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

Metodologia Para Desenvolvimento De Dispositivos Biomecânicos Para Aplicação Em Próteses Antropomórficas

Autora: **Edna Rodrigues Cassemiro**
Orientador: **João Maurício Rosário**

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

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

Campinas, 2002
S.P. – Brasil

UNIDADE BAE
Nº CHAMADA T/UNICAMP
C 272 m
V ____ EX ____
TOMBO BC/ 50286
PROC 16-837/02
C ____ D 1
PREÇO R$ 11,00
DATA 13/08/02
Nº CPD ____

CM00171923-6

BIB ID 250732

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

C272m

Cassemiro, Edna Rodrigues
Metodologia para desenvolvimento de dispositivos biomecânicos para aplicação em próteses antropomórficas / Edna Rodrigues Cassemiro.-- Campinas, SP: [s.n.], 2002.

Orientador: João Maurício Rosário.
Dissertação (mestrado) - Universidade Estadual de Campinas, Faculdade de Engenharia Mecânica.

1. Biomecânica. 2. Robótica. 3. Geometria cinemática. 4. Sistemas de controle por realimentação. 5. Servomecanismo I. Rosário, João Maurício. II. Universidade Estadual de Campinas. Faculdade de Engenharia Mecânica. III. Título.

ESTE EXEMPLAR CORRESPONDE A REDAÇÃO FINAL DA
TESE DEFENDIDA POR EDNA RODRIGUES
CASSEMIRO E APROVADA PELA
COMISSÃO JULGADORA EM 25/02/2002
João Maurício Rosário
ORIENTADOR

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

Metodologia Para Desenvolvimento De Dispositivos Biomecânicos Para Aplicação Em Próteses Antropomórficas

Autora: **Edna Rodrigues Cassemiro**
Orientador: **João Maurício Rosário**

16/02

UNICAMP
BIBLIOTECA CENTRAL
SEÇÃO CIRCULANTE

UNICAMP

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

DISSERTAÇÃO DE MESTRADO ACADÊMICO

Metodologia Para Desenvolvimento De Dispositivos Biomecânicos Para Aplicação Em Próteses Antropomórficas

Autora: **Edna Rodrigues Cassemiro**
Orientador: **João Maurício Rosário**

Prof. Dr. João Maurício Rosário, Presidente
Universidade Estadual de Campinas – UNICAMP-FEM

Prof. Dr. Paulo Roberto Gardel Kurka
Universidade Estadual de Campinas – UNICAMP-FEM

Prof. Dr. José Manoel Balthazar
Universidade Estadual Paulista – UNESP- Rio Claro

Campinas, 25 de fevereiro de 2002.

Dedicatória:

Dedico este trabalho aos meus pais, João e Ruth, pelo apoio constante.

20237086

Agradecimentos

Este trabalho só foi possível graças ao apoio daqueles que me incentivaram e contribuíram para sua finalização, principalmente:

Aos meus pais e irmãos, em especial, minha irmã Sonia.

Ao Prof. João Mauricio Rosário, que me ajudou principalmente nos momentos mais dificeis.

Aos colegas e funcionários da FEM-UNICAMP , Helder Hermini, Sérgio Guanaes, Marcelo Modesto, Karla Pimenta, Nilton Cardoso, Antonio Baffi, Marina, Juliana Camargo, Saramago, Almiro Franco, Marcilio Silveira, Ferreira.

À FAPESP (Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de São Paulo) pelo apoio financeiro, processo n° 00/01838-8.

Resumo

CASSEMIRO, Edna Rodrigues, *Metodologia para Desenvolvimento de Dispositivos Biomecânicos Para Aplicação em Próteses Antropomórficas*, Campinas: Faculdade de Engenharia Mecânica, Universidade Estadual de Campinas, 2002, 89p. Dissertação (Mestrado).

Nesse trabalho, foram estudados os aspectos cinemáticos na modelagem de membros superiores e inferiores para aplicação em próteses antropomórficas. Para validação desse modelo foi escolhida a linguagem computacional ADA, que permite uma interface amigável com o usuário e a interface de entrada de sensores e saída de sinais de comando para os atuadores. E ainda a possibilidade de ser acrescido de novos módulos. A validação experimental desse foi realizada através uma bancada de laboratório, que permitiu realização de testes da interface de acionamento (calculados em função do modelamento dos diferentes graus de liberdade das próteses implementadas) das próteses e sensores utilizados. Como sistema de acionamento foram utilizadas ligas de memória de forma – SMA (Shape Memory Alloy), motores de corrente contínua e de passo onde a partir de ensaios experimentais, foram validados os conceitos desenvolvidos nesse trabalho, tais como modelagem, acionamento e controle de próteses antropomórficas.

Palavras Chave

-Biomecânica, Robótica, Prótese, Modelagem Cinemática, Controle.

Abstract

CASSEMIRO, Edna Rodrigues, *Biomechanical Devices Development Methodology for Anthropomorphic Prostheses*, Campinas: Faculdade de Engenharia Mecânica, Universidade Estadual de Campinas, 2002, 89p. Dissertação (Mestrado).

In this work, the kinematics modeling of upper and inferior limbs has been studied. The computational language ADA was chosen for validation tests. This language allows a friendly interface with the user. It also has a friendly input sensor interface with the signal output – facilitating the incorporation new modules. The experimental validation allows the accomplishment of tests for prostheses driver that were used. Shape memory alloys, DC motors and stepping motor were used as actuators. The experimental was carried out at a workbench. And so the concepts development such as modeling, driving and control of anthropomorphic prostheses has been validated using experimental tests.

Key words

Biomechanics, Robotics, Prosthesis, Kinematics Modeling, Control

Índice

Lista de Figuras iii

Lista de Tabela vi

Nomenclatura vii

Capitulo1- Introdução 1

Capitulo 2 – Estado da Arte – Projeto e Desenvolvimento de Próteses Antropomórficas 4

2.1- Evolução das próteses 4

2.2- Descrição de Próteses utilizadas atualmente 5

2.2.1-Membro superior 6

2.2.2-Membro inferior 11

2.3 – Estrutura de supervisão e controle de movimentos 14

2.4 - Principais tipos de acionamento e controle utilizados 16

2.5- Comentários Gerais 19

Capitulo 3- Modelagem de Prótese Antropomórficas 21

3.1 - Sistemas de Referência 21

3.2 – Representação de Denavit-Hartenberg 23

3.3 – Modelagem e Simulação dos membros superiores e inferiores de uma prótese antropomórfica usando referenciais locais 25

3.4 – Modelagem de um dedo utilizando os parâmetros de DH 29

3.4.1 – Implementação do Modelo Cinemático de uma mão – utilizando o software comercial Workspace™. 32

3.5 – Comentários gerais 33

Capitulo 4- Controle de Próteses Ativas – Ênfase em Membro Superior 35
4.1- Estrutura de Controle de Posição de uma prótese antropomórfica (1GL) 36
4.1.1- Estrutura de Controle de Posição de uma prótese antropomórfica 36
4.2-Modelagem Cinemática Inversa 37
4.3 – Utilização de Métodos Numéricos para resolução da Matriz Jacobiano 39
4.4- Estrutura de Controle de Posição de uma prótese antropomórfica (N GL's) 39
4.4.1- Estrutura de Controle Proposta 40
4.4.2 - Elementos funcionais que compõem um controle de posição 40
4.4.3 - Elementos funcionais que compõem um controle de força 43
4.5- Comentários Gerais 45

Capitulo 5 – Implementação Experimental 46
5.1- Exemplo experimental de Acionamento e Controle de Movimentos de memb. inf. 47
5.2- Exemplo experimental de Acionamento e Controle de Movimentos de memb. Sup 49
5.3 – Proposta de utilização de sistema de Acionamento e Controle de Movimentos de uma junta utilizando SMA 51
5.3.1-Controle de um músculo artificial – SMA 55
5.3.2 – Implementação do Sistema de Controle 56
5.4 – Controle de Posição e Força de um Sistema de Preensão 57
5.4.1- Desenvolvimento do problema 59
5.4.2- Controle de Posição e Força 60
5.5 – Simulações Numéricas 61
5.6 - Comentários Gerais 68

Capitulo 6- Conclusões e Perspectivas Futuras 69

Referências Bibliográficas: 71
Anexo I- ADA 74
Anexo II- Utilização de Métodos Numéricos para resolução da Matriz Jacobiana 81
Apêndice A 84

Lista de Figuras:

2.1 - (a)Mão e (b) membros artificiais, de Ambroise Paré. 5

2.2 - Anomalia congênita 6

2.3 – Diferentes tipos próteses. 7

2.4 - Exemplos de próteses. 8

2.5 - Utah Arm da Motion Control Inc. 9

2.6 – SensorHand da Otto Bock. 9

2.7 - Prótese de Mão da Nupoc. 10

2.8 – Prótese Passiva. 10

2.9 - Prótese Cosmética. 11

2.10 - (a) 3C100 C-Leg,. Otto bock (b) sistema Korec 12

2.11- (a)Mecanismo de quatro barras (b) pistão pneumático, ambas da Endolite 12

2.12- Para amputados do tipo Syme 13

2.13- (a) pé e pilão Vari-flex, (b)Refles-vsp da FlexFoot 14

2.14 – Esquema de controle mioelétrico 15

2.15- Treinamento muscular. 16

2.16- Músculo Pneumático 18

2.17- Joelho modular com sistema hidráulico rotativo da Ottobock. 18

2.18 - Sistema de joelho com cilindro pneumático da Blatchford. 19

3.1: Representação do sistema de referencia R 23

3.2: Parâmetros de Denavit-Hartenberg, θ, α, a e d. 24

3.3 (a) esqueleto do membro superior, da escápula ao punho (b) geometria equivalente às articulações do sistema esquelético 26

3.4 - Elemento terminal do membro superior (a) ossos (b) geometria das articulações 27

3.5 – Sistema articular humano: membro inferior (a) estrutura esquelética; (b) geometria 27

3.6- Elemento terminal do membro inferior(a) ossos (b) geometria das articulações 28

3.7 -. Sistema Articular do Membro Superior 28

3.8- Representação de DH para um dedo 29

3.9 – Modelo de uma mão utilizando o software Workspace™ 32

3.10- Tela do Workspace- Representação do dedo médio 33

4.1 - Malha de controle de uma prótese com N GL's 36

4.2 - Malha de controle de posição para 1 GL 40

4.3- Diagrama de blocos para o sistema de controle de posição da prótese 40

4.4 - Esquema do sistema a ser controlado: motor cc 41

4.5 - Diagrama do sistema 41

4.6– Esquema do acionamento e controle de posição 43

4.7 – Diagrama de blocos para controle de força da prótese 43

5.1- Ossos do membro superior. (A) Pélvis (B) Fêmur (C) Tíbia 47

5.2 – Interface de acionamento e controle dos motores de passo utilizados 48

5.3 - Estrutura de Acionamento e controle (utilizando motores de passo) 49

5.4 - Foto dos ossos do membro superior 49

5.5 - Protótipo experimental proposto para acionamento do membro superior 50

5.6 - Acionamento e controle (com motores cc) 51

5.7 - Estrutura Cristalina da SMA 53

5.8 – Curva de histerese do nitinol (variação do comprimento e temperatura) 54
5.9- Sistema de controle sugerido por Reynaerts e Van Brussel 54
5.10 - (a)força atuando num músculo (b) sistema equivalente utilizando o SMA 55
5.11– Sistema de supervisão e controle para SMA 56
5.12 – malha de controle de posição (on/off) 57
5.13– Foto de uma prótese de mão – sistema de preensão 58
5.14 – Foto da bancada experimental do sistema de preensão – controle de posição e força 59
5.15 - Garra robótica acoplada a um encoder 60
5.16 – Detalhe do extensômetro 60
5.17 – Representação da colagem dos extensômetros na garra 61
5.18 – Ponte de Wheatstone 61
5.19 - Diagrama de blocos correspondente à malha de controle de posição e força 63
5.20- Simulações 64
5.21 - Diagrama de blocos correspondente à malha de controle de posição e força 64
5.22 –Simulações 66
5.23- Malha de controle de velocidade da prótese para cargas variáveis 66
5.24 -Simulações- massa=2Kg 67
5.25- Simulações- massa=5Kg 67

Lista de Tabelas

Tabela 3.1- Parâmetros do dedo 30

Tabela 5.1 - Resultado da corrente necessária para preensão 62

Nomenclatura

Letras Latinas

$\mathbf{A_{i,i+1}}$ - matriz de transformação homogênea de rotação

$\underline{\mathbf{a}}$ - versor ortonormal de orientação (aproximação do efetuador)

$\mathbf{a_i}$ - menor distância entre os eixos z_{i-1} e z_i

A - ampère

$\mathbf{d_i}$ - distância entre a origem do (i-1)-ésimo frame de coordenadas até a interseção do eixo z_{i-1} com o eixo x_i ao longo do eixo z_{i-1} .

H - Henry

J - matriz Jacobiano

$\mathbf{J^{-}}$ - matriz Jacobiano inversa

f - função não linear que descreve a posição e a orientação do elemento terminal da cadeia

$\mathbf{L_i}$ - vetor de translação

MG - matriz de passagem

$\underline{\mathbf{n}}$ - versor ortonormal de orientação normal às direções *s* e *a*

$\underline{\mathbf{O_i}}$ - sistema de referenciais locais

$\underline{\mathbf{p}}$ - vetor posição

$\mathbf{q_i}$ - coordenadas generalizadas das juntas

R - referencial

$\underline{\mathbf{s}}$ - versor ortonormal de orientação (orientação)

$\mathbf{T_n}$ - matriz de transformação

V - volts

$\vec{x}$ - vetor posição (X, Y, Z, ψ, θ, ϕ), onde os três primeiros termos denotam a posição cartesiana e os três últimos a orientação do elemento terminal.

Letras Gregas

α_i - ângulo offset entre os eixos z_{i-1} e z_i medidos no eixo x_i

$\Delta\vec{\theta}$ - variação do incremento das variáveis articulares

$\Delta\vec{x}$ - diferencial de deslocamento do elemento terminal da prótese

$\underline{\theta}_{n\times1}$ - vetor que representa os graus de liberdade da junta antropomórfica, onde n representa o número de graus de liberdade da prótese.

Ω -Ohm

Abreviações

cc - corrente contínua

D-H – Denavit-Hartenberg

GL – grau de liberdade

SMA- shape memory alloy

Siglas

FEM – Faculdade de Engenharia Mecânica

UNESP – Universidade Estadual Paulista

UNICAMP – Universidade Estadual de Campinas

Capítulo 1

Introdução

O desenvolvimento de novas tecnologias que possam ser utilizadas na melhoria da qualidade de vida é um grande desafio aos centros de pesquisa. O número de amputações, principalmente entre os jovens, faz com que a pesquisa de novas tecnologias esteja em constante reciclagem. A melhoria na qualidade de vida em pessoas na idade produtiva, como também de maior atividade social, é o principal interesse de pesquisadores no que se refere a construção de dispositivos que permitam uma maior e melhor aproximação do membro natural. As próteses ativadas externamente possibilitam que essas pessoas realizem tarefas mais facilmente e com maior conforto, no entanto, essas próteses são caras e pesadas, o que torna seu uso restrito a um pequeno número de pessoas.

Este trabalho visa obter um estudo de próteses ativas, de tal forma possa ser implementado o estudo de controle na geração automática de movimentos, levando em conta atuadores e sensores que permitam um controle adequado, com a principal finalidade a redução nos custos. Para tanto, a elaboração de um programa computacional teve como base o estudo da anatomia do movimento humano dos membros (superior e inferior), e implementado analogamente à modelagem realizada para manipuladores robóticos. Podendo assim, ser generalizado a vários graus de amputação ou anomalia. Os modelos foram obtidos da escápula aos ossos da mão, no caso de membro superior e da pélvis aos ossos do pé, membro inferior.

A partir da modelagem cinemática direta e inversa foi desenvolvido um software utilizando a linguagem ADA. Com a modelagem cinemática inversa obteve-se a geração de trajetória e controle de posição. O software possibilita que o número de graus de liberdade seja

reduzido ou aumentado de acordo com a necessidade e finalidade de cada prótese a ser desenvolvida. Assim, foi implementado em uma estrutura esquelética, acionada com motores cc e motores de passo, possibilitando a validação do modelo estudado.

A necessidade de acionadores análogos aos músculos e sistemas de transmissão eficientes são assuntos abordados neste trabalho. A implementação deve levar em conta a rapidez na resposta, bem como baixos ruídos. Testes com ligas com memória de forma (SMA) foram realizados, com a finalidade de obter a característica desse tipo de material no que diz respeito de sua utilização como atuador para prótese de membro superior. E ainda, o uso de extensômetros e um encoder em uma garra robótica e assim chegar a uma malha de controle de força e posição para um sistema que possa ser usado em próteses de mão.

Dividiu-se o trabalho em seis capítulos, sendo os demais apresentados a seguir:

No Capitulo 2 foi feito uma abordagem sobre os primeiros relatos que se tem sobre próteses; a sua evolução; a concepção nos dias atuais; tipos de acionamento e controle. Este capitulo visa ao leitor ter uma compreensão maior do assunto e posicionar-se diante dele.

Os conceitos de modelagem cinemática direta são apresentados com o uso de vetores locais e convenção de Denavit-Hartenberg e sua utilização em membros superiores e inferiores podem ser encontrados no capitulo 3. Nesse capitulo possibilita verificar o uso de um tipo de modelagem em relação a outra e o motivo da escolha para esse trabalho.

O tema abordado no capitulo 4 é a modelagem cinemática inversa utilizada no controle de posição e os métodos numéricos para a resolução da matriz jacobiana dos modelos apresentados, e a importância na inversão do modelo. A abordagem do programa computacional desenvolvido abrange apenas os aspectos cinemáticos, no entanto, num problema real a dinâmica do sistema em que há uma variação de carga a ser manipulada, necessitando de um estudo para a construção de um controlador mais eficiente.

No capitulo 5 foram feitos testes experimentais visando a validação do modelo cinemático, para tanto foram implementados um protótipo de um braço mecanizado utilizando-se de motores cc e de perna com motores de passo. Um dispositivo com SMA foi construído com a finalidade

de estudar esse tipo de atuador em prótese de membro superior, foi aplicado para um grau de liberdade, viabilizando sua utilização para um número maior de articulações; e ainda testes com sensores de força em uma garra robótica com o objetivo de estudar o controle de força e posição simultaneamente. Esses testes permitem avaliar o uso de sensores e atuadores em uma prótese antropomórfica e assim fazer a melhor escolha de do tipo de dispositivo que se pretende construir. Verifica-se a dificuldades de implementação como: peso, resistência, grau de complexidade, eficiência e dificuldades de implementação.

E para finalizar, tem-se no capitulo 6 as principais conclusões referentes a esse estudo e demais perspectivas futuras para os quais poderão ser bastante úteis em outros trabalhos a serem continuados nessa área.

Encontram-se nos anexos e apêndice no final da dissertação alguns itens para melhor compreensão deste trabalho.

Capítulo 2

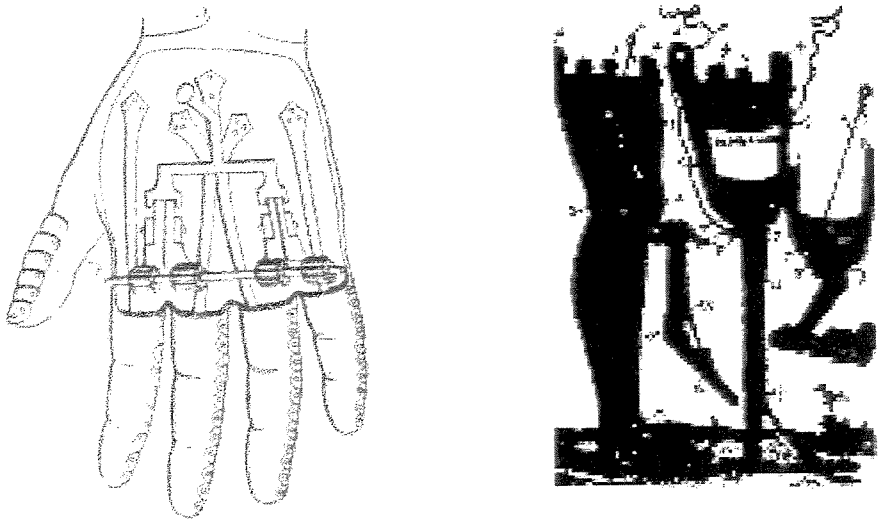
Estado da Arte – Projeto e Desenvolvimento de Próteses Antropomórficas

As próteses são dispositivos projetados para a substituição parcial ou total de um membro. São feitas sob medida, levando em conta o grau de amputação e sua origem, que pode ser por diversos motivos, tais como: acidentes traumáticos, anomalias congênitas, diabetes, câncer e doenças vasculares. A partir daí, são determinados a funcionalidade da prótese, o nível de atividade e as mudanças na estrutura anatômica do amputado, como exemplo, as crianças que crescem rapidamente, necessitando de próteses novas mais freqüentemente. Assim, sua fabricação requer cuidados especiais com a tecnologia aplicada, aumentando o grau de complexidade de acordo com o material, controle e aparência

2.1-Evolução das Próteses

Não é de hoje que a necessidade de substituir membros perdidos faz parte do interesse do homem. Desde a antiguidade, a construção de dispositivos tem sido feita a partir da criatividade de seus inventores. O primeiro membro artificial que se tem notícia na história é de uma perna feita de madeira e bronze, chamada de prótese Romana, Nupoc (2000). Foi confeccionado por volta de 300 A.C..

Por muitos séculos, principalmente devido às guerras, pesquisadores inovavam com técnicas na substituição do membro amputado. Um grande avanço nesta área foi dado pelo cirurgião francês Ambroise Paré (século XVI), Cunha (1999). Abaixo são mostradas duas ilustrações feitas pelo cirurgião.



(a) (b)

Figura (2.1) – (a) Mão e (b) membros artificiais, de Ambroise Paré.

Algumas próteses foram descobertas ao longo do tempo, e a evolução maior se deu quando começaram a usar próteses que pudessem ter algum tipo de movimento. Em 1818, o dentista Peter Ballif criou a prótese ativada pelo corpo, no caso um braço que era movimentado pelo músculo do ombro através de uma cinta acoplada aos ombros. Já a cineplastia foi descrita por Vanghetti, em 1898 e melhorada por Saucherbuch, Soares (1997). Consiste na utilização de cabos conectados aos músculos restantes à prótese, fazendo com que a contração muscular ative-a. Método descartado por causar lesões e infecções.

Após a Segunda Guerra Mundial, com o avanço tecnológico de materiais, como também na área de computação e eletrônica, fizeram com que novos modelos de membros artificiais fossem desenvolvidos. A seguir são mostradas as próteses mais modernas encontradas atualmente no mercado, desenvolvidas nos principais centros de pesquisa do mundo.

2.2-Descrição das Próteses utilizadas Atualmente

Muitas empresas e centros de pesquisa estão desenvolvendo próteses antropomórficas, muitas para uso humano, outros o uso do conhecimento em robôs que possa substituir o homem em diversas atividades perigosas ou insalubres.

O projeto de construção de uma prótese requer grandes cuidados na escolha do material, interface com o usuário e conforto, tipo de controle e acionamento, sensores e principalmente o nível de amputação, ou mesmo da anomalia, pois não somente para amputados elas são desenvolvidas, veja figura 2.2:

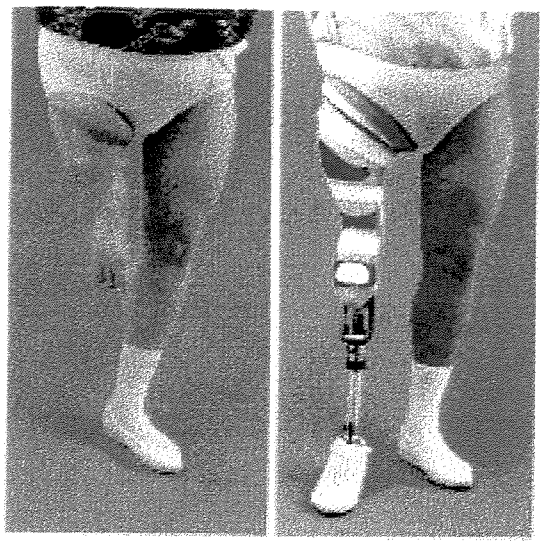


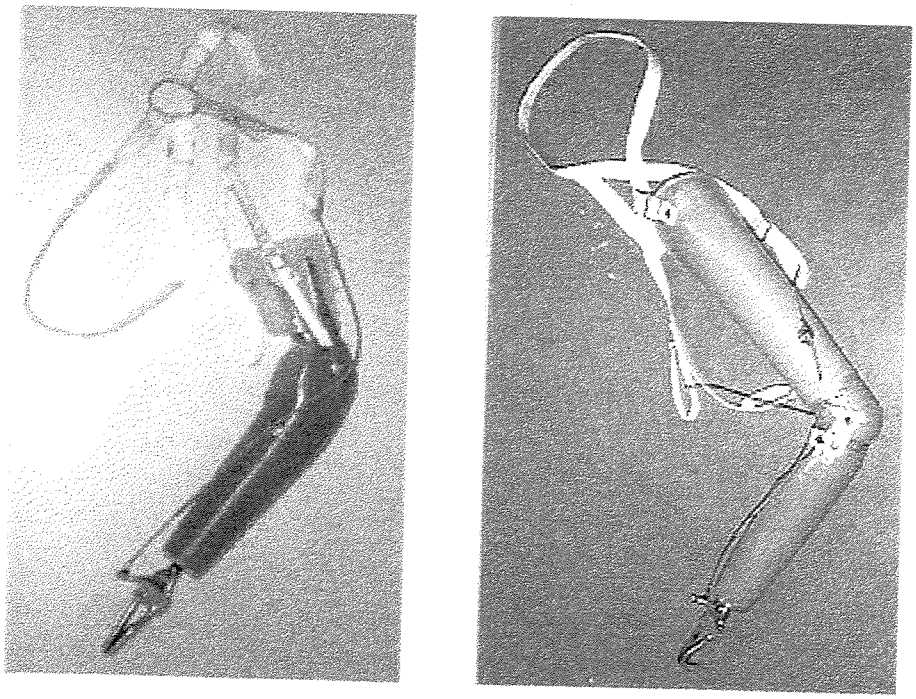
Figura (2.2) Anomalia congênita

2.2.1-Membro superior

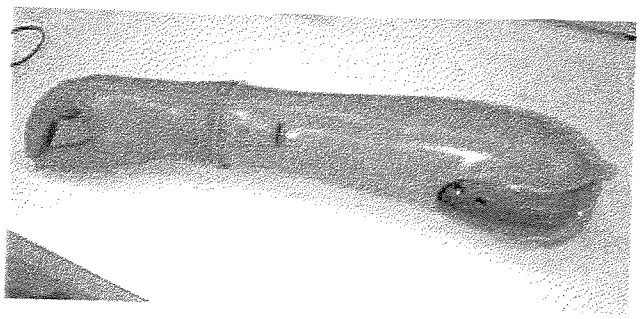
As próteses de membros superiores, apresentam uma grande desafio, pois apresentam maior complexidade nos movimento, dificultando seu controle. São projetadas de acordo com o grau de amputação. Assim, a seguir são expostas as principais partes desse sistema:

Braços

Próteses Transradiais: são próteses onde a amputação é feita abaixo do cotovelo, na altura do rádio e ulna (ossos do antebraço). Abaixo são mostradas três próteses transradias.



(a) (b)



(c)

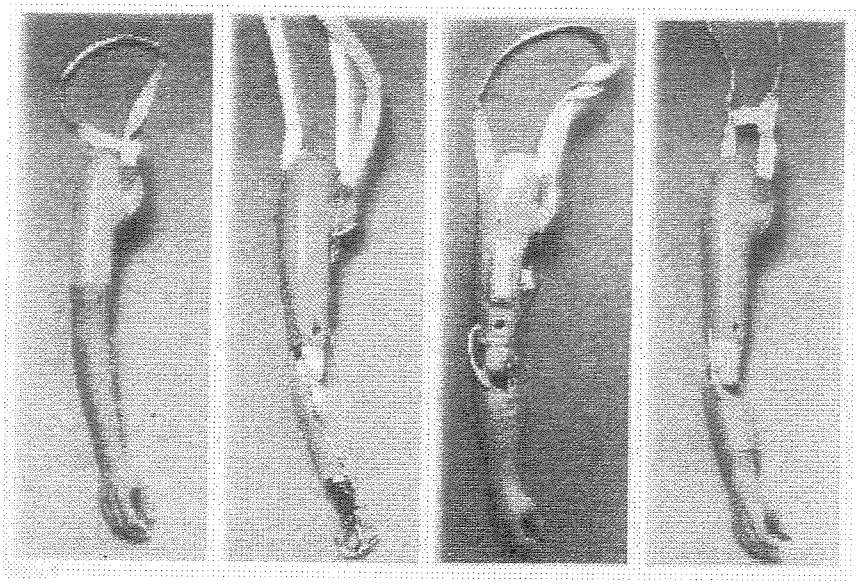
Figura (2.3) – Diferentes tipos próteses

A prótese (a) utiliza a potência do corpo para operar o do gancho ou o dispositivo terminal, através de um cabo. Um cordão serve para segurar a prótese fixada ao ombro oposto. Quando o amputado move o braço para frente o cabo puxa para trás, abrindo o gancho, este vai de encontro a algumas faixas de borracha. A resistência dss faixas de borracha fecham o gancho fornecendo força necessária para prender um objeto.

Na figura 2.3 (b), é um tipo de prótese semelhante a figura (a). Neste caso, entretanto, uma seção do antebraço deve ser levantada e abaixada assim como o dispositivo terminal que requer a ativação. Os mesmos movimentos são usados para levantar o cotovelo, e com um movimento

pequeno da parte superior do braço o cotovelo é travado. O dispositivo terminal pode então ser aberto e fechado. Estes tipos de próteses requerem um maior treinamento para os pacientes.

No caso (c), trata-se de uma prótese mioelétrica. Esse tipo de prótese utiliza contrações musculares, geradores de pequenos sinais elétricos, que ao serem detectados fazem com que os circuitos abram-se ou fecham-se, permitindo a abertura ou o fechamento da mão. A próteses mioelétricas são tecnologicamente avançadas, porém são caras e pesadas, requerem uma determinada quantidade de manutenção.



(a) (b) (c) (d)

Figura (2.4) – Exemplos de próteses

(a) prótese ativada de corpo

(b) Prótese Mecânica

(c) Prótese Mioelétrica

(d) Prótese Híbrida

Cotovelo

O cotovelo é responsável pela supinação e pronação, extensão e flexão e a estabilidade do antebraço.

O Utah arm é uma prótese indicada para amputações acima do cotovelo. Usando apenas dois músculos, ela permite o movimento do cotovelo, punho e mão.

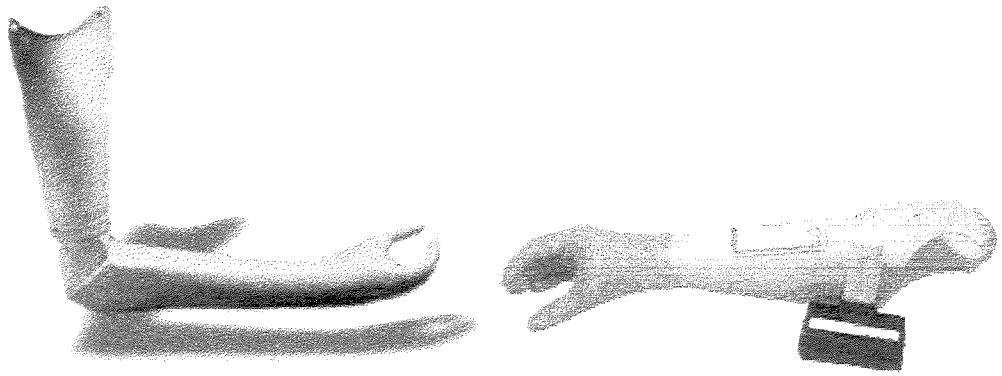


Figura (2.5) Utah Arm da Motion Control Inc.

Punho

O punho age como um posicionador de ferramenta em comparação a um manipulador robótico. Ele atua na orientação da mão no espaço.

Mãos

As mãos possuem um complexo sistema. As próteses existentes de mão são pinças que utilizam três dedos que se fecham para agarrar o objeto.

A Otto Bock possui a chamada SensorHand – essa prótese possui um microprocessador que controla a abertura e fechamento da mão. Quando um objeto esta quase caindo, os sensores dos dedos detectam a variação de peso ou do centro de gravidade do objeto, enviam ao microprocessador que controla a força de preensão. Um pequeno sinal mioelétrico faz com que cesse a preensão, e um sinal mioelétrico mais longo abre a prótese de mão totalmente.

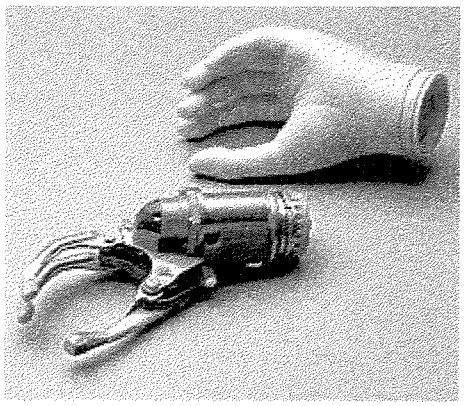


Figura (2.6) – SensorHand da Otto Bock

O funcionamento interno do braço mioelétrico mostram a placa de circuito, as conexões elétricas, e o motor elétrico. Os pacientes devem usar baterias recarregáveis e necessitá-las substitui-las freqüentemente. Embora as crianças se adaptem extremamente bem, a maioria de pacientes requer algum treinamento antes que dominem inteiramente a prótese.

Figura (2.7)- Prótese de Mão da Nupoc

Passivas

A utilização de próteses passiva é funcional, pois permitem realizar tarefas, não são tão pesadas e assim menos incômodas.

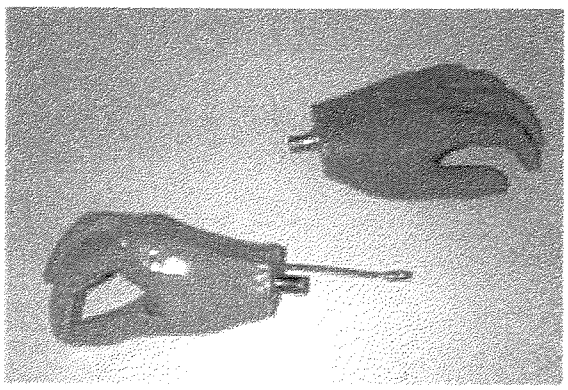


Figura (2.8) – Prótese Passiva

Cosméticas

As próteses cosméticas são utilizadas para uma melhor aparência, pois elas deixam o usuário com maior autoconfiança. Muitos usuários preferem uma prótese cosmética à uma funcional.

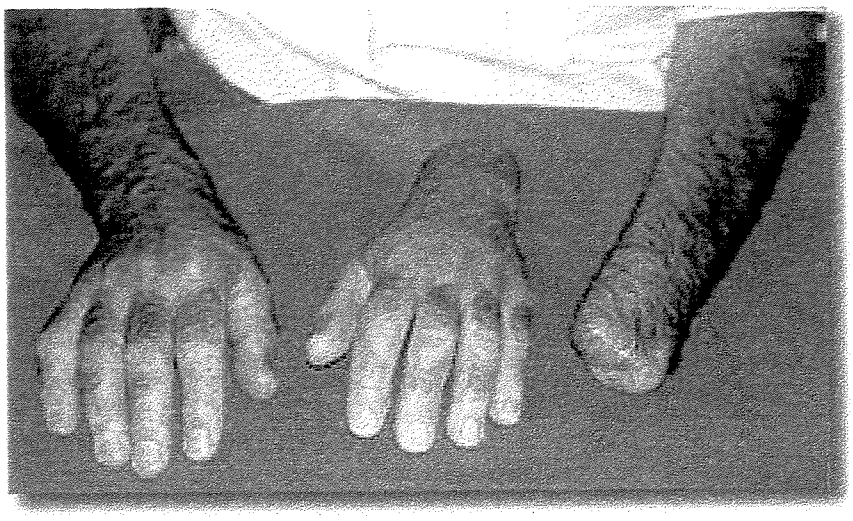


Figura (2.9)- Prótese Cosmética

2.2.2 - Membro inferior

As próteses de membros inferiores precisam levar em conta os diferentes pontos da locomoção, como a fase e balanço da marcha. As forças que agem sobre o quadril, calcanhar, coto, cartucho e peso do corpo devem ser analisados num projeto de prótese de perna.

Pernas

As próteses modernas de pernas possuem microprocessadores que controlam o movimento do usuário em várias condições de terrenos. Para tanto são dotadas de sensores de posição e força.

Pode-se citar aqui, a prótese da Ottobock: modelo 3C100 C-Leg, Kastern et al (2000), que possui um joelho hidráulico, que é controlado a partir de um software que ajusta os parâmetros tornando o sistema o mais próximo do natural. Uma bateria de lítio fornece energia para a perna durante aproximadamente 30 horas.

Já a Korec possui uma prótese de 4 barras e dotada de mecanismo pneumático. Ela é fabricada em alumínio e titânio, sendo leve e resistente.

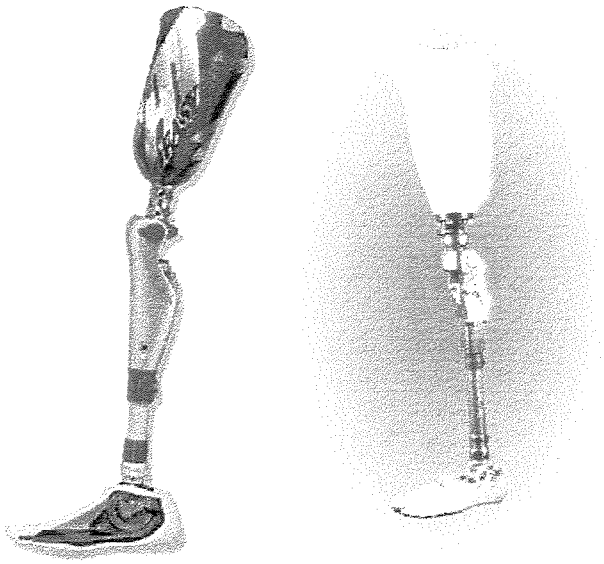
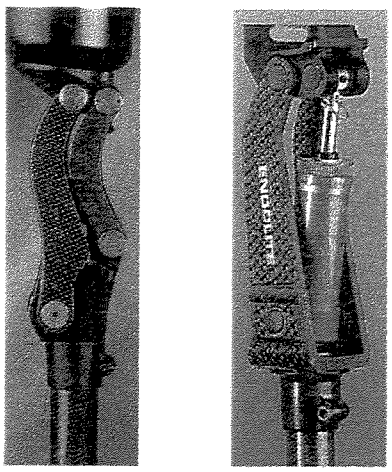


Figura (2.10) (a) 3C100 C-Leg,.Ottobock (b) sistema Korec

Joelho

O joelho é o principal componente de uma prótese de membro inferior. Muitos estudos estão sendo realizados no intuito de encontrar a melhor solução, tanto no aspecto de conforto quanto no aspecto energético e dinâmico. Existem os chamados joelhos monocêntricos e os policêntricos, Blohmke (1993), aqueles têm um eixo que fica posterior à linha de carga, já os policêntricos dependem do centro de rotação e da complexa cinemática.



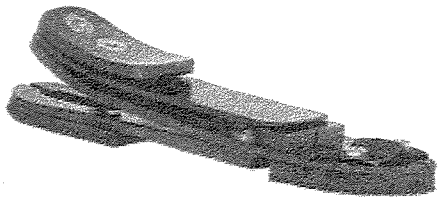
(a) (b)

Figura (2.11)-(a)Mecanismo de quatro barras (b) Pistão pneumático, ambas da Endolite™

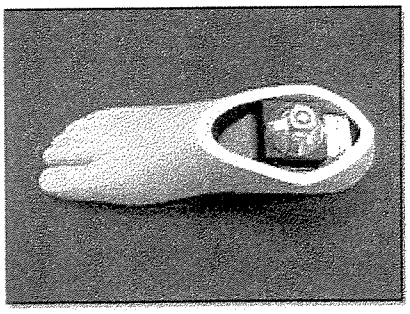
Pé

O pé tipo Syme, desenvolvido por Sir James Syme em 1843, Brakoulias (2001). Essa técnica foi desenvolvida para amputações no tornozelo, pois antes disso as cirurgias de fraturas de tíbia e fíbula eram feitas na altura da coxa. Esse tipo de prótese possibilita ao usuário sentir o calcanhar, já que continua com o comprimento inteiro da perna.

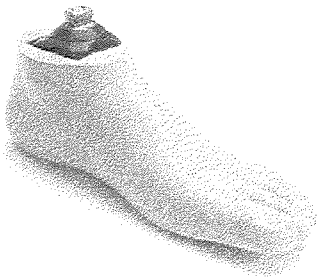
A Universidade da Califórnia em Berkeley desenvolveu um novo pé, no inicio dos anos cinqüenta. Esse pé, chamado de SACH, possuía um tornozelo rígido e calcanhar acolchoado. A partir daí novos conceito de pé foram melhorados, utilizando novas tecnologias para a absorção de energia



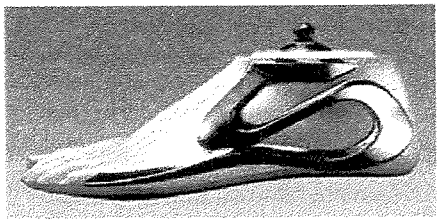
(a)



(b)



(c)



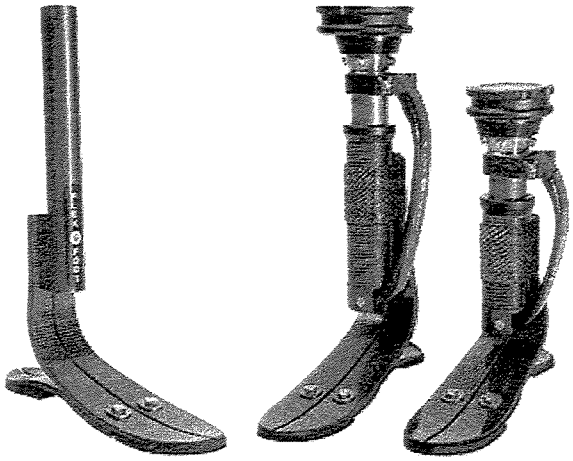
(d)

Figura (2.12)- Para amputados do tipo Syme.

(a) FlexFoot Syme- (b) K2 Sensation

(c) 1C40 C-Walk (d) 1D25-Otto Bock

O Variflexlarge da FlexFoot é um tipo de prótese delgada permitindo que se faça um acabamento cosmético melhor. Ela é recomendada para crianças, já que o tamanho pode ser ajustado a medida em que o amputado cresce. É indicado também, para amputações transfemorais devido ao acoplamento fácil do pé e pilão com sistema de joelhos endoesqueléticos.



(a) (b)

Figura (2.13)- (a) pé e pilão Vari-flex, (b)Refles-vsp da FlexFoot

2.3-Estrutura de supervisão e Controle de Movimentos

O controle de prótese passou por grandes mudanças. As primeiras próteses eram *controladas pelo próprio corpo* do usuário, ou seja, elas eram operadas por cordões que fixadas ao corpo poderiam se mover, com ações bruscas. Depois, houve o uso da *cineplastia*, a qual o músculo responsável por determinado movimento recebia cabos que eram conectados à prótese. Esse tipo de controle elimina o uso de sensores, porém causa o desgaste dos tecidos musculares e infecções. Um outro tipo de controle é o *neurocontrolador* elétrico, nele os eletrodos são colocados diretamente no nervo periférico que contém o nervo motor, sem necessariamente possuir o músculo responsável por aquele movimento. O sinal é processado e enviado à prótese. Estudo sobre esse tipo de controle foi descartado, já que causava degeneração dos nervos. No entanto, futuramente com novas tecnologias de implante, bem como da própria estrutura das próteses poderão voltar a ser estudado com maior ênfase.

A técnica mais utilizada em próteses tecnologicamente modernas para o seu controle é o controle *mioelétrico.* Esse tipo de controle possui maior naturalidade aos movimentos do usuário, no entanto também possui alguns inconvenientes, como pode-se ver a seguir:

2.3.1- Controle Mioelétrico

Para realizar um movimento, forças mecânicas são produzidas pela ação do músculos. O neurônio motor ativa cada uma das unidades motoras dentro do músculo e, quando são ativadas unidades motoras suficientes, ocorre uma despolarização da membrana muscular, resultando numa voltagem que pode ser detectada por eletrodos colocados na área e a voltagem medida representa a soma algébrica de todos os potenciais de unidades motoras. A EMG (Electromyography) é o método para detectar, medir e registrar essa saída elétrica produzida durante uma contração muscular. As técnicas para registrar e processar o sinal EMG do músculo variam dependendo da aplicação, Johanson (1998).

As próteses mioelétricas apresentam certas limitações no sistema de controle. Para próteses simples esses sistemas tem sido bem sucedidos, porém para controlar mais do que um dispositivo, o desempenho é limitado. Pessoas com amputações transradiais as próteses mioelétricas são bem aceitas, no entanto para amputações trans-humeral ou bilateral existe a necessidade de uma melhoria nos sistemas de controle.

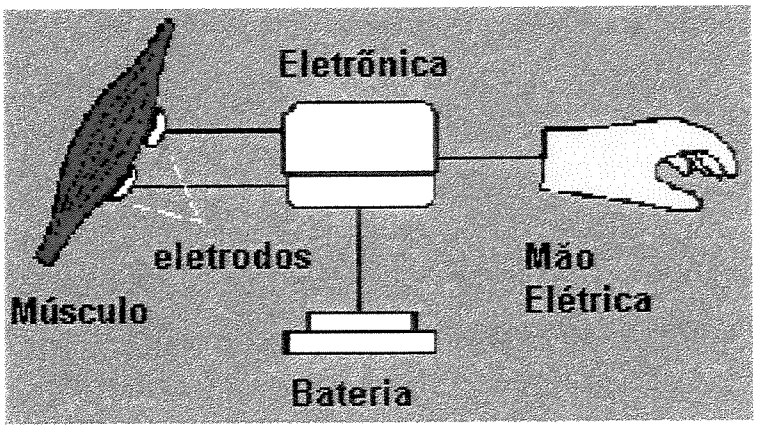


Figura (2.14) –Esquema de um controle mioelétrico

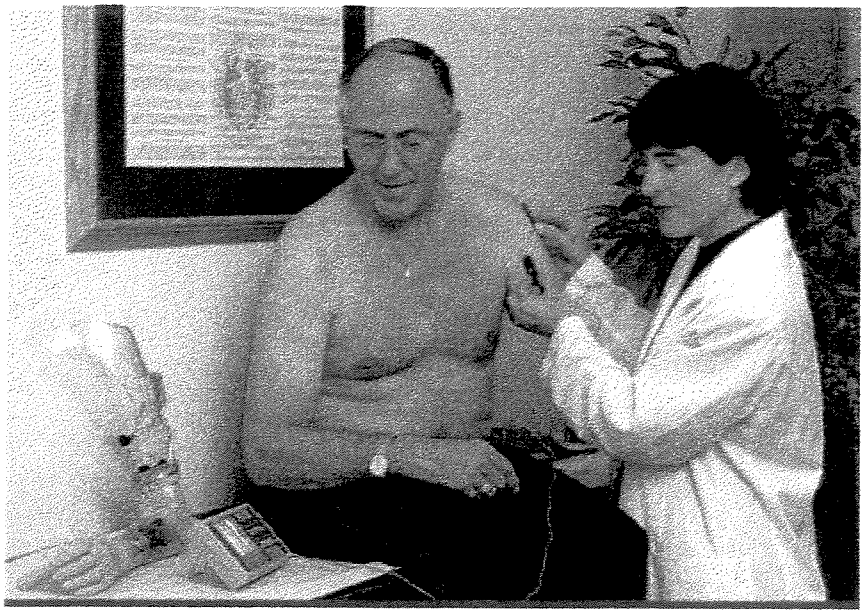


Figura (2.15)- Treinamento muscular para uso de prótese mioelétrica

2.3.2 - Controle pelo Pensamento

Um estudo realizado na Duke University, Estados Unidos, mostrou a possibilidade de controle de um braço mecânico através do pensamento, Meredith (2001). Foram implantados eletrodos no cérebro de macacos e usaram as ondas cerebrais para controlar um braço robótico. As ondas foram captadas por 96 eletrodos tão finos quanto um fio de cabelo e processadas por um computador usando um algoritmo para tal finalidade; os sinais processados foram transmitidos ao braço. Os macacos foram capazes de manipular o braço usando o pensamento.

O artigo menciona o uso deste processo no controle de prótese. Pode-se imaginar o uso de elétrodos internos ou externos para monitorar pensamentos, tendo essa informação transmitida a um pequeno processador que venha então a controlar uma prótese futuramente.

2.4-Principais tipos de Acionamento

Acionadores ou atuadores são dispositivos responsáveis pelo movimento da prótese. Eles devem permitir movimentos mais próximos ao natural e ao mesmo tempo confortáveis, seguros, com resposta precisa e ao mesmo tempo leve e resistente. As próteses existentes no mercado ou em pesquisa possuem basicamente os seguintes sistemas de acionamento:

2.4.1- Membro Superior

Motores cc

São motores pequenos e seu maior uso são em próteses para abertura e fechamento da mão. Utilizam como fonte de energia baterias recarregáveis. Os principais problemas desse tipo de acionamento são o peso e o ruído, restringindo sua utilização.

SMA (Shape Memory Alloy)

Esse tipo de acionamento vem sendo estudado amplamente. Caracteriza-se por uma liga que possui a propriedade de possuir o efeito da memória de forma, ou seja, de voltar sua forma original como se tivesse uma memória. A mais conhecida e utilizada dessas ligas é o Ni-Ti, comercialmente conhecida como Nitinol. São ligas metálicas em forma de fios que pela passagem de uma corrente elétrica, elas se aquecem e se deformam, voltando a forma original quando deixa de passar corrente através da mesma. Esse tipo de acionamento é suave e silencioso o que torna essas propriedades do material mais próximo dos músculos. Assim, essa liga será estudo do desse trabalho.

Músculo Pneumático

Um dispositivo pneumático, relativamente novo, chamado de músculo a ar foi desenvolvido pela The Shadow Robot company. Ele produz movimento linear com a aplicação de ar pressurizado Em algumas maneiras o músculo do ar é similar ao fio de Nitinol (SMA). Principalmente em sua habilidade de contrair-se quando ativado. A contração do músculo SMA é de 5 a 7% do comprimento, enquanto o músculo a ar chega a 25% de contração. O músculo pneumático é mais barato e tem resposta mais rápida , porém seu principal obstáculo na utilização em próteses seria o armazenamento do ar comprimido.

Alguns centros de pesquisa fazem estudos referentes a esse tipo de acionamento, que havia sido abandonada e atualmente vem sendo estudado. É conhecido como músculos Mckiben.

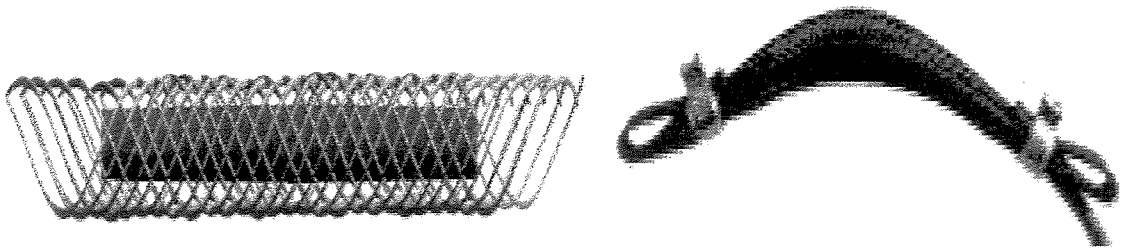


Figura (2.16)- Músculo Pneumático

2.4.2- Membro Inferior

O acionamento de membros inferior deve possibilitar ao usuário da prótese um caminhar suave, e ao mesmo tempo, o acionador tem que ser robusto para permitir que marcha em diferentes terrenos amortecendo o impacto com o solo. Dessa forma, dois tipos de atuadores são utilizados:

Atuador Hidráulico

Trata-se de um sistema que possui um cilindro hidráulico que controla a resistência de acordo com a fase: apoio ou balanço. São usados na confecção de joelhos indicados principalmente para pessoas ativas.

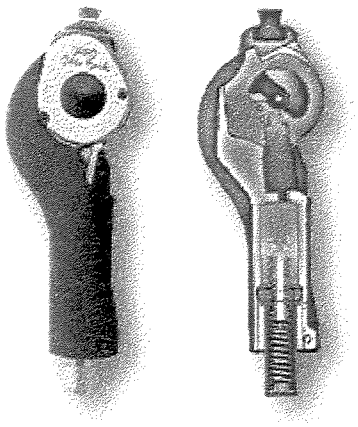


Figura (2.17) - Joelho modular com sistema hidráulico rotativo da Ottobock

Atuador Pneumático

Sistema semelhante ao atuador hidráulico, porém são pneumáticos. Uma servo-válvula dentro do pistão reage a qualquer aumento de pressão causado pela flexão do joelho. São melhor indicados para pessoas que possuem atividades moderadas.

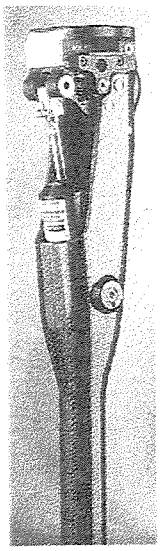


Figura (2.18) - Sistema de joelho com cilindro pneumático da Blatchford

2.5-Comentários Gerais

Esse capítulo forneceu as principais considerações no aspecto construtivo de próteses. Isso possibita verificar como estão os estudos relacionados a esse tema e quais as principais dificuldades na implementação de prótese antropomórficas ativas.

Pode-se notar que há diferentes tipos de problemas, principalmente no que se refere aos tipos de atuadores que são relativamente pesados, lentos e das fontes de energia que necessitam de maior autonomia.

Existem vários tipos de amputações ou anomalias, o que torna necessário a modelagem completa das articulações dos membros, levando em conta apenas os principais movimentos realizados. Assim, esse trabalho desenvolve uma sistemática na confecção de próteses de membros superior ou inferior, considerando apenas os aspectos cinemáticos. Estudos de

modelagem utilizada em robótica foram implementados, de tal forma a propiciar o controle de próteses ativas do membro ou parte dele que se deseja contruir. Verifica-se isso no capítulo que se segue.

Capítulo 3

Modelagem de Prótese Antropomórfica: Membros - Superior e Inferior

Com a finalidade de se obter a posição e orientação do elemento terminal com relação a uma base fixa, foram desenvolvidos o modelo geométrico e cinemático do sistema esquelético humano. Ou seja, construindo-se um modelo que possa ser expresso matematicamente e a partir de suas coordenadas generalizadas (ângulos das juntas) chega-se a uma posição delimitada por sua área de trabalho. O modelo geométrico mostra o sistema no espaço com seus graus de liberdade, já o no modelo cinemático direto, todos os deslocamentos da prótese são obtidos a partir dos valores dos ângulos das juntas.

Com o uso apenas da cinemática para a modelagem, estudou-se apenas o movimento sem considerar as forças envolvidas. Assim, a geometria torna-se fundamental, pois a partir da posição obtém a velocidade e a aceleração, que são derivadas da variáveis de posição em relação ao tempo.

A modelagem do sistema articular humano foi baseado. na metodologia utilizada para modelagem de manipuladores robóticos, incluindo de atuadores e sistemas de transmissão mecânica. Este capítulo aborda dois métodos mais utilizados na modelagem cinemática direta: vetores locais e representação de Denavit-Hartenberg, que dependem do sistema de referência utilizado.

3.1 - Sistemas de Referência

O método de vetores locais trata-se da obtenção de uma matriz de transformação homogênea a partir de um sistema de coordenadas. As n articulações (rotacionais ou prismáticas)

desse sistema formam uma cadeia, onde cada origem O_i esta relacionada com a origem da base O_0, que é fixa, e *i* variando de *1* até *n*.

A representação desse sistema é feita pela relação de um ponto qualquer da cadeia (O_{i+1}) com um ponto anterior (O_i). Em cada ponto é fixado um referencial R. Esse referencial representa o vetor (x, y, z) relacionado àquela posição em estudo. Essa relação pode ser obtida pela equação (3.1)

$$\underline{O}_{i+1} = \underline{O}_i + MG_i^{i+1} * \underline{L}_i \tag{3.1}$$

Onde:

i : número de pontos necessários para a definição do modelo geométrico

$\underline{O}$: matriz 3x1- origem em relação a um sistema de referência local

$\underline{O}_{i+1}$: matriz 3x1- próxima origem em relação a um sistema de referência local

MG_i^{i+1} : matriz 3x3- matriz de passagem

$\underline{L}_i$:$(O_{i+1} - O_i)$- Referenciais escolhidos convenientemente de modo a simplificar o sistema

$$MG_i^{i+1} = MG_1^{\,2} * MG_2^{\,3} * \ldots * MG_i^{i+1} \tag{3.2}$$

Resultando:

$$MG_i^{i+1} = \begin{bmatrix} n_x & s_x & a_x \\ n_y & s_y & a_y \\ n_z & s_z & a_z \end{bmatrix}$$

que é a matriz orientação do elemento terminal, onde:

$\underline{s} = [\, s_x \; s_y \; s_z \,]$, a orientação (direção do movimento);

$\underline{a} = [\, a_x \; a_y \; a_z \,]$, a aproximação (normal a direção do movimento);

$\underline{n} = [\ n_x\ n_y\ n_z\ ]$, direção normal às direções $\underline{s}$ e $\underline{a}$.

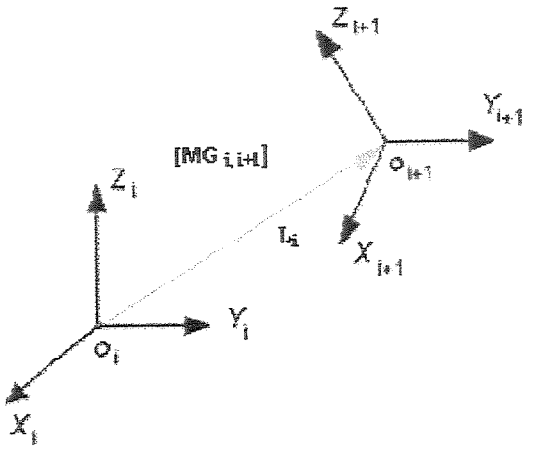


Figura (3.1): Representação do sistema de referencia R

3.2 – Representação de Denavit-Hartemberg

O método de Denavit-Hartenberg, Craig (1989), consiste no levantamento de quatro parâmetros: θ, d, a e α, para cada par de sistemas de coordenadas consecutivos.Assim, para cada segmento tem-se uma matriz de transformação homogênea , equação (3.3).

O procedimento para obtenção dos quatro parâmetros, Alves (1988) necessários para chegar a equação (3.3), são

1°-Rotacionar θ em torno de Z_0, até que $X_0//X_1$. Com X_1 deve ser normal a Z_0 .

2° Translação de d na direção Z_0 até que X_0 e X_1 estejam alinhados.

3° Translação de a na direção X_0 até que as origens dos dois sistemas coincidam-se.

4 °Rotacionar α_i *em torno de* X_1 até que Z_0 esteja alinhado com Z_1.

$T_{i-1}^{\ i} = rot(\theta, Z_{i-1})\ trans(0, 0, d_i)\ trans(a_i, 0, 0)\ rot(\alpha, X_i)$, assim

$$T^{i}_{i-1}=\begin{bmatrix} \cos\theta_i & -\sin\theta_i\cos\alpha_i & \sin\theta_i\sin\alpha_i & a_i\cos\theta_i \\ \sin\theta_i & \cos\theta_i\cos\alpha_i & -\cos\theta_i\sin\alpha_i & a_i\sin\theta_i \\ 0 & \sin\alpha_i & \cos\alpha_i & d_i \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (3.3)$$

Onde:

θ_i - ângulo entre links adjacentes

α_i - ângulo de torção do link

d_i - menor distância entre links adjacentes

a_i – comprimento do link

i – número de grau de liberdade

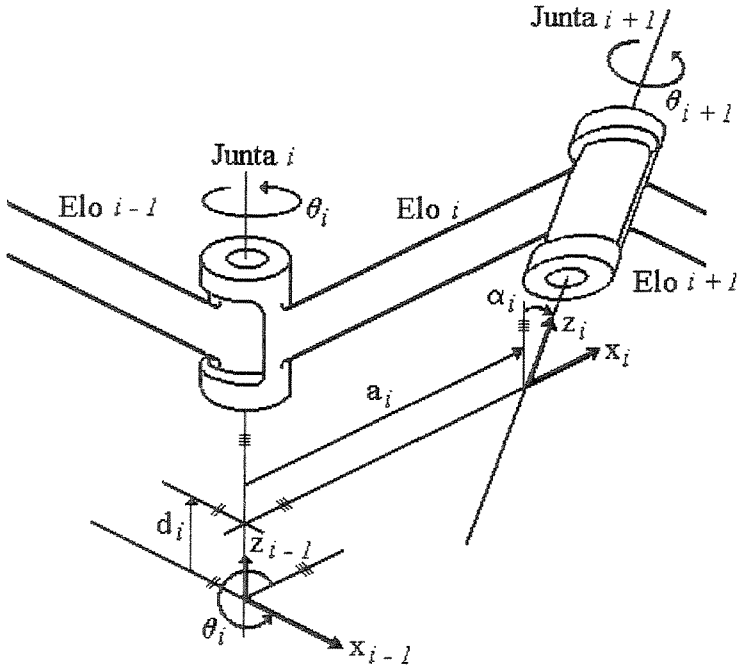


Figura (3.2): Parâmetros de Denavit-Hartenberg, θ, α, a e d.

A partir disso, obtém-se todas as matrizes T^{i}_{i-1}, para cada par consecutivo.

Nota-se que para juntas prismáticas, as variáveis de juntas são os comprimentos d, permanecendo constantes os parâmetros θ, a e α. Já para juntas rotacionais, as variáveis de juntas são os ângulos θ ao longo da cadeia , e constantes os parâmetros d, a e α.

Para chegar a matriz de transformação homogênea (relação entre o elemento terminal e a base da cadeia cinemática) T_0^n , é obtida pela equação 3.4.

$$T_0^n = T_0^1 \cdot T_1^2 \cdot T_2^3 \ldots T_{n-1}^n \tag{3.4}$$

$$T_{i-1}^i = \begin{bmatrix} n_x & s_x & a_x & p_x \\ n_y & s_y & a_y & p_y \\ n_z & s_z & a_z & p_z \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

3.3 – Modelagem dos membros superiores e inferiores de uma prótese antropomórfica usando referenciais locais

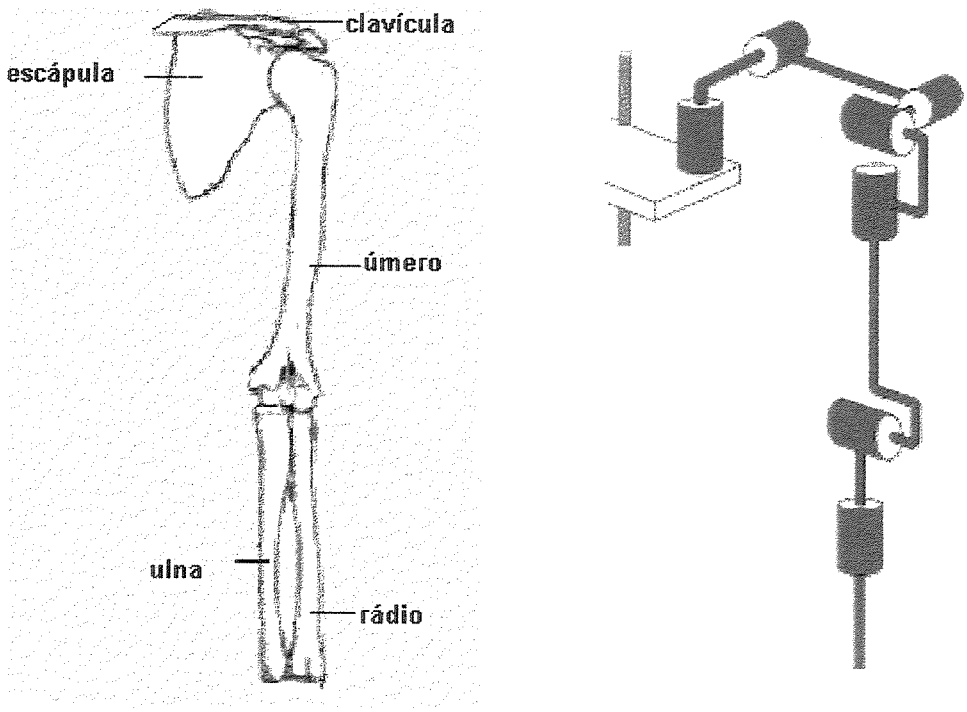
Após a abordagem desses dois tipos de modelagem, pode-se verificar que o melhor método para tal fim é o de vetores locais. Esse método foi escolhido, pois os múltiplos graus de liberdade do sistema e a complexidade gráfica que pode ser gerado no programa computacional (anexo A), além das posições e orientações das juntas, fazem desse método o mais indicado.

O uso desse método tem por objetivo a construção de próteses similares ao membro natural. Um estudo da anatomia humana do movimento torna-se necessário para que a construção de sistemas articulares seja o mais próximo possível ao natural.

Modelando-se através de vetores locais serão obtidas as posições e as orientações de diversos pontos de interesse que poderão ser utilizados para a construção gráfica do modelo através de elementos primitivos, Sá (2000).

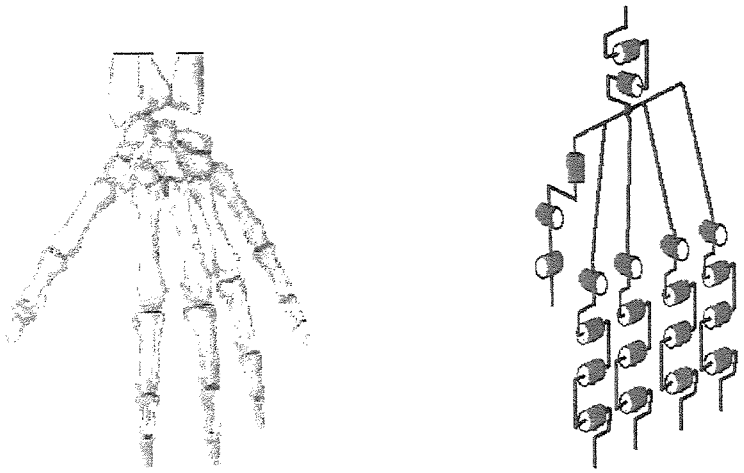
A partir da definição das articulações da estrutura esquelética, é definido um sistema de referência para cada ponto Oi. As figuras a seguir mostram o sistema esquelético humano com seus principais graus de liberdade. O movimento de cada articulação está representado de forma que possibilite realizar os principais tipos de movimento. A maneira utilizada para representar um movimento elíptico de uma junta foi associar rotações em direções diferentes em forma de cruz (exemplo punho, ombro). Por se tratar de uma cadeia aberta o número de graus de liberdade é igual ao número de articulações desse sistema.

Membro Superior:



(a) (b)

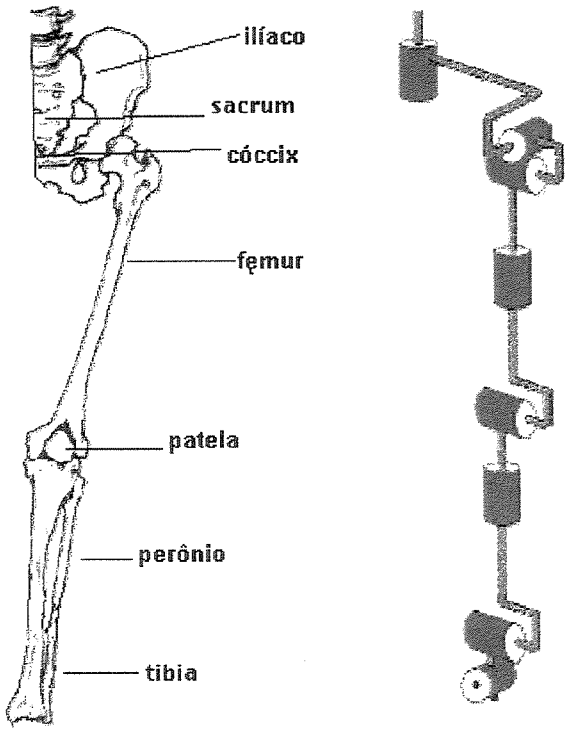
Figura (3.3) (a) esqueleto do membro superior, da escápula ao punho (b) geometria equivalente às articulações do sistema esquelético



(a) (b)

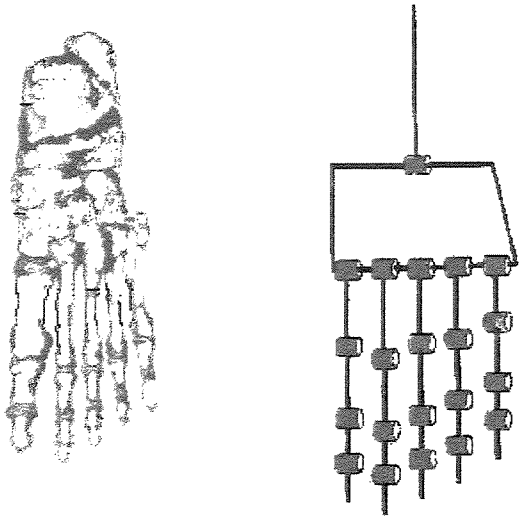
Figura (3.4) Elemento terminal do membro superior (a) ossos (b) geometria das articulações

Membro Inferior:



(a) (b)

Figura (3.5) – sistema articular humano: membro inferior (a) estrutura esquelética (b)geometria das principais articulações



(a) (b)

Figura (3.6) Elemento terminal do membro inferior(a) ossos (b) geometria das articulações

O sistema adotado para a modelagem foi a de vetores locais, pois se trata de múltiplos graus de liberdade, facilitando através da geometria do mesmo, verificar os principais pontos de interesse, além das posições e orientações das juntas. Para uma melhor visualização vejamos como exemplo o sistema articular do membro superior:

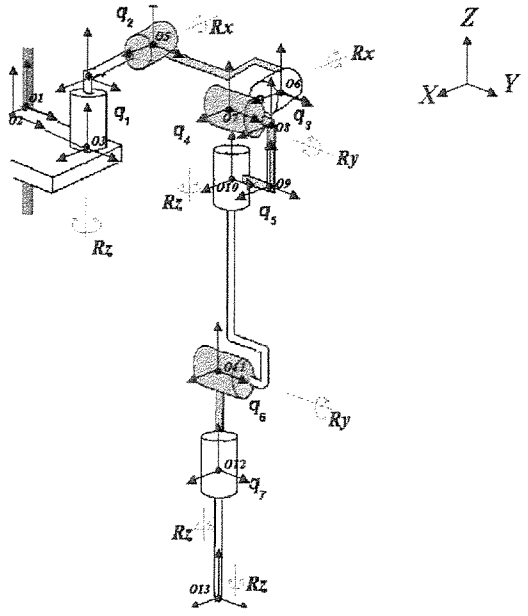


Figura (3.7). Sistema Articular do Membro Superior

$$R_z(qi)=\begin{bmatrix} Ci & -S_{i1} & 0 \\ Si & Ci & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \qquad R_y(qi)=\begin{bmatrix} Ci & 0 & Si \\ 0 & 1 & 0 \\ -Si & 0 & Ci \end{bmatrix} \qquad R_x(qi)=\begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & Ci & -Si \\ 0 & Si & Ci_i \end{bmatrix}$$

onde:

$c_i = \cos(\theta_i)$;

$s_i = \text{sen}(\theta_i)$.

qn = número de graus de liberdade

Os vetores são colocados ao longo da estrutura. As origens escolhidas foram as articulações e outros pontos que facilitam os cálculos. Assim, toda a estrutura pode ser analisada. Esse método permite a construção de modelos de múltiplos graus de liberdade de uma maneira mais simples que a sistemática de Denavit-Hartenberg.

3.4 – Modelagem de um dedo utilizando os parâmetros de D-H

Para uma melhor comparação entre os métodos, uma análise de um dedo com 4 graus de liberdade foi feita. Pode-se verificar que a modelagem por D-H é mais trabalhosa, verifique :

Figura (3.8)- Representação do modelo de um dedo

Tabela 3.1- Parâmetros do dedo

JUNTA	θ (graus)	D (mm)	α (graus)	A (mm)
1	θ_1	0.0	90°	0.0
2	θ_2	0.0	0°	0.0
3	θ_3	0.0	0°	0.0
4	θ_4	0.0	0°	0.0

$$T_0^1 = \begin{bmatrix} cos\theta 1 & 0 & sin\theta 1 & 0 \\ sin\theta 1 & 0_i & -cos\theta 1 & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

$$T_1^2 = \begin{bmatrix} cos\theta 2 & -sin\theta 2 & 0 & 0 \\ sin\theta 2 & cos\theta 2 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

$$T_2^3 = \begin{bmatrix} cos\theta 3 & -sin\theta 3 & 0 & 0 \\ sin\theta 3 & cos\theta 3 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

$$T_3^4 = \begin{bmatrix} cos\theta 4 & -sin\theta 4 & 0 & 0 \\ sin\theta 4 & cos\theta 4 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

Assim, da equação 3.4:

$T_0^4 = T_0^1 . T_1^2 . T_2^3 . T_3^4$

Orientação

n_x = C1C2(C3C4-S3S4) – C1S2(S3C4 + C3S4)

n_y = S1C2(C3C4 – S3S4) – S1S2(S3C4 + C3S4)

n_z = S2(C3C4 – S3S4) + C2(S3C4 + C3S4)

s_x = C1C2(S3C4 – C3S4) – C1S2(C3C4 – S3S4)

s_y = S1C2(S3C4 – C3S4) – S1S2(C3C4 – S3S4)

s_z = S2(S3C4 – C3S4) – C2(C3C4 – S3S4)

a_x = S1

a_y = -C1

a_z = 0

Posição

p_x = 0

p_y = 0

p_z = 0

Onde : C(i) = cos(θ_i) e S(i) = sen(θ_i)

Matriz Homogênea

$$T_0^4 = \begin{bmatrix} n_x & s_x & a_x & p_x \\ n_y & s_y & a_y & p_y \\ n_z & s_z & a_z & p_z \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

3.4.1 – Implementação do Modelo Cinemático de uma mão – utilizando o software comercial Workspace™

Para melhor compreensão do problema de cinemática direta de próteses de membros, pode-se visualizar e simular os movimentos da mesma. As equações cinemáticas desenvolvidas anteriormente foram simuladas, utilizando um programa computacional comercial destinado à simulação gráfica. Uma das principais vantagens concerne à facilidade e rapidez de implementação computacional a partir do conhecimento dos parâmetros de D-H (tabela 3.1).

A partir da utilização de simulação comercial Worksapace™, utilizado em aplicações industriais, voltados normalmente para a industria de manufatura, foi implementado o modelo completo de uma mão.

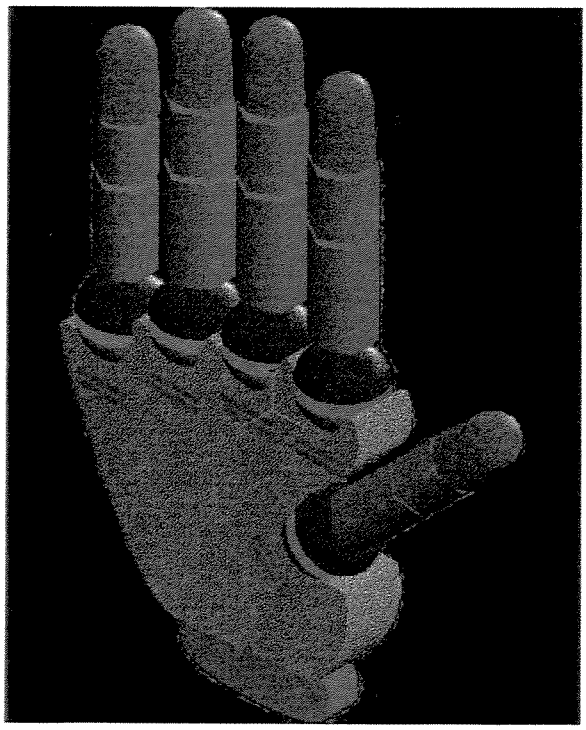


Figura (3.9) – Modelo de uma mão utilizando o software Workspace™

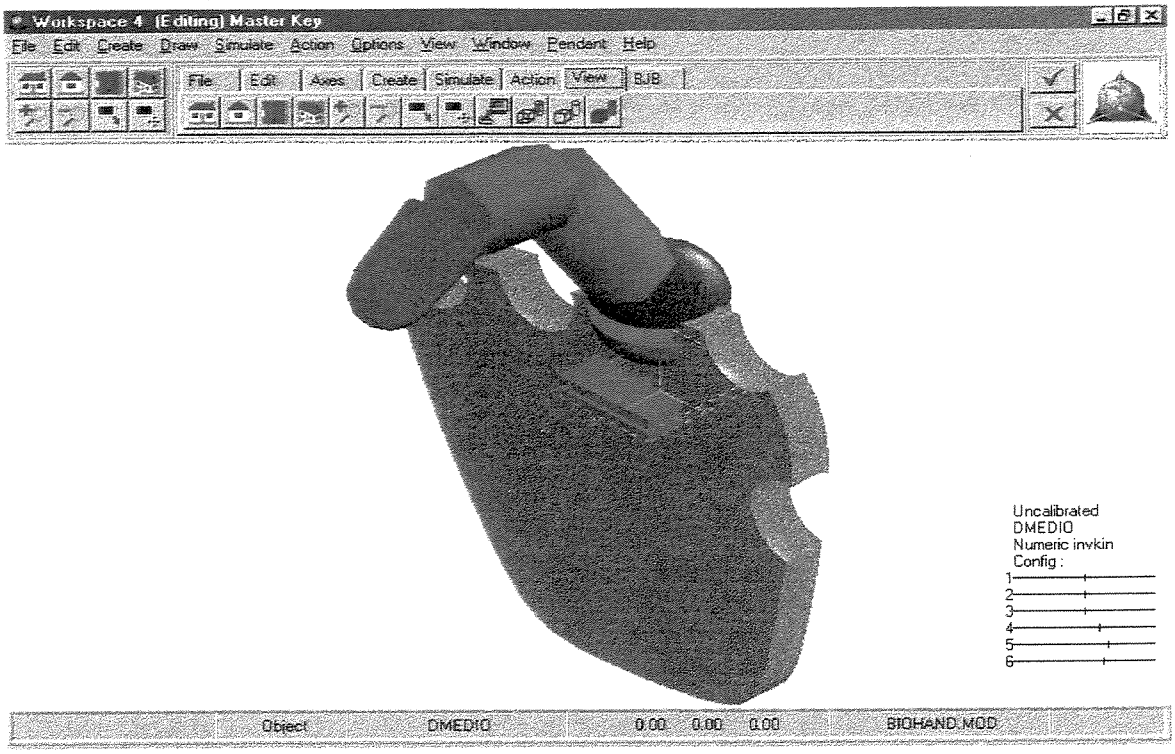


Figura (3.10)- Tela do Workspace- Representação do dedo médio

3.5 – Comentários gerais

Este capitulo abordou os dois principais tipos de modelagem matemática empregados em robótica. A escolha do melhor tipo depende da finalidade que pretende ser construído.

A modelagem utilizada, conhecida como vetores locais ou coordenadas de referenciais locais é um método bastante empregado na modelagem cinemática de corpos rígidos, sendo também aplicável em robôs manipuladores. A principal vantagem de utilizarmos estes referenciais em relação a notação de Denavit-Hartenberg, consiste no fato da possibilidade de arbitrar os referenciais mais convenientes para essa aplicação, minimizando significativamente os cálculos computacional. A sistemática de Denavit-Hartenberg (D-H), bastante utilizado industrialmente (robôs industriais com 6 graus de liberdade), têm o conveniente de impor uma convenção para estes referenciais, acarretando uma maior facilidade de utilização, entretanto o mesmo não se preocupa em simplificações. No caso de um sistema articular humano com muitos graus de

liberdade, o método de D-H não é a melhor escolha, sendo mais conveniente e interessante a escolha dos referenciais de coordenadas.

Um estudo da anatomia do movimento facilita a construção do modelo e ao mesmo tempo verifica-se a possibilidade de aumentar ou diminuir o número de graus de liberdade de acordo com a complexidade da prótese que se deseja construir.

Capítulo 4
Controle de Próteses Externamente Ativas

No capítulo anterior houve uma abordagem sobre a importância do modelo geométrico e da modelagem cinemática direta. No que se refere a geração de trajetória e seu controle é necessário conhecer o comportamento inverso do sistema geométrico das articulações, isto é, quando deseja-se atingir uma determinada posição deve-se obter as coordenadas generalizadas de cada junta.

Para realizar cada movimento, o controlador deve receber sinais do sensor de posição a fim que se possa compará-los, realizar as interpolações necessárias e chegar ao objetivo. Dessa forma, inverte-se o modelo geométrico, onde cada posição refere-se a um conjunto de valores para os ângulos das juntas. No entanto para se obter os ângulos das juntas (informação necessária para enviar ao sensor de posição) é feita então a modelagem cinemática inversa, com a inversão do modelo geométrico. O uso da inversão da matriz Jacobiano, ou simplesmente Jacobiano, é geralmente utilizada na resolução de problemas envolvendo transformação inversa de coordenadas, que são complexas apresentando dificuldades na resolução. E ainda pode ser utilizada para o controle cinemático da prótese, assim o uso do Jacobiano também é demonstrado neste capitulo.

Para acionar cada junta de uma prótese é necessário, no entanto, um estudo dinâmico do sistema. Isso é feito para que o projeto de controle possua todas as características fundamentais dinâmico do atuador. As próteses modernas utilizam acionadores hidráulicos, pneumáticos e motores de corrente continua, e ainda, alguns estudos relacionados ao uso de SMA. Com o

UNICAMP
BIBLIOTECA CENTRAL
SEÇÃO CIRCULANTE

objetivo de analisar o comportamento de um sistema de acionamento para um grau de liberdade, verifica-se o uso de motor cc, muito utilizado em próteses de mão.

4.1 – Estrutura de Controle de Posição de uma Prótese Antropomórfica

Observando a figura (4.1), verifica-se que comparando $\vec{x}_d$, posição e orientação desejadas com $\vec{x}_{ref}$ gera-se um sinal de erro, o qual é transformado e associado a erros em termos de incrementos angulares, $\Delta\theta_i$ sendo utilizadas como sinal de referência para o controle das juntas da prótese.

4.1.1- Estrutura de Controle de Posição de uma prótese antropomórfica (N GL's)

Para uma prótese com N graus de liberdade a figura abaixo, mostra como fica o sistema de controle, considerando também a dinâmica do sistema. A substituição dos transdutores de posição (ver figura 4.1), que representam cada junta, por outros sensores, podem tornar o controle mais complexo.

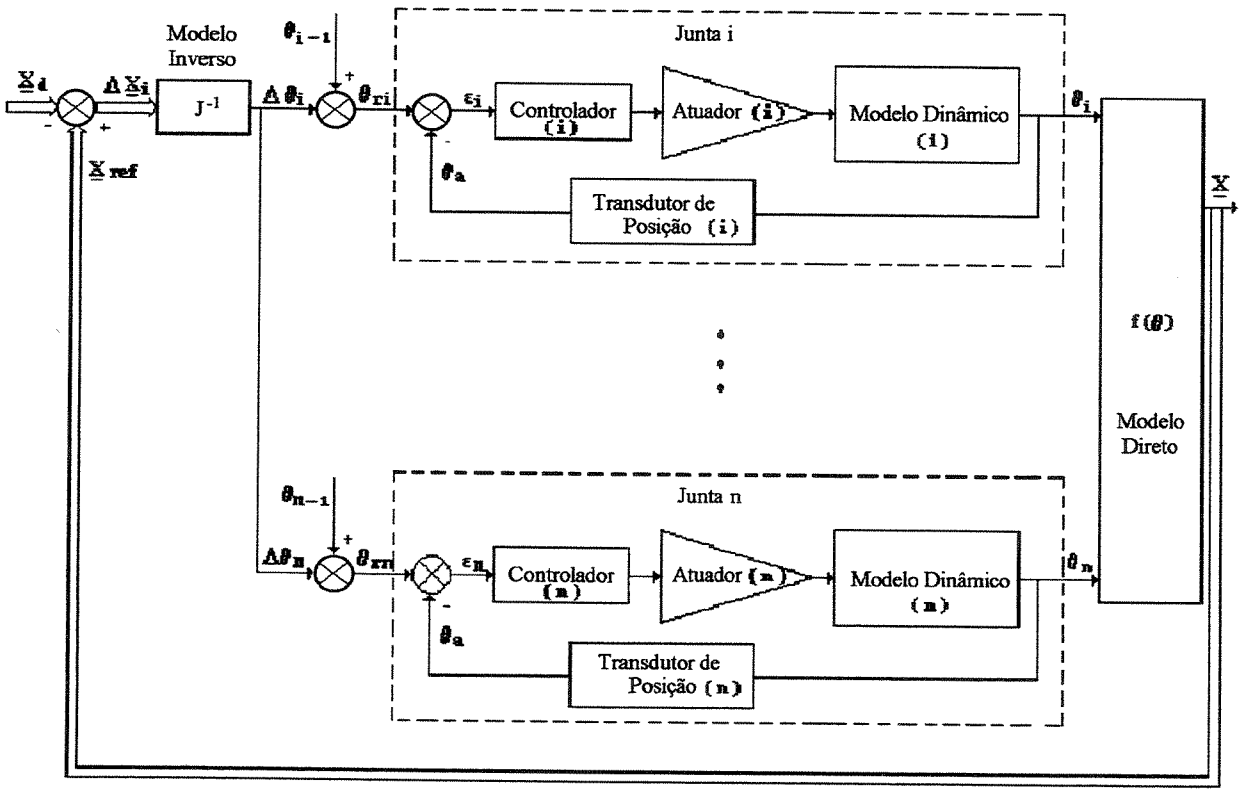


Figura (4.1) – Malha de controle de uma prótese com N GL's

4.2-Modelagem Cinemática Inversa

Para se obter a posição desejada no espaço, é necessário conhecer os ângulos das juntas, então, faz-se a inversão numérica. Essa inversão é feita a partir da inversão do modelo geométrico. Ela depende de cada instante e também da configuração do modelo geométrico da prótese que define um conjunto de variáveis de juntas, deste modo, a matriz Jacobiano, em cada instante, é uma matriz numérica. É utilizada para a malha de controle na geração da trajetória. A literatura em análise numérica apresenta diversas técnicas para a inversão de matrizes. Tais técnicas não devem apenas ser rápidas, mas também, retornarem respostas precisas.

$$\vec{x} = f(\vec{\theta}) \tag{4.1}$$

Onde:

$\vec{x}$= posição e a orientação do elemento terminal da prótese no espaço de trabalho em coordenadas cartesianas;

f = função não linear obtida da modelagem geométrica da prótese que descreve a posição e a orientação do elemento terminal da mesma.

$\vec{\theta}$ = vetor que representa os graus de liberdade

Pela inversão do modelo geométrico, pode-se obter as referências em coordenadas angulares correspondentes às tarefas definidas no espaço cartesiano, que pode ser definido matematicamente como:

$$\vec{\theta} = \underline{f}^{-1}(\vec{x}) \tag{4.2}$$

Essa inversão é trabalhosa devido a não linearidade e altamente redundante, ou seja, pode não existir ou não ser única. Para eliminar essas dificuldades, pode-se definir uma trajetória por pequenos incrementos angulares, ou seja pequenos deslocamentos que por interpolação atingem o objetivo especificado. Dessa forma, pode-se usar a matriz Jacobiano, que é uma ferramenta muito útil no campo da robótica, pois relaciona as velocidades das juntas com as velocidades cartesiana do elemento terminal de um manipulador, Spong (1989), Craig (1989).

$$\Delta\vec{x} = J\Delta\vec{\theta} \tag{4.3}$$

Em um sistema que existem múltiplas variáveis, da equação 4.1, temos:

$$\left.\begin{array}{l} x_1 = f_1(\theta_1, \theta_2 \ldots \theta_n) \\ x_2 = f_2(\theta_1, \theta_2 \ldots \theta_n) \\ \ldots \qquad \ldots\ldots\ldots \\ x_m = f_n(\theta_1, \theta_2 \ldots \theta_n) \end{array}\right\} \tag{4.4}$$

Onde:

m- número de coordenadas em relação ao elemento terminal

n- número de graus de liberdade (n=6→ 3posições, 3 orientações)

$$\delta\, \vec{x} = \frac{\partial f}{\partial \theta} \delta \vec{\theta} \tag{4.5}$$

$$\frac{\partial f}{\partial \theta} = \text{J (Jacobiano)} \tag{4.6}$$

Através de derivadas parciais, a matriz Jacobiano $J(\underline{\theta})$ é definida como:

$$J(\vec{\theta}) = \begin{bmatrix} \frac{\partial f_1}{\partial \theta_1} & \frac{\partial f_1}{\partial \theta_2} & \ldots & \ldots & \frac{\partial f_1}{\partial \theta_n} \\ \frac{\partial f_2}{\partial \theta_1} & \frac{\partial f_2}{\partial \theta_2} & \ldots & \ldots & \frac{\partial f_2}{\partial \theta_n} \\ \ldots & \ldots & \ldots & \ldots & \ldots \\ \frac{\partial f_m}{\partial \theta_1} & \frac{\partial f_m}{\partial \theta_2} & \ldots & \ldots & \frac{\partial f_m}{\partial \theta_n} \end{bmatrix} \tag{4.7}$$

Então faz-se uma inversão da matriz Jacobiano, onde cada incremento angular $\Delta\vec{\theta}$ varia de acordo com cada pequeno deslocamento $\Delta\vec{x}$ do elemento terminal da prótese. A cada nova iteração, nova posição é obtida num determinado tempo, pois cada junta movimenta até alcançar a posição final.

$$\Delta\vec{\theta} = J^{-1} \Delta\vec{x} \tag{4.8}$$

A resolução da inversa de uma matriz Jacobiano se faz através métodos numéricos que implementados computacionalmente podem ser solucionadas em tempo real, como é o caso do programa computacional implementado em linguagem ADA, anexo I.

4.3 – Utilização de Métodos Numéricos para resolução da Matriz Jacobiano

Para solucionar um sistema complexo, onde existem inúmeras variáveis, faz-se necessário o uso de processos numéricos computacionais. Esses processos são divididos em: *processos exatos* e *processos interativos,* Boldrini et al.(1980).

Os processos exatos são aqueles onde obtém a solução numérica de um sistema por meio de um número finito de operações elementares. Esse método leva a erro de arredondamentos, que com o avanço da capacidade de memória dos computadores fazem desse método bastante prático.

Os processos iterativos solucionam o sistema através de aproximações, ou seja, em cada passo o último valor calculado é utilizado para um novo calculo até que ele convergir para a solução do problema.

A escolha do método mais adequado depende de cada caso, Cunha (1993). A determinação da matriz pseudoinversa pelo método de Greville, pode ser vista no anexo II

4.4- Estrutura de Controle de Posição de uma prótese antropomórfica (1GL)

Para realizar um determinado movimento, é necessário ter um sistema de controle onde as juntas das próteses tenham atuadores eficientes e sensores que possibilitem uma realimentação de posição, onde cada informação atual é comparada com a desejada. Abaixo é apresentada uma estrutura de controle de posição representado para uma junta, conforme foi apresentado anteriormente na figura 4.1, onde

UNICAMP

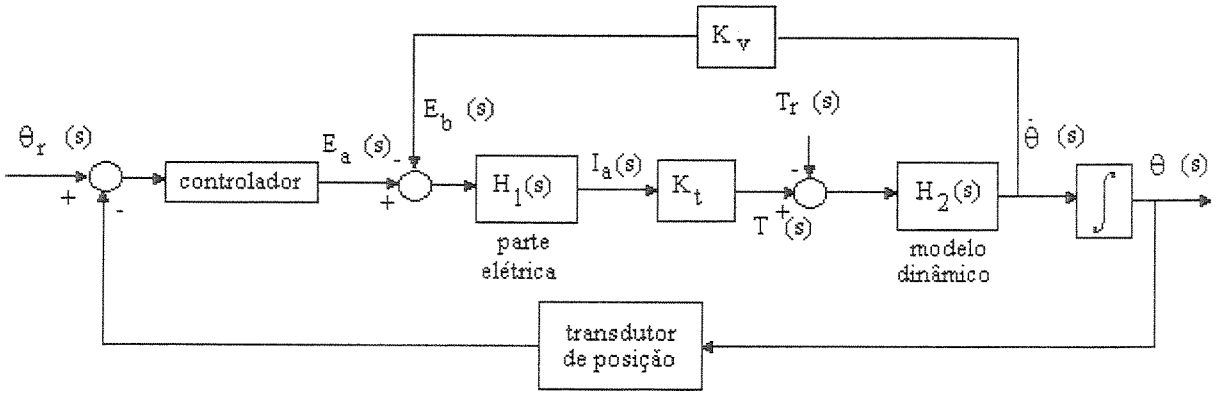


Figura (4.2) - Malha de controle de posição para 1 GL

$$H_1(s) = \frac{1}{R_a s + L_a} \tag{4.9}$$

$$H_2(s) = \frac{1}{J_m s + B_m} \tag{4.10}$$

4.4.1- Estrutura de Controle Proposta

A cinemática permite a geração de movimentos, porém em uma implementação real do controle de próteses ativas é necessário realizar um estudo da dinâmica, para permitir a execução de movimentos com precisão e estabilidade. No entanto, alguns elementos que compõem o sistema de acionamento e controle poderão permitir uma melhor aproximação na sua construção.

Neste trabalho foi enfatizada a implementação experimental de um controlador de posição e de força para preensão de diferentes objetos, que acabam resultando no controle do movimento de um motor.

4.4.2 - Elementos funcionais que compõem um controle de posição

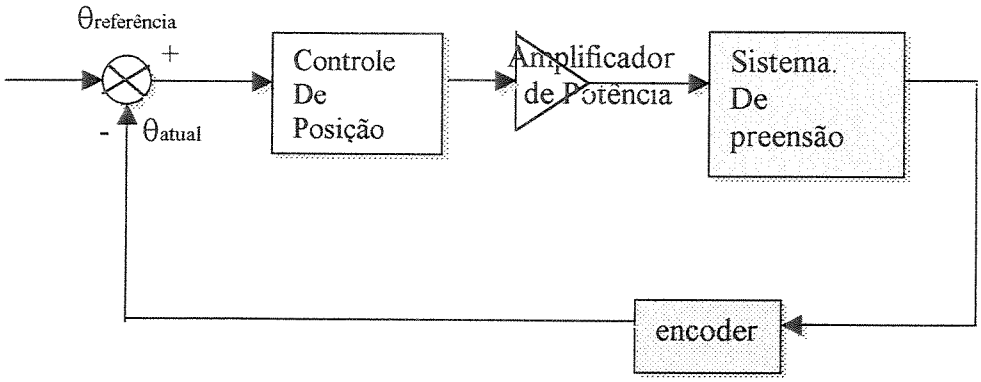


Figura (4.3)- Diagrama de blocos para o sistema de controle de posição da prótese

4.4.2 a) Controlador

O controlador é uma das peças fundamentais de um sistema de completo de controle. A ele cabe a tarefa global num estado/posição pré-determinado. O controle de posição permite a utilização de vários tipos de controladores, no entanto, um simples controlador proporcional é suficiente. O controlador proporcional utiliza-se de um ganho proporcional (K_p), que relaciona a saída coma entrada do controlador, Kuo (1985). Isto é, o sinal de erro gerado é proporcional ao ajuste necessário.

4.4.2 b) Atuador

O motor de cc é um tipo de atuador utilizado em próteses de mão. Por isso, o motor cc é mostrado aqui para exemplificar O esquema mostrado na figura 4.4 é mostrado em Ogata (1998). Trata-se de um motor cc

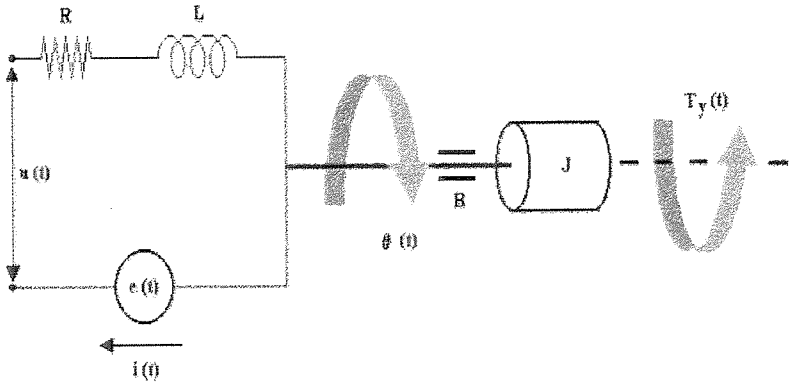


Figura (4.4) - Esquema do sistema a ser controlado- motor cc

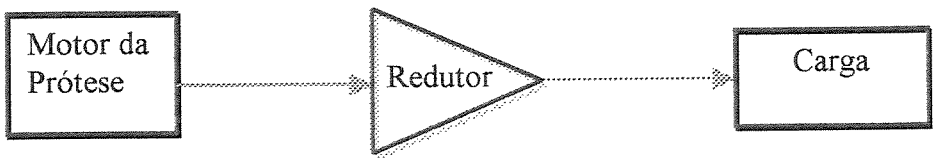


Figura (4.5) Diagrama do sistema

A equação do motor é:

$$u(t) = Ri(t) + L\frac{di(t)}{dt} + e(t) \tag{4.11}$$

Onde:

u- tensão aplicada ao circuito de armadura(V)

R - resistência induzida (Ω)

i – corrente da armadura (A)

L – indutância do motor (H)

e - força contra-eletromotriz (V)

A equação do acoplamento é:

$$Tm(t) = Kt.i(t) \tag{4.12}$$

Onde:

T_m - torque mecânico (Nm)

K_i – constante de torque do motor (Nm/A)

i – corrente do motor

A equação da carga é:

$$Tm(t) = Jt\frac{d\theta(t)}{dt} + B\theta(t) + Tr(t) \tag{4.13}$$

Onde:

Tm – torque mecânico (N.m)

Jt – é o momento de inércia total do sistema ($Kg.m^2$)

θ- é a rotação do motor (radianos)

B – coeficiente de atrito viscoso do motor (kg-m/rad/s)

T_r – torque de resistência devido às perdas (N.m)

Além do motor, uma liga de niquel-titânio foi utilizada como atuador, sendo que suas características podem ser verificadas no próximo capitulo.

4.4.2 c) Sensor

O sensor relaciona um sinal produzido por um elemento à quantidade sendo medida, Bolton (1996). O sensor de posição utilizado nesse trabalho foi um encoder incremental.

Encoder: Sinal digital (trem de pulsos) proveniente de um transdutor de posição acoplado no eixo do motor (encoder incremental). Do mesmo modo, este sinal tem associado ao seu período a rotação do motor. O número de períodos (ou de pulsos) está associado ao deslocamento angular do eixo do motor, Souza (2001). A partir da comparação do sinal recebido do encoder, haverá um controle proporcional das juntas.

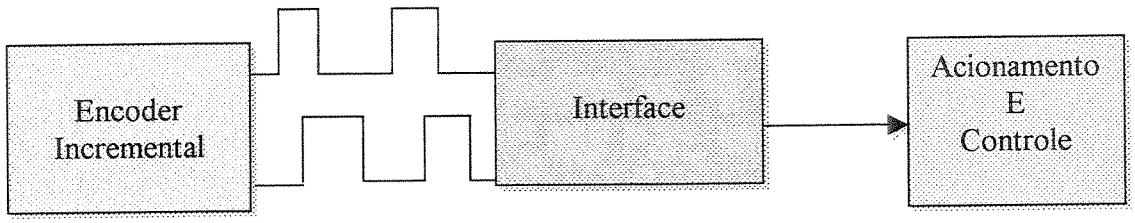


Figura (4.6)– Esquema do acionamento e controle de posição

4.4.3 - Elementos funcionais que compõem um controle de força

A mesma arquitetura desenvolvida para um sensor de posição é valida para o controle de força, já que o que realmente esta sendo controlado é o atuador, mudando o tipo de controle e sensor utilizado.

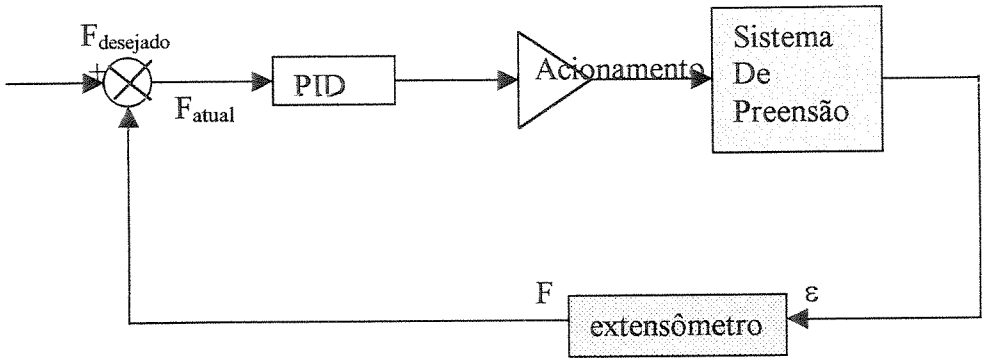


Figura (4.7) – Diagrama de blocos para controle de força da prótese

4.4.3 a) controlador

O controlador proposto para o controle de força de uma prótese foi um PID (Proporcional/Integral/Derivativo), que possui um bom desempenho desde que o sistema a controlar seja conhecido, bem comportado (linear e invariante no tempo) e os parâmetros do controlador bem ajustados, possui ainda, simplicidade funcional e uma grande faixa operacional, Dorf (2001).

A função de transferência de um controlador PID é:

$$G(s) = K_P + \frac{K_I}{s} + K_D s \tag{4.14}$$

Assim, deve-se encontrar os valores de K_P, K_I e K_D (constantes) para que o sistema tenha o desempenho desejado, serão mostrados no próximo capítulo.

4.4.3 b)atuador (já analisado no item 4.4.2 b)

4.4.3 c)Sensor

Para medir a relação entre força aplicada e a corrente envida ao motor foram utilizados extensômetros.

Extensômetro: são os chamados strain gages. É uma forma de sensor, que possui um fio ou tira de metal. Ele é colado à superfície na qual se deseja medir a deformação. Quando uma força é aplicada ao material a resistência (R) muda proporcionalmente à deformação (ε). Deve-se considerar o efeito da variação da temperatura sobre o extensômetro que provoca variações dimensionais por dilatação térmica.

$$\frac{dR}{R} = \alpha dt + G(\mu c - \mu e)dT + G\varepsilon \tag{4.15}$$

Onde:

a - coeficiente térmico da resistência do extensômetro

μc- coeficientes de dilatação térmica do corpo de prova

$\mu\varepsilon$ - coeficientes de dilatação térmica do extensômetro

ε - deformação do corpo de prova ;

G - fator do gage ;

T - temperatura ;

R - resistência elétrica do extensômetro.

Assim, pode-se usar a variação da resistência como um sinal. O uso da ponte de Wheatstone é uma forma de converter a variação da resistência elétrica em variação de voltagem. Dessa forma, dependendo do sinal obtido pode-se controlar a força de preensão em um objeto.

4.5- Comentários Gerais

Verificou-se nesse capitulo a importância da modelagem cinemática inversa e seus problemas quanto a resolução da inversão do modelo. O uso do Jacobiano permitiu uma maior simplificação na resolução da inversão e implementação computacional.

Pela análise da aplicação da modelagem realizada observa-se que não existe a necessidade de modelo quando se quer gerar movimento automático em próteses de mão, por exemplo. Pois, as próteses de mão, de uma maneira geral, são utilizadas apenas na preensão de objetos, isto é, abertura e fechamento da mão. No entanto, na indústria o uso de um manipulador com a maioria dos graus de liberdade de uma mão, seria de grande importância na realização de tarefas mais complexas. Ou ainda, o uso de um sistema de geração de movimento para uma pessoa portadora de deficiência visual, ou mesmo numa prótese de mão, na qual o usuário não necessitasse de olhá-la a cada movimento realizado, o que não seria viável devido aos custos de implementação.

Porém se analisar o mesmo contexto para uma prótese de pernas, o modelo acaba sendo importante. A existência de diversos tipos de terrenos possibilitam ao usuário um maior controle sobre a prótese, gerando o movimento de tal forma que possa dar mais segurança.

Esse estudo permite também, a construção de atuadores que substituam a função dos músculos esqueléticos e a escolha de sensores na construção de uma malha de controle no estudo de geração de movimentos.

Capitulo 5
Implementação Experimental

A parte experimental desse trabalho tem por objetivo validar o modelo estudado, bem como a utilização de um atuador que represente de melhor maneira possível o sistema de acionamento dos músculos. Com este objetivo, utilizando-se conceitos desenvolvidos nos capítulos precedentes deste trabalho, foram implementados protótipos experimentais utilizando motores de passo, motores de corrente contínua e elementos de memória de forma, para geração de movimentos de uma estrutura esquelética sintética.

Para a validação experimental, neste capítulo são apresentados três aplicações baseadas no controle de movimentos de próteses antropomórficas, e o estudo de um sistema de preensão, correspondente ao controle de posição e força de uma garra robótica. A escolha do melhor tipo de atuador e sensor depende das características da prótese a ser implementada.

Assim sendo, num primeiro momento, escolheu-se o acionamento de dois graus de liberdade de membros inferiores, utilizando como sistema de acionamento através de motores de passos, enfatizando-se o sistema de supervisão e controle de movimentos, a seguir são apresentados estudos de acionamento e controle de membros superiores utilizando motores de corrente contínua e sensores de posição. Estes estudos permitem validar o modelo geométrico e verificar a coordenação de movimentos.

Ao mesmo tempo, é apresentado um estudo genérico correspondente ao acionamento,

utilizando ligas de memória de forma, ou também chamada SMA. Para tal proposta utilizou-se o Nitinol, onde se realizou um levantamento de suas principais características para um grau de liberdade.

Finalmente, foi construída uma garra robótica acionada através de um motor de corrente contínua, possuindo como sensores, um encoder incremental para medida de posição/velocidade e célula extensômétrica para medida de força de preensão, permitindo assim, a implementação experimental de um controle de posição e força.

5.1- Exemplo experimental de Acionamento e Controle de Movimentos de membro inferior

O objetivo deste exemplo experimental é mostrar uma possível forma de controle de movimentos de próteses de membro inferiores utilizando como sistema de acionamento, motores de passo. Isto permitiu validar alguns conceitos apresentados anteriormente, e visualizarmos os movimentos de prótese.

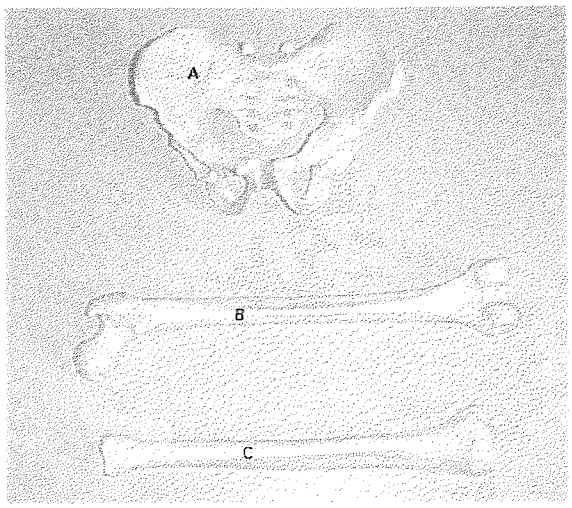


Figura (5.1) Ossos do membro superior. (A) Pélvis (B) Fêmur (C) Tíbia

A utilização dos motores de passo com sistema de acionamento e controle independentes (figura 5.2) tem como objetivo principal, apresentar experimentalmente a geração e concatenação de movimentos simultâneos, que é implementado através de um programa de Supervisão e Controle de Movimentos.

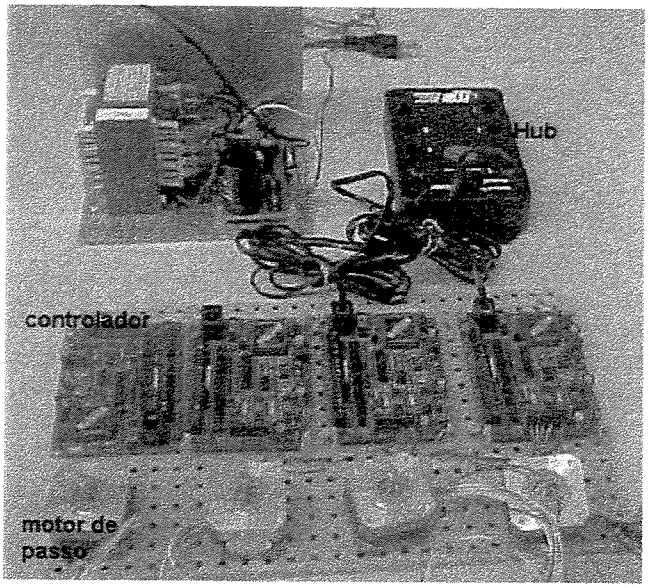


Figura (5.2) – Interface de acionamento e controle dos motores de passo utilizados

A figura 5.3 apresenta esquematicamente, o sistema completo de supervisão e controle implementados, onde na estrutura esquelética correspondente aos membros inferiores são dispostos dois motores de passo que permitem a geração de movimentos de dois graus de liberdade das pernas. Assim, os motores são dispostos na base, onde os dois foram acoplados diretamente na cabeça dos fêmures e sendo que um deles aciona indiretamente os joelhos através de transmissões mecânicas realizadas através de cabos.

A implementação de um protótipo utilizando acionamento através de motores de passo permitiu a validação de parte do modelo cinemático apresentado no capitulo 3 e a geração de movimentos coordenados.

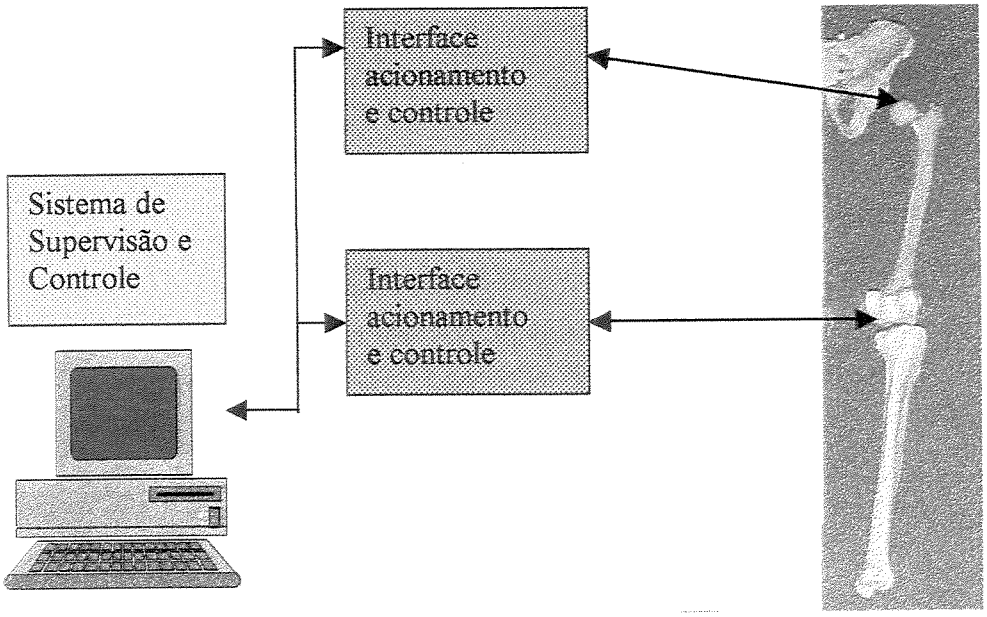


Figura (5.3) - Estrutura de Acionamento e controle (utilizando motores de passo)

5.2- Exemplo experimental de Acionamento e Controle de Movimentos de membro superior

Uma proposta alternativa para o acionamento e controle de movimentos dos diferentes graus de liberdade de uma prótese antropomórfica é apresentada a partir da utilização de motores de corrente contínua e sensores de posição angular, sendo validado experimentalmente o controle de movimentos de próteses de membro superior.

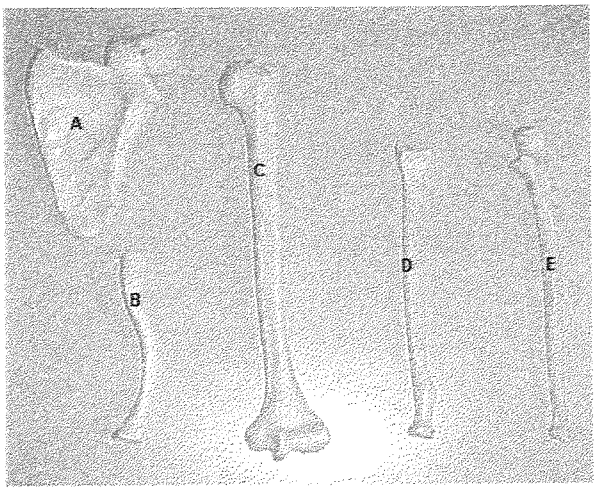
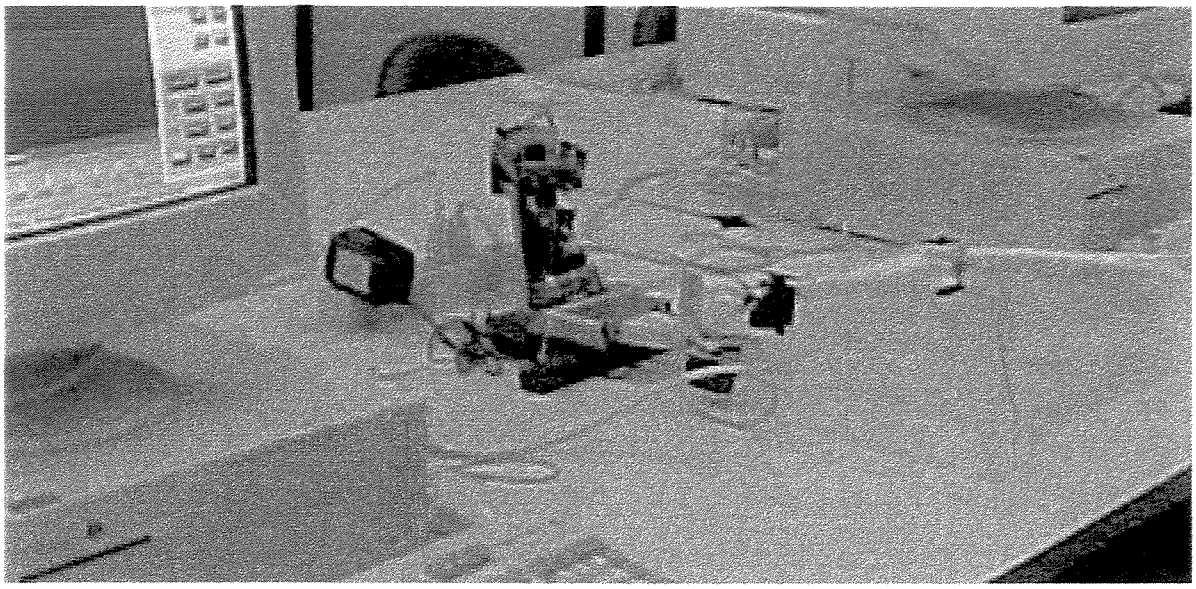


Figura (5.4)- Foto dos ossos do membro superior

(A) escápula (B) clavícula (C) úmero (D) rádio (E) ulna

Com esta finalidade, utilizou-se elemento de uma estrutura esquelético sintética correspondente aos membros superiores, conforme mostra a figura 5.4. O uso de motores de corrente contínua com sensores de posição angulares, dispondo de um sistema de acionamento e controle independente (figura 5.5), permitiu verificar a coordenação e sincronização de movimentos.



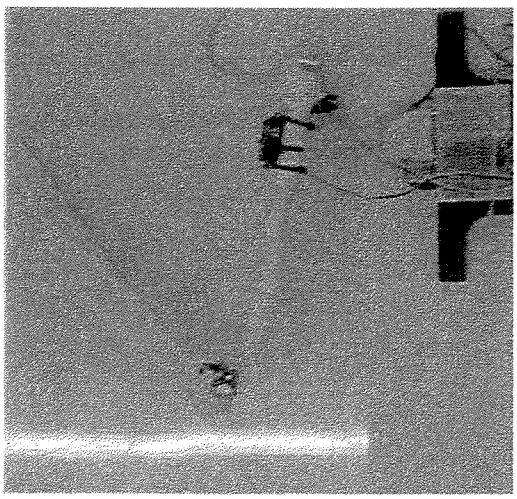


Figura (5.5)– Protótipo experimental proposto para acionamento do membro superior.

A figura 5.6 apresenta esquematicamente, o sistema completo de supervisão e controle implementados, onde na estrutura esquelética correspondente aos membros superiores são dispostos dois motores de corrente contínua com sensores de posição que permitem a geração de movimentos de dois graus de liberdade de um braço.

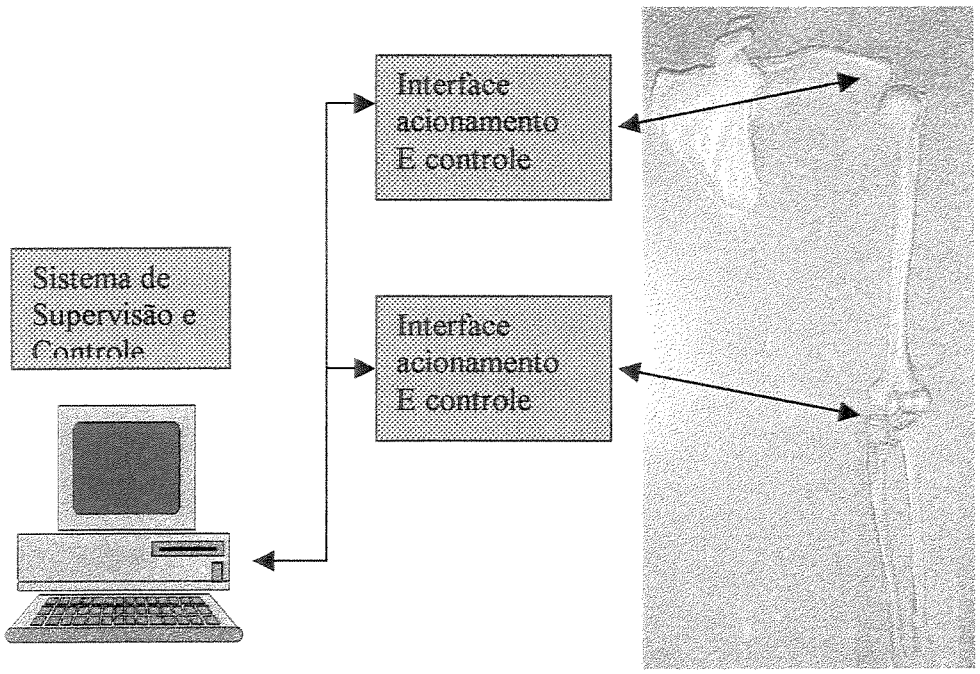


Figura (5.6) Acionamento e controle (com motores cc)

A realização dos protótipos experimentais para acionamento de membro inferior (item 5.1) e membro superior (item 5.2) permitiram um estudo comparativo de acionamento e controle dos movimentos de diferentes graus de liberdade constituintes de uma prótese, com ênfase no estudo cinemático.

Um dos inconvenientes de acionamentos através de motores cc e de passo é o peso/potência requerido, comprometendo a estética e esforços envolvidos, sendo importante o estudo a ser apresentado no próximo item utilizando ligas com memória de forma.

5.3 – Proposta de utilização de sistema de Acionamento e Controle de Movimentos de uma junta utilizando SMA (Shape Memory Alloy)

O desenvolvimento de atuadores similares aos músculos esqueléticos é um grande desafio quando o assunto é prótese. Os músculos esqueléticos são acionados a partir de impulsos elétricos. Esses impulsos são provenientes do sistema nervosos, que enviam através dos neurônios a função de contrair os músculos. Quando a passagem desses impulsos é interrompida, o músculo relaxa. Esse comportamento ocorre em frações de segundos.

De forma similar, a SMA possui a propriedade de mudar sua forma pela passagem de corrente elétrica, ou seja, ela possui uma estrutura cristalina que ao ser aquecida, chega próxima a temperatura de transição, podendo assim, ser deformada facilmente.

Motores de corrente contínua ou de passo apresentados nos exemplos anteriores, embora muito utilizados em robótica, apresentam desvantagens por serem pesados e causar possíveis perturbações no sistema de controle. Assim, para a construção de um protótipo análogo ao músculo do braço, foi elaborados um mecanismo com fios de liga níquel-titânio, conforme mostra a figura 1 (b). Esses fios são comercialmente chamados de Nitinol, Flexinol, biometal, *muscles wires*, dependendo do fabricante.

Na parte experimental desse trabalho, enfatizou-se o uso de atuador e sensores para membro superior. O estudo do controle e a parte construtiva devem ser levados em consideração. A escolha do nitinol (Níquel-Titânio Naval Ordnance Laboratory) foi devido as suas propriedades em comparação a outros tipos de liga que possuem memória, Soares (1997). Apesar de ser um pouco mais cara suas propriedades mecânicas apresentam grandes vantagens, principalmente com relação a força suportada. Para efeitos comparativos da relação força/ potência desse material, Braga (2001) mostra um exemplo onde uma fibra pode realizar uma força de 911,4 N (~93kg), para isso foi utilizada uma potencia de 200W; essa fibra era formada por 100 fios de 250mm de Nitinol.

O SMA, quando há uma diminuição da temperatura, o material entra numa faixa abaixo da

martensítica. Se uma carga for aplicada fará com que a liga se alongue. Já pelo aquecimento da mesma, quando a temperatura ultrapassar a fase austenítica ela voltará forma original. Essa faixa de temperatura de transformação entre a fase austenítica depende da composição química do material. Na liga Ni-Ti essa faixa pode ser ajustada de acordo com a proporção de titânio, variando entre –200 a +100°C. Deve ser informado também, que existe uma histerese nessa transformação, pois não ocorre na mesma temperatura de aquecimento e resfriamento.

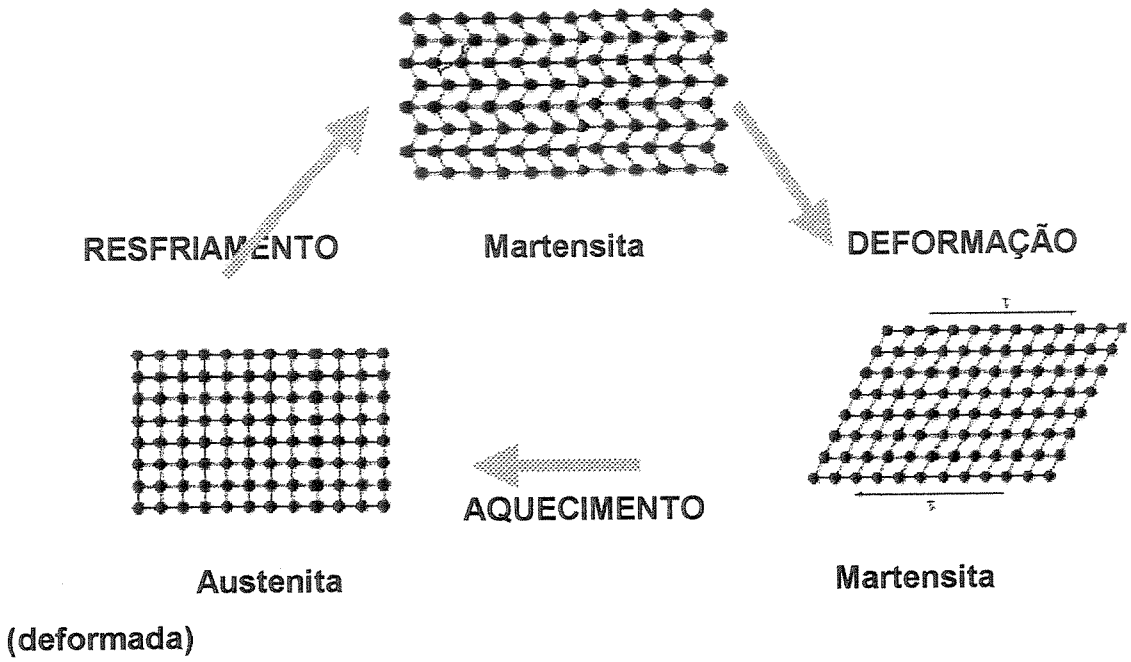


Figura (5.7) Estrutura Cristalina da SMA

Os dois principais problemas de atuadores SMA são o controle do comportamento não linear e seu resfriamento, Reynaerts e Van Brussel (1998). O experimento realizado visa conhecer melhor esse tipo de liga utilizando apenas um grau de liberdade. Com isso, a curva de histerese pode ser verificada (figura 5.8), possibilitando um estudo para a implementação do controle no acionamento desse atuador.

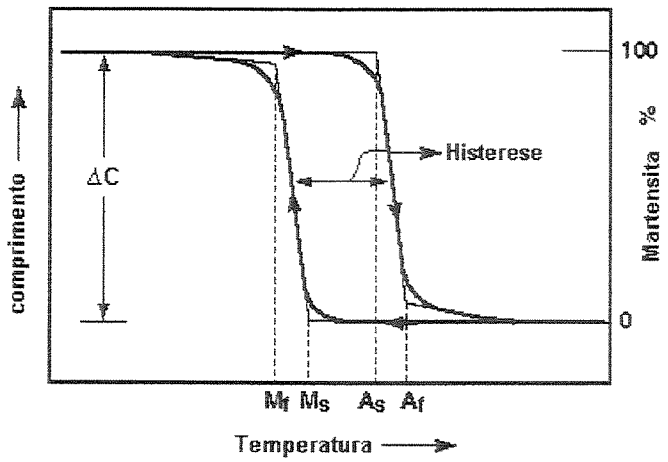


Figura (5.8) – Curva de histerese do nitinol (variação do comprimento e temperatura)

A temperatura é um outro problema crítico a ser solucionado nesse tipo de aplicação. Na figura 5.9 é apresentada uma de malha de controle de temperatura proposta por Reynarts e Van Brussel (1998), onde a compensação de temperatura é realizada através de um PID com correção da entrada.

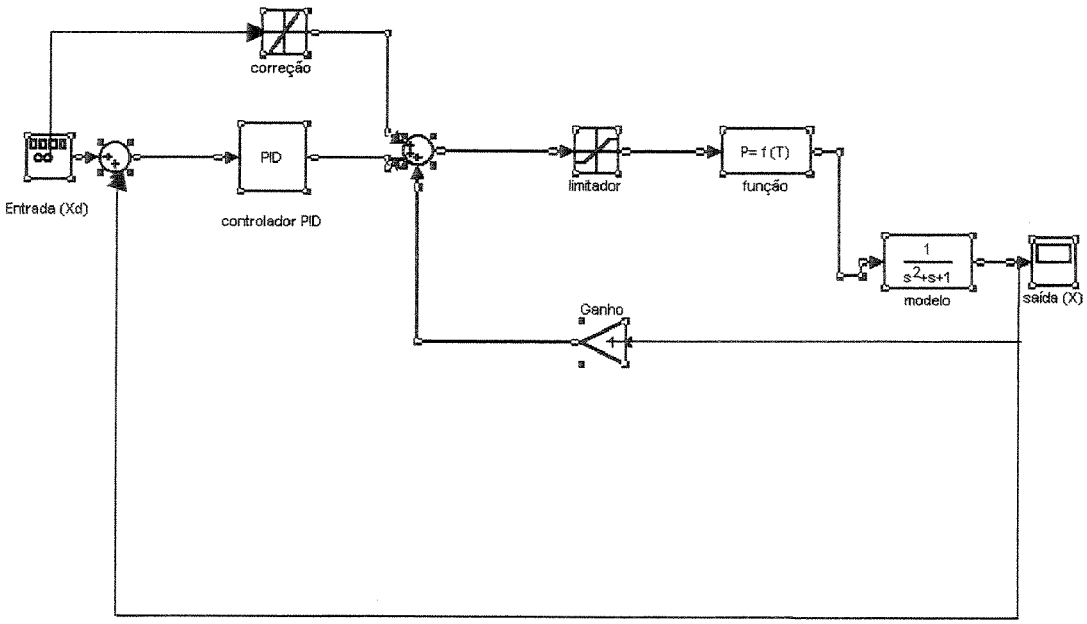
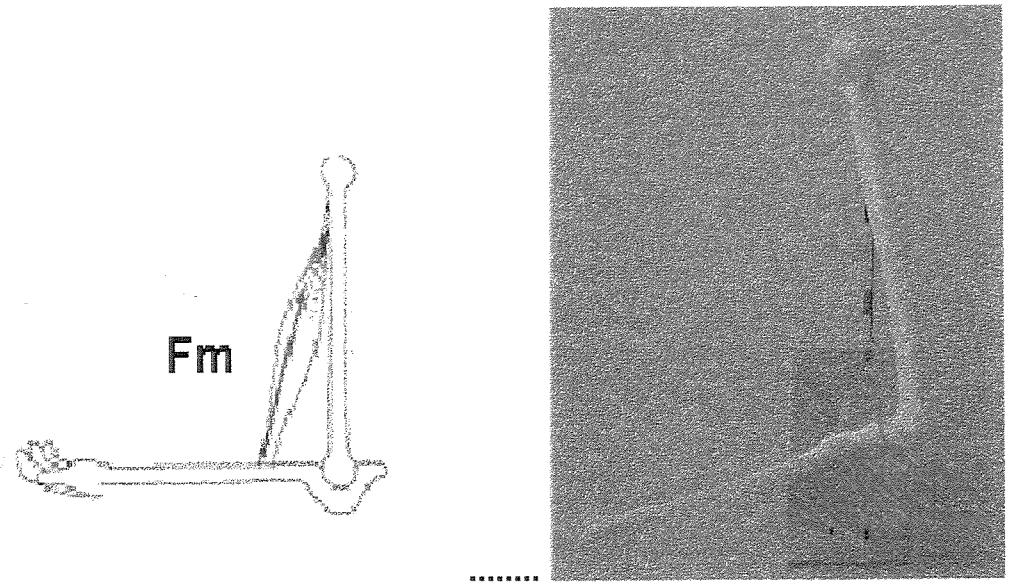


Figura (5.9)- Sistema de controle sugerido por Reynaerts e Van Brussel.

5.3.1-Controle de um músculo artificial – SMA

Na figura 5.10 é apresentado um protótipo experimental representando o acionamento de uma junta antropomórfica, utilizando SMA, com controle posição realizado através de acionamento por corrente, sendo utilizado para medida de posição angular da junta, um sensor de posição (encoder), utilizado para medida e controle do seu deslocamento angular. Essa montagem é uma sugestão de Gilbertson (1992).



(a) (b)

Figura (5.10) - (a)força atuando num músculo (b) sistema equivalente utilizando SMA

Para geração de movimentos é utilizado um Controlador Programável (fig. 5.11), que permite o acionamento da liga através de controle de corrente elétrica. Um controle proporcional permite que sinais da junta provenientes do encoder de posição sejam comparados com o sinal de referência de um computador, onde a partir do erro detectado, a corrente que passa pelo SMA é controlada através de pulsos de corrente curta duração.

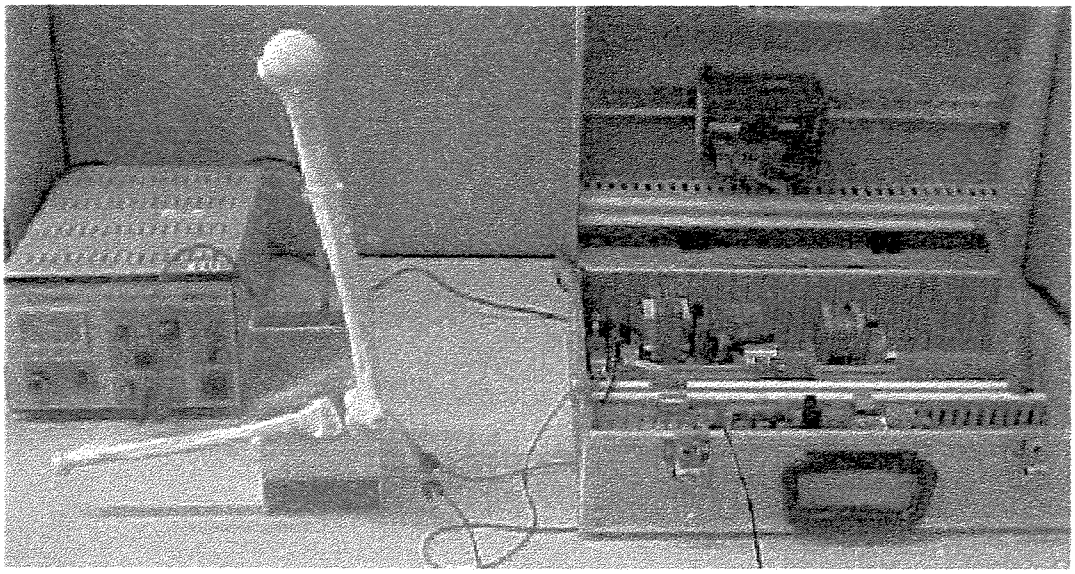


Figura (5.11) – Sistema de supervisão e controle para SMA

A liga de nitinol utilizado nessa experiência apresenta as seguintes características:

Diâmetro - 250 μm

Resistência – 20 Ω/m

Corrente recomendada – 1 A

Esse tipo de material pode ser deformado até 8% de seu comprimento total, mas apenas por alguns ciclos. Porém se utilizado na faixa de 3 a 5% de deformação ele pode atingir milhões de ciclos com um desempenho confiável.

5.3.2 – Implementação do Sistema de Controle

Para validação experimental desse experimento, foi implementado um programa computacional num CLP (Controlador Lógico Programável), que permitiu o controle o movimento desse músculo artificial através do controle de corrente que passa pelos fios de nitinol.

Tendo em vista, a necessidade de calibrar o sistema de acionamento e controle, inicialmente foi verificado manualmente o tempo necessário para que a liga tivesse um determinado deslocamento angular e o tempo necessário para atingi-lo.

A partir do conhecimento desses parâmetros foi implementado um programa num CLP utilizando-se uma função temporizador, que permitiu o controle da passagem de corrente até o tempo pré programado desligando em seguida.

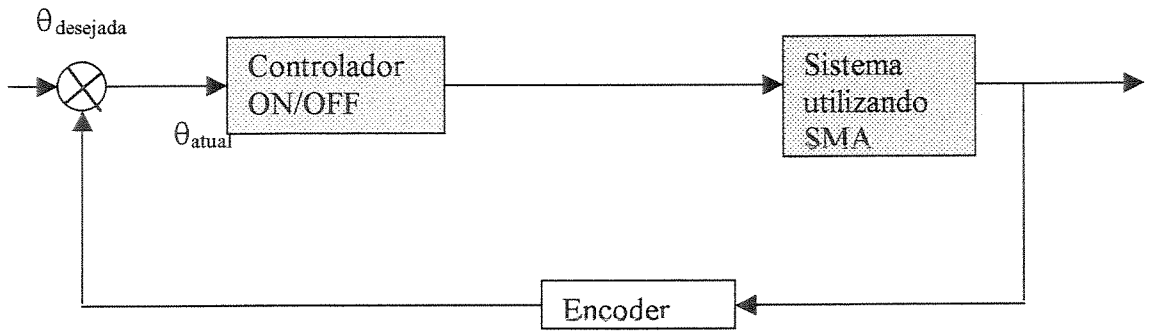


Figura (5.12). – malha de controle de posição (on/off)

Com isso será possível implementar um controlador lógico de posição do tipo on/off, utilizando-se componentes lógicos reprogramáveis do tipo EPLD (Erasable Programmable Logical Device) quando se deseja posições determinadas ou mesmo um regulador PID (com ganhos constantes para trajetórias), análogo ao controle de posição e força apresentado na figura 4.2 do capitulo anterior.

5.4 – Controle de Posição e Força de um Sistema de Preensão

Foi construída uma garra robótica (figura 5.15) que possui movimento de abrir e fechar. Esse tipo de mecanismo é similar às próteses de mão existentes no mercado, figura 5.14. Nessa implementação permitiu a análise do comportamento de sensores de posição e força, como também o estudo de controladores.

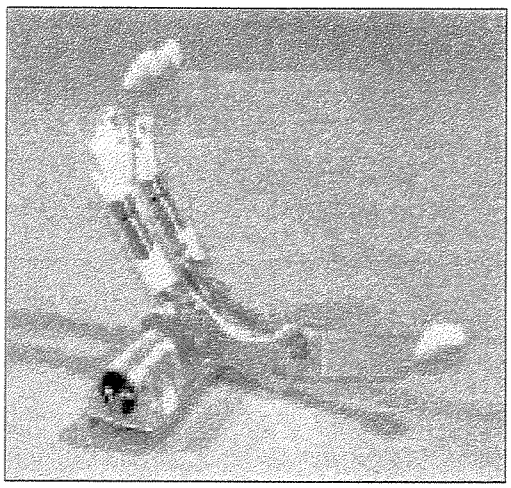


Figura (5.13) – Foto de uma prótese de mão – sistema de preensão

O contato da superfície da mão com objetos que serão presos por ela e ainda o processo de visão que juntos possibilitam o controle pelo cérebro quanto da força que será necessária para realizar a preensão. Ou seja, faz-se um cálculo natural, e assim um processamento de informação que permite às pessoas evitar que o objeto escorregue ou que ele tenha algum tipo de dano causado por força excessiva.

Para fazer o mesmo papel em um sistema artificial, em uma prótese de mão, é necessário criar um mecanismo que possibilite essa sensibilidade ao usuário. Isso evita alguns transtornos e acidentes. A implementação de um sistema de controle se faz necessário e para tal finalidade foram utilizados nessa experiência transdutores de força, extensômetros (strain gage). Ele age pela deformação do elemento sensor convertendo em um sinal elétrico.

Outra necessidade é sobre o controle de abrir e fechar a mão com exatidão. Ao aproximar do objeto que se deseja segurar, um encoder informará ao controlador a abertura da prótese e assim realizar a tarefa com maior segurança.

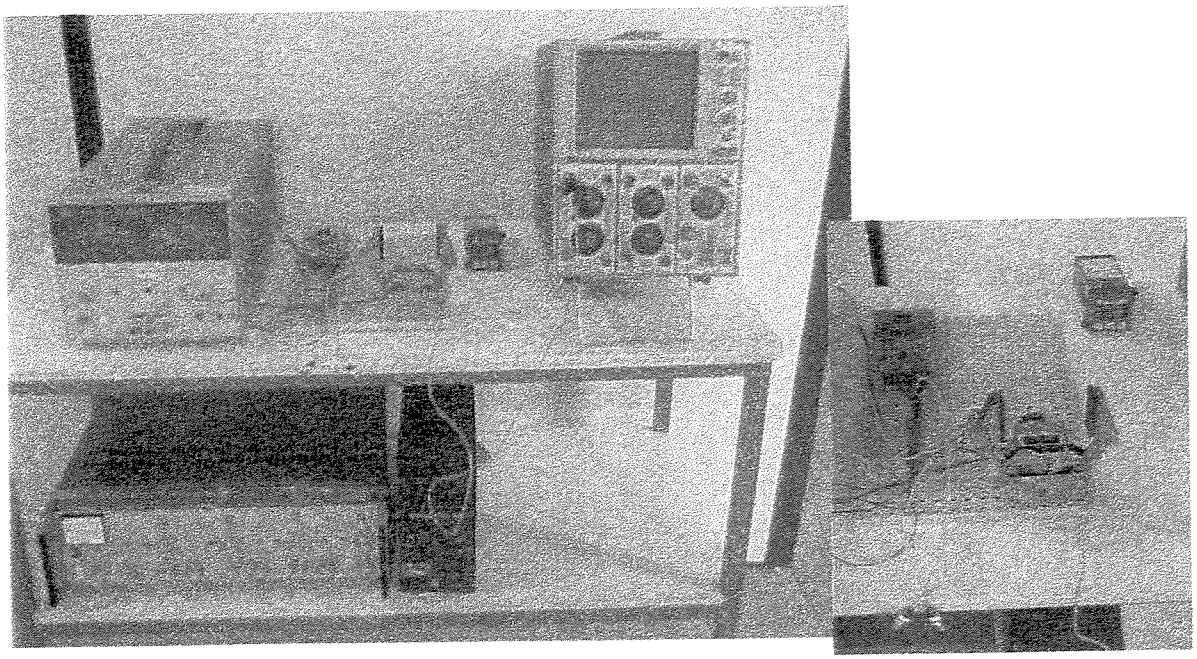


Figura (5.14) – Foto da bancada experimental do sistema de preensão – controle de posição e força

5.4.1- Desenvolvimento do problema

A partir do estudo apresentado no capitulo anterior, correspondente a modelagem de um motor de corrente contínua acoplado a um redutor, foi construída uma garra robótica que desempenhasse o papel de um prótese comercial.

Para validação desse estudo foi utilizado um micromotor 2224 SR da FAULHABER, onde seus principais parâmetros foram obtidos através de um catálogo comercial fornecido pelo fabricante, que fornece até 4,2 W de potência e possui um redutor da série 38/3 que gera até 1,2 N.m de torque.

A garra possui um motor acoplado a um encoder, os extensômetros foram colocados em sua extremidade, simulando uma prótese de mão, que funciona pelo mesmo principio. Os extensometros são da KYOWA^{TM} do tipo KGF-2-120-C1-11.

5.4.2- Controle de Posição e Força

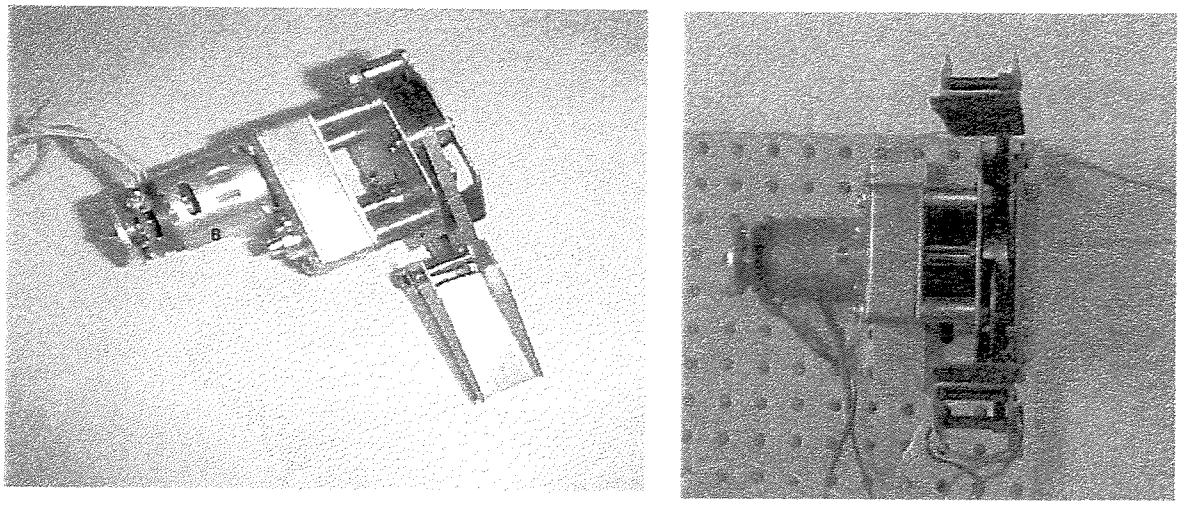


Figura (5.15) Garra robótica acoplada a um encoder

O estudo realizados permite ao usuário da prótese o quanto deve ser fechada a mão para preensão do objeto sem causar danos. Para esse experimento, foi utilizada uma ponte extensométrica posicionados de acordo com o esquema da figura 5.18. Um sinal proporcional à força aplicada é emitido por esse transdutor de força. Dessa forma, controla-se a abertura e fechamento da garra (mão).

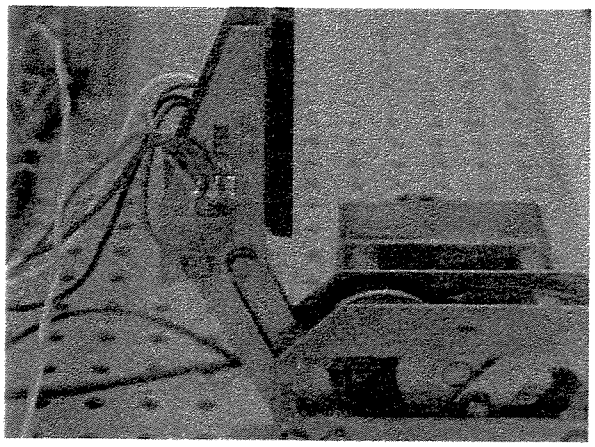


Figura (5.16) – Detalhe do extensômetro

O uso do extensômetro tem como vantagens principais o tamanho pequeno e leve, fácil instalação e relativamente com boa precisão.

Quando ocorre a deformação do extensômetro, devido à força exercida sobre ele, ocorre também uma variação da resistência, pois a condutividade é afetada pelo rearranjo das cargas elétricas do material.

Nessa experiência os extensômetros foram colados de acordo com a figura 5.17

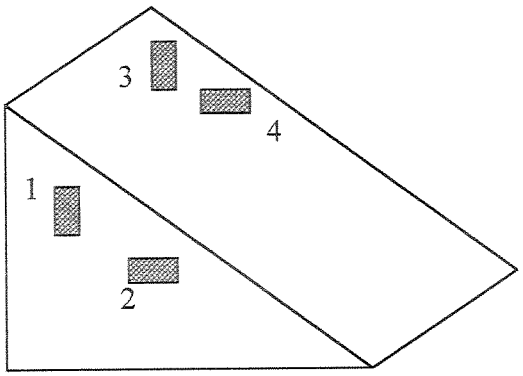


Figura (5.17) – Representação da colagem dos extensômetros na garra

E montada a ponte de Wheatstone:

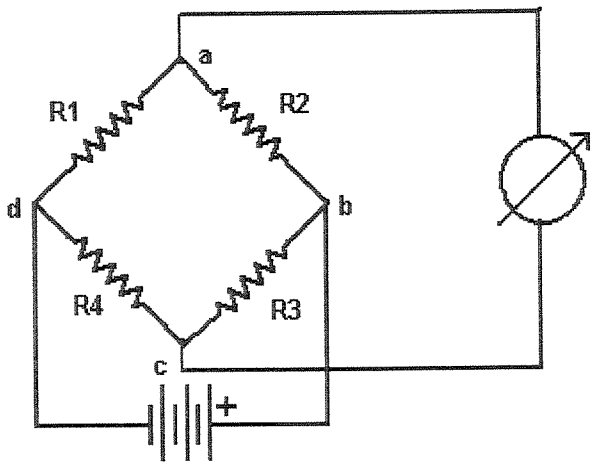


Figura (5.18) – Ponte de Wheatstone

A estrutura de controle de força proposta neste trabalho consiste em trabalhar com níveis de

sensibilidade com relação à força de preensão objeto será preso, porém é possível realizar o estudo com relação ao escorregamento do objeto preso. A tabela 5.1 apresenta resultados médios obtidos neste experimento, onde os valores foram obtidos para a Ponte Amplificadora PHILIPS modelo.PR 9330, disponível no Laboratório de Automação Integrada e Robótica da Faculdade de Engenharia Mecânica da UNICAMP.

Tabela 5.1 – Resultado da corrente necessária para preensão

Força Requerida	Intervalo de corrente (mA)
Força Leve	1-5
Força média	5-6
Força alta	10-15

Esse tipo de experimento possibilita verificar uma faixa de corrente em que deve trabalhar para melhor preensão de objetos, no entanto, esses valores dependem da ponte amplificadora utilizada. Como se trata de pequenas variações de corrente pode não fornecer a exata dimensão da força requerida, assim para uma aplicação mais próxima da realidade seria indicado o uso de lógica *fuzzy*. Futuramente deverão ser implementados um sistema integrado de acionamento e amplificação de sinais dos sensores e um projeto do sistema de acionamento e controle correspondente a um sistema de preensão.

5.5 – Simulações Numéricas

Para validação do problema em estudo foi utilizado o programa Matlab-Simulink™ para simular o acionamento da prótese.

Primeiramente ajustaram-se os parâmetros do motor desacoplado com a seguinte malha da figura 5.19.

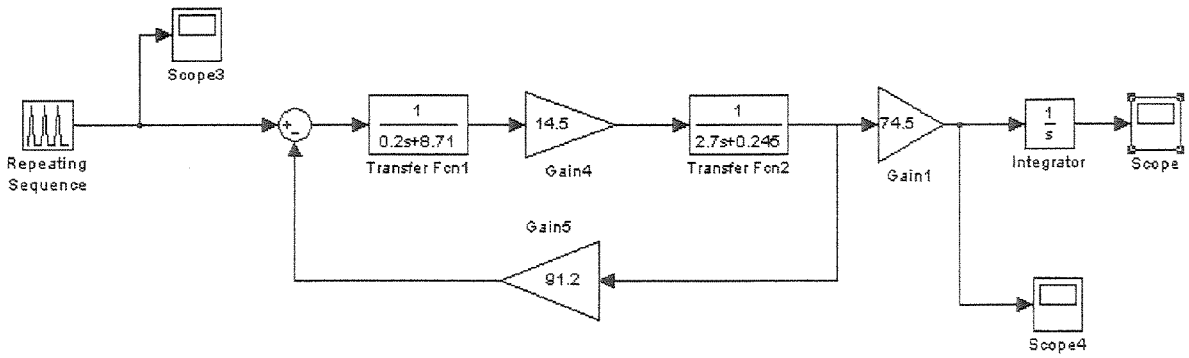
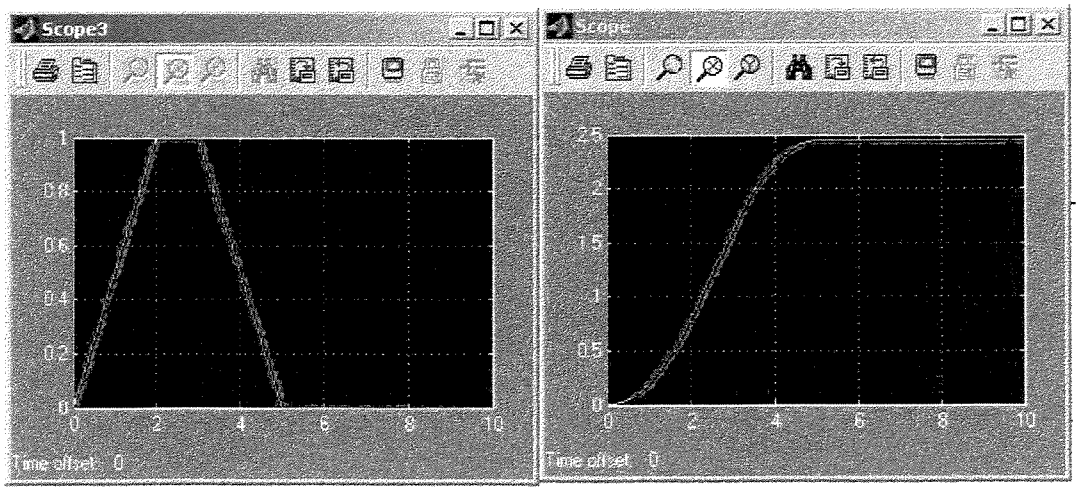
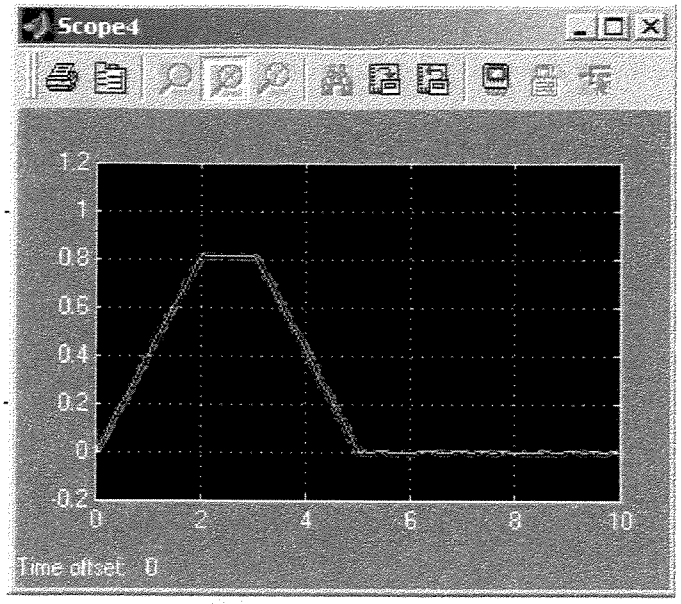


Figura (5.19)- Diagrama de blocos correspondente à malha de controle de posição e força

Os dados do catálogo foram normalizados. Observou-se que o gráfico de velocidade e posição do motor correspondia à tensão de entrada aplicada. Assim, da simulação do motor foram obtidos:



(a) tensão de entrada (b) posição



(c) velocidade

Figura (5.20) - Simulações

A partir disso foi realizado o controle do motor acoplado a uma carga e um redutor. O controle se dá em cima da força que se deseja aplicar, que agora será a entrada do sistema:

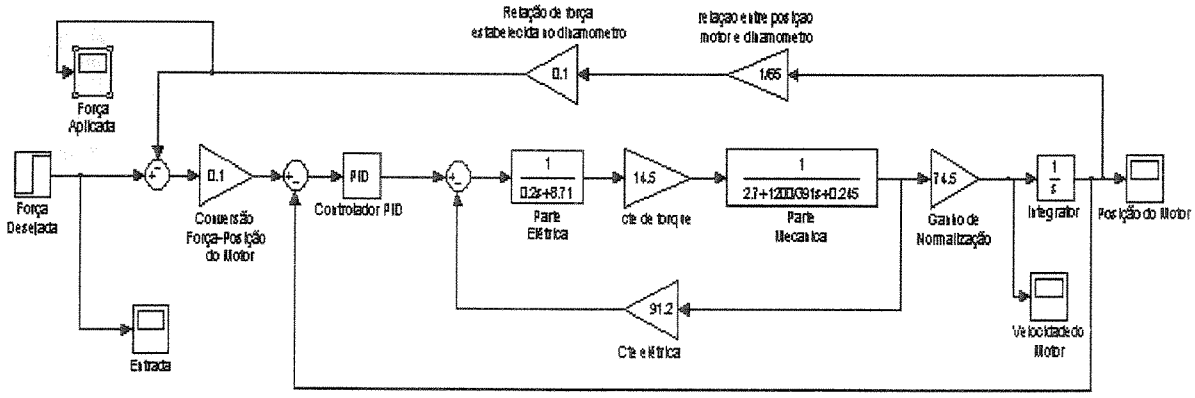


Figura (5.21) Diagrama de blocos correspondente à malha de controle de posição e força

A seguir são mostrados os sinais obtidos nos sistema. O primeiro gráfico é da entrada, um degrau que representa a força, que de nula, torna-se constante a partir de um dado momento. Seguem os formatos da curva de velocidade, posição do motor e força aplicada, sendo que os dois últimos são proporcionais.

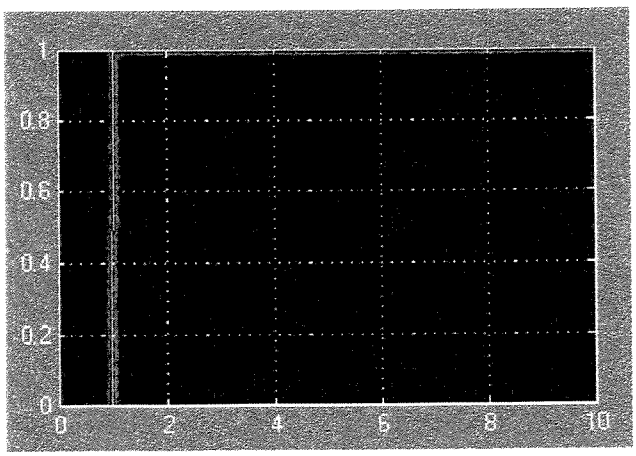
Os índices do controlador PID foram encontrados experimentalmente, jogando com valores. Inicialmente achou-se um ganho proporcional (*Kp*) que nos fornecesse um *overshoot* de 20%. Em seguida, ajustou-se os ganhos integral (*Ki*) e derivativo (*Kd*) que fizesse que o sistema estabilizasse, conforme apresentado em Ogata (1998).

Observou-se que o ganho integral faz com que o sistema estabilize num intervalo de tempo menor. Fez-se com que esse tempo fosse curto devido à necessidade de uma prótese; já o derivativo é muito delicado e pode levar o sistema a uma situação instável. Os valores obtidos foram:

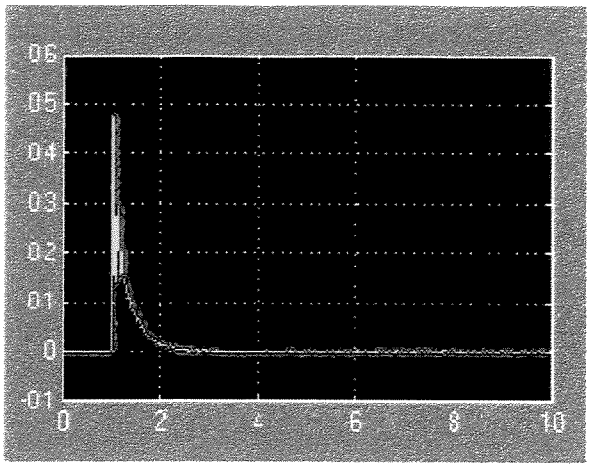
$Kp=20$

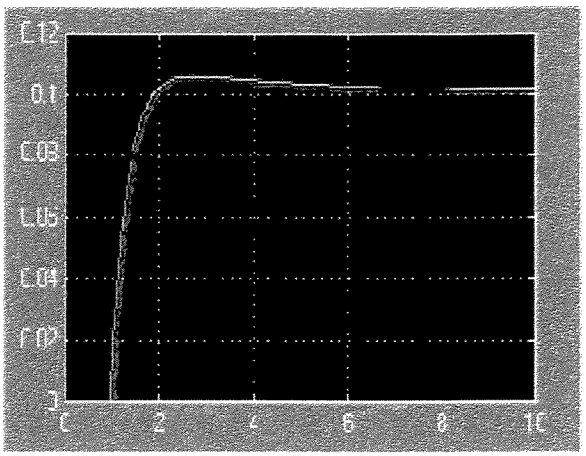
Ki=5

$Kd=5$



(a) sinal de entrada - força





(b) velocidade (c) posição do motor e força aplicada

Figura (5.22) - Simulações

As mesmas simulações foram feitas para um controle de cargas variáveis.

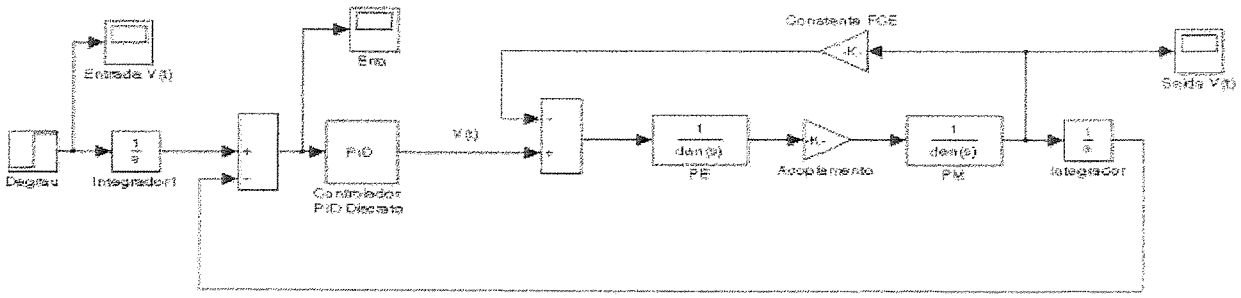
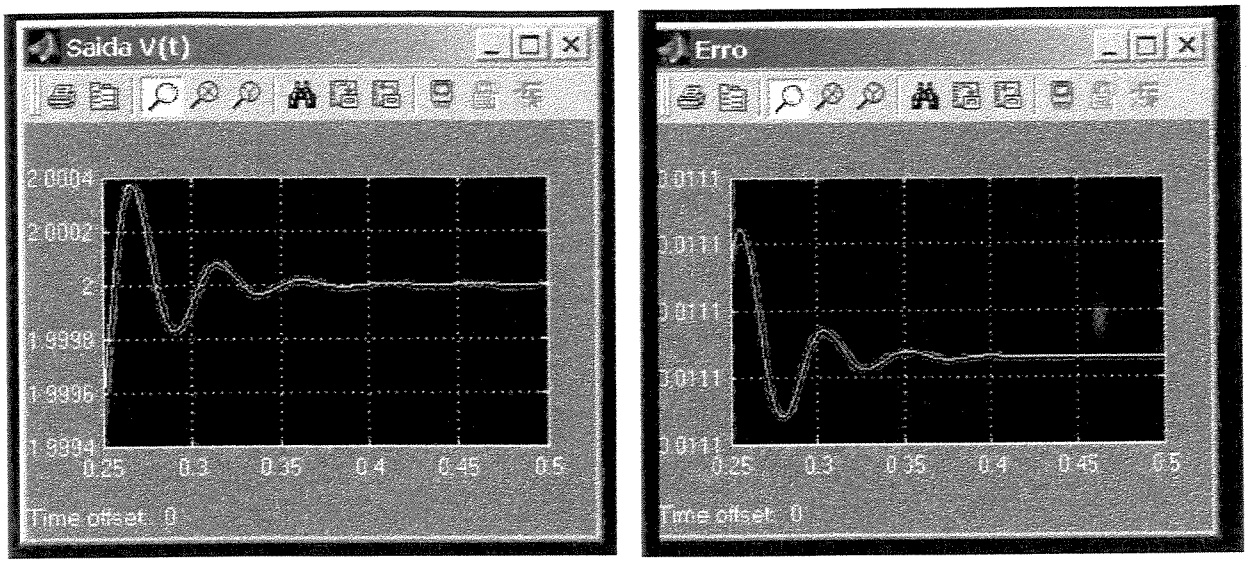


Figura (5.23) - Malha de controle de velocidade da prótese para cargas variáveis

Massa da carga= 2Kg

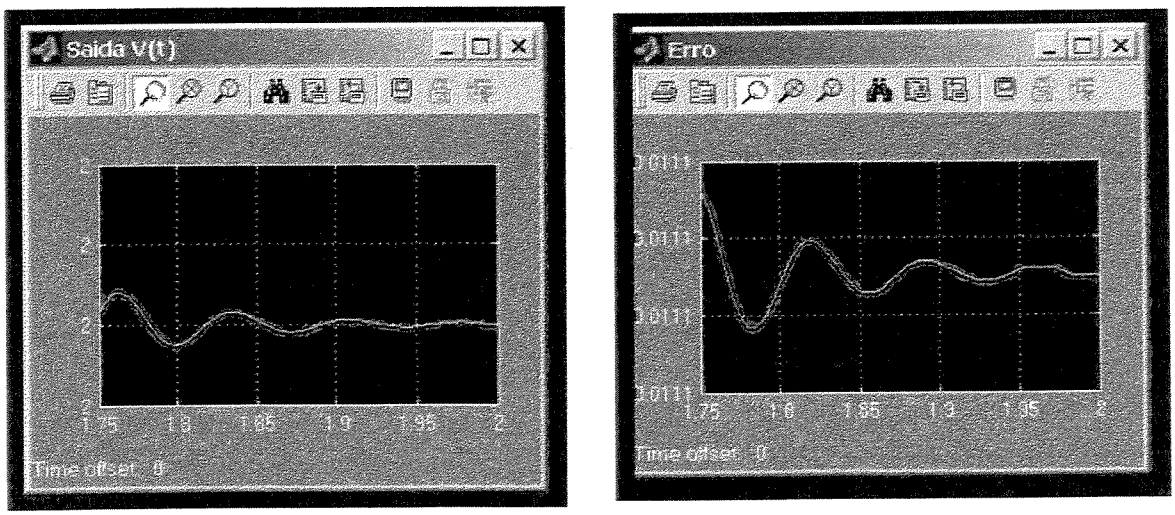


(a) (b)

(a) resposta do tempo para estabilização do sistema, (b) sinal de erro

Figura (5.24) - Simulações- massa=2Kg

Massa da carga = 5 kg



(a) (b)

(a) resposta do tempo para estabilização do sistema, (b) sinal de erro

Figura (5.25) Simulações - massa=5Kg

Os resultados apresentados nas simulações permitirão o projeto do sistema de acionamento e controle de prótese de preensão considerando o controle de posição e força.

5.6-Comentários Gerais

A parte experimental desse trabalho teve como objetivo validarmos parte do modelo estudado, bem como a utilização de um atuador para acionamento dos músculos (membros superiores e inferiores). Com este objetivo, foram implementados protótipos experimentais utilizando motores de passo, motores de corrente contínua e ligas de memória de forma, para geração de movimentos de uma estrutura esquelética sintética e controle de posição e força de um sistema de preensão. Estes protótipos permitiram a validação de conceitos teóricos abordados neste trabalho, permitindo uma implementação futura.

O desenvolvimento de atuadores similares aos músculos esqueléticos é um grande desafio quando o assunto é prótese. O uso de motores elétrico torna as próteses pesadas. As chamadas ligas com memória de forma (SMA) podem ser de grande interesse para tal fim, já que os fios possuem diferentes diâmetros.

O uso de sensores possibilita tornar o sistema protético mais preciso e com características mais próximos ao sistema natural. Aqui foram verificados o uso de encoder e extensômetros, no entanto outro tipos de sensoriamento, como pressão, temperatura, etc. podem ser implementados.

A parte experimental permitiu o estudo e validação experimental de técnicas e algoritmos de controle, tais como as de controle clássico PID linear. Neste aspecto percebe-se então, a importância desta bancada experimental na consolidação dos conceitos teóricos aliados a fase de experimentação e o aspecto multidisciplinar que envolve o sistema.

Finalmente, em um trabalho futuro, deverão ser implementados protótipos de próteses, levando em consideração principalmente eficiência e estética.

Capitulo 6
Conclusões e Perspectivas Futuras

Este trabalho teve como objetivo o estudo de próteses ativas, de modo a possibilitar o estudo de controle na geração de movimentos. Um estudo de atuadores e sensores que permitam diminuir o custo de implementação, e ainda um controle mais eficiente.

Com esse objetivo, inicialmente foi realizado a modelagem cinemática direta e inversa, implementação computacional e simulação, que teve como base o estudo da anatomia do movimento humano dos membros (superior e inferior), permitindo assim, a generalização do problema para vários graus de amputação ou anomalia.

O estudo da cinemática permitiu a criação de um programa para geração de movimentos de próteses antropomórfica para membros: superior e inferior. Para tanto, foi criado um programa de geração de trajetória a partir da cinemática direta e inversa, através de métodos utilizadas em robótica. Isso foi possível com o estudo de anatomia do movimento, levando em conta as principais articulações dos membros. Com esse estudo foi possível verificar os tipos de acionamento mais indicados para cada tipo de prótese a ser desenvolvida.

Finalmente, foram realizados alguns exemplos de validação do trabalho, através da implementação experimental de próteses de membros superiores e inferiores, com ênfase no estudo de diferentes sistemas de acionamento e controle, priorizando a analogia com músculos e sistemas de transmissão eficientes. Assim, foram utilizados sistemas de acionamento através de motores de passo e de corrente contínua e ligas com memória de forma (SMA), em próteses de membro superior e inferior e sistema de preensão com possibilidade de controle de posição e força.

Este estudo permitiu avaliar o sistema de acionamento, onde foram constatadas vantagens, principalmente na estética, dimensões reduzidas e peso, na utilização de ligas de memória de forma em relação a outros sistemas de acionamento, verificando-se a necessidade de controladores mais elaborados, que serão objetos de estudos futuros.

Os principais tópicos estudados nesta dissertação de mestrado permitirão numa continuidade desse projeto de pesquisa a construção de próteses ativas de baixo custo, já que um estudo prévio do problema de cada usuário da prótese pode fornecer ferramentas que agilizem sua construção, como também, atuadores que melhor se adaptam ao individuo.

Como sugestão para trabalhos futuros relacionados ao assunto, os seguintes tópicos podem ser abordados:

- Implementação em próteses reais, com a verificação dos principais problemas encontrados pelo usuário.

- Realização de um estudo sobre a modelagem dinâmica para sistema de controle.

- Utilização destes conceitos aplicados a Engenharia de Reabilitação, onde o envio de estímulos em terminações nervosas para pessoas portadoras de algum tipo de paralisia dos membros.

- Direcionamento do trabalho a aplicações industriais: anatomia de garras robóticas antropomórficas acopladas em manipuladores robóticos industriais e robôs industriais antropomórficos.

Referências Bibliográficas

Alves, João B. M., *Controle de Robô*, Campinas-SP, CARTGRAF, 1988, 185p.

Blohmke, Fritz, Compendio Ottobock, *Próteses para Membro Inferior*, 2ª edição, Berlim: Schiele & Schön, 1993, 117 p.

Bodrini et al, *Álgebra Linear*, São Paulo Harper & Row do Brasil, 1980 372p.

Bolton, W., *Mechatronics-Eletronic control systems in mechanical engineering*, 2ª edição, Ed. Longman, 1996, 380p.

Braga, Newton C., *SMA- Músculos Eletrônicos*, Revista Mecatrônica Atual N°1, 48-52p., 2001.

Brakoulias, Vlasios, *The History of Orthopaedics*, disponível em http://www.worldortho.com/history.html, acesso em 16 de janeiro de 2001.

Craig, J.J., *Introduction to Robotics: Mechanics and Control*, Ed. Addison-Wesley, 1986,319 p.

Cunha, Cristina, *Métodos Numéricos para as Engenharias e Ciências Aplicadas*, Campinas-SP, editora da UNICAMP, p 19-751993.

Cunha, F. L, *Obtenção e Uso dos Acoplamentos Cinemáticos Interfalangianos e Interdigitais no Projeto de Próteses Antropomórficas para Membros Superiores*, Faculdade de Engenharia Elétrica, UFES, 1999, 143 p.. Dissertação (Mestrado)

Dorf, R. C.; Bishop, R. H., *Sistemas de Controle Modernos*, 8ª edição, Ed. LTC- Livros Técnicos e Científicos S.A, 2001, 659 p.

Gilbertson, R. G.. *A Hands-on Guide to Amazing Robotic Muscles that Shorten When Elerically Powered: Muscle Wires*.USA: Mondo-Tronics, 1994. 120 p.

Gorla, B. , Renaud, M., *Modéles des Robots Manipulateurs Application à Leur Commande*, Cepadues-Éditions. 1984.

Hermini, Helder A., *Modelagem, Implementação e Controle de Sistemas Biomecânicos envolvendo Aspectos Cinemáticos*, Faculdade de Engenharia Mecânica, UNICAMP, 2000, 320p..Tese (Doutorado).

Johanson, M. Elise, *Laboratório da Marcha: Estrutura e Coleta de Dados*, 2ª ed., Editorial Premier, 1998, Cap. 9, Marcha Humana, pp 213-239.

Kastern, J., Nimmervoll, R., Kristen, H., Wagner, P., What are the benefits of the C-Leg?, disponível em http://www.ottobockus.com/products/c-leg_benefits.pdf > acesso em 12 de dez. 2000.

Kuo, Benjamin C., *Sistemas de Controle Automático*, 4ª edição, Ed. Prentice-Hall do Brasil, 1985, 425-491p.

Meredith, Dennis, Discovering the Genesis of Mind: Duke's Pioneering Brain Research, *Toward Mindpowered Machines*, disponível em: http://www.dukeresearch.duke.edu/database/pagemaker.cgi?992636242 > acesso em 25 de nov. 2001.

Nashed, M. Z., *Generalized Inverses and Aplications*", Academic Press, Inc., 1976.

Nupoc (Northwestern University Prosthetics-Orthotics Center), Prosthestics History, disponível em http://www.nupoc.northwestern.edu/prosHistory.shtml > acesso em 01 de dez. 2000. .

Ogata, Katsuhiko, *Engenharia de Controle Moderno*, 3ª edição Ed. Prentice-Hall do Brasil, 1998, 813p.

Reynaerts, D., Van Brussel, H. , *Design aspects of shape memory actuators, Mechatronics,* 8, pp 635-656, 1998.

SÁ, Cláudio. E. A, *Desenvolvimento e Implementação de um Programa Computacional para a Supervisão e Controle Manipuladores Robóticos*, Campinas, Faculdade de Engenharia Mecânica, Universidade Estadual de Campinas, 2000, 114p. Tese (Doutorado).

Soares, A. B., *Shape Memory Alloy Actuators for Upper Limb Prostheses*, University of Edinburg, 1997, 203p. Tese (Doutorado).

Souza, Jocarly P., Implementação de Algoritmos Preditivos para Controle de Juntas Robóticas, Campinas, Faculdade de Engenharia Mecânica, 2001, 127p.. Tese (Doutorado).

Spong, M. W., Vidyasagar, M., *Robot Dynamics and control,* Ed. John Wiley & Sons, 1989, 336p.

Textel, Putnam P., *Introductory ADA*, Wadsworth Publishing Company, Belmonte-California, 1986, 441p.

Wirhed, Rolf, *Atlas de Anatomia do Movimento*, Editora Manole, 1986, 138p.

Anexo I

Software utilizando linguagem Estruturada

I.1 – A linguagem de Programação Estruturada ADA

Os módulos foram gerados em linguagem ADA, Texel (1986). Esta linguagem apresenta alto grau de estruturação, o que permite simplificações na programação de tarefas com alto grau de complexidade.

Esta linguagem possibilita que o programa seja dividido em pacotes, formando uma biblioteca. Desta forma, os pacotes podem ser testados separadamente e incorporados em diferentes módulos, permitindo uma integração entre os mesmos.

A hierarquia proposta para a implementação dos pacotes :

- foi definido um primeiro nível de funções elementares para a aplicação;

- a partir disso foram implementados outros pacotes representando uma camada superior das funcionalidades, que serão especificadas previamente.

Na linguagem ADA, é necessário ter para cada pacote um programa que defina as especificações (citação de 'procedures' e variáveis importantes do pacote) e um outro que seja o corpo do pacote (definição e descrição das 'procedures' e variáveis).

Os módulos podem ser utilizados para próteses de diferentes dimensões ou robôs, alterando-se apenas o os pacotes *Parameters* que contêm informações tais como limites físicos das juntas, dimensões e *Model* que contém informações relativas ao modelo.

Os módulos são gerados a partir dos pacotes descritos abaixo.

- Cad_Types: definições dos diversos tipos e variáveis utilizadas em outros pacotes tais como definições de matrizes, vetores, elementos primitivos, etc..

- Math_Cad: contém as funções matemáticas básicas utilizadas em outros pacotes, tais como as funções seno, co-seno, tangente, multiplicação de matrizes e vetores, soma de variáveis, entre outras.

- Cad_Input: possui as rotinas e procedimentos para a interface do programa com o usuário.

- Graph: Contém definições de primitivas básicas de desenhos (linha, ponto).

- Graphic: É responsável pela manipulação e representação dos elementos desejados em janelas no monitor, controla a inserção de elementos nas janelas, desenha e apaga janelas, define a posição, cor, tamanho, etc.

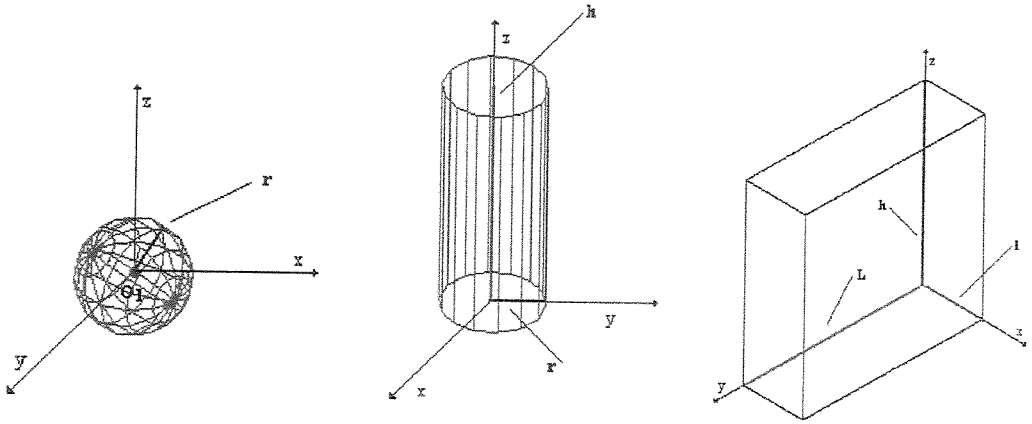
- Cad_Keyboard: interface entre o teclado e o programa.

- Adv_Math: contém as funções matemáticas avançadas utilizadas em outros pacotes, tais como o cálculo da matriz inversa, métodos matemáticos para a criação de trajetórias, entre outras.

- Cad_Video: biblioteca em que estão os recursos de gestão do monitor, tais como escrever na tela, apagar a tela, entre outras.

•Cad_Files: possui recursos para a abertura, leitura, alterações e fechamento de arquivos de dados.

•Basic_Graph: possui funções básicas para a construção de círculos, semicírculos, cones, cilindros, entre outros, para a construção gráfica do dispositivo em estudo.



•High_Level_Graph: interface gráfica de alto nível.

•Gráfico: contém as funções para a construção e visualização dos gráficos para as trajetórias angulares e espaciais obtidas no programa Trajeto.

•Parameters: contém as definições das dimensões da prótese, vetores locais limites das juntas, ângulos máximos e mínimos das rotações de cada junta.

•Test: contém funções de teste dos limites da junta para o dispositivo em estudo.

•Model: contém as funções para o cálculo do modelo direto e inverso e o modelo geométrico da prótese.

•Interp_Filtr: contém as funções responsáveis pela interpolação e filtragem de uma trajetória angular .

- Trajetória: contém as funções responsáveis pela geração de arquivos angulares para o dispositivo em estudo.

- Menu_Simula: Tem a função de criar o ambiente de trabalho do programa Simula.

- Menu_Trajeto: Tem a função de criar o ambiente de trabalho do programa Trajeto.

- Simula: Gera o programa Simula.

Este módulo possibilita a edição gráfica e interativa da trajetória, realizando a simulação e visualização do cenário completo de atuação, o qual contém o dispositivo protético.

Apresenta, ainda, as seguintes características:

- simplicidade na utilização isto é, possui uma interface amigável com o operador;

- imagem gráfica em três posições possíveis planta, face e esquerda .

- possibilidade de movimentação das juntas (de incrementos pré definidos) a partir de um toque no teclado;

- Trajeto: Gera o programa Trajeto.

Este módulo é responsável pela geração de trajetórias angulares utilizando dois modos:

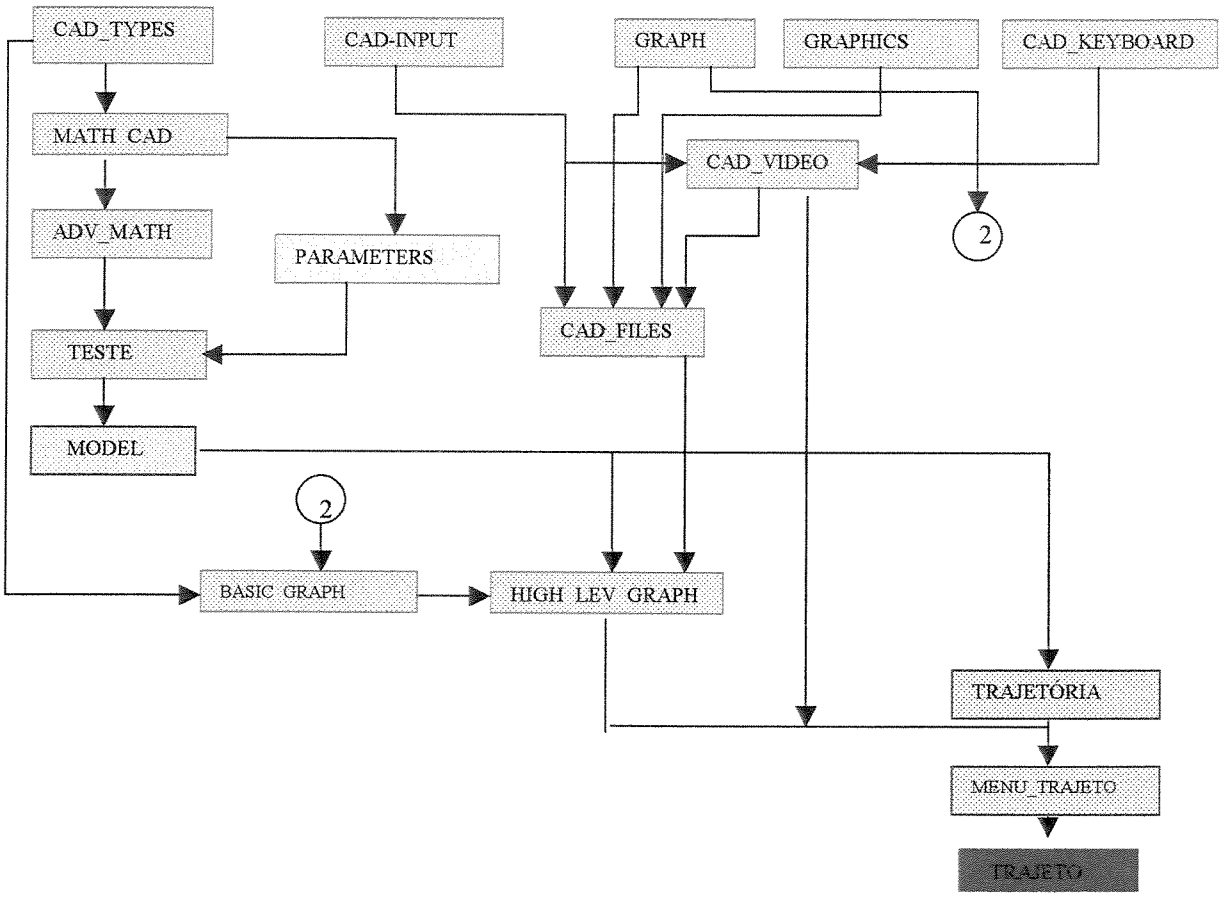
- utilizando o modelo cinemático inverso no qual são dadas apenas a posição e orientação finais do elemento terminal da prótese;

- através de interpolação e filtragem de pontos de passagem angulares (estes pontos de passagem podem ser obtidos pelo módulo Simula).

Este módulo permite que uma trajetória seja composta de um ou de vários segmentos; isto torna possível a obtenção de trajetórias com um alto grau de complexidade (cada segmento pode

ser discretizado de uma forma diferente obtendo, desta forma, segmentos com perfis diferentes). Este módulo gera trajetórias lineares e em forma de semicírculo mas outras formas podem ser obtidas definindo novas funções matemáticas para as trajetórias.

I.2 -Fluxograma dos pacotes para a geração do módulo Trajetória



Esses programas apresentam como característica principal a fácil utilização pelo usuário e a possibilidade de ser acrescido de novos módulos (bibliotecas).

I.4 – Geração de Trajetórias

Abaixo serão descritas as funções dos menus do módulo de criação de Trajetórias.

1.4.1 Menu Arquivo

Apresenta as opções de leitura de arquivos de trajetórias, salvar e informação de arquivos, entre outros. As opções são:

Ler Arq. (arquivo)

Angular: Lê os arquivos com extensão .ref (********, ******sm, ******fl) e automaticamente plota as curvas.

Espacial: Lê os arquivos com extensão .esp (espacial) e automaticamente plota as curvas.

Salvar (.ref): Salva os arquivos com extensão .ref (********, ******sm, ******fl).

Informação: Mostra informações da trajetória carregada, tais como: nome, número, total de pontos, pontos de passagem no caso de trajetórias interpoladas e outras.

Reduzir Arq. (arquivo): Lê um arquivo de extensão .ref e reduz o número de linhas e grava com o nome ******sm.ref (simula)

1.4.2 Menu Trajetória

Apresenta as opções de criação de trajetórias, interpolação e filtragem e alteração de arquivos carregados, entre outros. As opções são:

Criar: Gera os arquivos angulares a partir da entrada da posição e orientação finais desejadas, com o formato ********.ref e também o arquivo ******sm.ref (com um número menor de pontos) para ser utilizado para a simulação no programa Simula.

Tipo

Simples: Indica que a trajetória terá apenas um segmento.

Composta: Permite planejar a trajetória com o número de segmentos desejados (trajetória composta).

Unir traj.: Permite concatenar, em um mesmo arquivo, n arquivos diferentes de trajetórias angulares (extensão .ref).

Int. e Filt.: Interpola e filtra uma trajetória angular com extensão .ref; a trajetória a ser interpolada e filtrada pode ser criada tanto no programa Trajeto quanto no programa Simula (interpola no máximo 1500 pontos)

Destruir ponto: Destrói o ponto (conjunto de ângulos) atual que está sendo observado (apenas na trajetória do tipo ********.ref).

Posterior: Vai para o ponto (conjunto de ângulos) posterior ao ponto atual da trajetória carregada (nas trajetória do tipo .ref).

Anterior: Vai para o ponto (conjunto de ângulos) anterior ao ponto atual da trajetória carregada (nas trajetória do tipo .ref).

Vai para: Vai para o ponto (conjunto de ângulos) desejado de uma determinada trajetória carregada (nas trajetória do tipo .ref).

ANEXO II

Pseudoinversa (Inversa Generalizada)

Em muitos casos, a solução de um sistema de equações lineares existe, mesmo quando a inversa da matriz não existe. Este problema e muitos outros podem ser resolvidos através do conceito da pseudoinversa, ou inversa generalizada (Nashed, 1976), da matriz.

A inversa generalizada deve atender a algumas das seguintes propriedades para obter sucesso:

i) deve reduzir-se a A^{-1} se A é não singular;

ii) deve sempre existir;

iii) deve possuir algumas das propriedades da inversa (ou modificações destas)

iv) quando usadas no lugar da inversa, deve ser capaz de proporcionar respostas sensíveis para questões importantes tal como; consistência das equações, ou soluções de mínimos quadrados.

Moore e Penrose definiram a pseudoinversa de uma matriz, A^{+}, como a única solução para:

$$A \times A^{+} \times A = A$$

$$A^{+} \times A \times A^{+} = A^{+}$$

$$(A \times A^{+})^{t} = A \times A^{+}$$

$$(A \times A^{+})^{t} = A^{+} \times A$$

II.1 Determinação da matriz Pseudoinversa pelo método de Greville

Seja a_k a matriz formada pela k-ésima coluna de A e A_k a matriz formada pelas k primeiras colunas de A.

A matriz pseudoinversa de A_k denotada por A_k^{+}, é obtida (Gorla, 1984) pela equação:

$$A_k^{+} = \begin{bmatrix} A_{k-1}^{+} - d_k b_k \\ \hline b_k \end{bmatrix} \qquad \text{(II.1)}$$

onde

$$\underline{d}_k = A_{k-1}^{+}\ \underline{a}_k \qquad \text{(II.2)}$$

$$\underline{b}_k = \begin{cases} (\underline{c}_k^{t}\ \underline{c}_k)^{-1}\ \underline{c}_k^{t} & \text{se } \underline{c}_k = 0 \\ (1 - \underline{d}_k^{t}\ \underline{d}_k)^{-1}\ \underline{d}_k^{t}\ A_{k-1}^{+} & \text{se } \underline{c}_k \neq 0 \end{cases} \qquad \text{(II.3)}$$

onde $\underline{c}_k = \underline{a}_k - A_{k-1}\ \underline{d}_k$ para $k = 1, 2, 3, \ldots, n.$

A inicialização das iterações depende da primeira coluna de A:

$$A_1^+ = \begin{cases} \vec{0}^t & \text{se } \underline{a}_1 = 0 \\ \underline{a}_1^t / (\underline{a}_1^t \underline{a}_1) & \text{se } \underline{a}_1 \neq 0 \end{cases} \qquad \text{(II.4)}$$

O fluxograma para a implementação deste método é apresentado na figura abaixo:

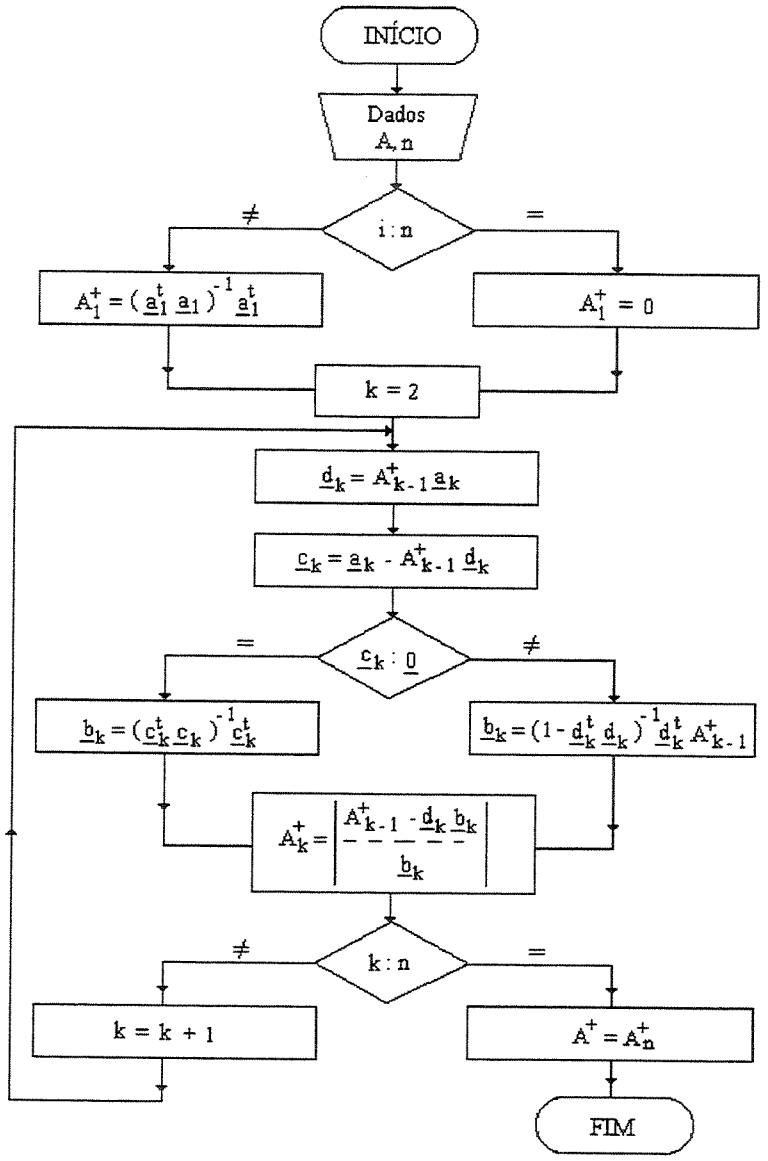


Figura.1:Fluxograma para a determinação da matriz pseudoinversa pelo método de Greville.

Apêndice A

A seguir é mostrada tabelas referentes ao ângulos máximos e mínimos de cada junta no sistema articular humano referentes ao hemisfério esquerdo. Os mesmos valores de ângulos são para o hemisfério direito.

DESCRIÇÃO DAS FUNÇÕES ARTICULARES DAS JUNTAS DO MODELO GEOMÉTRICO			
Cintura Escapular –			
Junta	**Limites Angulares da Junta**		**Função**
	Ângulo Mínimo	**Ângulo Máximo**	
q_1	**0°**	**5°**	Flexão e extensão da junta interna da clavícula
q_2	**0°**	**30°**	Abdução e adução da junta interna da clavícula
q_3	**0°**	**140°**	Flexão e extensão da junta externa da clavícula
q_4	**0°**	**90°**	Abdução e adução da junta externa da clavícula
q_5	**0°**	**90°**	Rotação lateral e medial da junta externa da clavícula
q_6	**0°**	**155°**	Flexão-extensão do cotovelo
q_7	**0°**	**180°**	Pronação-supinação do braço
q_8	**0°**	**170°**	Flexão e extensão do punho
q_9	**0°**	**55°**	Flexão lateral e medial do punho (guinado)
q_{10}	**0°**	**90°**	Abdução e adução do polegar
q_{11}	**0°**	**45°**	Flexão lateral e medial do polegar

q_{12}	**0°**	**90°**	Rotação lateral e medial do polegar
q_{13}	**0°**	**120°**	Flexão e extensão da articulação metacarpofalangiana do indicador
q_{14}	**0°**	**90°**	Flexão e extensão da articulação interfalangiana proximal do indicador
q_{15}	**0°**	**45°**	Flexão e extensão da articulação interfalangiana distal do indicador
q_{16}	**0°**	**120°**	Flexão e extensão da articulação metacarpofalangiana do médio
q_{17}	**0°**	**90°**	Flexão e extensão da articulação interfalangiana proximal do médio
q_{18}	**0°**	**45°**	Flexão e extensão da articulação interfalangiana distal do médio
q_{19}	**0°**	**120°**	Flexão e extensão da articulação metacarpofalangiana do anelar
q_{20}	**0°**	**90°**	Flexão e extensão da articulação interfalangiana proximal do anelar
q_{21}	**0°**	**45°**	Flexão e extensão da articulação interfalangiana distal do anelar
q_{22}	**0°**	**120°**	Flexão e extensão da articulação metacarpofalangiana do mínimo
q_{23}	**0°**	**90°**	Flexão e extensão da articulação interfalangiana proximal do mínimo
q_{24}	**0°**	**45°**	Flexão e extensão da articulação interfalangiana distal do mínimo

DESCRIÇÃO DAS FUNÇÕES ARTICULARES DAS JUNTAS DO MODELO GEOMÉTRICO			
Cintura Pélvica –			
Junta	**Limites Angulares da Junta**		**Função**
	Ângulo Mínimo	**Ângulo Máximo**	
q_1	-30°	30°	Junção central do quadril com a coluna vertebral
q_2	-30°	45°	abdução e adução da coxa em relação a bacia
q_3	-30°	90°	flexão e extensão da coxa em relação a bacia
q_4	-30°	30°	rotação medial e lateral da coxa em relação a bacia
q_5	-120°	0°	flexão e extensão da Perna em relação a coxa
q_6	-45°	45°	rotação medial e lateral da perna
q_7	-30°	30°	flexão e extensão do pé em relação a perna (mergulho)
q_8	-10°	10°	flexão-extensão lateral e medial do pé, em relaçã a perna (guinado)
q_9	0°	10°	Flexão-Extensão társica – movimento integrado dos dedos
q_{10}	-5°	30°	Flexão-Extensão Metatársica - dedo 1
q_{11}	-5°	30°	Flexão-Extensão Falangial - dedo 1 Proximal
q_{12}	-5°	30°	Flexão-Extensão Falangial Medial - dedo 1
q_{13}	-5°	30°	Flexão-Extensão Falangial Distal - dedo 1
q_{14}	-5°	30°	Flexão-Extensão Metatársica - dedo 2
q_{15}	-5°	30°	Flexão-Extensão Falangial - dedo 2 Proximal
q_{16}	-5°	30°	Flexão-Extensão Falangial Medial - dedo 2
q_{17}	-5°	30°	Flexão-Extensão Falangial Distal - dedo 2
q_{18}	-5°	30°	Flexão-Extensão Metatársica - dedo 3
q_{19}	-5°	30°	Flexão-Extensão Falangial - dedo 3 Proximal
q_{20}	-5°	30°	Flexão-Extensão Falangial Medial - dedo 3
q_{21}	-5°	30°	Flexão-Extensão Falangial Distal - dedo 3
q_{22}	-5°	30°	Flexão-Extensão Metatársica - dedo 4
q_{23}	-5°	30°	Flexão-Extensão Falangial - dedo 4 Proximal
q_{24}	-5°	30°	Flexão-Extensão Falangial Medial - dedo 4
q_{25}	-5°	30°	Flexão-Extensão Falangial Distal - dedo 4
q_{26}	-5°	30°	Flexão-Extensão Metatársica - dedo 5
q_{27}	-5°	30°	Flexão-Extensão Falangial - dedo 5 Proximal
q_{28}	-5°	30°	Flexão-Extensão Falangial Medial - dedo 5
q_{29}	-5°	30°	Flexão-Extensão Falangial Distal - dedo 5

Esqueleto

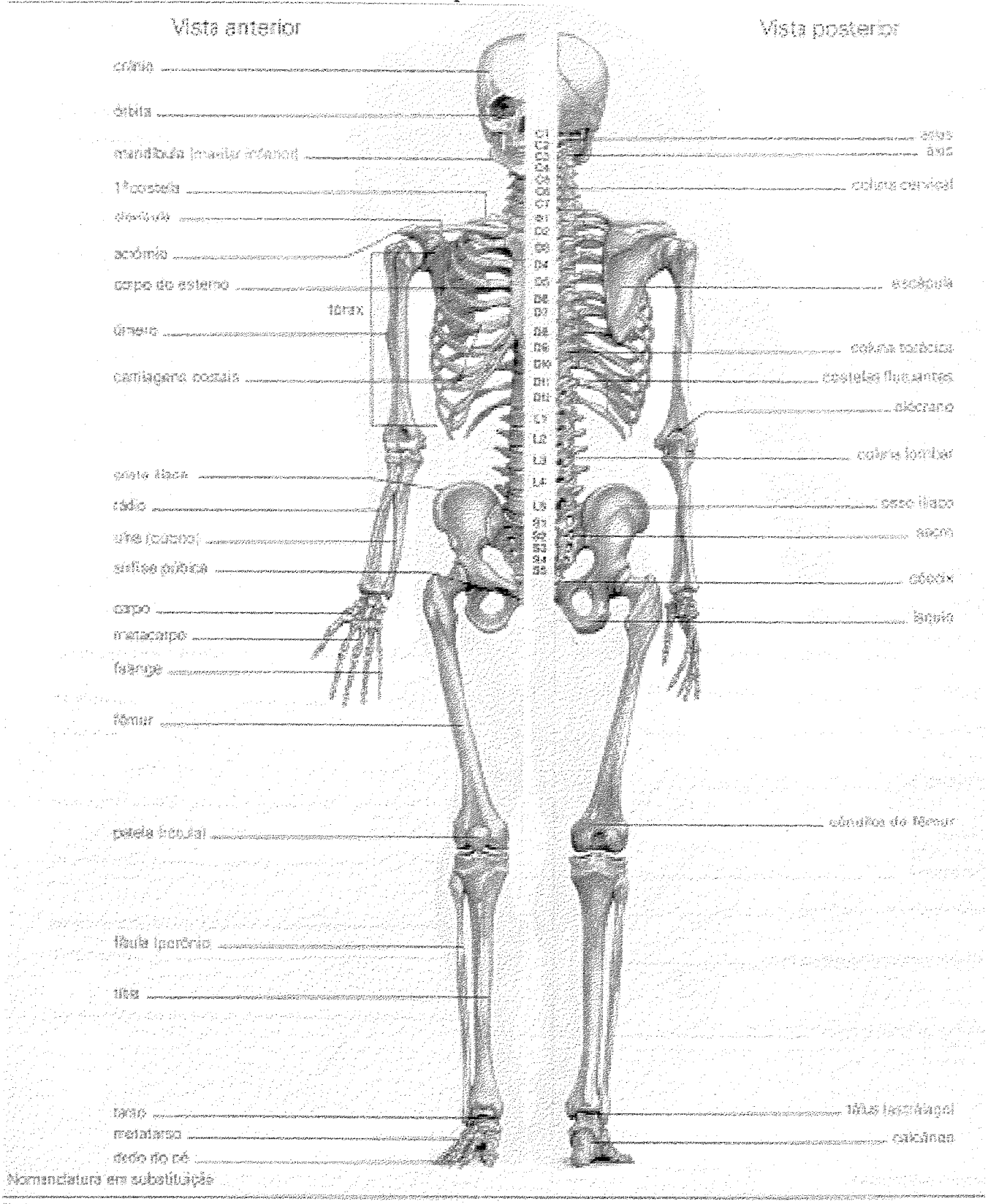


Figura A.1 - Fonte: Dicionário Larousse Cultural

Músculos em Vista Anterior

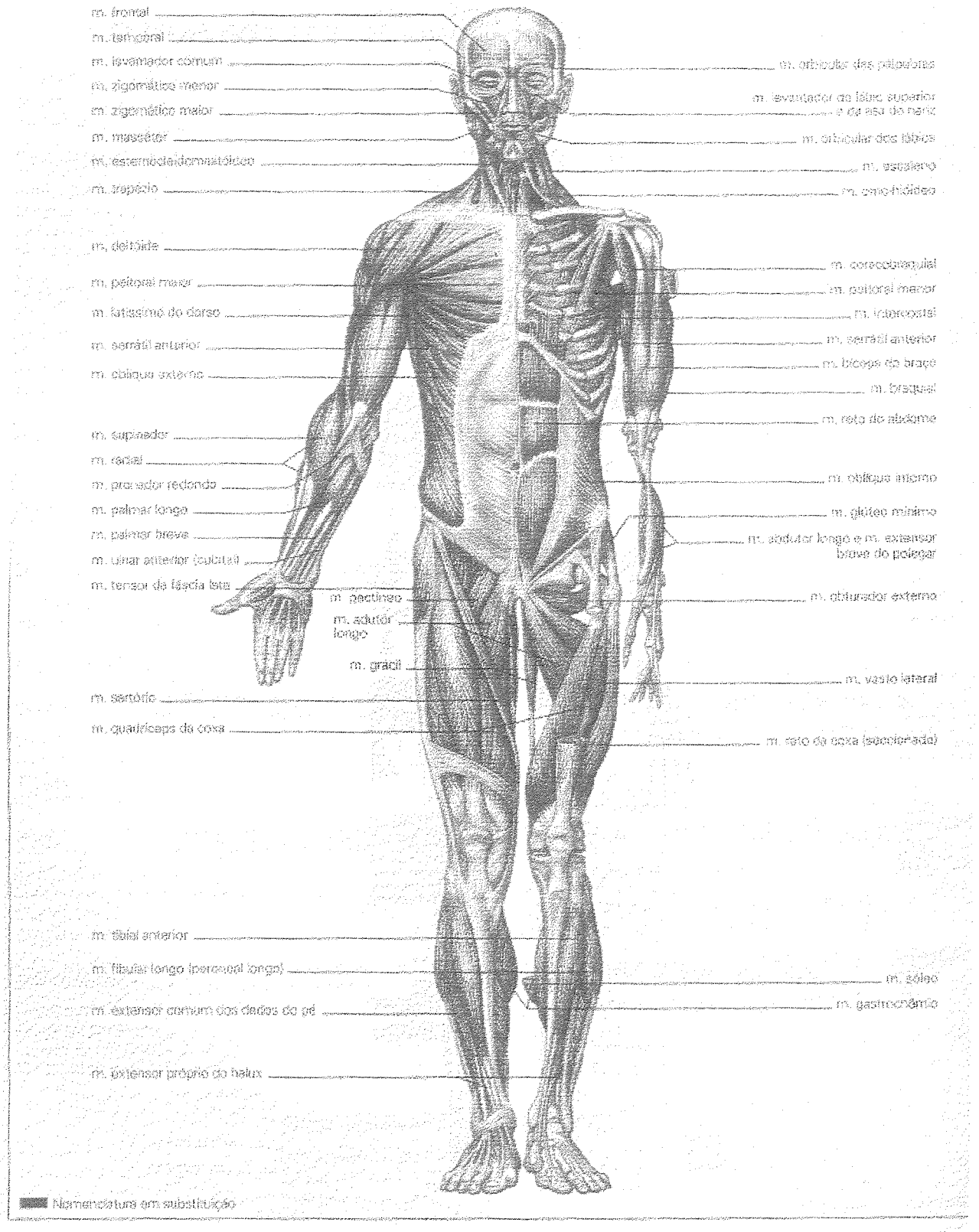


Figura A.2 - Fonte: Dicionário Larousse Cultural

Músculos em Vista Posterior

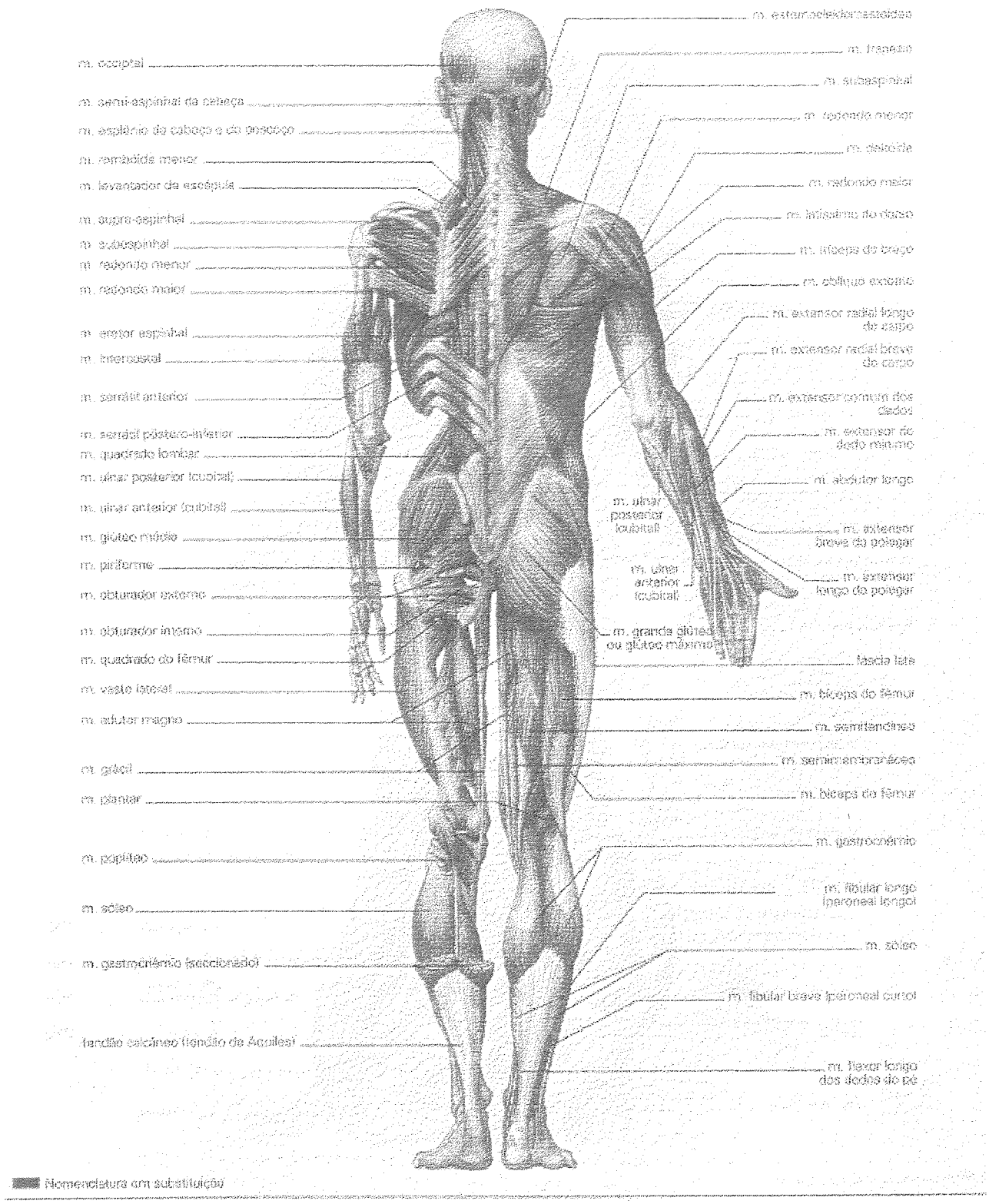


Figura A.3 - Fonte: Dicionário Larousse Cultural