

ESTE EXEMPLAR CORRESPONDE A REDAÇÃO FINAL DA
TESE DEFENDIDA POR*João Eduardo*.....
.....*Polis*..... E APROVADA
PELA COMISSÃO JULGADORA EM*19.10.2009*.....
.....*Cecília Amélia de Carvalho Zavaglia*.....
ORIENTADOR

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

Projeto e Construção de Parte Estrutural de Prótese de Mão Humana com Movimentos

Autor: João Eduardo Polis

Orientadora: Profa. Dra. Cecília Amélia de Carvalho Zavaglia

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

Projeto e Construção de Parte Estrutural de Prótese de Mão Humana com Movimentos

Autor: João Eduardo Polis

Orientadora: Profa. Dra. Cecília Amélia de Carvalho Zavaglia

Curso: Engenharia Mecânica

Área de Concentração: Materiais e Processos de Fabricação

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, 2009
S.P. - Brasil

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

P759p Polis, João Eduardo
Projeto e construção de parte estrutural de prótese de
mão humana com movimentos / João Eduardo Polis. --
Campinas, SP: [s.n.], 2009.

Orientador: Cecília Amélia de Carvalho Zavaglia.
Dissertação de Mestrado - Universidade Estadual de
Campinas, Faculdade de Engenharia Mecânica.

1. Prótese. 2. Movimentos mecânicos. 3.
Similaridade (Física). 4. Membros superiores. I.
Zavaglia, Cecília Amélia de Carvalho. II. Universidade
Estadual de Campinas. Faculdade de Engenharia
Mecânica. III. Título.

Título em Inglês: Design and fabrication of a mobile part of a human hand
prothesis

Palavras-chave em Inglês: Prothesis, Mechanical movements, Similarity
(physics), Forelimb

Área de concentração: Materiais e Processos de Fabricação

Titulação: Mestre em Engenharia Mecânica

Banca examinadora: André Mendeleck, João Maurício Rosário

Data da defesa: 19/08/2009

Programa de Pós Graduação: Engenharia Mecânica

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

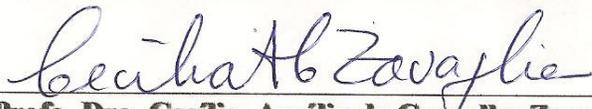
DISSERTAÇÃO DE MESTRADO ACADÊMICO

**Projeto e Construção de Parte Estrutural de
Prótese de Mão Humana com Movimentos**

Autor: João Eduardo Polis

Orientadora: Profa. Dra. Cecília Amélia de Carvalho Zavaglia

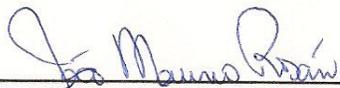
A Banca Examinadora, composta pelos membros abaixo, presentes a esta Dissertação:



**Profa. Dra. Cecília Amélia de Carvalho Zavaglia
FEM – UNICAMP**



**Prof. Dr. André Mendeleck
FACULDADE DE JAGUARIUNA – S.P.**



**Prof. Dr. João Maurício Rosário
FEM – UNICAMP**

Campinas, 19 de agosto de 2009.

Dedicatória:

Dedico este trabalho ao DEUS querido, presente em todos os momentos, e a todas as pessoas que acreditaram e participaram de alguma maneira no seu desenvolvimento.

Agradecimentos

Toda etapa vencida não é uma conquista solitária.

Em nossa busca diária contamos com a presença contínua deste DEUS maravilhoso, que muitas vezes nos concede mais do que havíamos pedido e abre caminhos que ainda não havíamos imaginado. Também nos levanta nos desafios e nos cerca de pessoas que irão nos ajudar a vencê-los.

Agradeço a participação de todos os meus familiares: esposa, filhos, pais e irmãos, que me acompanharam e auxiliaram durante mais esta etapa.

Agradeço meus colegas de trabalho da Faculdade de Engenharia Mecânica da Unicamp, que colaboraram sempre que possível de alguma maneira.

Aos colegas de sala, que sempre foram companheiros, acima de qualquer interesse.

Ao pessoal da Torsol Tornos e Soldas Ltda., de Campinas, e ao colega Santoro Vidal, do Centro Paula Souza de Rio Claro, pela ajuda na usinagem das peças do protótipo.

Aos professores da área de prototipagem rápida da Escola Senai Roberto Mange, de Campinas, pelo apoio prestado.

Às empresas Floc Indústria e Comércio Ltda. pelo apoio quanto à luva estética utilizada como modelo, e Ortopedia Mathias pela presteza dedicada nas informações solicitadas.

Ao professor Helder Hermini, que teve papel importante neste trabalho em busca de viabilizar a produção de próteses modernas a baixo custo, e aos alunos integrantes de sua equipe: Thiago Velho, Tábata Vidal e Cleudiane Santos.

Aos professores João Maurício Rosário, pelas orientações sempre que solicitado, e Niederauer Mastelari, por se propor a orientar este trabalho em sua próxima fase, de comando e acionamento.

À professora Cecília Amélia de Carvalho Zavaglia pela dedicação prestada, podendo eu assim contar com uma orientadora competente e interessada.

*O temor do SENHOR é o princípio da ciência.
(Provérbios 1:7)*

*Porque sem mim nada podereis fazer.
(João 15:5)*

Resumo

POLIS, João Eduardo, *Projeto e Construção de Parte Estrutural de Prótese de Mão Humana com Movimentos*, Campinas, Faculdade de Engenharia Mecânica, Universidade Estadual de Campinas, 2009, 69 p., Dissertação (Mestrado).

Devido ao grande número de pessoas que necessitam do uso de prótese para substituir um membro com seu funcionamento normal afetado, seja por deficiência congênita ou nos casos em que haja necessidade de remoção, ocasionada por doenças ou lesões com trauma, como acidentes do trabalho e de trânsito, foi desenvolvido neste trabalho o projeto e construção da parte estrutural de uma prótese de mão humana, com dimensões e movimentos mecânicos em similaridade (física) com o membro original. Em analogia com uma máquina, a mão é uma ferramenta terminal com atuadores exercendo várias funções como preensão de objetos, movimentação, sensibilidade à textura e temperatura. Entre os membros superiores, é o mais utilizado, exposto e complexo, que quando demanda sua substituição por uma prótese encontra obstáculos em várias áreas, desde aspectos tecnológicos, morfológicos, psicológicos e ainda financeiros. O mercado mundial de próteses dispõe de modelos com tecnologia avançada, que oferecem grande gama de recursos, mas por se tratar de um produto que ainda não é produzido em larga escala, que possui componentes de alta tecnologia e alto custo, não atinge o grande número de pessoas que necessitam da sua utilização. A pesquisa desenvolvida neste trabalho adotou uma metodologia de projeto que buscou a facilidade de construção e a utilização de componentes e matérias-primas disponíveis no mercado e de custo relativamente baixo, podendo assim desenvolver a base estrutural de um produto em desenvolvimento, que incorporará em suas etapas futuras as áreas de motorização, sensorização e revestimento cosmético, visando a obtenção de uma prótese de mão humana que realize movimentos atendendo a impulsos mioelétricos gerados pelo paciente, e que seu custo final de construção, variedade de movimentos e praticidade na colocação viabilizem sua utilização por um maior número de pessoas.

Palavras-chave: Prótese, Movimentos mecânicos, Similaridade (física), Membros superiores.

Abstract

POLIS, João Eduardo, *Design and Fabrication of a Mobile Part of a Human Hand Prosthesis*, Campinas, Faculdade de Engenharia Mecânica, Universidade Estadual de Campinas, 2009, 68 p., Dissertação (Mestrado).

The number of handicapped people in need of a particular kind of prosthesis is a compelling reason for carrying out this study, for developing a design and fabrication of a human forelimb prosthesis with dimensions and mechanical movements in similarity (physical) with a human hand. Some of these handicaps may be a result of accidents, congenital diseases, injuries, or even amputations. Analogous to a machine, a hand is a sensitive terminal tool that is able to grip, move, feel and measure temperatures of objects. It is a very useful and complex member of the human body, and when it is necessary to replace it with a prosthesis, there are technological, morphological, psychological and also financial barriers. The world market of prosthesis offers high technology models and a very wide range of resources. However, these products are made of expensive hi-tech components. Moreover, most people cannot afford to buy these expensive products because there is still no large-scale production. Thus, this research project aims at building a prosthetic forelimb with dimensions and mechanical movements similar to those of the human hand, using relatively low cost components and raw materials for manufacturing the final product. This new prosthesis has sensitized “nerve” endings, cosmetic coating, and it is also motorized. It responds to myoelectric impulses generated by the patient. In addition, it is cheap, practical, and it has a variety of movements which allow it to be used by a large number of people.

Keywords: Prosthesis, Mechanical movements, Similarity (physics), Forelimb

Sumário

Lista de Figuras	xi
Lista de Tabelas	xiii
1 Introdução	1
2 Revisão Bibliográfica	5
2.1 Uso de próteses - histórico e evolução	5
2.2 A mão humana	10
2.2.1 Morfologia e funções	10
2.2.2 Características dos movimentos	13
2.3 O sinal de comando mioelétrico	17
3 As Próteses de Membro Superior	21
3.1 Classificação das próteses	22
3.1.1 Próteses passivas	23
3.1.2 Próteses ativas	25
3.1.3 Próteses mioelétricas	26
3.1.4 Próteses híbridas	31

4 Procedimento Experimental	32
4.1 Evolução do projeto	32
4.1.1 O primeiro modelo	33
4.1.2 Desenvolvimento da estrutura antropomórfica	37
4.1.3 O terceiro modelo	39
4.2 A construção do protótipo –	45
4.2.1 Montagem e materiais utilizados	45
4.2.2 Construção da prótese - custos e comparativos	47
4.3 Comparativo entre três ligas estruturais para utilização na confecção da prótese de mão desenvolvida neste trabalho	50
5 Resultados e Discussões	55
6 Conclusões e Perspectivas Futuras	64
6.1 Conclusões a partir deste trabalho	64
6.2 Sugestões para trabalhos futuros	66
Referências Bibliográficas	67

Lista de Figuras

2.1 - Mão planejada por Ambroise Paré (BOCCOLINI, 1990)	6
2.2 - Próteses de braços dos séculos XV e XVI (BOCCOLINI, 1990)	6
2.3 - Prótese estética para braço (BLOHMKE, F., 1994)	7
2.4 – Mão mioelétrica Sensor (OTTOBOCKUS, 2007)	9
2.5 – Exemplo de utilização de prótese de mão robótica (TAGLIARI, 2008)	9
2.6 - Posicionamento e nomenclatura dos dedos	12
2.7 – Detalhamento dos movimentos realizados pela mão: I – Adução/abdução / II – Flexão / III – Extensão ativa/passiva (SANCHEZ, 2008)	13
2.8 – Tarefas realizáveis através das formas de apreensão da mão humana (SANCHEZ, 2008)	14
2.9 – Eletrodos comerciais	19
2.10–Disposição dos eletrodos de superfície usados na aquisição de sinal	19
3.1 - Robonaut Hand, desenvolvida para aplicações espaciais (SANCHEZ, 2008)	21
3.2 - i-LIMB Hand, desenvolvida pela empresa escocesa Touch Bionics	22
3.3 - Classificação das próteses de membro superior com relação à sua fonte de energia (CUNHA, 2002)	23
3.4 - Terminações adaptáveis a próteses passivas para o trabalho	24
3.5 - Prótese passiva estética com mecanismo de acionamento	24
3.6 – Prótese ativa acionada por tirantes ligados ao tronco, através de movimentos com o coto e com os ombros	26
3.7 – Captação de sinais mioelétricos (BRITÂNICA/ORTOVAN)	27
3.8 – Prótese mioelétrica para amputação na altura do antebraço (MYOBOCK, 1999)	30
3.9 – Prótese híbrida de membro superior – acionamento mioelétrico para a mão e tração por cabos para o cotovelo	31

4.1 – Modelo do Sistema Mecânico	33
4.2 – Modelo com engrenagens cônicas	34
4.3 –Análise cinemática do modelo tridimensional, nas posições: fechada, semi-aberta e abertura total	35
4.4 – Criação do modelo a ser prototipado	36
4.5 – Ferramenta terminal prototipada	37
4.6 – Detalhes do protótipo II, visando aparência antropomórfica e melhor fixação dos objetos	38
4.7– Modelo “Mão III” gerado em software dedicado a CAD – posição aberta (espalmada). Estrutura do polegar combinando movimentos laterais e de preensão	40
4.8 – Modelo “Mão III” gerado em software dedicado a CAD – posição de fechamento do polegar em oposição aos demais, sendo dois fixos e dois com amortecimento de esforço	41
4.9 – Detalhes da mão usinada (protótipo 3), na posição aberta (espalmada)	42
4.10–Detalhes da mão usinada (protótipo 3), na posição de fechamento	43
4.11–Detalhes da mão usinada (protótipo 3), na posição fechada	43
4.12- Implantação do sistema de embreagem na altura do punho	44
4.13 - Movimentos de extensão ativa e de extensão passiva (SANCHEZ, 2008)	46
5.1 – Motores Brushless acoplados a redutores (MAXON MOTOR, 1999)	56
5.2 – Estrutura e mecanismo na fase atual – posição semi-aberta	57
5.3 – Vista na posição fechada – polegar em contraposição aos dedos de apoio	58
5.4 – Comparativo com a mão modelo na posição de abertura total – movimentos e aparência antropomórficos	59
5.5 – Luva estética na posição dorsal	61
5.6 – Luva estética na posição palmar	61
5.7 – Criador do site “amputadosvencedores” utilizando prótese de mão esquerda com parte cosmética	62

Lista de Tabelas

2.1 - Tipos de fixação de objetos	17
3.1 – Modelos de prótese de mão mais utilizados	29
4.1 – Custo dos materiais para execução da parte estrutural do protótipo	48
4.2 – Custos estimados para a conclusão das próximas etapas do projeto	49
4.3 – Composições químicas das três ligas estruturais escolhidas	52
4.4 – Propriedades físicas, mecânicas e custo de três ligas estruturais	53

Capítulo 1

Introdução

A protetização é uma técnica antiga, utilizada para suprir a falta e auxiliar nos trabalhos realizados por um membro com má formação ou que tenha sido amputado. Na terminologia médica atual considera-se prótese a peça ou dispositivo artificial utilizado para substituir um membro, um órgão, ou parte dele (TAGLIARI, 2008.). Por sua vez, as órteses referem-se unicamente aos aparelhos ou dispositivos ortopédicos de uso externo, destinados a alinhar, prevenir ou corrigir deformidades, ou ainda melhorar a função de partes móveis do corpo.

A primeira prótese de membros superiores realmente funcional foi desenvolvida por volta de 200 A.C., com a necessidade gerada principalmente com as guerras e suas perdas. Com o avanço tecnológico foi possível a fabricação de próteses mais funcionais e leves, que além da reposição estética realizassem alguma função, proporcionando ao amputado maior tolerância à sua utilização e auxiliando nas suas atividades cotidianas. Para que isso fosse possível, desenvolveram--se próteses dotadas de articulações e acionadas por mecanismos com fonte de energia e comando variados, como é o caso das próteses funcionais, ligadas a outros membros, e as de acionamento mioelétrico, que respondem a impulsos elétricos gerados pelo próprio paciente.

No entanto, o nível da amputação, o tipo de cirurgia utilizada, os cuidados pós-operatórios e o tratamento fisioterápico são de grande importância para o alcance de um resultado satisfatório no momento da protetização. Para o paciente ter um melhor resultado, aumentando o desempenho e a aceitação de próteses mais avançadas, como as de comando mioelétrico, este deve estar preparado para gerar um bom sinal de comando, de forma que o sistema de controle esteja apto a captá-lo e assim executar o controle de maneira adequada

(CARVALHO, 2000). Porém, não é apenas o paciente que deve ter uma boa preparação e a total atenção, as próteses em si devem ser melhoradas ou mesmo novos projetos devem ser feitos visando aumentar seu desempenho e diminuir o alto índice de rejeição causado principalmente pela complexidade de controle, alto custo e pouco antropomorfismo (CUNHA, 1999).

Para se projetar uma boa prótese deve-se ter um bom conhecimento da anatomia do membro que se deseja substituir, principalmente quando esta ficará exposta, como é o caso das que substituem a mão e o antebraço. Os movimentos, dimensões, e neste caso a aparência, devem ser o mais natural possível. As funções que a prótese desempenhará devem cobrir o máximo de atividades que o membro original realizava, controladas naturalmente e de maneira simplificada, sem muito esforço por parte do paciente.

Vários tipos de próteses de mão já são comercializados, quase todos com tecnologia ou produção totalmente importados, e preços que inviabilizam o seu uso pela grande maioria das pessoas que necessitam destes equipamentos. Alguns estudos já foram desenvolvidos no meio acadêmico nacional, que inclusive foram utilizados como referência bibliográfica para este trabalho, como as pesquisas desenvolvidas por CUNHA, F.L., da Universidade de São Paulo, Escola de Engenharia de São Carlos, dos pesquisadores SANVIDOTTI, M. e VIDAL, T., da Universidade Estadual de Campinas, e de ANDRADE, N.A., da Universidade de Brasília, todas focadas no estudo da captação dos sinais mioelétricos para construção de próteses de membro superior.

Porém, embora tivessem obtido sucesso na captação destes sinais, a construção e aprimoramento de um modelo que ofereça aparência e funcionalidade o mais próximo possível à mão humana, com maior gama de movimentos, como preensão com todos os dedos, giro no sentido do pulso, tamanho e posicionamento antropomórfico, além de simplicidade na construção e conseqüente barateamento, ainda não se tornou um produto de tecnologia desenvolvida a nível nacional e disponível para a população, uma vez que este tipo de

equipamento ainda não é fornecido pelo Sistema único de Saúde (SUS), dificultando ainda mais seu acesso para a população de baixa renda.

Este trabalho tem o propósito de desenvolver um estudo de próteses de membros superiores e a construção de uma estrutura mecânica com formato, movimentos e dimensões similares a uma mão humana, permitindo a realização vários movimentos combinados através de um único motor. A conclusão da construção do protótipo da prótese de mão deverá ocorrer em uma próxima etapa dos estudos, que deverá ser acompanhada de ações experimentais conjuntas com outras áreas de atuação, como as áreas da saúde, de comando e de cobertura estética da prótese.

Na fase de acionamento será necessária a colocação de um sistema para acionamento de um motor e a instalação de sensores para captação de sinais externos, como esforço de movimentação exigido e temperatura dos objetos manipulados. Esta fase será de vital importância para o projeto, pois tratará da captação dos sinais elétricos emitidos pela musculatura remanescente através de eletrodos não invasivos, tratar estes sinais eletronicamente transformando-os em sinais de comando, e utilizar meios como atuador e baterias, para obter movimentos coordenados e controlados pelo paciente.

A cobertura estética, com a colocação de uma luva em material flexível e aparência próxima às características do paciente, é muito importante não apenas para aspectos funcionais, como coeficiente de atrito e bom contato com os objetos manuseados, proteção da prótese quanto a impactos, da ação da umidade ou impurezas do ambiente, mas também aspectos psicológicos relacionados com a diminuição do constrangimento causado pelo uso da prótese, que deverá ter aparência externa com maior similaridade possível do natural.

Na fase de adaptação ao uso da prótese pelo paciente será necessário um trabalho integrado com a área médica, desde a captação de sinais mioelétricos, cuidados com a fixação

ao coto e adaptação do paciente aos comandos e movimentos realizáveis, buscando assim a retomada de um maior número de funções desempenhadas.

A pesquisa desenvolvida neste trabalho buscou a modularidade dos componentes e a simplicidade da construção, como por exemplo, a utilização de apenas um motor para realização de vários movimentos, bem como a utilização de peças e matérias-primas de fácil disponibilidade no mercado e com menor custo. Desta forma, pretende-se que esta prótese seja utilizada por um maior número de pessoas que atualmente precisam de uma prótese de mão e não podem adquirir, além do desenvolvimento de um produto que apresente inovações em relação aos similares disponíveis no mercado, desde um melhor aproveitamento dos movimentos, com a ampliação de graus de liberdade à conseqüente melhoria na apresentação da prótese, visando causar menor constrangimento ao usuário.

Este trabalho de pesquisa é focado na parte estrutural e na dinâmica de movimentos do mecanismo da prótese, e na construção de um protótipo da parte mecânica e estrutural, viabilizando assim etapas posteriores. Além de fornecer informações para viabilizar o projeto e construção de uma prótese de mão com movimentos, tendo em vista as próteses existentes no mercado e as possibilidades de desenvolvimento de novos produtos que venham de encontro com a necessidade de um grande número de pessoas.

Capítulo 2

Revisão Bibliográfica

Este capítulo descreve a importância da mão humana, sua morfologia e complexidade de movimentos, e o processo de protetização, que busca suprir a falta deste membro de extrema importância.

Dentro deste processo apresenta-se um breve histórico do uso de próteses de mão, e a evolução dos processos e equipamentos até os dias atuais, com a utilização de sinais de comando mioelétricos, atendendo a impulsos cerebrais gerados pelo próprio paciente, que passa assim a exercer domínio voluntário sobre as operações realizadas pela prótese.

2.1 Uso de próteses – histórico e evolução.

Há muitos anos a humanidade percebeu a necessidade de reproduzir artificialmente membros perdidos. A mão foi a primeira parte de um membro superior a se tentar substituir por uma prótese. Existem próteses funcionais datadas desde aproximadamente 500 anos antes de Cristo, mas os marcos de suas construções estão nos séculos XV e XVI. Dentro dos nomes que se destacaram, estão Ambroise Paré e Leonardo da Vinci (BOCCOLINI, 1990), que projetaram e construíram próteses, tanto para membros superiores como para membros inferiores, muito engenhosas e funcionais, considerando as devidas proporções e levando-se em conta as limitações tecnológicas da época. Alguns exemplos destas próteses podem ser vistas nas Figuras 2.1 e 2.2.

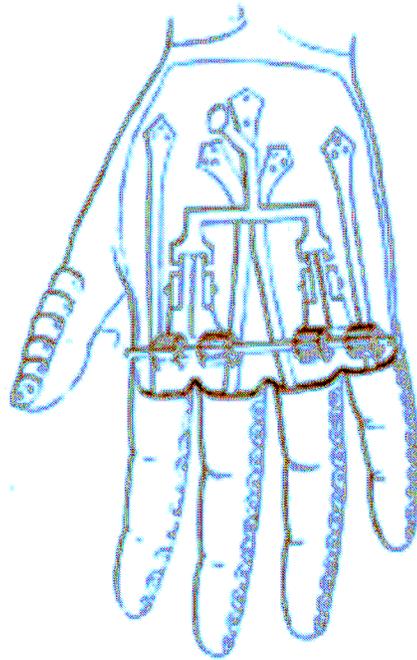


Figura 2.1 - Mão planejada por Ambroise Paré (BOCCOLINI ,1990)

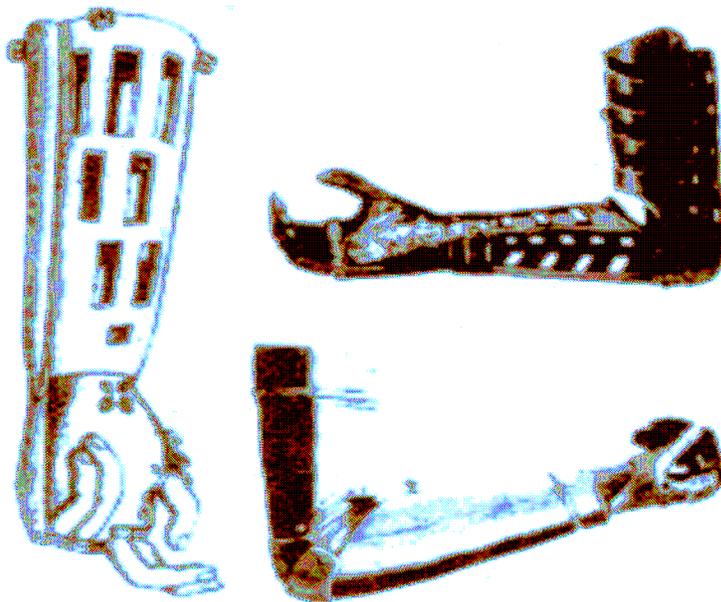


Figura 2.2 - Próteses de braços dos séculos XV e XVI (BOCCOLINI, 1990)

Além das próteses com algum tipo de movimento, também foram desenvolvidos vários outros modelos, com a finalidade de suprir a deficiência estética causada pela falta do membro, como mostra a Figura 2.3.

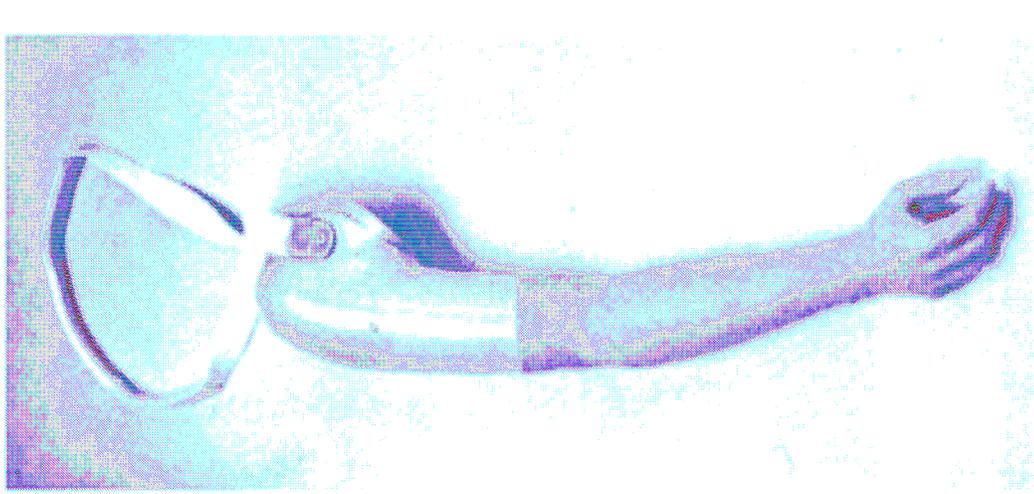


Figura 2.3 - Prótese estética para braço
(BLOHMKE, F, Compêndio Otto Bock, 1994)

O primeiro controle mioelétrico foi implementado por Reinhold Reiter, um estudante de física da Universidade de Munique (München Universität) em 1945. A primeira evidência escrita do trabalho de Reiter foi uma aplicação de patente em maio de 1945 (PUDULSKI, 1969). O protótipo da prótese, designado para teste de conceito, não era portátil: seu sistema de controle empregava válvulas que requeriam considerável potência e a mão elétrica era muito ineficiente, uma vez que a prótese era dependente da energia proveniente da rede elétrica do prédio.

O princípio adotado pelo sistema de controle era amplificar o sinal mioelétrico de um músculo contraído para controlar a mão de madeira, com sistema de acionamento auxiliado por solenóides. Reiter usou um único local do músculo do membro residual. O controle de movimentos de abrir e de fechar era derivado do uso de “dois diferentes ritmos de contração”. Esse esquema de uso do sinal de um único músculo para controlar dois movimentos (mais um estado “desligado” ou “off”) foi depois conhecido como “controle de três estados” (DORCAS, SCOTT, 1966). A versão de Reiter para este controle era um sistema estágio-controlado, no

qual em uma curta duração, a geração do sinal (identificado por sua rápida razão de ascensão), poderia enviar energia para o solenóide, abrindo a prótese. Na ausência de qualquer sinal, depois de um período de tempo prescrito a mão poderia fechar.

Entre o final da década de 1950 e começo da década de 1960, pesquisadores começaram a re-inventar partes do sistema de controle mioelétrico de Reiter. Os principais fatores críticos no rápido desenvolvimento de próteses mioelétricas nas décadas de 1960 e 1970 foram avanços na tecnologia da bateria e na tecnologia magnética que resultaram em reduções significativas do tamanho e peso do motor. No entanto, mesmo com grandes avanços na tecnologia de próteses, as do tipo mioelétricas raramente eram usadas clinicamente.

A prótese de mão mais conhecida e mundialmente implantada é a mão mioelétrica *Sensor Otto Bock Sensor Hand* (OTTOBOCKUS, 2007). A mão mioelétrica *Sensor* possui o sensor tipo SUVA, que permite uma preensão mais segura dos objetos, principalmente os frágeis e com superfície lisa. Entretanto, é incapaz de igualar-se até mesmo a uma pequena fração das possibilidades de movimentos da mão humana ou oferecer uma preensão que se adapte à forma dos objetos.

A mão mioelétrica *High Speed*, também da Otto Bock, é o avanço da mão mioelétrica *Sensor*, possui maior velocidade (30 mm/s), melhor resposta devido ao processamento do sinal mioelétrico, motor de alto desempenho e mecânica reforçada, dando ênfase ao componente mais importante das próteses de membros superiores, que é a ferramenta terminal, pois tem a função de segurar objetos e transportá-los de um lugar para o outro (BOCCOLINI, 1990) como podemos visualizar na Figura 2.4.

Modelos com maiores graus de liberdade, que inclusive oferecem movimentos individuais para os dedos já estão disponíveis, como é o caso do modelo *i,LIMB*, fabricado pela *Touch Bionics*,(Figura 2.5), porém sua complexidade e custos o tornam um produto menos utilizado (TAGLIARI, 2008).



Figura 2.4 – Mão mioelétrica Sensor (OTTOBOCKUS, 2007)



Figura 2.5 – Exemplo de utilização de prótese de mão robótica (TAGLIARI, 2008)

2.2 A mão humana

Este item aborda as características e capacidade de realização de movimentos exercidos pela mão humana, cujo estudo é utilizado como base para a construção de próteses, principalmente aquelas que atendem a impulsos mioelétricos.

2.2.1 Morfologia e funções

Assumindo dois aspectos distintos, como o mais importante órgão motor, destinado a executar tarefas extremamente complexas, e como captador de informações táteis do ambiente, a mão do homem pode tomar sobre si várias configurações, tanto estáticas como dinâmicas, no que se refere ao aspecto das diversas funções que ela pode oferecer para realizar uma ou mais tarefas distintas. Está localizada na parte mais distal (HALL, 1993) do braço, desta forma pode alcançar os mais distantes pontos em qualquer posição, dentro de certos limites e com qualquer orientação, graças à grande mobilidade de todas as articulações do braço, principalmente do ombro, que é a articulação que possui a maior mobilidade em todo o corpo (TUBIANA, 1981).

Uma das principais funções dos ossos é permitir a sustentação e articulação do sistema esquelético, possibilitando a transformação das contrações musculares em movimentos úteis. Como o osso é um material compósito com fibras tenazes (fibrilas de colágeno do tipo I) e partículas sólidas (cristais de fosfato de cálcio), ele apresenta boas resistências, tanto a cargas trativas quanto a cargas compressivas. Os ossos podem assumir diferentes morfologias e funções, de acordo com sua localização no esqueleto humano.

Os músculos são constituídos por tecidos caracterizados pela contractilidade, sendo responsáveis pela grande variedade de movimentos, entre eles o movimento dos membros superiores, membros inferiores, cabeça, pescoço e tronco. Os músculos do braço e da mão possuem como característica principal a velocidade de acionamento, e sofrem basicamente esforços transversais, quando comparados com os músculos da perna (GIRAUDET, 1978). Esta comparação leva à hipótese de que qualquer mecanismo que venha a tentar substituir os

membros superiores deve possuir uma maior rapidez de funcionamento e precisão nos movimentos, mais do que uma grande força dos seus atuadores, e resistência a maiores esforços longitudinais (GIRAUDET, 1978).

A maleabilidade e funcionalismo da mão, bem como sua capacidade de mudar de forma, adaptando-se aos diferentes tipos de objetos, deve-se ao fato deste órgão possuir 23 graus de liberdade (GDL), sendo cinco para o polegar, quatro para cada um dos outros dedos e mais dois para a palma da mão.

A palma é a frente da mão, de acordo com a posição anatômica relacionada ao braço (plano frontal), com a ulna voltada para dentro e o rádio para fora, delineando os limites da mão. O outro lado é chamado de dorso. No esqueleto da mão existem ossos ditos fixos, que são os da série distal do carpo e os metacarpianos centrais (segundo e terceiro metacarpos); e os móveis, que são os restantes e estão divididos principalmente em duas partes: as falanges, que dão forma aos dedos, e os metacarpianos periféricos: o primeiro, o quarto e o quinto metacarpiano (TUBIANA, 1981).

Esse grande número de graus de liberdade está relacionado aos 27 ossos, 17 articulações, 19 músculos que fazem parte da mão e uma série de tendões ativados por músculos situados no antebraço (TUBIANA, 1981). Destes 27 ossos, 19 são alongados (não são considerados “ossos longos”, pois não possuem um canal medular) e localizam-se na palma da mão e nos dedos, os oito restantes são ossos curtos e formam o carpo, que articulados entre si, com os ossos do metacarpo, a ulna e o rádio correspondem ao punho. O metacarpo é o conjunto de cinco ossos (do primeiro ao quinto Metacarpiano, contados a partir do polegar) que formam a palma da mão e estão ligados às falanges e aos ossos do carpo. As falanges são os ossos dos dedos, propriamente ditos, sendo que o polegar (ou primeiro dedo) é formado por duas falanges, a proximal e a distal, e os outros quatro dedos por três falanges: proximal, media e distal.

Os dedos estão dispostos em cinco raios principais (Figura 2.6), sendo que o polegar é o mais proximal e está localizado mais lateralmente, realizando um movimento para dentro e para fora da palma da mão, chamado de oposição (TUBIANA, 1981). Essencialmente, os dedos

realizam movimentos de flexão e extensão, aliados a abduções e aduções, sendo que os valores dos limites e amplitudes de movimentação normais das articulações de cada dedo podem variar muito, de indivíduo para indivíduo, segundo KOTTKE, STILLWELL & LEHMANN (1984).

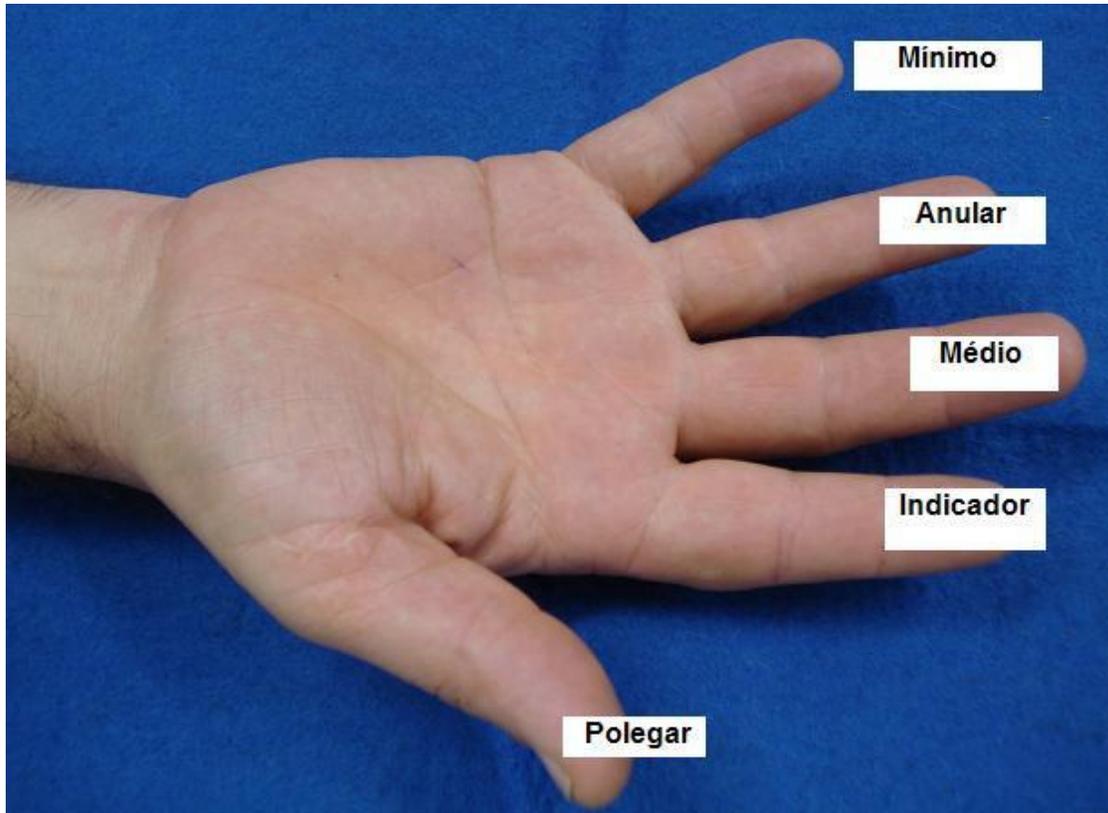


Figura 2.6 – Posicionamento e nomenclatura dos dedos

É através do conhecimento anatômico e fisiológico do sistema articular muscular e nervoso dos membros superiores do corpo humano que se torna possível o dimensionamento dos elementos constituintes de uma prótese (KAPANDJI, 2000), permitindo assim ao sistema artificial a reprodução mais próxima dos movimentos naturais.

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

2.2.2 Características dos movimentos.

A mão humana, designada “*ferramenta das ferramentas*” (SANCHEZ, 2008), possui essa designação devido à capacidade de realizar movimentos como os relacionados a seguir, detalhados na Figura 2.7.

- Prono supinação: movimentos de rotação do antebraço em torno de uma linha central longitudinal e os movimentos de flexão ou extensão do cotovelo ou do pulso. Esse movimento permite que a mão se adapte em diversas circunstâncias.
- Flexão e fechamento dos dedos: é uma função muito importante da mão, sendo possível graças à superposição das três articulações de cada dedo e a existência dos músculos extrínsecos poli-articulares.
- Oposição do Polegar: situado na frente da palma e dos outros dedos, o polegar pode ser usado junto com os outros dedos como uma garra para manipular objetos, particularmente isto, é um efeito natural entre os dedos polegar e índice.

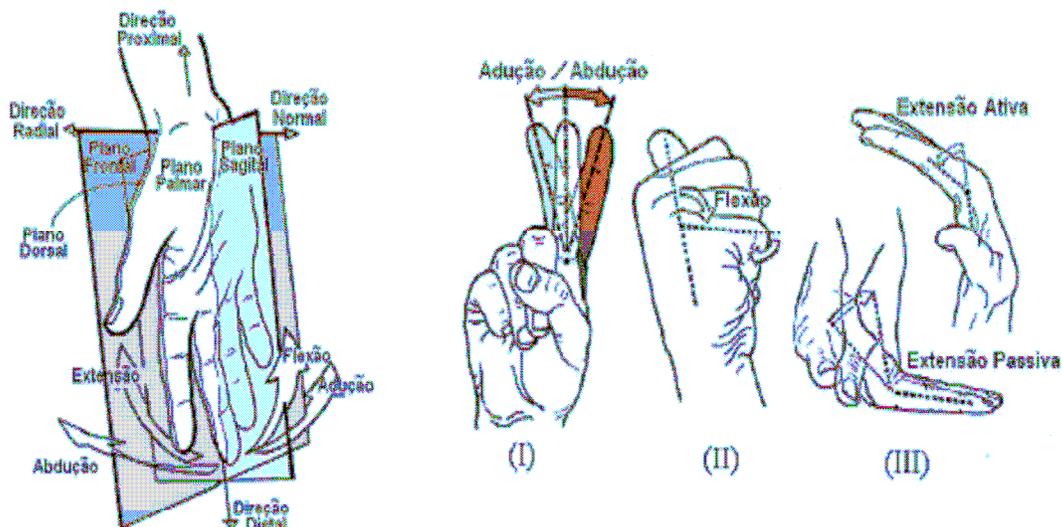


Figura 2.7 – Detalhamento dos movimentos realizados pela mão:
I – Adução/abdução / II – Flexão / III – Extensão ativa/passiva
(SANCHEZ, 2008)

A combinação de movimentos da mão, aliados aos do punho, antebraço e cotovelo, além da sensibilidade tátil quanto a textura, temperatura e nível de preensão, controlando a pressão exercida e adaptando-se ao contorno dos objetos, permite a realização das mais variadas tarefas, sintetizadas na Figura 2.8.

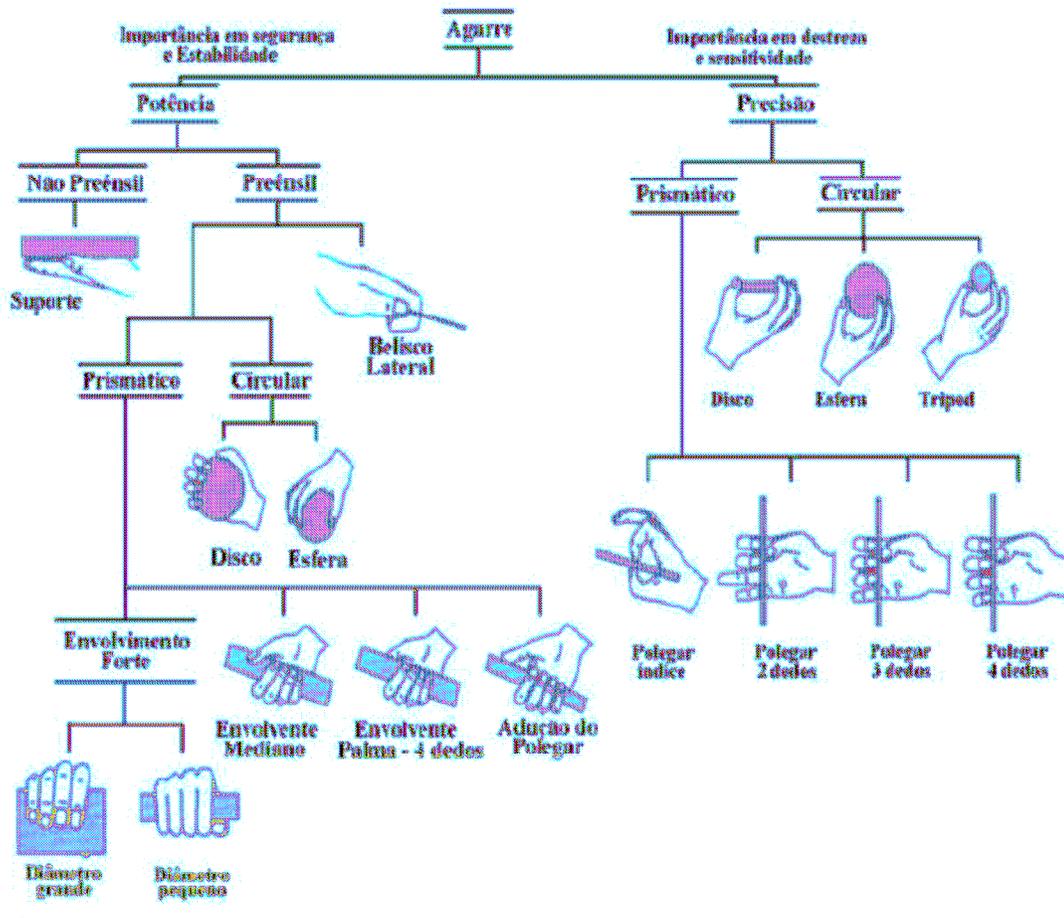


Figura 2.8 – Tarefas realizáveis através das formas de preensão da mão humana. (SANCHEZ, 2008)

De acordo com TUBIANA (1981), "o agarramento pode ser definido como a união temporária da mão com o objeto". Ele pode variar de acordo com as características geométricas (forma e tamanho) e físicas (peso, temperatura e material) do objeto e conseqüentemente com o tipo de forma de preensão ou garra escolhida para pegá-lo. As forças incluídas nesse processo são as forças do próprio objeto, como o peso e algum possível tipo de distúrbio, as forças

produzidas pelos músculos intrínsecos e extrínsecos da mão, e a força de atrito gerada entre a pele dos dedos (principalmente) e a superfície do objeto.

O papel do atrito se torna importante quando as forças provenientes do objeto (forças cinéticas e/ou gravitacionais) estão em equilíbrio com as forças provenientes da mão. Ele intervém, de maneira proporcional à área de contato entre o objeto e a mão, evitando o deslizamento. Neste ponto, alguns aspectos anatômicos dos dedos devem ser comentados. A pele da polpa dos dedos possui uma série de reentrâncias concêntricas (usadas normalmente para o reconhecimento da identidade de indivíduos e cuja impressão é chamada de "digital") que, junto com a unha e as conexões fibrosas entre a derme e a membrana que envolve os ossos têm a função de prevenir o deslizamento entre os dedos e o objeto agarrado, bem como a atuação das glândulas sudoríparas, que deixam a pele mais adesiva. A unha tem o papel de aumentar a resistência da polpa do dedo e a sua área avaliável (TUBIANA, 1981).

O ato de agarrar um objeto pode estar relacionado à força e ao momento exercido no objeto pela “garra”, fazendo-o mover ou mantendo-o em equilíbrio estável. Isso corresponde a um aperto chamado “*force-closure*” (preensão por força, uma tradução aproximada da língua inglesa). Um aperto realizado por uma garra em um objeto é do tipo *force-closure* se, e só se, puder exercer, por meio de um conjunto de contatos, uma força e momento arbitrários neste objeto, mantendo-o preso.

Equivale dizer que qualquer movimento do objeto é impedido por várias forças de contatos. Outra configuração que uma garra pode assumir é a do tipo “*form closure*” (preensão por forma). Esta garra consiste em prender o objeto, de modo a deixá-lo confinado no espaço delimitado pela mão e os dedos, não importando qual a força exercida pelo mecanismo. Entretanto, por praticidade, as diversas garras que a mão pode assumir podem ser divididas em dois grandes grupos: as pinças e as garras propriamente ditas, sendo que podem ser do tipo *force* ou *form closure*.

Segundo BARROS (1993), a força máxima média para a garra de força com a mão direita é de 52,5 kgf e com a mão esquerda é de 52,4 kgf, a zero graus em relação ao antebraço (que é a

posição que permite o melhor desempenho - dados obtidos em 30 pilotos de enduro de motos). Consideram-se estes resultados como medianos para homens e excelentes para mulheres (HEYWARD, 1991). Outro dado importante é que 84% dos casos de amputação ocorrem com homens (PHYS MED REHABIL, 2000).

As principais pinças são: pinças dígito-digitais, formadas por dois dedos, geralmente o dedo indicador em oposição ao polegar, e podem ser divididas em: pinças de força e pinça de precisão; e as pinças tridigitais, formadas por três dedos: o polegar, o indicador e o dedo médio. As garras podem ser classificadas como: garra composta, que mescla funções de pinça e garra, que é realizada pela preensão lateral do polegar com a face distal do dedo indicador garra de força, que utiliza todos os dedos, sendo que principalmente os três primeiros executam a garra propriamente dita e os últimos apenas garantem uma maior estabilidade garra em gancho, que utiliza apenas os quatro últimos dedos e a garra palmar, que se utiliza da palma da mão, além de todos os dedos (BOCCOLINI, 1990; TUBIANA, 1981). Algumas pessoas utilizam a pinça tridigital para escrever, e outras a garra composta, com pequenas variações entre ambas. A Tabela 2.1 mostra os diversos tipos de preensões de objetos através da mão.

Tabela 2.1 - Tipos de fixação de objetos (CUNHA, 2002)

FUNÇÕES		CONFIGURAÇÃO	OBJETOS	
PINÇAS	PINÇAS DÍGITO-DIGITAIS	PINÇA DE FORÇA	O polegar em oposição ao dedo indicador, com uma grande parte das regiões das falanges distais dos dois dedos em contato entre si.	Esferas, cilindros e troncos de cones com pequenos diâmetros; paralelepípedos com dimensões reduzidas e lâminas.
	PINÇAS TRIDIGITAIS		O polegar em oposição aos dedos indicador e médio, com a ponta dos três dedos em contato entre si.	Esferas, cilindros e troncos de cones com pequenos diâmetros; paralelepípedos com dimensões reduzidas.
GARRAS	GARRA COMPOSTA		O polegar em abdução, com sua polpa em contato com a região da face média do dedo indicador.	Esferas, cilindros e troncos de cones com pequenos diâmetros; paralelepípedos com dimensões reduzidas e principalmente lâminas.
	GARRA DE FORÇA		Os quatro últimos dedos envolvem o objeto e o polegar, em oposição aos outros, mantém a garra fechada. Os dedos anular e mínimo servem para imprimir uma maior estabilidade à garra	Cilindros, troncos de cones e paralelepípedos que têm pelo menos uma dimensão bem maior que os limites da mão.
	GARRA EM GANCHO		Semelhante a Garra de Força, com a diferença que o sentido da força aplicada pelo objeto é axial em relação ao braço.	Geralmente cilindros ou outras formas de objetos usados como alças.
	GARRA PALMAR		Semelhante á Pinça Tridigital, porém, todos os dedos envolvem o objeto, pressionando-o contra a palma da mão. Os dedos anular e mínimo contribuem para uma maior estabilidade da garra.	Esferas, paralelepípedos, troncos de cones e cilindros que se restringem aos limites da mão.

2.3 O sinal de comando mioelétrico

O sistema nervoso é responsável pela transmissão de informações para o controle do nosso organismo. Para realizar este trabalho, ele reúne as informações sensoriais vindas de todas as partes do corpo, oriundas de terminações neuronais. A mais importante função do sistema nervoso é viabilizar as atividades do corpo através do controle da contração dos

músculos em todo o corpo, tendo o apoio estrutural e as articulações oferecidas pelo esqueleto. Em conjunto, essas atividades formam as funções motoras do sistema nervoso, e a parte deste sistema que está diretamente relacionado com a transmissão de sinais para os músculos e para as glândulas é o sistema motor.

O sinal eletromiográfico (SE) origina-se com o potencial de ação que percorre a fibra muscular, levando-a à contração, sendo que a primeira dedução que um músculo pudesse gerar potenciais elétricos foi documentada pelo italiano Francesco Redi, em 1666, quando suspeitou que o choque provocado por uma enguia elétrica fosse de origem muscular (ANDRADE, 2007).

Em 1791, Luigi Galvani realizava as primeiras investigações sobre a relação entre a eletricidade e as contrações musculares, quando despolarizava pernas de sapos com o toque de varas metálicas. Em virtude deste acontecimento considera-se este ano como um dos marcos da Eletrofisiologia, e Galvani um dos precursores desta área, sendo o acesso eletrofisiológico aos músculos e nervos agora considerado indispensável na prática da Neurologia, Fisiatria e outras disciplinas clínicas relacionadas.

A palavra “mioelétrico” engloba “*mio*”, vem do grego *mys* que significa músculo, e “*elétrico*”, pertencente à *eletricidade*. A partir disso, pode-se definir de maneira bem simples sinal mioelétrico como a atividade elétrica produzida por uma contração muscular (MUZUMDAR, 2004) captada por eletrodos, que podem ter a forma de pequenos discos ou contatos de material condutor, que fazem contato com a superfície da pele (Figuras 2.9 e 2.10).

O papel do eletrodo é captar o sinal elétrico gerado pelo músculo contraído para amplificação por meios eletrônicos. Portanto, quando fabricantes de componentes mioelétricos falam sobre ‘eletrodos’, eles podem estar tratando da combinação eletrodo – amplificador e, em alguns casos, ainda estar incluindo o circuito de processamento.



(a) Liberating Technologies



(b) Otto Bock Orthopedic.

Figura 2.9 – Eletrodos comerciais



Figura 2.10 – Disposição dos eletrodos de superfície usados na aquisição de sinal

O sinal obtido poderá ser tratado de maneiras diferentes. Existe uma codificação para transformar estes sinais em movimentos, que o paciente aprenderá a utilizar para adquirir um comando das funções da prótese que possa ser exercido com a maior naturalidade possível.

Uma das formas de sinal de comando é a de relacionar o número de contrações ao movimento necessário, por exemplo, uma contração para obter o movimento “A” e duas contrações para obter o movimento “B”. Outra forma é a captação por eletrodos em vários músculos, em que os movimentos são realizados pela prótese em função de quais os músculos contraídos.

Também pode ser adotado o sistema que utiliza o reconhecimento pela prótese do padrão dos sinais eletromiográficos, que procura obter uma melhor interpretação de sinais e a otimização do número de eletrodos de contato.

Capítulo 3

As próteses de Membro Superior

No objetivo de reproduzir os movimentos realizados pela mão humana, vários estudos e equipamentos já foram desenvolvidos, tanto para uso na reposição do membro em amputações, como em aplicações específicas na área industrial, como em mecanismos para realizar tarefas em locais de difícil acesso ou de alta periculosidade como, por exemplo, a ferramenta terminal para trabalhos específicos denominada “Robonaut Hand” (Figura 3.1), que tem seus movimentos e articulações muito parecidos com a prótese modelo i-LIMB Hand, criada recentemente pela empresa escocesa Touch Bionics (Figura 3.2).



Figura 3.1 - Robonaut Hand, desenvolvida para aplicações espaciais
(SANCHEZ, 2008)



Figura 3.2 - i-LIMB Hand, desenvolvida pela empresa escocesa Touch Bionics.
(www.touchbionics.com)

3.1 Classificação das próteses

A necessidade de construir próteses mais funcionais implicou em um número elevado de tipos e modelos construídos, embora nem todas completamente funcionais e antropomórficas. Com essa grande variedade, torna-se importante classificar de alguma forma as próteses para membros superiores. A principal classificação de uma prótese, como visto anteriormente, se dá de acordo com o nível de amputação, já que o paciente merece as maiores atenções, (BLOHMKE, 1994). Entretanto, sob o ponto de vista da engenharia torna-se mais interessante classificar uma prótese em relação a parâmetros técnicos, como sua fonte de energia, características de construção e capacidade funcional. Analisando o problema por este aspecto, pode-se observar na Figura 3.3 um método de classificação, adaptado a partir da proposta feita pela empresa Otto Bock Industry, Inc (BLOHMKE, 1994), sendo classificadas da seguinte forma:

- Próteses passivas: estéticas ou passivas para trabalho.
- Próteses ativas – acionadas mediante a tração de tirantes.
- Próteses mioelétricas.
- Próteses híbridas.

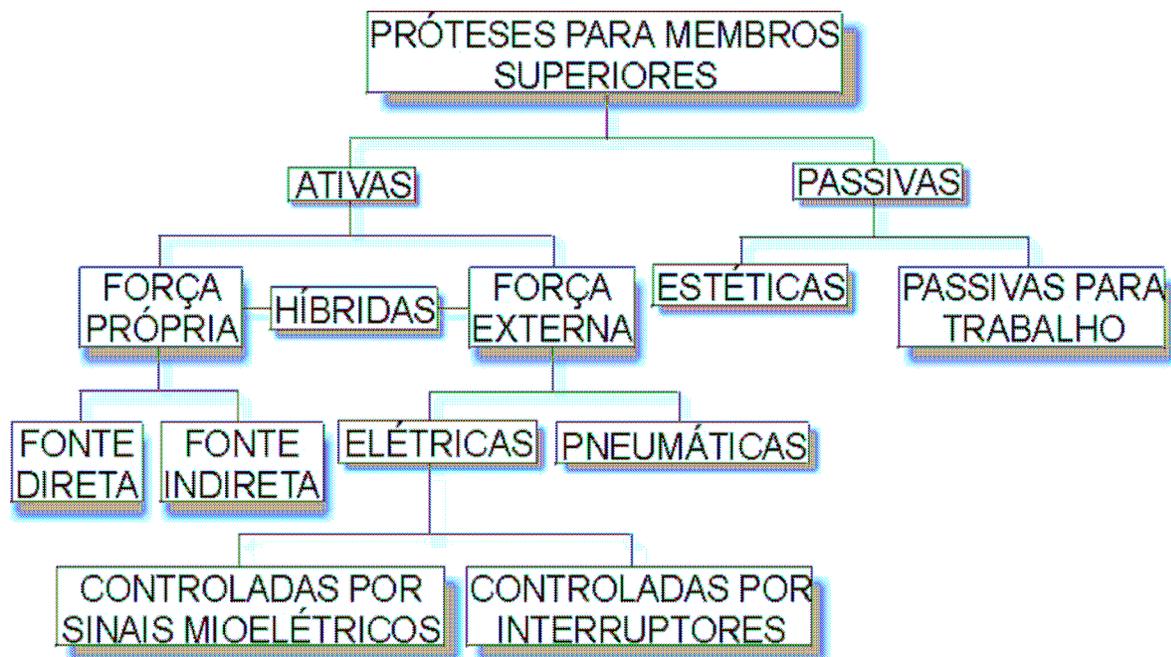


Figura 3.3 - Classificação das próteses de membro superior com relação à sua fonte de energia (CUNHA, 2002)

3.1.1 Próteses passivas

As próteses passivas podem ser estéticas ou passivas para o trabalho, que podem ter uma ferramenta no ponto mais distal, como por exemplo, um martelo, um simples gancho ou um alicate de pressão (BLOHMKE, 1994), como demonstra a Figura 3.4, ou uma mão passiva construída em madeira ou material polimérico podendo ser revestido em couro ou feltro, que é aberta com o auxílio da outra através de acionamento local, e se fecha automaticamente, pela atuação de uma mola ou dispositivo elástico, como indica a Figura 3.5.

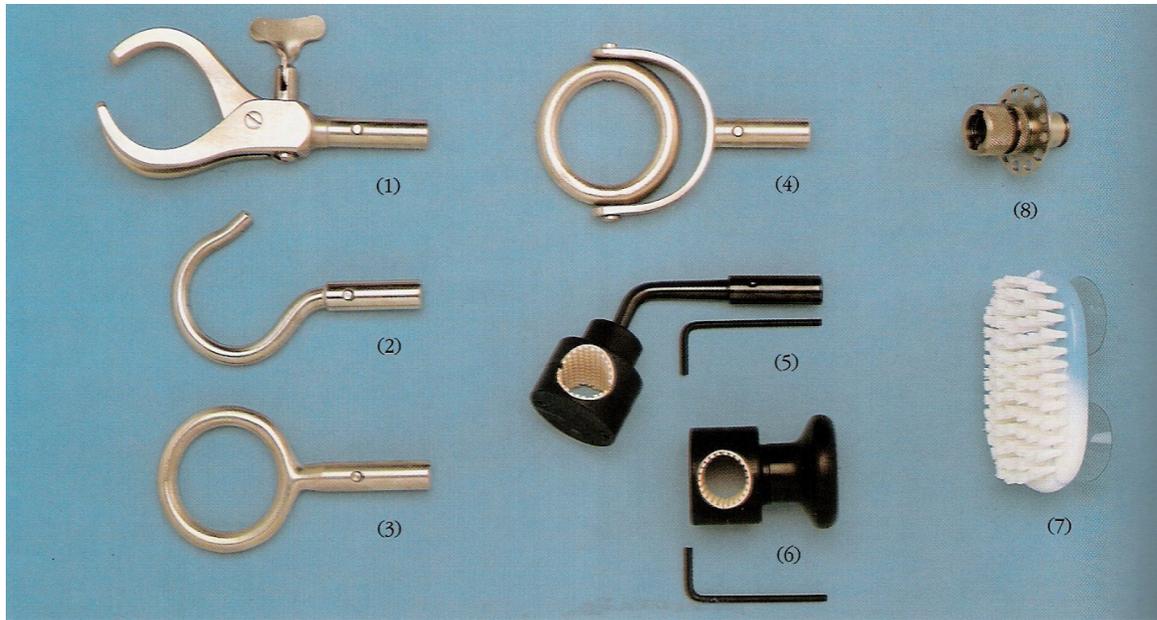


Figura 3.4 - Terminações adaptáveis a próteses passivas para o trabalho
(Componentes de Membro Superior – Otto Bock 1995/96)



Figura 3.5 - Prótese passiva estética com mecanismo de acionamento.
(Componentes de Membro Superior – Otto Bock 1995/96)

Existem pacientes que optam por próteses estéticas, renunciando funções ativas que outro modelo poderia oferecer. Elas restabelecem o aspecto externo do membro amputado, normalmente são confeccionadas com componentes leves e de fácil manuseio, podendo ser utilizadas para todos os níveis de amputação de membro superior. Seu acionamento não é feito por tensores ligados a outras partes, dependendo da outra mão para posicionamento ou acionamento do movimento local como, por exemplo, fixar um objeto. Sendo assim, sua principal função é a reposição do aspecto externo.

3.1.2 Próteses ativas

Próteses ativas são acionadas pelo paciente. As funções da prótese realizam-se através do movimento do coto ou do ombro, através da tração de tirantes. Para a coordenação das diferentes funções é necessário realizar um intenso programa de treinamento com o paciente. Próteses ativas acionadas por tirantes são utilizáveis em todos os níveis de amputação do membro superior, com exceção de amputações parciais de mão.

Para próteses ativas de antebraço, o sistema de controle somente aciona o dispositivo terminal (mão ou gancho), sendo necessário apenas um tirante simples. Próteses ativas com um cotovelo livre necessitam de um sistema de acionamento de dois tirantes. Para os demais níveis de amputação utiliza-se um tirante triplo (Figura 3.6), responsável pelos movimentos da mão, flexão do cotovelo e acionamento da trava. A utilização de um cotovelo com sistema *lifter* (auxílio mecânico ou hidrodinâmico de flexão) dispensa um dos tirantes.

Quanto mais alto o nível de amputação, mais difícil é o controle da prótese com auxílio de tirantes. O resultado da reabilitação depende em grande parte de uma boa confecção e adaptação dos tirantes, assim como de um intenso treinamento.

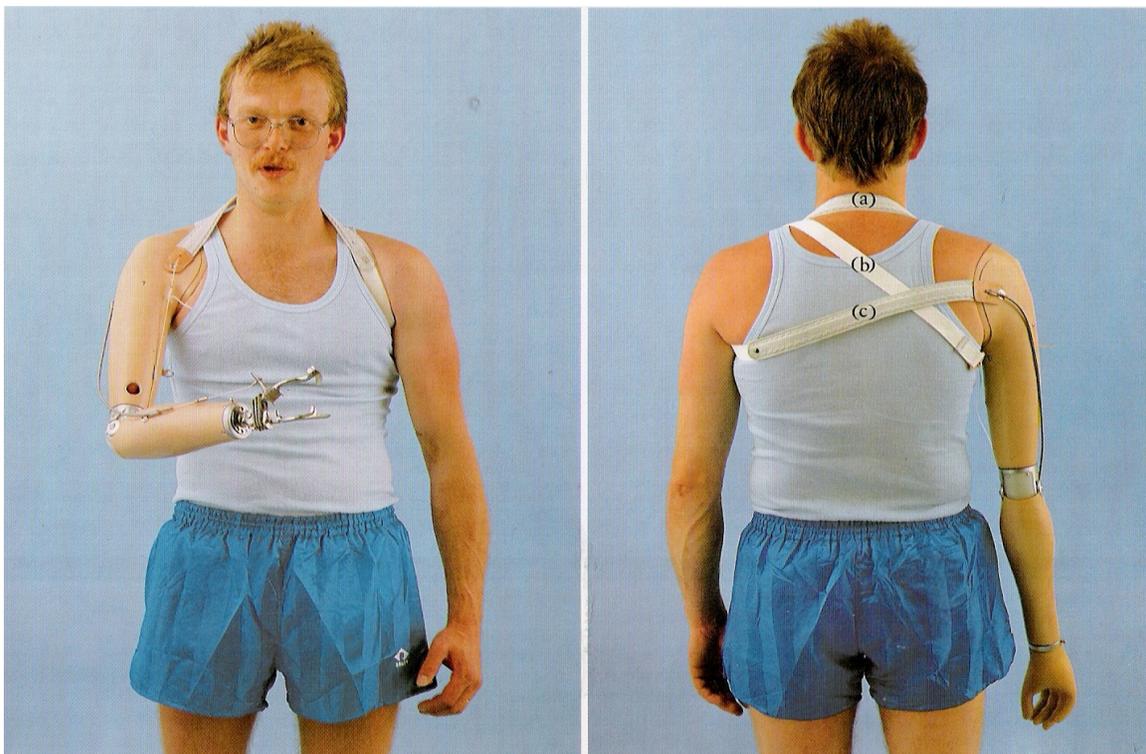


Figura 3.6 – Prótese ativa acionada por tirantes ligados ao tronco, através de movimentos com o coto e com os ombros.

(MYOBOCK – Prótesis de Brazo – 1998/99)

3.1.3 Próteses mioelétricas

Este sistema de próteses pertence ao grupo de próteses com uma fonte de energia externa, Suas características específicas e vantagens funcionais influenciam de forma decisiva o sucesso da protetização do membro superior.

O controle de próteses mioelétricas é feito através de potenciais elétricos da ordem de microvolts, que são detectados na superfície da pele durante a contração muscular do coto. Estes potenciais são captados através de eletrodos, amplificados e enviados como sinais de controle aos elementos funcionais, transformados em comandos de abertura e fechamento transmitidos a um pequeno motor alimentado por um acumulador recarregável.

A Figura 3.7 mostra o caminho percorrido pelo sinal mioelétrico até ser captado pelos sensores.

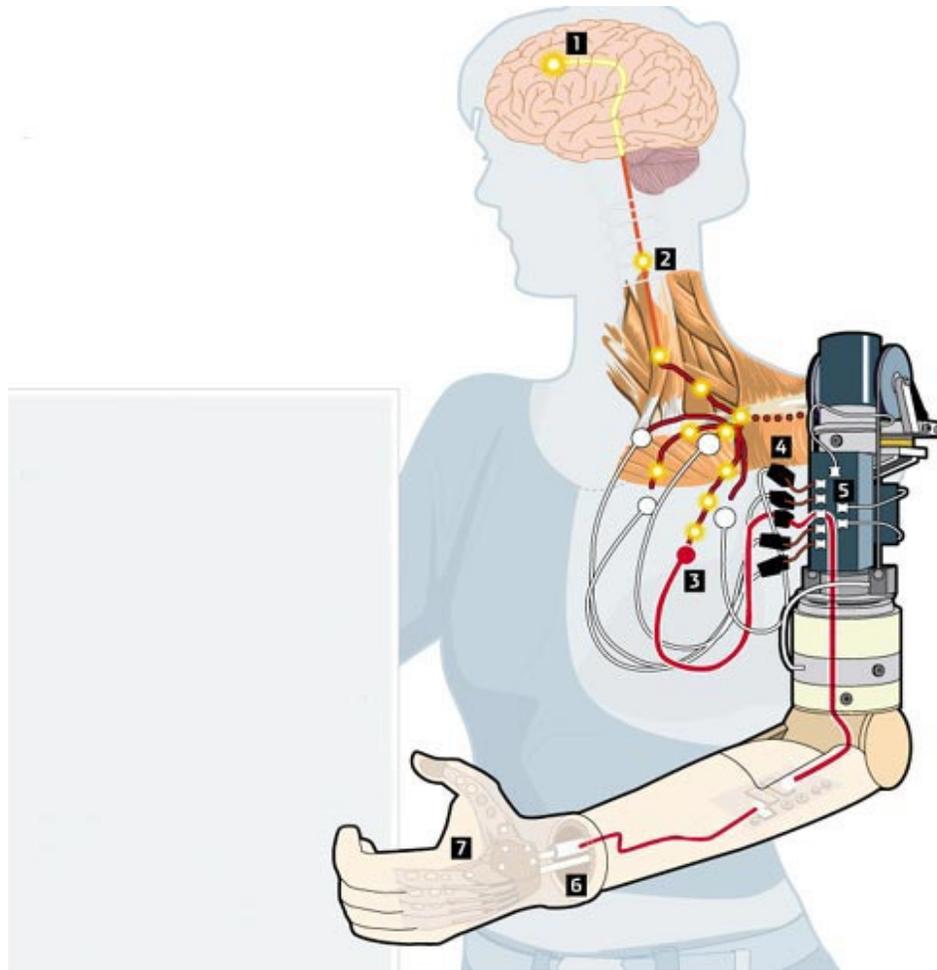


Figura 3.7 – Captação de sinais mioelétricos
(BRITÂNICA/ORTOVAN)

Como pode ser observado na Figura 3.7, quando o paciente pensa em mexer a mão, a camada cortical do cérebro (1), especializada no processamento dos movimentos, gera um impulso nervoso. Este impulso é transmitido pela medula espinhal (2) até chegar ao músculo, quando as fibras musculares se contraem, geram sinais que são captados por eletrodos de superfície da prótese (3), que são colocados no ponto de contração máxima do músculo e captam o impulso elétrico produzido para que este seja processado (4). Cada eletrodo é posicionado no local mais adequado para detectar os diversos movimentos que se deseja

realizar, transmitindo estes comandos para o motor (5). Esta operação irá resultar em um movimento da mão, como mover o punho (6), abrir e fechar a mão (7) e, em alguns casos, estender e flexionar o antebraço.

Podem ser utilizados eletrodos invasivos, feitos com fios ou agulhas, que captam o sinal com maior exatidão e menor resistência elétrica, porém estão sujeitos a vários inconvenientes, como a necessidade de uma ótima esterilização e o risco de quebra quando conectado. Seu uso fica restrito a casos específicos e estudos.

Os eletrodos não invasivos são os mais amplamente utilizados, podendo-se adotar os modelos mais simples e até descartáveis, do tipo utilizado em eletrocardiogramas, ou construídos a partir de uma placa compacta de material isolante, que serve de suporte para os contatos de superfície, em material com boa condutividade elétrica, como pastilhas do tipo Ag-AgCl confeccionadas em Prata, revestidas em Cloreto de Prata (ANDRADE, 2007) com adoção de um gel à base de íons de Cloro. Existem também os eletrodos do tipo bipolar, considerados secos, pois dispensam o uso de gel, pasta abrasiva ou retirada de pelos do local de contato.

Os impulsos captados pelos eletrodos são amplificados e processados para poderem gerar movimento através de um atuador. A alimentação do sistema pode ser feita através de baterias recarregáveis como, por exemplo, as do tipo utilizado em telefones celulares.

Os modelos oferecidos no mercado variam em função de suas características de construção, aplicação e preço de venda, o que normalmente é um fator determinante na escolha da prótese pelo paciente. A Tabela 3.1 oferece um resumo dos modelos mais utilizados.

Tabela 3.1 – Modelos de prótese de mão mais utilizados.(www.ortovan.com.br)

Mãos Mioelétricas	Características	Vantagens
Infantil	Protetização de crianças de 3 a 6 anos, rotação passiva	Tamanho compacto e leveza
Greifer Elétrico	Trabalhos manuais mais pesados e que seja necessária o uso de força	Força e precisão
DMC	Possui 02 sensores independentes que controlam a velocidade e a força de apreensão da mão	Velocidade e força de prensão da mão proporcionais ao sinal mio elétrico
Twin	Sistema digital e duplo canal em um único modelo de mão	Menor resposta em comparação a DMC
Sensor	Possui um sensor SUVA que permite uma prensão mais segura de objetos	Monitoramento constante e automático da fricção e da força de prensão
Transcarpal	Permite a protetização de cotos longos, desarticulação de punho e amputações parciais de mão	Alta funcionalidade e com acabamento estético, mesmo para a protetização de amputações parciais de mão, além de manter o movimento de pronosupinação, certas técnicas de encaixes permitem conservar parcialmente o movimento natural de flexão e extensão do punho
Sensor Hand	Muito mais rápida que a maioria dos modelos de próteses de mão disponíveis e com muito mais tecnologia	Processador de sinal eletromagnético melhorado que atende mais agilmente ao sinal do usuário, incrivelmente mais rápida para abrir e fechar, para mudar de opção e acumular força. Design melhorado, sistema <i>Autograsp</i> que permite economia em energia para monitorar se um objeto prendido está ou não em deslize. Sensores no polegar indicam a força para manter o objeto prendido com segurança. Desenhada para superar a resistência de luvas estéticas menos flexíveis

Próteses mioelétricas podem ser empregadas para todos os níveis de amputação, desde a desarticulação do punho até a desarticulação do ombro. Um pré-requisito é a capacidade do paciente em diferenciar a contração de diferentes grupos musculares, além da habilidade em contrair os mesmos emitindo um sinal suficientemente forte para gerar um sinal de comando, originando um movimento da prótese.

Outro fator a ser destacado é a fixação através do encaixe no paciente, que deve ocorrer de maneira confortável e utilizar uma área de contato e formato dimensionados de maneira que a sensação de firmeza oferecida pela prótese também seja um fator de conforto para o paciente (Figura 3.8).

O encaixe eficiente também é importante para a manutenção da localização dos sensores e para a qualidade dos sinais mioelétricos. Para se obter uma boa fixação, vários recursos podem ser utilizados, como o material de contato, a anatomia do encaixe e também recursos inovadores, como a utilização de encaixe a vácuo.



Figura 3.8 – Prótese mioelétrica para amputação na altura do antebraço
(MYOBOCK – Prótesis de Brazo – 1998/99)

3.1.4 Próteses híbridas

Para amputações acima do cotovelo é comum usar uma articulação de cotovelo mecânica em combinação com uma mão mioelétrica. Este tipo de prótese é chamado de híbrida, já que possui tanto uma mão suprida por uma fonte de energia externa, como um cotovelo acionado pela tração de um tirante ou um auxílio de flexão (Figura 3.9).

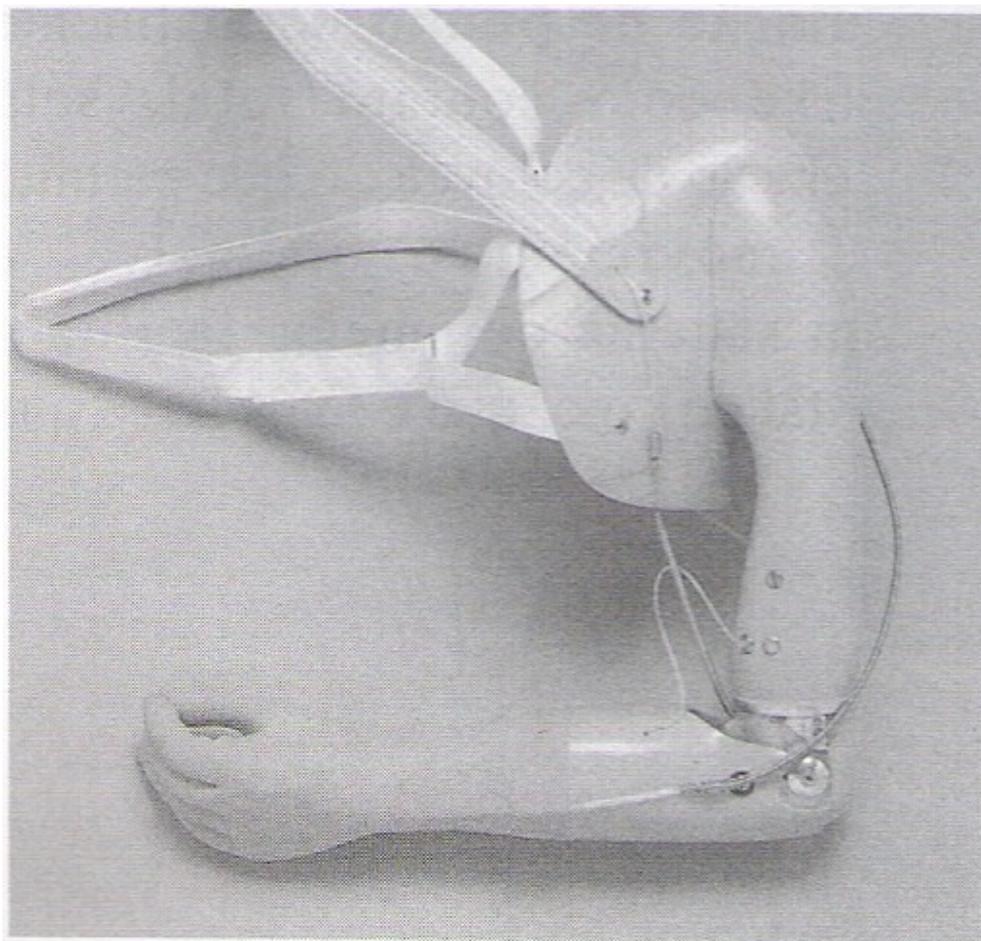


Figura 3.9 – Prótese híbrida de membro superior – acionamento mioelétrico para a mão e tração por cabos para o cotovelo.

(Amputação de Membro Superior – Catálogo Otto Bock – 1999)

Capítulo 4

Procedimento Experimental

Este capítulo descreve o desenvolvimento do trabalho em suas várias fases e sua evolução, visando obter um modelo mecânico de prótese de mão humana para utilização a partir de comando por sinais mioelétricos, e a busca por um modelo que atinja os objetivos pré-estabelecidos de similaridade morfológica, simplicidade de construção, boa mobilidade e baixo custo em relação aos modelos similares existentes.

4.1. Evolução do Projeto

Este projeto foi fruto da constatação de uma necessidade, em função dos modelos existentes de prótese de mão e a conseqüente elaboração de uma proposta de trabalho visando atingir melhorias de projeto que refletissem em eficiência e diminuição de custos. Durante este trabalho, que foi focado na proposta de obtenção de um modelo mecânico de aparência antropomórfica, com movimentação nos cinco dedos e rotação na altura do punho, acionados por uma única fonte de tração, foi desenvolvido um mecanismo inicial com movimento do tipo garra e fixação dos objetos com maior área de contato que a primeira proposta, que era uma pinça tridigital.

A melhoria mais significativa surgiu com o terceiro modelo, denominado “Mão III”, que oferece mais movimentos que o modelo anterior e possibilidade de abertura total. Cada uma destas etapas é representada por um modelo de prótese e sua evolução, que são descritos a seguir.

4.1.1 O primeiro modelo

O primeiro sistema mecânico de baixo custo utilizou apenas um eixo longitudinal responsável pela movimentação de três dedos (Figura 4.1), a ser acionado por sinais mioelétricos originados na musculatura.

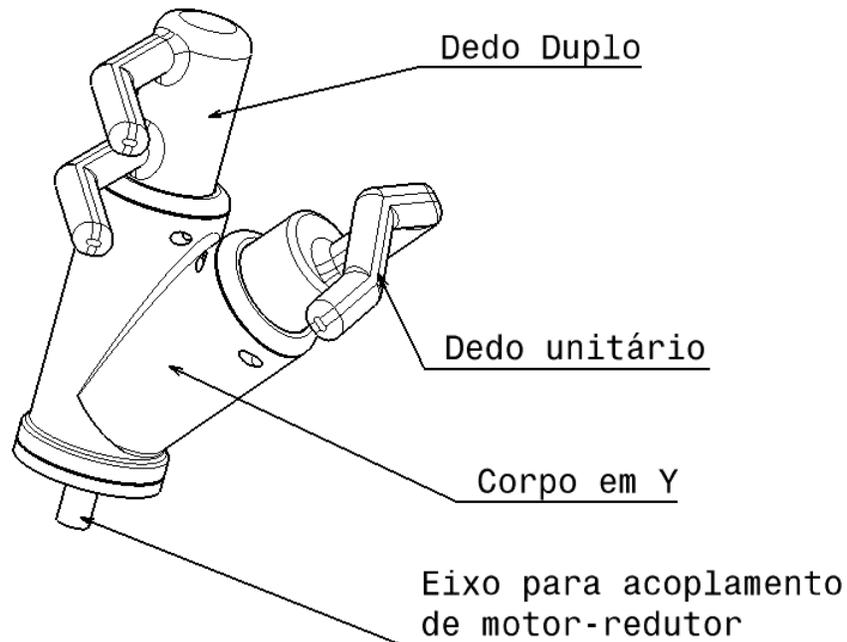


Figura 4.1 – Modelo do Sistema Mecânico

Para o desenvolvimento do sistema mecânico da prótese mioelétrica foi utilizado o software CATIA V5 nos seus módulos: Ergonomics Design & Analysis, Mechanical Design, Digital Mockup (kinematics) e Analysis & Simulation, em um trabalho conjunto com a Escola Senai Roberto Mange, de Campinas-SP, que se propôs a interagir no desenvolvimento deste primeiro modelo, interligando dados de software de projeto e seu equipamento de prototipagem rápida 3D, o que resultou na parte estrutural acabada deste primeiro protótipo, sendo que todo o conjunto foi construído em equipamento com as seguintes características:

- Máquina de prototipagem tipo *Dimention S.S.T.*
- Material utilizado: Resina A.B.S. - Acrilonitrila Butadieno Estileno.
- Processo: Prototipagem F.D.M. - Fusion Deposition Material.

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

O movimento de abertura e fechamento é realizado por um par de engrenagens cônicas num ângulo convenientemente projetado para conseguir dar preensão aos objetos. Sua principal limitação está na posição de preensão, uma vez que o eixo do motor necessita ser colocado em posição de linearidade com o coto, para que exista espaço físico para instalação do motor-reductor. Conseqüentemente o ângulo de acesso aos objetos oferece fixação segura apenas para objetos nas posições com ângulo de 30° em relação à linha de centro do eixo do motor (Figura 4.2), dificultando ou até inviabilizando a preensão de objetos em determinadas posições em relação ao usuário, como por exemplo, um copo sobre a mesa.

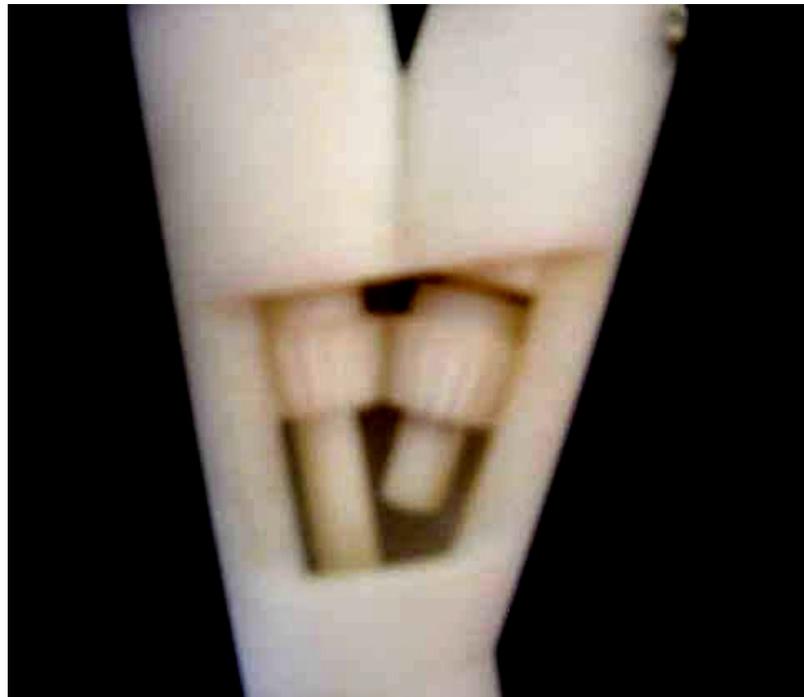


Figura 4.2 – Modelo com engrenagens cônicas

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

A análise cinemática possibilitou a visualização do sistema mecânico em funcionamento virtual controlando os graus de liberdade do conjunto e observando possíveis interferências e colisões entre as partes móveis. Na Figura 4.3 observa-se o sistema mecânico da prótese, onde os dedos estão na posição de agarramento (fechado) e a movimentação de abertura do sistema mecânico da prótese.

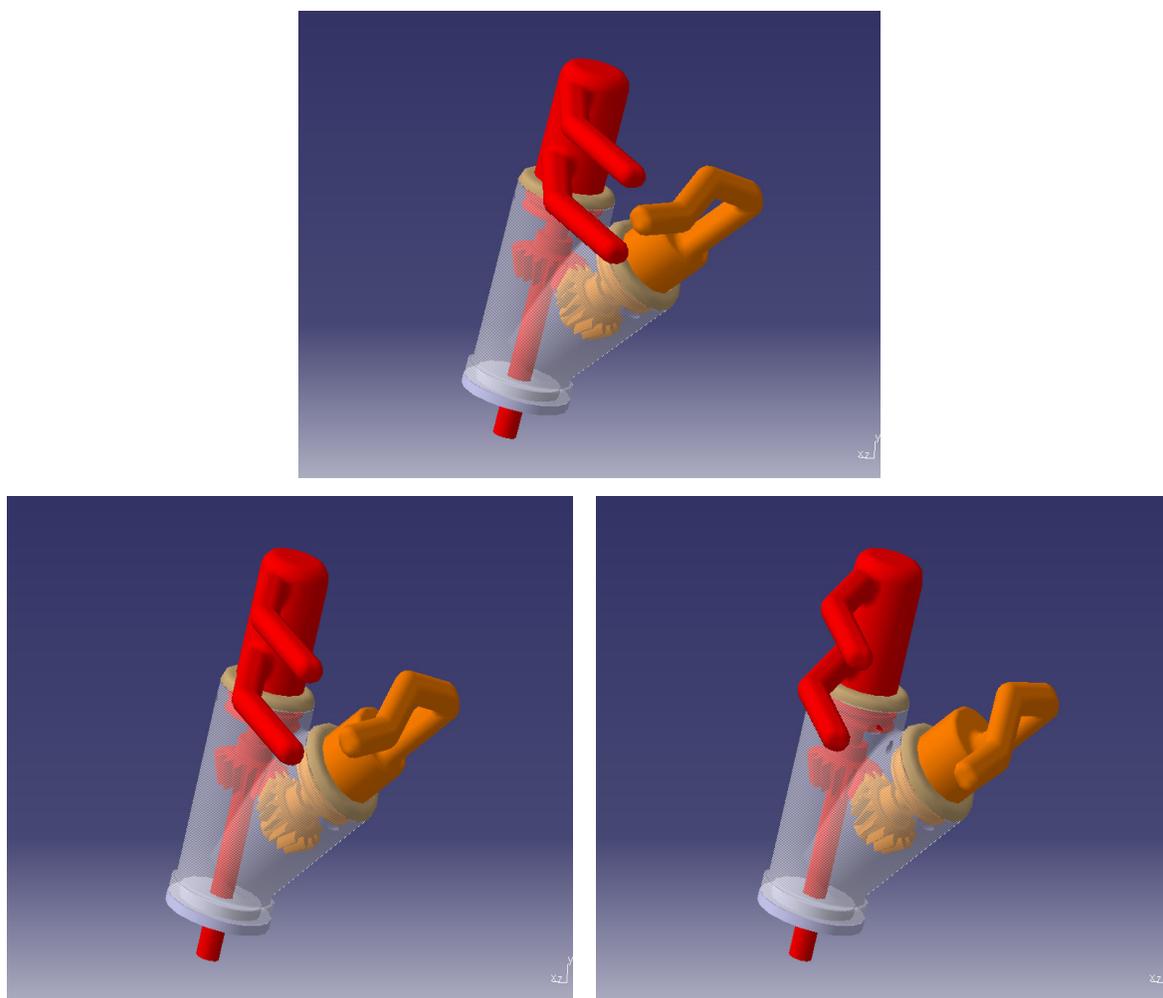


Figura 4.3 –Análise Cinemática do Modelo Tridimensional nas Posições : Fechada, Semi-aberta e Abertura Total

Para a Prototipagem do sistema mecânico da prótese mioelétrica foi utilizado o modelo virtual gerado a partir do software CATIA V5, mostrado na Figura 4.4.

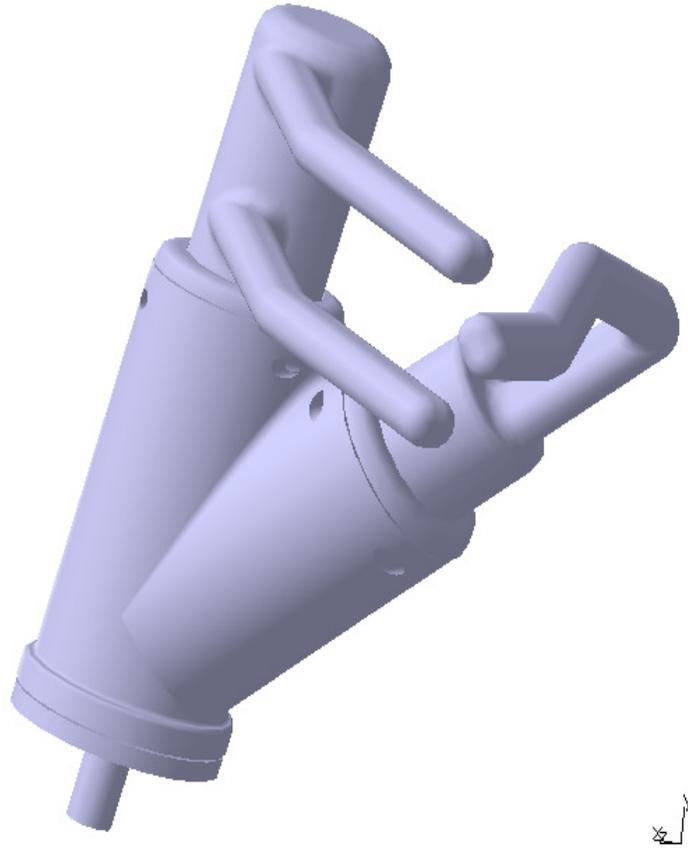


Figura 4.4 – Criação do modelo a ser prototipado
(Fonte: Escola Senai Roberto Mange – Campinas)

O resultado deste trabalho pode ser observado na Figura 4.5, com a estrutura acabada, construída na Escola Senai Roberto Mange, de Campinas, nas posições de abertura e de fechamento total.

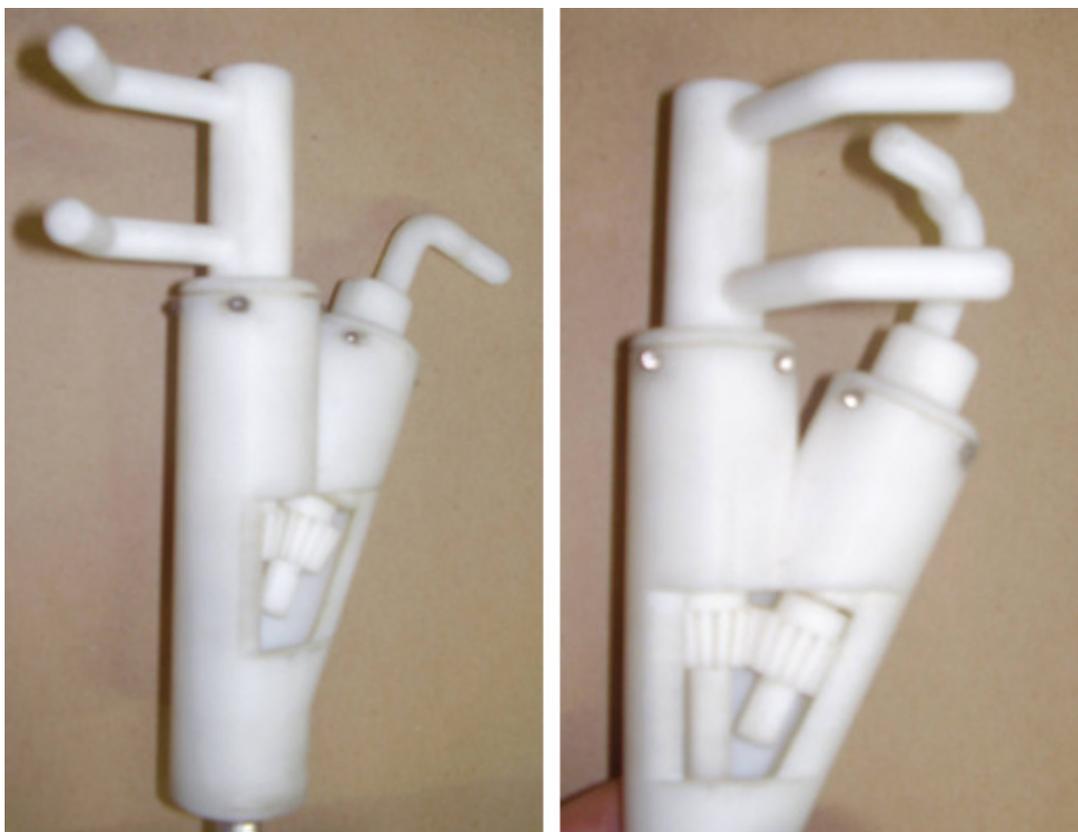


Figura 4.5 – Ferramenta Terminal Prototipada

4.1.2 Desenvolvimento da estrutura antropomórfica

Nesta nova fase do projeto, foi desenvolvido um novo sistema mecânico denominado “Mão II”, que apresenta um mecanismo com o posicionamento de prensão em relação aos objetos e a aparência antropomórficos, e ainda possui rotação na altura do punho, aumentando a funcionalidade da prótese.

O sistema consiste basicamente de um eixo de tração, no sentido longitudinal, ligado a um par de eixos paralelos engrenados. A ligação entre o eixo longitudinal e os eixos paralelos é feita através de um par de engrenagens a 70°, visando reproduzir o ângulo entre o eixo do antebraço e a articulação da palma da mão (movimentos de prono supinação e extensão), e obter aparência, fixação dos objetos e movimentos o mais similares possível aos realizados pela mão humana.

Os eixos paralelos acionam os cinco dedos, sendo o eixo inferior responsável pelo acionamento do polegar como o dedo opositor (apoio), e o eixo superior acionando os demais. Para um melhor ajuste ao formato dos objetos foi criado um sistema de prensão em que os dedos indicador e médio ficam fixos ao eixo superior, e os dedos mínimo e anular são acionados por este eixo, porém a conexão é feita através de mola de torção, para correção e adaptabilidade dos esforços de prensão exercidos aos objetos.

Quando fixados os movimentos dos dedos, a continuidade da rotação do eixo longitudinal permite o movimento de rotação de todo o conjunto, reproduzindo o movimento de prono supinação, aumentando assim a gama de movimentos realizáveis, ou seja, os graus de liberdade (Figura 4.6).

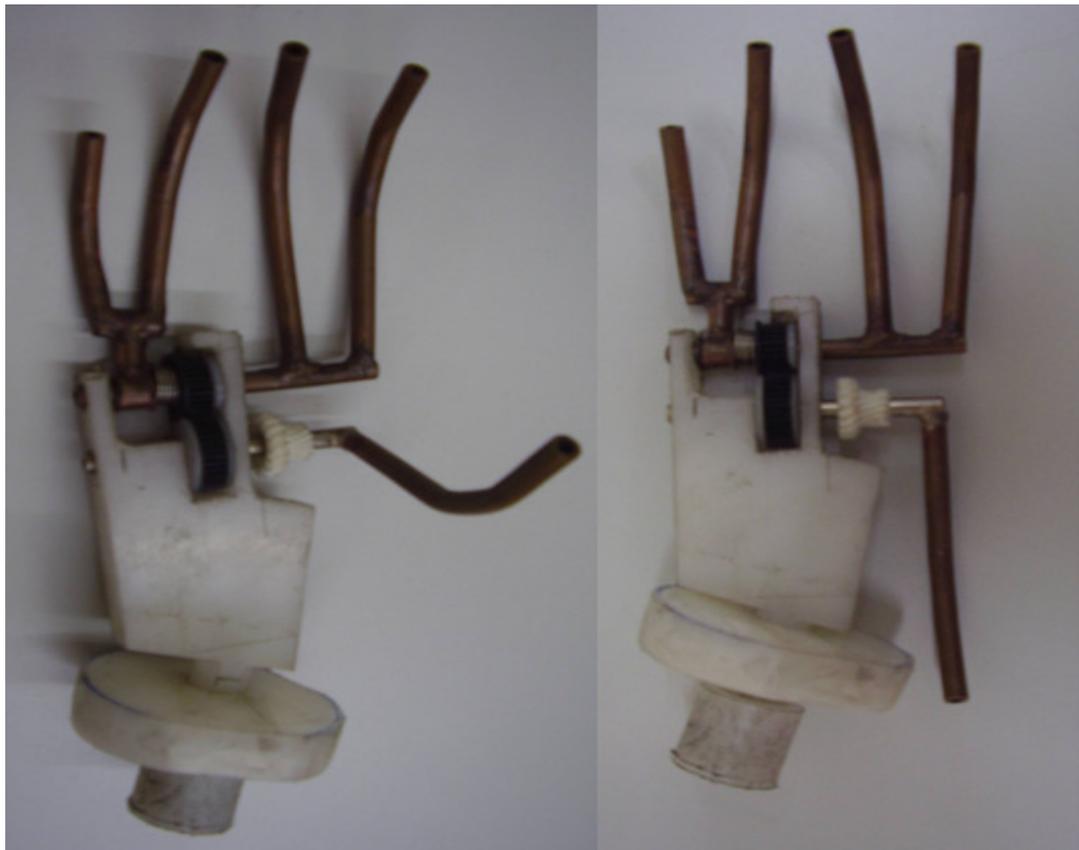


Figura 4.6 – Detalhes do protótipo II, visando aparência antropomórfica e melhor fixação dos objetos

As principais vantagens deste modelo em relação ao anterior são as posições de preensão, similares à mão humana, o que facilita o acesso e fixação dos objetos, a parte estética, que causa um constrangimento bem menor ao usuário, além das características já citadas do giro na altura do punho e a fixação com cinco pontos referentes aos dedos, sendo dois destes com sistema de amortecimento de esforço. Restava ainda a limitação quanto ao movimento referente ao polegar, que apresentava restrições quanto à confecção da luva estética, sendo impossibilitada de realizar a posição “aberto total” (espalmada), permanecendo apenas como pinça de abertura e fechamento.

4.1.3 O terceiro modelo

A partir da concepção do projeto “Mão II” foi possível implementar melhorias na construção, mantendo o sistema de preensão tridigital (dedos médio e indicador em oposição ao polegar), apoiada pelo movimento referente aos dedos mínimo e anular, com amortecimento do esforço feito por mola no eixo, e adicionando agora uma característica que difere totalmente dos projetos anteriores: o eixo referente ao polegar combinando movimentos de preensão e de abertura lateral, podendo assim ficar na posição de abertura total (espalmada), viabilizando a confecção da luva estética e aumentando ainda mais os graus de movimento e liberdade, em similaridade com a mão humana. Este projeto está sendo desenvolvido em etapas descritas neste trabalho, sendo denominado “Mão III”, como mostram as Figuras 4.7 e 4.8.

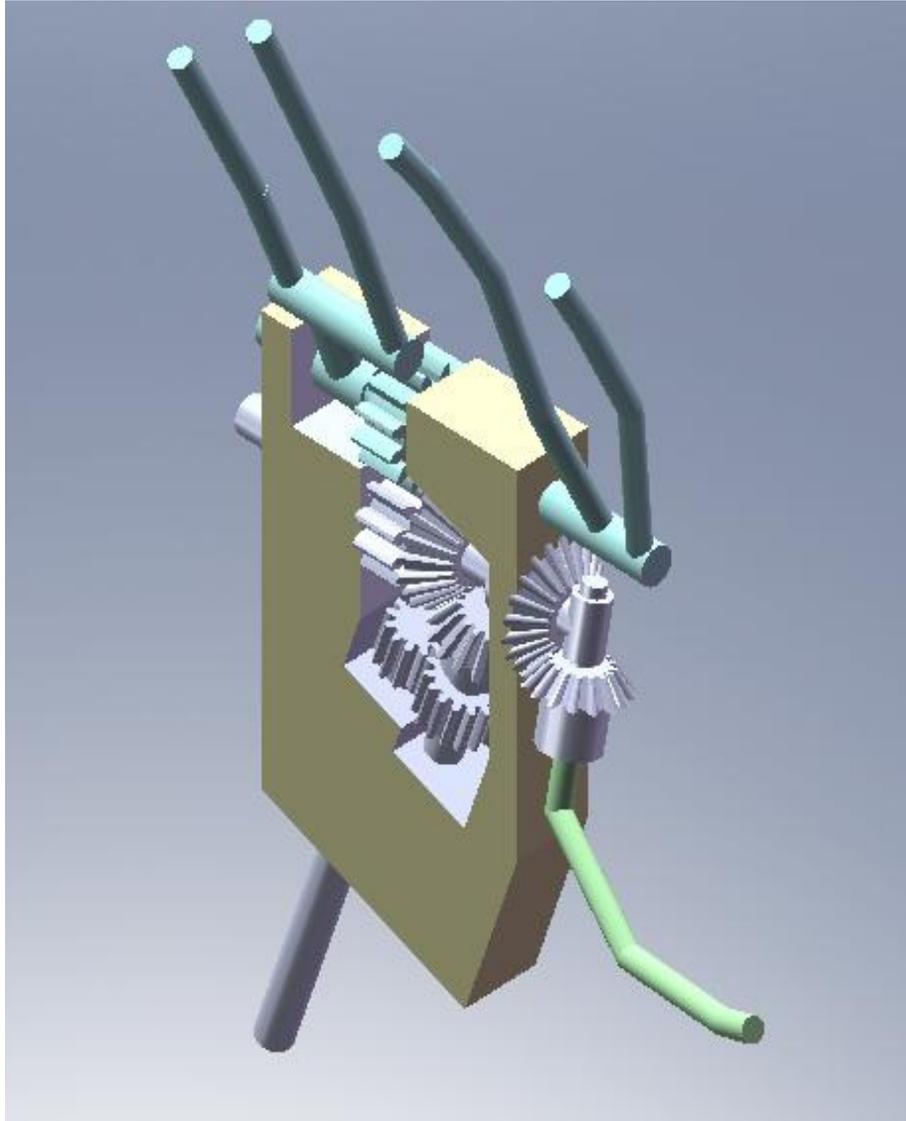


Figura 4.7 – Modelo “Mão III” gerado em software dedicado a CAD – posição aberta (espalmada) Estrutura do polegar combinando movimentos laterais e de prensão.

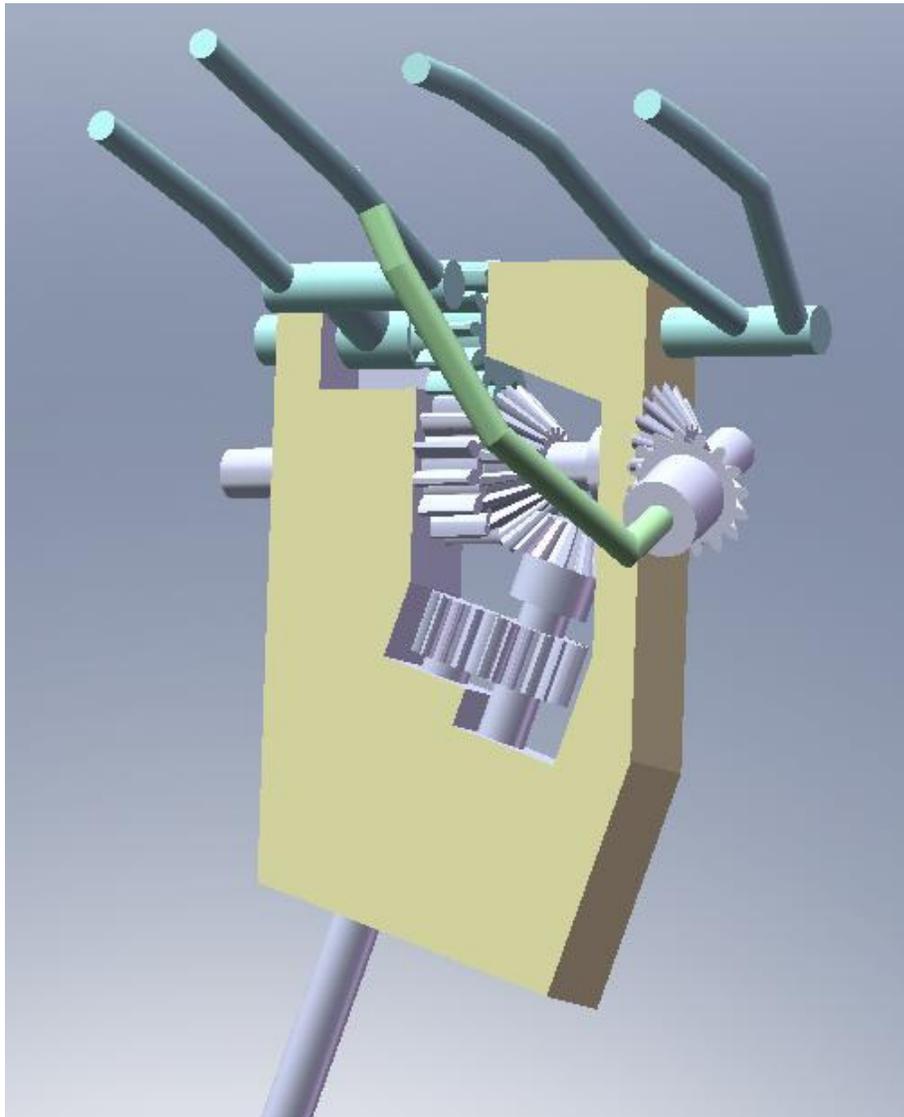


Figura 4.8 – Modelo “Mão III” gerado em software dedicado a CAD – posição de fechamento do polegar em oposição aos demais, sendo dois fixos e dois com amortecimento de esforço.

Neste terceiro protótipo, o segundo desta etapa dos estudos (estrutura antropomórfica), os movimentos do protótipo anterior foram mantidos, com ganho adicional de funcionalidade e similaridade à mão humana, porém com movimento do eixo equivalente ao polegar realizando uma combinação de abertura na preensão simultaneamente a um movimento de abertura lateral, possibilitando uma posição aberta espalmada e posição fechada do polegar em contraposição a quatro dedos exercendo esforço em dois sentidos combinados (fechamento e lateral), sendo dois opostos de preensão direta e dois de apoio com amortecimento de aperto (Figuras 4.9, 4.10 e 4.11).

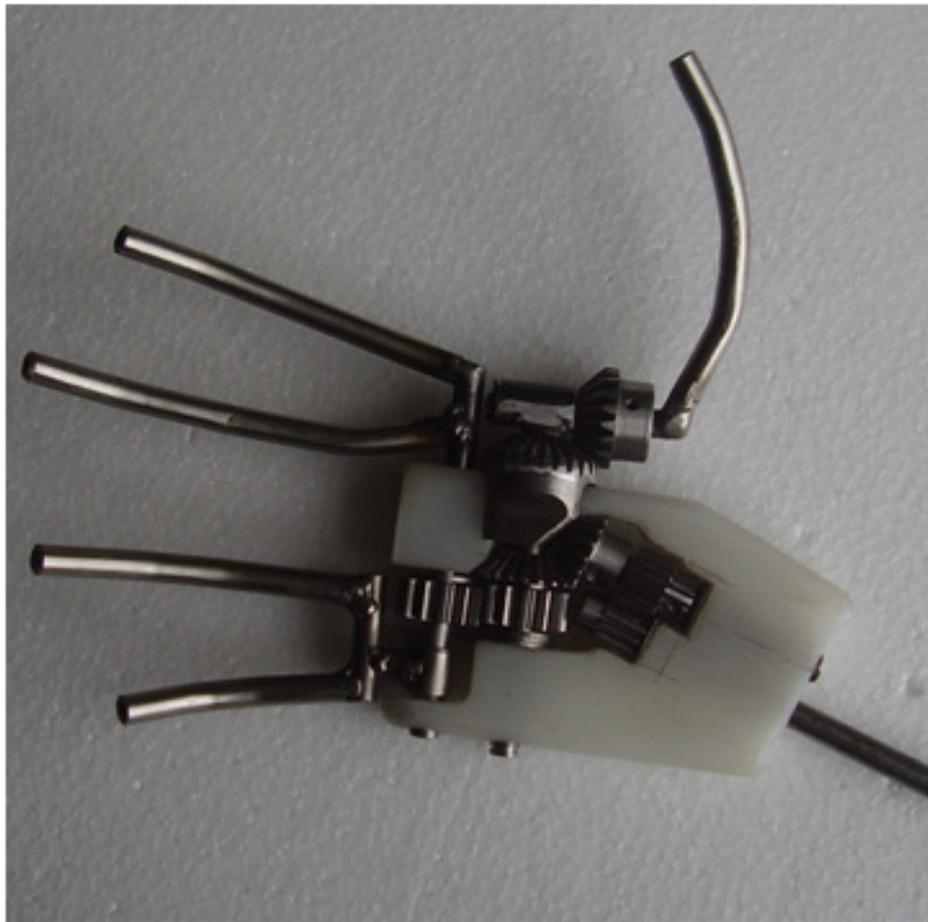


Figura 4.9 – Detalhes da mão usinada (protótipo 3), na posição aberta (espalmada).

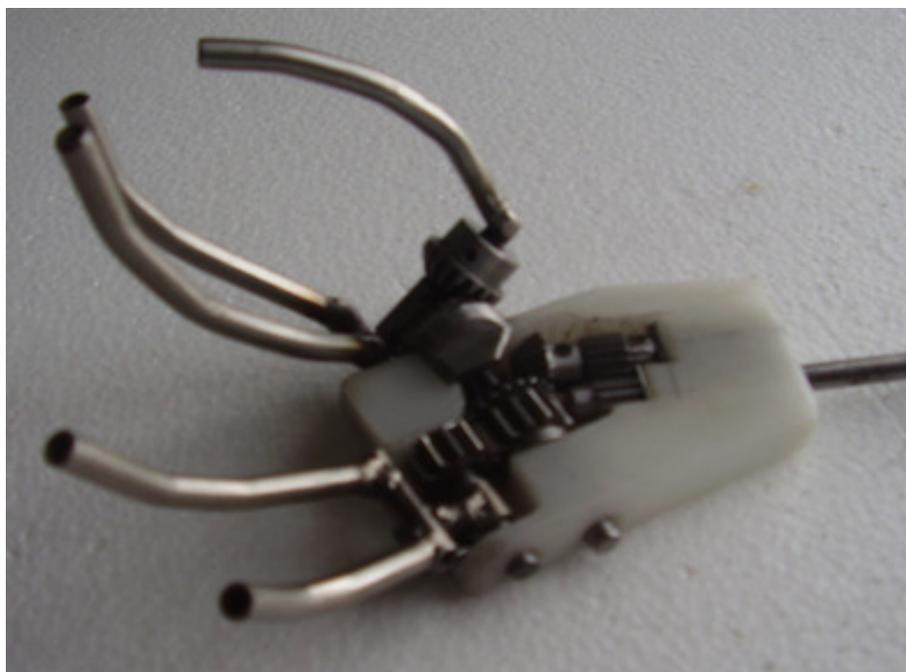


Figura 4.10 – Detalhes da mão usinada (protótipo 3), na posição de fechamento.

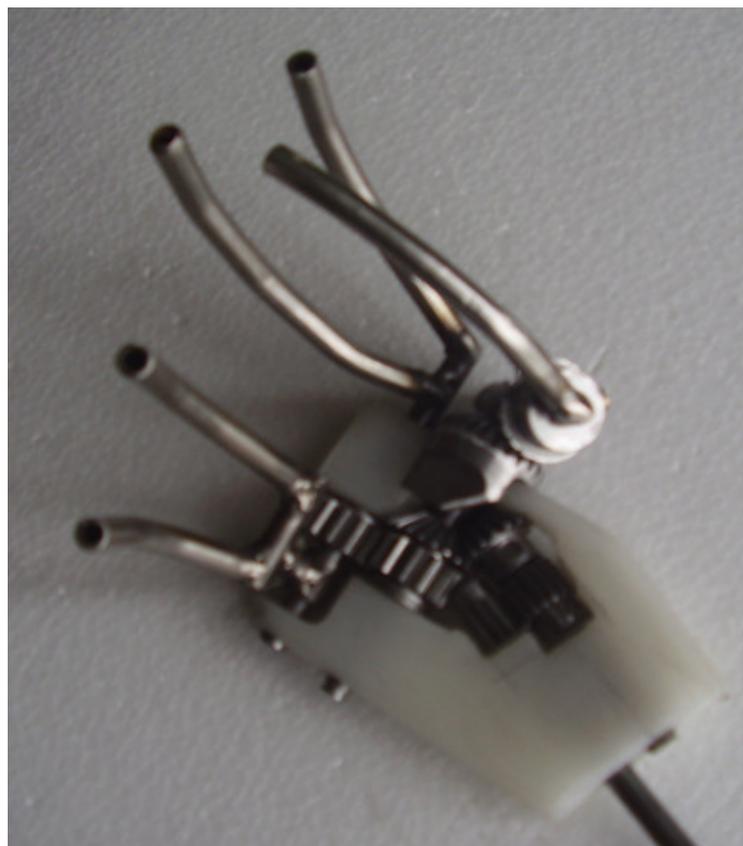


Figura 4.11 – Detalhes da mão usinada (protótipo 3), na posição fechada

Outra melhoria implementada neste modelo foi quanto ao sistema de rotação na altura do punho, que é feito através do mesmo eixo que aciona os movimentos de apreensão. Trata-se de uma articulação dotada de um sistema de atrito (embreagem) entre a estrutura articulada móvel, referente à mão, e a estrutura fixa ao paciente, referente à jupa, que se prende ao coto (Figura 4.12).



Figura 4.12 - Implantação do sistema de embreagem na altura do punho

4.2 A construção do protótipo

Com base nas necessidades de formato, dimensões, simplicidade de construção e movimentos que o modelo deveria oferecer, desenvolveu-se o projeto, que foi passando por correções e adaptações ao longo da construção do protótipo. As várias etapas deste processo são descritas a seguir.

4.2.1 Montagem e materiais utilizados

Optou-se por utilizar uma base estrutural em Nylon, por ser de baixo custo, leve, e poder atuar em contato direto com as peças móveis, sem a necessidade de buchas ou rolamentos de agulha, dado o baixo coeficiente de atrito do material, com ganho também para o peso do conjunto. A placa na posição palmar é usinada com furos para eixos e rebaixos fresados para alojar engrenagens, que transmitem o torque do eixo principal, longitudinal, para dois eixos transversais paralelos e engrenados, que irão transmitir movimentos de abertura e fechamento, respectivamente, o eixo transversal inferior para o movimento do polegar e o eixo transversal superior para as hastes referentes aos dedos médio e indicador, diretamente ligados ao eixo. Uma estrutura com articulação referente aos dedos anular e mínimo encontra-se ligada ao eixo transversal superior através de uma articulação com bucha ao redor deste eixo, e tracionada por intermédio de uma mola de torção, para que o torque exercido por esta estrutura permita um ajuste ao contorno do objeto a ser fixado, o que aumenta a área de contato e conseqüentemente o número de pontos de apoio.

A estrutura referente ao movimento do polegar é fixada na extremidade do eixo transversal inferior, existindo uma articulação e um engrenamento a 90°, sendo uma engrenagem fixa no chassi e outra sendo acionada em movimento ao redor desta exercendo movimentos combinados de abertura/fechamento e de rotação ao polegar, possibilitando assim o fechamento com prensão em oposição aos demais dedos e a abertura com rotação lateral permitindo chegar até a posição totalmente aberta (espalmada), o que permite realizar operações com objetos de maior área ou retos como, por exemplo, carregar uma bandeja, ou ainda apoiar-se sobre superfícies planas. Tal recurso aumenta os graus de liberdade (GDL) oferecidos, com

um curso, determinado pela diferença de medidas entre as posições de abertura e de fechamento total, maior do que se fosse do tipo garra simples, além da aparência estética mais próxima do real.

O ângulo entre o eixo principal e os transversais é de 70° , visando antropomorfismo, ou seja, copiar o ângulo entre o eixo central do antebraço e o eixo imaginário da dobra da palma da mão, quando esta realiza uma flexão na posição de Flexão Ativa, como indica a Figura 4.13.



Figura 4.13 - Movimentos de extensão ativa e de extensão passiva (SANCHEZ, 2008)

O protótipo desenvolvido (Mão III) tem 2 pares de engrenagens de dentes retos e dois pares de engrenagens cônicas, sendo usinadas utilizando-se aço ABNT 1020 diâmetro 20mm como matéria-prima. A estrutura referente aos dedos foi construída com tubo de aço inoxidável de diâmetro externo 6.35mm e parede de 1mm, por ser material de boa soldabilidade nos eixos, boa resistência mecânica, resistência à corrosão e baixo peso dado sua forma tubular.

Os eixos transversais da região palmar e o eixo longitudinal acoplado à tração são em aço ABNT 1020 diâmetro 6.35mm, não sendo construídos em tubo, devido à necessidade de serem feitos furos passantes para passagem de parafusos de trava das engrenagens e acoplamentos que atuam com esforços de flexo-torção.

No caso de utilização por pacientes é recomendável que se utilizem materiais inoxidáveis, como o Inox 304, liga de Titânio Ti6Al4V ou liga de Alumínio 7075, tanto para engrenagens como para eixos, parafusos e acoplamentos. O comparativo entre estes materiais, levando em conta suas características físicas, químicas e seu custo, visando a escolha do mais apropriado para utilização em escala comercial, será demonstrado no item 4.3.

A estrutura que funciona como o chassi do conjunto e fica na região palmar é feita a partir de um recorte de placa de Nylon, com espessura 14mm. Dá suporte ao conjunto dos eixos que acionam o movimento dos dedos, servindo também como mancal. Fica encaixada em um conjunto articulado que tem a função de rotação na altura do punho, construído em Nylon redondo, diâmetro 50mm, dividido em duas partes, uma fixa ao corpo da mão e outra fixa na jupa, que vai prender-se ao paciente na altura do coto. Os movimentos de preensão de objetos e de rotação do punho podem ser controlados através do acionamento de um único motor (ou outra forma de tração) por meio de um sistema de atrito com efeito de embreagem que existe entre as partes da articulação e direciona a tração, ora para a rotação do punho, ora para abertura ou fechamento da mão, ou ainda uma combinação destes, conforme a necessidade do movimento.

Encerrando a parte estrutural existe um tubo cônico exercendo a função de suporte da jupa, construído utilizando-se chapa de aço inoxidável de espessura 0.5mm, cuja função é abrigar o conjunto de tração e acoplar-se ao paciente. Para peças futuras poderão ser utilizados materiais poliméricos com encaixes anatômicos.

4.2.2 Construção da prótese - custos e comparativos

O custo dos materiais utilizados na construção da parte mecânica está relacionado a seguir, na Tabela 4.1.

Tabela 4.1 – Custo dos materiais para execução da parte estrutural do protótipo
(orçamento feito em Julho de 2009)

Ítem N°	Nome da peça	Quant.	Material	Custo (R\$) do item
01	Estrutura atuação tipo dedo	05	Tubo inox Ø¼” parede 1mm	40,00
02	Eixo transversal superior	01	Aço ABNT 1020 Ø1/4”X80 - trefilado	10,00
03	Eixo transversal inferior	01	Aço ABNT 1020 Ø1/4”X75 - trefilado	10,00
04	Eixo Longitudinal	01	Aço ABNT 1020 Ø1/4”X 190 - trefilado	16,00
05	Engrenagem de dentes retos	02	Aço ABNT 1020 Ø20 X 10mm	15,00
06	Engrenagem angular lateral fixa (polegar)	01	Aço ABNT 1020 Ø20 X 20mm	15,00
07	Engrenagem angular lateral móvel (polegar)	01	Aço ABNT 1020 Ø20 X 18mm	14,00
08	Engrenagem angular interna	02	Aço ABNT 1020 Ø20 X 18mm	28,00
09	Engrenagem do eixo longitudinal	02	Aço ABNT 1020 Ø16 X 18mm	25,00
11	Placa palmar - chassi	01	Placa de Nylon espessura 14mm	30,00
12	Suporte com articulação (punho)	01	Tarugo de Nylon Ø2” X 75mmm	40,00
13	Conj. proteção das engrenagens	02	Folha de aço inoxidável esp. 0,5mm - 57 X 67	15,00
14	Tubo cônico para encaixe tipo jupa	01	Folha de aço inoxidável esp. 0,5mm - 225 X 110	45,00
15	Jogo de parafusos de fixação p/ proteção lateral	01	Parafusos fenda Ø3 X 22 c/ porca tipo parlock e arruela lisa	3,00
16	Anel elástico p/ eixo Ø ¼”	02	Aço tipo mola	4,00
17	Mola de torção	01	Arame Ø1.5mm em mola, construída sob medida	20,00

Custo total das peças utilizadas.....R\$ 330,00

Para a construção deste protótipo não houve gasto com mão-de-obra, uma vez que as peças foram usinadas por pessoas que colaboraram e pelo autor da pesquisa, utilizando-se de locais e ferramentas cedidas para este fim.

Para estimar o custo da prótese acabada, é necessário fixar alguns parâmetros que ainda podem vir a ser alterados até a conclusão da construção do modelo final, em suas próximas etapas, como tipo de servo motor a ser utilizado, adoção de sensores de tato e de fim de curso, sensores para captação de sinal mioelétrico do tipo utilizado em eletrocardiograma, tipo de bateria, conjuntos para processamento de sinais e luva estética.

Além da definição de componentes ligados a características construtivas a serem utilizados, deve-se levar em consideração os processos e quantidades de próteses a serem produzidas, em caso de produção com fins comerciais, para poder estabelecer o tempo de mão-de-obra necessário em cada unidade e fixar assim o custo desta mão-de-obra.

Os itens necessários para a conclusão das próximas etapas da construção da prótese de acionamento mioelétrico e seus valores estimados, estão relacionados na tabela 4.2, a seguir.

Tabela 4.2 – Custos estimados para a conclusão das próximas etapas do projeto
(orçamento feito em julho de 2009)

Servo Motor - SERVO S-9450 DIGITAL 8Kg Carga	R\$ 700,00
Conjunto sensores de tato	R\$ 500,00
Conjunto sensores fim de curso opticos	R\$ 150,00
Parte eletrônica para sensores	R\$ 800,00
Conjunto Eletrônico Controle Microcontrolador PIC 877A (ou similar)	R\$ 700,00
Bateria Lítio Célula 4000 mA/A pack 6 celular	R\$ 500,00
Conjunto sensores tipo eletrocardiograma	R\$ 30,00
Luva estética flexível (baseada na mão oposta)	R\$250,00

Custo total estimado para etapas de motorização, sensorização e estética. R\$ 3.630,00

Tomando como base o protótipo desenvolvido, sabemos que teve um custo de materiais de R\$ 330,00, e que para etapas futuras, de motorização, sensorização e estética seriam acrescentados R\$ 3.630,00. A mão-de-obra para usinagem das peças e montagem dos componentes é estimada em R\$ 3.200,00 e da parte fisioterápica junto ao paciente, na coleta de dados para confecção e na adaptação da prótese em R\$ 1.800,00. Custos agregados como embalagem, transportes, impostos e encargos somariam outros R\$ 3.000,00 . Totalizando a soma destes custos chegamos a uma previsão de custo final do produto acabado em R\$ 11.960,00, que pode ser considerado um custo baixo, em se tratando de um modelo de prótese de mão com movimentos, atendendo a impulsos mioelétricos.

Para se realizar um comparativo, entre muitas pessoas que utilizam-se de equipamentos similares, pode-se citar o caso do soldado americano ferido na guerra do golfo, que recebeu uma prótese de mão robótica *i-limb*, a um custo de U\$ 65.000,00. A aplicação mais comum é a de mãos de acionamento mioelétrico de abertura e fechamento do tipo garra com luva estética, disponíveis no mercado a custos que facilmente ultrapassam R\$ 50.000,00 (pesquisa feita em julho de 2009 em empresas revendedoras), variando de acordo com algumas características construtivas como nível da amputação, graus de liberdade oferecidos e variedade de movimentos, força, velocidade motora, sensibilidade, agilidade, acabamento estético e nível de controle.

4.3 Comparativo entre três ligas estruturais para utilização na confecção da prótese de mão desenvolvida neste trabalho.

Embora neste trabalho um protótipo tenha sido construído com matérias-primas disponíveis no laboratório, já descritas anteriormente, foi feita uma comparação entre três ligas estruturais, para efeito de construção da parte estrutural de próteses a serem produzidas comercialmente no futuro.

As três ligas estruturais avaliadas como prováveis materiais a serem utilizados, escolhidas para serem alvo de um estudo comparativo (www.matweb.com), são:

a) Aço Inoxidável Austenítico – 304

Este material é uma variação da liga básica 18-8, tipo 302, porém com menor teor de Carbono, minimizando a precipitação de Carboneto de Cromo e aumentando a susceptibilidade a corrosão intergranular. Sua densidade é alta (8,03 g/cm³).

b) Liga de Titânio Ti-6Al-4V (grau 5)

Trata-se de uma liga de Titânio do tipo ($\alpha + \beta$), leve, com boas resistências mecânicas à tração e à fadiga, excelente biocompatibilidade e ótima resistência à corrosão. Porém sua resistência ao desgaste deixa a desejar, necessitando de tratamentos superficiais para melhorar esta propriedade.

c) Liga de Alumínio – 7075 – T 651

É um material muito resistente, leve, indicado para partes estruturais muito solicitadas mecanicamente, como por exemplo, em componentes de aeronaves. Possui excelente resistência à corrosão sob tensão, além ser de fácil usinagem. Admite tratamento de superfície.

As tabelas 4.3 e 4.4 apresentam respectivamente as composições químicas e algumas propriedades selecionadas destas três ligas.

Tabela 4.3 – Composições químicas das três ligas estruturais escolhidas (www.matweb.com)

Aço Inoxidável Austenítico 304		Liga de Titânio Ti6Al4V		Liga de Alumínio 7075-T6	
Elemento	%	Elemento	%	Elemento	%
Carbono, C	≤ 0,080	Alumínio, Al	6,0	Alumínio, Al	87,1-91,4
Cromo, Cr	18,0-20,0	Ferro, Fe	≤0,25	Cromo, Cr	0,18-0,28
Ferro, Fe	64,9-74,0	Oxigênio, O	≤0,20	Cobre, Cu	1,2-2,0
Manganês, Mn	≤2,0	Titânio, Ti	90,0	Ferro, Fe	≤0,050
Níquel, Ni	8,0-12,0	Vanádio, V	4,0	Magnésio, Mg	2,10-2,9
Nitrogênio, N	≤0,10			Manganês, Mn	≤0,30
Fósforo, P	≤0,045			Outros	cada ≤0,050%
Silício, Si	≤0,75			Outros	total ≤0,15
Enxofre, S	≤0,030			Silício	≤0,40
				Titânio	≤0,20
				Zinco, Zn	≤0,10

Tabela 4.4 – Propriedades físicas, mecânicas e custo de três ligas estruturais.

Propriedade Física	Aço 304	Liga Ti-6Al-4V	Liga 7075-T651
Densidade (g/cm ³)	8,03	4,43	2,81
Propriedades Mecânicas			
Dureza Rockwell B	82		87
Dureza Rockwell C		39	
Dureza Brinell			150
Coeficiente de Poisson	0,240	0,330	0,330
Tensão Limite de Escoamento (MPa)	290	965	503
Tensão Limite de Ruptura (MPa)	621	1035	572
Alongamento até a Ruptura (%)	55	8	11
Módulo de elasticidade (GPa)	193	114	71,7
Custos			
Custo de uma barra de 1 polegada de diâmetro e 1 metro de comprimento (R\$, julho de 2009)	43,70	1300,00	25,30
Custo Relativo (Aço 304= 1)	2,4	51,4	1,0
Propriedades Gerais			
Facilidade de Usinar (escala de 1-5, do mais difícil para o mais fácil)	4	3	5
Resistência ao desgaste (escala de 1-5, do mais resistente ao menos resistente)	4	2	3

Baseando-se na tabela 4.4, verifica-se que a liga de alumínio 7075-T651 apresenta muitas vantagens como baixo peso e menor custo entre as três ligas estruturais avaliadas. Além disso, essa liga oferece algumas vantagens extras como facilidade de cortar, tornear, fresar perfurar e polir, além de ser tenaz, duro, resistente à corrosão e soldável.

A liga Ti-6Al-4V é mais vantajosa para implantes, que estão em contato com o organismo humano, devido à sua elevada biocompatibilidade. No caso da prótese aqui estudada, o contato com o corpo humano é muito pequeno e será feita através de uma espécie de “luva de silicone”. Portanto não é necessário que o metal utilizado na parte estrutural seja biocompatível. Esta liga é muito cara, pois é importada e não possui resistência ao desgaste suficiente para a aplicação na parte estrutural desta prótese de mão.

O aço inoxidável 304 possui todos os requisitos mecânicos e facilidade de usinagem necessários para o desenvolvimento desta prótese. O seu custo é relativamente baixo. Porém a sua principal desvantagem é o elevado peso. Para uma prótese de mão, é conveniente que seu peso total seja baixo, para dar mais conforto ao paciente.

Portanto numa próxima etapa, será construído um protótipo utilizando a liga 7075-T651 para a confecção dos componentes mecânicos.

Capítulo 5

Resultados e Discussões

O processo de protetização é complexo, dividindo-se em etapas distintas, iniciando-se pela coleta de informações do paciente receptor, como medidas no ponto de amputação, fixação, captação dos sinais, possibilidade e disposição para adaptação, entre outros procedimentos que envolvem aspectos clínicos, técnicos e psicológicos.

Porém, trata-se de um recurso muito importante na vida das pessoas com algum tipo de deficiência, seja esta congênita ou por amputação, haja vista o número de portadores de deficiências que são adeptos da prática de esportes, que tem crescido consideravelmente. Hoje, há atletas profissionais que iniciaram a vida esportiva após algum tipo de amputação e protetização.

Este fato é uma prova de aceitação e superação de uma grande perda. Um exemplo deste fato pode ser visto em eventos como os jogos parapanamericanos, onde podemos acompanhar a participação de atletas amputados que competem com desenvoltura em várias modalidades esportivas, como natação, corrida, salto e arremesso de peso.

No desenvolvimento deste trabalho de estudo, projeto e construção, obteve-se um protótipo em que foram tomadas como referência as dimensões do próprio autor, uma vez que a prótese inicial tem apenas fins científicos, sendo que as próximas próteses poderão ser utilizadas por pacientes cadastrados, em trabalho conjunto com a área médica.

O protótipo em desenvolvimento já pode ser utilizado para fins didáticos, mostrando suas possibilidades de movimentação e graus de liberdade atingidos, porém ainda não foi definido o tipo de tração motora a ser utilizado, o que será alvo de estudos futuros. Um dos modelos prováveis é o do tipo Brushless (Figura 5.1), dentre os vários modelos disponíveis no mercado.

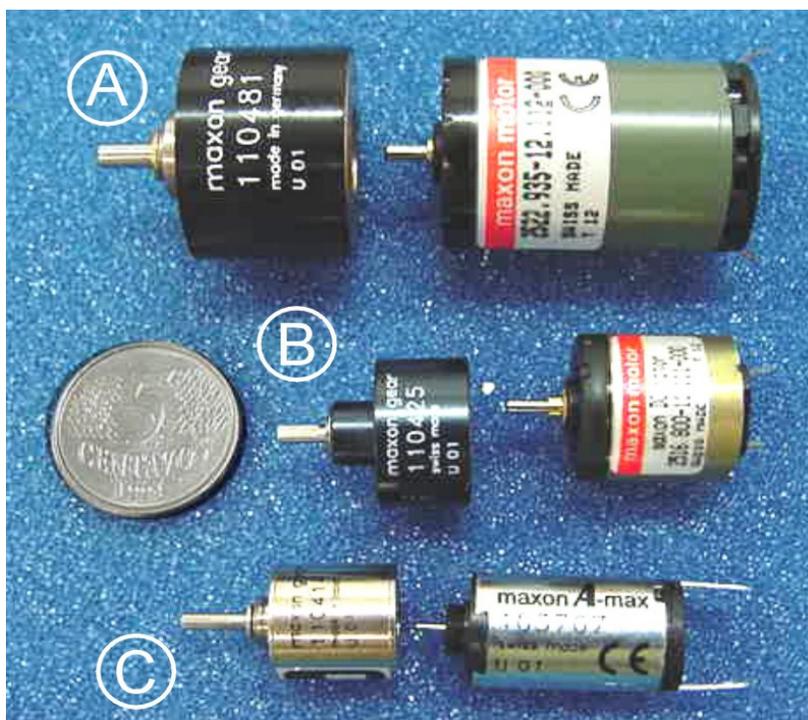


Figura 5.1 – Motores Brushless acoplados a redutores (MAXON MOTOR, 1999).

O mesmo dispositivo de tração que atuará no movimento de abertura e fechamento também deverá acionar o movimento rotacional da mão, com articulação na altura do punho, o que demanda a necessidade de instalação de um dispositivo eletromecânico que atue fazendo a seleção e o direcionamento do esforço, sendo que na atual fase da construção da estrutura este mecanismo funciona manualmente.

A atual fase do projeto ainda pode ser alvo de melhorias, ou até mesmo de modificações com substituição de mecanismos ou de materiais utilizados, mas podem ser consideradas

concluídas as etapas de construção da estrutura e mecanização, como mostra as Figuras 5.2, 5.3 e 5.4.



Figura 5.2 – Estrutura e mecanismo na fase atual – posição semi-aberta



Figura 5.3 – Vista na posição fechada – polegar em contraposição aos dedos de apoio



Figura 5.4 – Comparativo com a mão modelo na posição de abertura total – movimentos e aparência antropomórficos

Outras etapas serão necessárias, como as etapas de captação dos sinais mioelétricos e de transformação dos sinais em comandos de abertura e fechamento, rotação do punho nos sentidos horário e anti-horário e acionamento que intercale ou permita simultaneidade destes movimentos.

Finalizando a construção da prótese, a etapa de cobertura estética, com luvas apropriadas, procura aproximar-se da aparência do paciente em aspectos como cor da pele, textura, tamanho e fixação, para assim devolver a este a possibilidade de retornar a um nível de atividades bem próximo do anterior, realizando trabalhos ou atividades cotidianas consideradas simples, como comer, vestir-se, deslocar-se nos meios de transporte ou cuidar de uma criança.

As luvas estéticas são confeccionadas sob medida, levando-se em conta detalhes como textura em função da idade e similaridade com a pigmentação da pele do paciente, sendo que o ideal é confeccionar uma matriz moldada em gesso a partir da mão oposta do paciente, revestindo esta matriz em material polimérico flexível apropriado, para assim confeccionar uma luva com a maior similaridade possível ao membro amputado.

Em apoio a este trabalho nos foi enviado uma luva de fabricação nacional, muito semelhante a uma mão humana e de material polimérico flexível (látex adicionado a pigmentos de cor), indicada nas Figuras 5.5 e 5.6, que foi doada pela empresa Floc Indústria e Comércio Ltda, de Magé-RJ, fabricante de brinquedos infantis não tóxicos. Poderemos utilizar esta luva apenas para fins didáticos, uma vez que embora apresente riqueza de detalhes estéticos e seja flexível, não foi confeccionada sob medida para a prótese em desenvolvimento ou para fins de protetização.

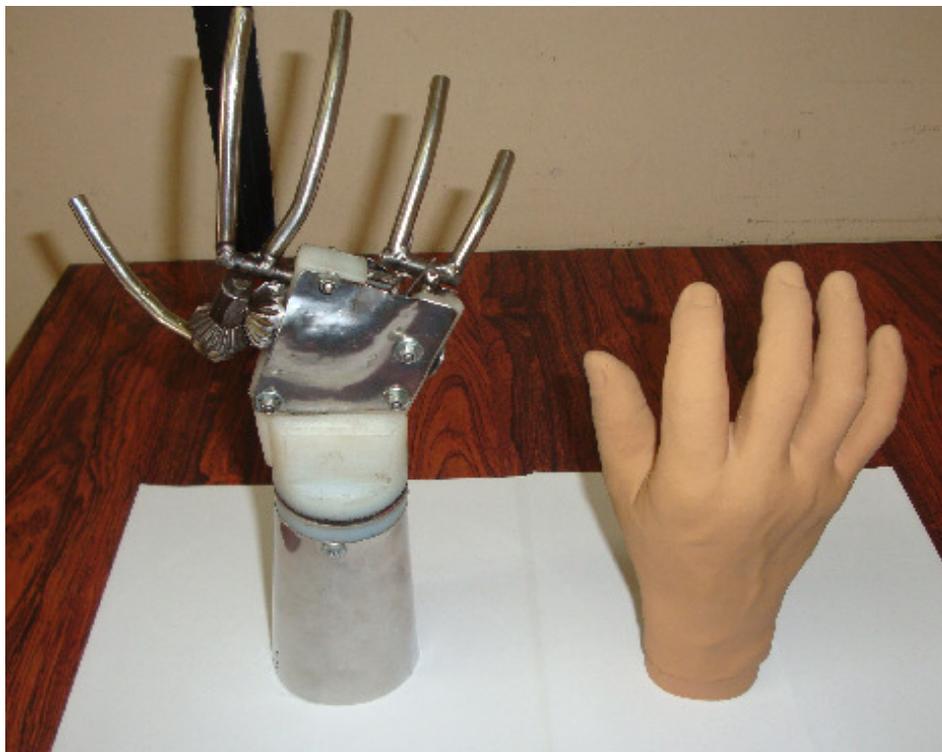


Figura 5.5 – Luva estética na posição dorsal



Figura 5.6 – Luva estética na posição palmar

Um exemplo de superação da deficiência e utilização de prótese é dado pelo webdesigner e palestrante Flávio Lucio (Figura 5.7), ex-eletricário e idealizador do site “*amputadosvencedores*”, focado em pessoas com alguma amputação, que precisam retomar sua vida normal.



Figura 5.7 – Criador do site “amputadosvencedores” utilizando prótese de mão esquerda com parte cosmética.

(www.amputadosvencedores.com.br)

Conhecimentos e tecnologias utilizados em outras áreas da engenharia, como a aeronáutica e a automotiva, podem ser incorporados e aproveitados no desenvolvimento de novas próteses, ampliando seus recursos e procurando projetá-las de maneira a tornar seu custo mais acessível para um grande número de pessoas que tiveram membros amputados, pois não apenas fatores de ordem clínica, mas principalmente os de ordem econômica, têm impedido um grande número de pessoas de adquirir equipamentos com recursos que contribuiriam para a retomada das funções, além da diminuição do constrangimento quanto à aparência externa.

A realização deste trabalho visa contribuir no domínio desta tecnologia a nível nacional, gerando um produto de aparência próxima do membro afetado, tanto em formato quanto em movimentos, de estrutura e mecanismos relativamente simples e de baixo custo, que com o avanço das pesquisas poderá tornar-se uma realidade que traga benefícios para um grande número de pessoas.

Capítulo 6

Conclusões e Perspectivas Futuras

Este capítulo conclui esta fase da pesquisa, de construção da estrutura antropomórfica, e permite avaliar os resultados obtidos, além de relacionar as próximas etapas que serão necessárias para a conclusão da prótese.

6.1 Conclusões a partir deste trabalho.

O mecanismo desenvolvido neste projeto atingiu os objetivos pré-estabelecidos para esta etapa, sendo estes:

- 1) Projetar e construir o protótipo de uma estrutura com formato e dimensões em similaridade com uma mão humana, com maior variedade de movimentos realizáveis que os modelos do tipo garra de fechamento, mais amplamente utilizados no mercado atual.
- 2) Ser de construção simplificada, desde a concepção do projeto com o menor número possível de engrenamentos e articulações, facilidade de montagem e mecanismos, até a utilização de componentes prontos e matérias-primas de fácil acesso, para obter assim menores custos de comercialização, viabilizando sua utilização em maior escala pela população.

- 3) Características de aparência e dimensões que gerem benefícios não apenas estéticos, mas também que aumentem a capacidade de realização de movimentos e trabalhos realizáveis, como a abertura lateral do polegar, que torna possível a posição de abertura total (espalmada).
- 4) O acionamento dos quatro dedos em oposição ao polegar ocorrendo de maneira simultânea permite uma melhor preensão dos objetos, e o mecanismo de amortecimento deste esforço, exercido por mola em dois dedos, permite melhor adaptação ao contorno dos objetos.
- 5) Articulação da estrutura na altura do punho, possibilitando movimento de rotação neste ponto ao redor do eixo do motor, o que é um aspecto de simplificação da construção e possibilidade de realização deste movimento utilizando-se uma única fonte de tração motora, que atua simultaneamente nos movimentos de abertura e fechamento da mão.
- 6) A possibilidade de abertura total permite a realização de um número muito maior de tarefas que uma prótese do tipo garra de fechamento, mantendo-se as vantagens de custo em relação a esta.
- 7) Existem mãos robóticas capazes de realizar movimentos complexos, porém sua utilização pela população de baixa renda ainda não é viável, pois seus custos elevados não são cobertos pelo Sistema Único de Saúde (SUS). Sendo assim o desenvolvimento de um sistema funcional a menores custos é uma necessidade do ponto de vista humano e comercialmente viável do ponto de vista do mercado.

Sabendo-se que o processo de amputação demanda muita atenção de todos os setores envolvidos, pois abrange vários aspectos da vida do paciente, desde os aspectos funcionais, estéticos e de saúde, até aspectos psicológicos, e avaliando os produtos oferecidos no mercado em função de suas características de movimentos e custos elevados, pode-se concluir que o

trabalho desenvolvido é uma contribuição para o setor de construção de próteses, abrindo a possibilidade de obter equipamentos funcionais mais baratos e estéticos, dentro da proposta de um produto simples e funcional.

6.2 Sugestões para trabalhos futuros

Para continuidade deste projeto, as próximas etapas necessárias são:

- Realização de estudos e experimentos com a utilização e combinação de componentes para a captação de sinais mioelétricos, convertendo-os em sinais de comando que os transformem em movimentos úteis ao usuário da prótese, inclusive com a possibilidade de instalação de sensores para captação de sinais externos úteis ao paciente, como variações de temperatura ou controle do aperto exercido.
- Instalação da parte de comando e controle, incluindo circuitos de acionamento e interface com os sensores, bateria e o próprio motor.
- Revestimento estético, com a construção de uma luva que utilize a própria mão oposta do paciente como modelo, que tenha flexibilidade e resistência, além de aspectos estéticos como textura e cor. Assim se obterá uma luva sob medida, uma vez que o modelo de luva utilizado para fins didáticos nos foi cedido pelo fabricante apenas para este fim.
- Desenvolvimento do conjunto final acabado, levando-se em conta a praticidade da colocação pelo paciente e aspectos de conforto e firmeza na instalação da prótese, bem como facilidade de utilização e aspectos construtivos como matérias-primas e processos.

Referências Bibliográficas

Amputação de Membro Superior – Catálogo Otto Bock – 1999

ANDRADE, N.A. **Desenvolvimento de um Sistema de Aquisição e Processamento de Sinais Eletromiográficos de Superfície para Utilização no Controle de Próteses Motoras Ativas**, Tese de doutoramento, UNB, Departamento de Engenharia Elétrica, 2007.

BLOHMKE, F. **Compêndio Otto Bock – Prótese para o membro superior**, Berlim (Schielle & Schon), 1994.

BOCCOLONI, F. **Reabilitação – Amputados, amputações e próteses**. São Paulo: Robe-Livraria e Editora, 1990. 250 p.

BRITÂNICA, Enciclopédia, **Captação de Sinais Mioelétricos**, citado em [/www.ortovan.com.br](http://www.ortovan.com.br), acesso em 20/07/09

CARVALHO, D.C.L. **Adaptação dos Pacientes ao uso de Próteses Mioelétricas**. Estudo do Tratamento Fisioterápico e Possíveis Alterações Fisiológicas. Anais 2000.

Componentes de Membro Superior – Otto Bock 1995 – Catálogo técnico

CUNHA, F. L. **Obtenção e Uso dos Acoplamentos Cinemático Interfalangianos e Interdigitais no Projeto de Próteses Antropofórmicas para Membros Superiores.** Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica, Universidade Federal do Espírito Santo, 1999, 143 p. Dissertação (Mestrado).

CUNHA, F. L., **Mão de São Carlos, uma Prótese Multifunção para Membros Superiores: Um Estudo dos Mecanismos, Atuadores e Sensores,** Escola de Engenharia de São Carlos, Universidade de São Paulo, 2002, 146 p. Doutorado.

DE LUCA, C. J. **“Electromyography,” an Encyclopedia of Medical Devices and Instrumentation,** Webster J. G., Ed., New York: Wiley, pp. 1111–1120, 1988.

DORCAS, D.S.; SCOTT, R.N. **A tree-state myoelectric control.** Med Bio Eng 4:367-370, 1966.

GIRAUDET G. **Iniciação à Aparelhagem dos Deficientes Físicos.** São Paulo: Organização Andrei Editora, 1978.

HALL, S. J. **Biomecânica Básica.** Ed. Foogan, Rio de Janeiro, 1993.

HEYWARD, V. H. **Advanced Fitness Assessment and Exercise Prescription,** Illinois: Human Kinetics, 104p, 1991.

KAPANDJI, A.I. **Fisiologia Articular – Membro Superior.** Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2000. 298 p.

KOTTKE, F. J.; STILLWELL, G. K.; LEHMANN, J. F. **Tratado de Medicina Física e Reabilitação.** Vol. 3. ed. São Paulo: Editora Manoele, 1984.

Materials Information Resource, disponível em <http://www.matweb.com>, acesso em 20/07/09.

MAXON MOTOR, **Maxon Main Catalogue**, Sachseln, Suíça, 1999.

MUZUMDAR, A. (editor) **Powered Upper Limb Protheses – Control, Implementation and Clinical Application**. Germany: Springer, 2004. 208 p.

MYOBOCK – Próteses de Braço – 1998 – Catálogo técnico

Ottobockus Manufacturers of myoelectric, passive, and body-powered components. Disponível em: <http://www.ottobockus.com>>. Acesso em 15/08/2007.

Phys. Medical Rehabilitation **Upper Extremity Myoelectric Prosthesis**, MD Thomas W. Wright, MD Arlene D. Hagen and MD Michael B. Wood-Rochester, Cl.N. Amer., 2000., disponível em <http://www.sciencedirect.com/science> ,acesso em 22/06/09

PUDULSKI, R. **The Boston Arm**. Forum. IEEE Spectrum 6, 1969.

SANCHEZ, O.F. **Desenvolvimento de Sistema de Prensão Para Utilização em Dispositivos Robóticos** Universidade Estadual de Campinas S.P.– Faculdade de Engenharia Mecânica, 2008
Doutorado

TAGLIARI, R. **A Incrível Evolução das Próteses na Medicina Moderna**, Revista “ O Próximo Passo”, Novembro de 2008, pp.1-6

TUBIANA, R. **The Hand – New York**: W. B. Saunders Publishers, 1981.