

TESE DEFENDIDA POR MARCO AURÉLIO BOSSETTO
BOSSETTO E APROVADA
COMISSÃO JULGADORA EM 23 / 08 / 2002
ORIENTADOR

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

Caracterização de Atuadores Flexíveis para Aplicações em Manipuladores Antropomórficos

Autor: Marco Aurélio Bossetto
Orientador: Prof. Dr. Franco Giuseppe Dedini.

08/02

UNICAMP
BIBLIOTECA CENTRAL

UNICAMP
BIBLIOTECA CENTRAL
SEÇÃO CIRCULANTE

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

Caracterização de Atuadores Flexíveis para Aplicações em Manipuladores Antropomórficos

Autor: Marco Aurélio Bossetto
Orientador: Prof. Dr. Franco Giuseppe Dedini.

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

Dissertação de mestrado acadêmico apresentado 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.

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

DISSERTAÇÃO DE MESTRADO ACADÊMICO

**Caracterização de Atuadores Flexíveis para
Aplicações em Manipuladores Antropomórficos**

Autor: Marco Aurélio Bossetto
Orientador: Prof. Dr. Franco Giuseppe Dedini.



Prof. Dr. Franco Giuseppe Dedini
DPM / FEM / UNICAMP



Prof. Dr. Pablo Siqueira Meirelles
DMC / FEM / UNICAMP



Prof. Dr. Roberto Funes Abrahão
FEAGRI / UNICAMP

Campinas, 23 de agosto de 2002.

00256902

Dedicatória:

Dedico este trabalho aos meus pais, que durante todos os passos de minha vida sempre me ensinaram a seguir o caminho correto estando presente em todos os momentos em que deles precisei, sempre me orientando com todo carinho, apoio e incentivo. A minha avó Maria (*in memoriam*) e minha irmã Claudia (*in memoriam*), que sempre estarão presentes em minhas lembranças e em minha vida.

Agradecimentos

A toda as pessoas que me apoiaram, presto a minha homenagem:

Ao meu orientador, Prof. Dr. Franco Giuseppe Dedini, por sua amizade, incentivo e principalmente por sempre acreditar na realização do presente trabalho. Durante esses anos aprendi a respeitá-lo e admirá-lo por toda sua paciência, orientação e dedicação.

À Angélica, minha esposa, essa pessoa tão especial por se manter ao meu lado em todos os momentos, incentivando, alegrando e ajudando.

A todos os professores e colegas do departamento, que ajudaram de forma direta e indireta na conclusão deste trabalho.

A CAPES pelo apoio financeiro.

*“A Natureza não esconde seus segredos por
malícia, mas sim por causa da própria altivez”
(Albert Einstein)*

Resumo

BOSSETTO, Marco Aurélio, “*Caracterização de Atuadores Flexíveis para Aplicações em Manipuladores Antropomórficos*”, Campinas, Faculdade de Engenharia Mecânica, Universidade Estadual de Campinas, 2002. 96 p. Dissertação (Mestrado).

Esta tese apresenta o desenvolvimento de um manipulador antropomórfico acionado por músculos flexíveis, pneumáticos. O enfoque principal deste trabalho concentra-se na modelagem cinemática e dinâmica de um manipulador antropomórfico, baseando-se nas metodologias da Biomecânica, e o funcionamento dos músculos a ar. Neste projeto será aplicado o método Taguchi, onde as técnicas para se obter um projeto robusto são baseados nos conceitos da qualidade e confiabilidade. Finalmente são apresentados os principais resultados das simulações mostrando o comportamento e a eficiência do conjunto, manipulador e músculos.

Palavras Chave

- Manipulador, Músculo Flexível, Braço Antropomórfico.

Abstract

BOSSETTO, Marco Aurélio, “*Anthropomorphic Manipulator Development Defendant by Flexible Muscle*”, Campinas, Faculdade de Engenharia Mecânica, Universidade Estadual de Campinas, 2002. 96 p. Dissertação (Mestrado).

This thesis the development on anthropomorphic manipulator defendant by pneumatic flexible muscles. The main focus of this work is the kinematics and dynamic modeling of the anthropomorphic manipulator, based on the air muscle performance. Taguchi method is being applied in this project, where the techniques to get a robust project are based on the quality and reliability concepts. Finally the main behavior and efficiency of the set, manipulator and muscles, are presented.

Key Words

Manipulator, Flexible Muscle, Anthropomorphic Arm

Índice

Lista de Figuras	iv
Lista de Tabelas	vii
Nomenclatura	viii
1 Introdução	1
1.1 Estrutura da Dissertação	2
2 Biomecânica	4
2.1 Definição	4
2.2 Metodologia de Medição	6
2.2.1 Cinemetria	6
2.2.2 Dinamometria	8
2.2.3 Eletromiografia	8
2.2.4 Antropometria	9
2.3 Complexo Articular	10
2.3.1 Ombro	10
2.3.2 Cotovelo	15

2.3.3 Pronação e Supinação	18
2.3.4 Punho	19
2.4 Sistema Neuro Muscular	22
2.4.1 Sistema Nervoso	22
2.4.2 Estrutura do Músculo Esquelético	23
2.4.3 Cinestesia e Propriocepção	25
2.4.4 Arquitetura e Função do Músculo	28
2.4.5 Características Mecânicas das Unidades Músculo-Tendão	32
2.4.6 Mecânica Articular e Muscular	37
3 Modelagem do Manipulador	49
3.1 Definição	49
3.2 Modelagem Cinemática	49
3.2.1 Cinemática Direta	50
3.2.1.1 Matrizes de Transformações Homogêneas	52
3.2.2 Cinemática Inversa	56
3.3 Modelagem Dinâmica	59
3.4 Modelagem Antropomórfica	68
4 Construção e Funcionamento do Atuador Pneumático Flexível	74
4.1 Introdução	74
4.2 Construção de um Protótipo	74

4.2.1 Exigências Operacionais	75
4.2.2 Vantagens do Músculo a Ar	75
4.3 Relação Força x Comprimento	76
4.3.1 Modelo Físico Estático	76
5 Comprovação Experimental	79
5.1 Métodos Experimentais	79
5.2 Métricas no Projeto Robusto	80
5.3 Etapas no Planejamento Experimental e Análise de Resultados	81
5.4 Etapas para Aplicação do Método de Taguchi	83
5.5 Desenvolvimento de um Protótipo	85
5.5.1 Introdução	85
5.5.2 Descrição da Bancada	85
6 Conclusões e Sugestões para próximos trabalhos	91
Referências Bibliográficas	93

Lista de Figuras

- 2.1 Método de medição em biomecânica
- 2.2 Complexo articular do ombro
- 2.3 Articulação glenoumeral
- 2.4 Articulações acromioclavicular e coracoclavicular
- 2.5 Articulação esternoclavicular
- 2.6 Principais ligamentos do cotovelo
- 2.7 Principais músculos flexores do cotovelo
- 2.8 Principais músculos extensores do cotovelo
- 2.9 Pronação e supinação do antebraço
- 2.10 Principal músculo pronador
- 2.11 Principal músculo supinador
- 2.12 Complexo articular do punho
- 2.13 Movimentos que ocorrem no punho
- 2.14 Principais músculos flexores do punho
- 2.15 Principais músculos extensores do punho
- 2.16 Inserções dos músculos bíceps braquial e braquial
- 2.17 Músculos penados
- 2.18 Músculos não penados

- 2.19 Relação entre percepção cinestésica e propriocepção
- 2.20 Corpúsculo de Ruffini e de Pacini
- 2.21 Modelo de propriocepção
- 2.22 Papéis dos músculos
- 2.23 Ação muscular neutralizadora
- 2.24 Relação isométrica comprimento-tensão em uma unidade músculo-tendão
- 2.25 Relação entre os componentes contráteis e de tecido conjuntivo
- 2.26 Relação força-velocidade no músculo esquelético
- 2.27 Efeito das velocidades de encurtamento sobre a relação comprimento-tensão
- 2.28 Força resultante exercida pelo bíceps braquial
- 2.29 Componentes de oscilação, estabilização e subluxação da força muscular
- 2.30 Linha de ação dos músculos que contribuem para a flexão do cotovelo
- 2.31 Forças que agem no antebraço
- 3.1 Cinemática de Manipuladores
- 3.2 Definição dos Parâmetros de Denavit-Hartenberg
- 3.3 Convenção de Denavit-Hartenberg
- 3.4 Fluxograma para Modelagem Dinâmica
- 3.5 Sistemas de Coordenadas da Articulação do Cotovelo
- 3.6 Modelo Antropomórfico dos Membros Superiores
- 3.7 Sistemas de Coordenadas dos Membros Superiores
- 3.8 Diagrama do Braço
- 4.1 Tubo de Material Flexível
- 4.2 Malha de Nylon
- 5.1 Engate do Tubo na Conexão

- 5.2 Ensaaios Experimentais
- 5.3 Gráfico Força x Comprimento do Músculo x Ângulo da Malha – P = 6 bar
- 5.4 Gráfico Força x Ângulo de Malha
- 5.5 Gráfico Força x Comprimento do Músculo
- 5.6 Gráfico Força x Comprimento do Músculo x Ângulo da Malha – P = 5 bar
- 5.7 Gráfico Força x Ângulo de Malha
- 5.8 Gráfico Força x Comprimento do Músculo

Lista de Tabelas

- 2.1 Magnitudes relativas das forças musculares
- 2.2 Forças musculares
- 2.3 Contribuição dos movimentadores primários e sinergista ao movimento total de oscilação flexora do cotovelo
- 2.4 Contribuição dos movimentadores primários e sinergista ao componente flexor total de estabilização da articulação do cotovelo
- 3.1 Modelo do membro superior antropomórfico direto
- 3.2 Referência dos músculos

Nomenclatura

BB - bíceps braquial
B – braquial
BR – braquiorradial
C - tensão da componente de tecido conjuntivo
 C_i – termos gravitacionais
 h_i – termos de Coriolis
J - reação articular do cotovelo
 J_H - força horizontal
 J_V - força vertical
 J_i – pseudomatriz de inércia
L – função lagrangeana
 l_1 – comprimento do braço
 l_2 – comprimento do antebraço
M - tensão da componente contrátil
M+C – tensão total
 M_B - momento de braço
 M_{BR} – momento do braquial
 M_{AH} – momento do peso do antebraço e mão
 M_{BB} – momento do bíceps braquial
 M_L – momento da carga
 M_{WF} – momento dos flexores do punho e dos dedos
 m_i – massa dos elos
P – energia potencial
PT - pronador redondo
 q_i – coordenadas generalizadas
 Q_i – matriz para junta rotativa
 W_L – carga
 W_{AH} – peso do antebraço e mão
WF – flexores do punho e dos dedos
 τ_i – torque generalizado

Abreviações

CC – Componente Contrátil
SEC – Componente Elástico Serial
PEC – Componente Elástico Paralelo

Siglas

DPM - Departamento de Projetos Mecânicos
DMC – Departamento de Mecânica Computacional

Capítulo 1

Introdução

Neste início de milênio, a alavanca da globalização tem provocado transformações em todos os setores de atividade que nos obrigam a procurar novos caminhos em um esforço acrescido de renovação e modernização.

A análise de projetos de manipuladores antropomórficos é um trabalho complexo exige o desenvolvimento de um modelo cinemático que expresse o movimento desses modelos em termos de seus graus de liberdade dependentes. Há diversos fatores que motivam a realização de um trabalho deste nível. Estas motivações podem ter duas perspectivas, a do pesquisador que cria, e a da sociedade que se beneficia (o comércio, a indústria, o operador e o projetista do manipulador). Com a evolução tecnológica muitos trabalhos de pesquisa têm estabelecido leis no controle aplicada a processos de reabilitação, visando substituir parte do corpo perdida.

Muitos trabalhos relacionados a essa linha de pesquisa têm sido desenvolvidos (robótica, controle, reabilitação), porém ainda não possuem a eficiência clínica desejada. Com o objetivo de estudar e validar a possibilidade de utilização de dispositivos biomecânicos para aplicações em prótese de membros humanos e assim dar condições para uma melhor qualidade de vida ao usuário desse manipulador.

Muitas vezes o emprego do manipulador é dificultados pela falta de popularidade, desconhecimento de sua existência e capacidade e o elevado custo inicialmente envolvido, uma

grave questão principalmente em países do terceiro mundo ou em desenvolvimento. Na perspectiva do engenheiro pesquisador, a motivação maior é a satisfação de desafiar o problema, aumentar a eficiência e reduzir custos, dando um passo para compreender e otimizar a tecnologia relacionada a um equipamento que pode poupar pessoas que trabalham com risco de suas próprias vidas.

Para a perspectiva da sociedade, que se motiva também pelas razões supracitadas, a construção de um programa que faz análise de projeto de manipuladores, pode ser motivado primeiro pelo aumento na confiança no equipamento na fase de aquisição.

1.1 Estrutura da dissertação

O presente trabalho está estruturado em 6 capítulos que apresentam basicamente o desenvolvimento teórico e prático para a temática proposta.

No capítulo 1 faz-se o posicionamento do problema dos projetos de manipuladores apresentando-se a metodologia, metas e motivação relacionada com o problema.

O capítulo 2 concentra toda a metodologia relacionada com a Biomecânica, seus métodos de medições, sistemas articulares e sistemas neuro-musculares.

O capítulo 3 é o mais importante, concentra-se todo o modelamento cinemático e dinâmico do manipulador, geração de trajetória, síntese do mecanismo, componentes de oscilações e de estabilidade da força muscular.

O capítulo 4 enfocará o funcionamento do músculo a ar, suas vantagens, a construção, suas propriedades e requerimentos para sua funcionabilidade.

Com relação aos capítulos 5, enfocará simulações dos problemas discutidos apresentando e analisando os principais resultados obtidos durante estas simulações baseando-se no método de Taguchi, onde as técnicas estão apoiadas nos conceitos da qualidade e confiabilidade.

Finalmente, no capítulo 6, são apresentadas as conclusões deste trabalho, as dificuldades e as perspectivas futuras.

Capítulo 2

Biomecânica

2.1 Definição

Durante o início dos anos 70, a comunidade internacional adotou o termo Biomecânico para descrever a ciência dedicada ao estudo dos sistemas biológicos de uma perspectiva mecânica. Os biomecânicos utilizam os instrumentos da mecânica, que é o ramo da física que envolve a análise das forças, para estudar os aspectos anatômicos e funcionais dos organismos vivos.

Existem várias definições de Biomecânica. Diversos autores têm vindo a propor diferentes definições para esta ciência, que é o mesmo que dizer que perfilam diferentes perspectivas quanto ao seu papel no domínio da investigação na área da atividade física.

Numa análise morfológica da palavra Biomecânica, pode-se decompor o termo em duas partes. No prefixo “bio”, de biológico, ou seja, relativo aos seres vivos, e mecânica. Logo, a partir da análise morfológica da palavra, a Biomecânica será a aplicação dos princípios da Mecânica aos seres vivos.

Hay (1978), descreve a Biomecânica como sendo a ciência que estuda as forças internas e externas que atuam no corpo humano, e os efeitos produzidos por essas forças. Ou seja, esta definição não será mais uma adaptação da definição de mecânica, mas sim aplicada a sistemas biológicos, neste caso o corpo humano. Da sua definição, observa-se a existência de dois campos de estudos distintos na Biomecânica. Assim, pode-se distinguir a existência da Biomecânica interna e externa (Amádio, 1989).

Segundo Amádio (1989 e 1996), a Biomecânica interna preocupa-se com a determinação das forças internas e as conseqüências resultantes dessas forças. Já a Biomecânica externa representa os parâmetros de determinação quantitativa ou qualitativa referentes às mudanças de lugar e de posição do corpo, ou seja, refere-se às características observáveis exteriormente na estrutura do movimento. Por sua vez, McGinnis (1999), refere que será integrado na Biomecânica interna o estudo dos biomateriais, do sistema esquelético, do sistema nervoso e do sistema muscular. Ainda o mesmo autor, integra na Biomecânica externa o estudo da cinética linear e angular, da cinemática linear e angular, do equilíbrio e da mecânica dos fluidos.

Uma outra definição caracteriza a Biomecânica como sendo o estudo da estrutura e da função dos sistemas biológicos, utilizando os métodos da mecânica (Enoka, 1989; Hall, 1991). Desta definição emergem implicitamente as áreas subsidiárias da Biomecânica, isto é, a Anatomia, a Fisiologia e a Mecânica (Hall, 1991). Ou seja, para se desenvolver um estudo biomecânico necessita-se da contribuição destas três ciências.

A Anatomia é a ciência que estuda as formas e as estruturas dos seres vivos (Castro, 1976). A Fisiologia é a ciência que estuda o funcionamento de todas as partes do organismo vivo, bem como do organismo como um todo (Guyton, 1988). E a Mecânica é a ciência que descreve e prediz as condições de repouso ou de movimento de corpos sob a ação de forças.

O objeto de estudo da Biomecânica é o sistema gestual, isto é, o movimento. Este estudo do sistema gestual consiste na análise da interação do corpo, que realiza a ação, com o meio envolvente, mas tomando sempre em consideração o meio envolvente e as suas características particulares, como por exemplo, a existência da força da gravidade.

Esta interação entre o corpo e o meio toma como referência os vínculos do sistema, isto é, as cadeias cinemáticas e os diversos graus de liberdade que o corpo apresente. As cadeias cinemáticas permitem determinar que tipo de relação existe entre o corpo e o meio, se é aberta ou

fechada determinada pela existência, ou não, de apoios fixos externos. Os graus de liberdade permitem descrever a localização e a orientação dos corpos ou dos seus segmentos no espaço.

2.2 Metodologia de medição

De acordo com Baumann (1995), pode-se distinguir as seguintes metodologias de aplicação em Biomecânica: os empírico-indutivos e, os teórico-dedutivos.

No método indutivo, a partir dos dados recolhidos de forma empírica, passa-se a deduzir afirmações genéricas. Ou seja, de forma sintética, passa-se da observação de fatos particulares para a sua generalização. No processo dedutivo, é efetuado o processo inverso, ou seja, far-se-á uma inferência sobre o fenómeno em estudo, com base nos conhecimentos já existentes. Isto é, partindo de conhecimentos generalizados ir-se-á procurar explicar casos particulares.

De acordo com Amádio (1996) e Baumann (1995) (Fig.2.1), os métodos de medição utilizados pela Biomecânica para abordar as diversas formas de movimento são a Cinemetria, a Dinamometria, a Eletromiografia e a Antropometria.

Utilizando estes métodos, o movimento poderá ser descrito e modelado matematicamente, permitindo uma melhor compreensão dos mecanismos internos reguladores e executores do movimento do corpo humano (Amádio, 1996).

2.2.1 Cinemetria

A Cinemetria consiste na análise de parâmetros cinemáticos, tendo por base a recolha de imagens do movimento em estudo e a sua posterior análise.

Este método permite, fundamentalmente, a caracterização cinemática das técnicas em estudo. Por exemplo, a análise da distância, do tempo, da velocidade e, da aceleração obtida por um dado segmento corporal ou pelo centro de massa do sujeito ao realizar um determinado gesto.

Existem diversos processos de análise cinemática, como a cinematografia, a cronociclografia, cineradiografia e a estroboscopia. Todavia, hoje em dia, o processo mais freqüente na análise cinemática é a videografia. Existem dois tipos distintos de análises cinemáticas: as bidimensionais e as tridimensionais. Os procedimentos metodológicos incluem, em um primeiro momento, a filmagem de um objeto de calibração e do movimento em estudo, por câmeras colocadas num só plano (estudos bidimensionais) ou em diversos planos (estudos tridimensionais).

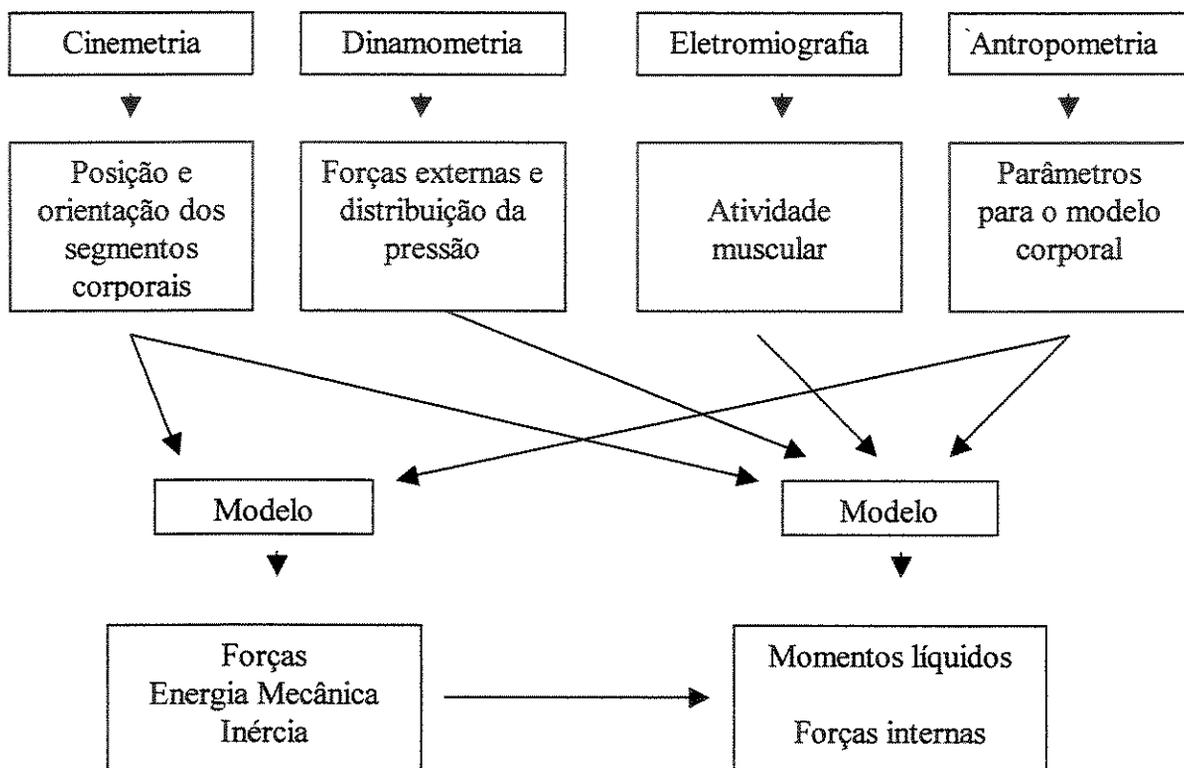


Fig. 2.1. Método de medição em Biomecânica (Baumman, 1995).

Em uma segunda fase, é utilizado um sistema vídeo-analógico de medição do movimento, ou seja, um software, através do qual se captará os dados por meio de um procedimento manual ou automático de digitalização dos pontos de referência anatômica do indivíduo, em cada fotograma. Este procedimento tem como objetivo a criação de imagens animadas de modelos espaciais, isto é, de um modelo que represente o sujeito através de segmentos rígidos e articulados, correspondentes aos diversos segmentos anatômicos a realizar a tarefa em estudo.

Antes, realiza-se o cálculo do fator de escala, a partir de um objeto de calibração do tipo bidimensional ou tridimensional, de acordo com o tipo de estudo a realizar, o qual permitirá a conversão das coordenadas do sistema computacional em coordenadas reais.

Após a digitalização das imagens, os dados serão tratados, isto é, através de determinadas técnicas de filtragem, as informações obtidas serão corrigidas, aumentando a confiabilidade dos resultados.

Finalmente, serão recolhidos os dados de interesse para o estudo sob forma numérica e gráfica.

2.2.2 Dinamometria

A Dinamometria refere-se a todo o tipo de processos que tem em vista a medição de forças, bem como, a medição da distribuição de pressões (Adrian e Cooper, 1995; Amádio, 1996).

Uma das técnicas fundamenta-se na utilização de plataformas de força. São dispositivos que registram a força de reação do solo, nas suas diversas componentes (vertical, lateral e posterior) em relação à plataforma.

Esses valores são enviados para um computador, o qual através de um software, registra esses dados, os quais serão tratados e analisados.

Uma outra técnica consiste na utilização de plataformas de pressão. Esses são dispositivos que fornecem mapas gráficos e digitais das pressões. Os equipamentos mais frequentes são os sistemas de medição das pressões plantares.

2.2.3 Eletromiografia

Refere-se ao estudo da atividade neuromuscular, através da representação gráfica da atividade elétrica do músculo (Pezzarat Correia et al., 1993).

A eletromiografia caracteriza-se pela detecção de uma corrente elétrica, com origem nas fibras musculares. Essas correntes elétricas tem origem nas alterações eletroquímicas das fibras musculares ao serem excitadas, ou seja, nos potenciais de ação. São atualmente utilizadas duas formas de se obter os sinais eletromiográficos: através da colocação de eletrodos sobre a pele (Eletromiografia de superfície) ou no interior do músculo (Eletromiografia de profundidade).

Após a obtenção do sinal, este será processado, ou seja, tratado através de um conjunto de técnicas para que seja possível analisar com exatidão os valores obtidos.

Segundo De Luca (1993) e Pezzarat et al. (1993), atualmente, as aplicações mais comuns da Eletromiografia consistem em:

- Determinar o tempo de ativação do músculo;
- Medir o nível de excitação, enquanto indicado à força produzida;
- Utilizar o sinal eletromiográfico, enquanto indicado à fadiga.

2.2.4 Antropometria

A Antropometria tem em vista determinar as características e as propriedades do aparelho locomotor.

O estudo do centro de massa de um corpo é um dos elementos fundamentais na análise dos movimentos. E para tal será necessário determinar previamente a sua localização e recorrer-se aos conhecimentos oriundos da Antropometria. Uma outra área de interesse, para a Biomecânica, é a construção e aperfeiçoamento de equipamentos e materiais. E, mais uma vez, os conhecimentos oriundos da Antropometria serão determinantes para levar a bons termos essas investigações.

Segundo Zatsiorskij et al. (1982, in Amadio, 1996), a Antropometria, no âmbito biomecânico dedica-se, fundamentalmente ao estudo de:

- A geometria da massa corporal;
- O centro de massa do corpo;
- O momento de inércia de cada segmento corporal;
- O centro de massa de cada segmento;
- As dimensões e as proporções corporais.

Esta área na descrição e análise do movimento, apoiando-se na construção de modelos antropométricos do corpo humano, tem por base leis matemáticas e físicas, procurando a otimização do rendimento (Amadio, 1989).

2.3 Complexo articular

A maioria dos movimentos do corpo envolve simultaneidade em varias articulações diferentes. Embora seja grande a amplitude dos padrões de movimento adotada pelas pessoas para executar uma mesma tarefa, cada padrão de movimento reflete um certo grau de interdependência funcional entre as articulações usadas; o movimento em uma articulação está associado com movimentos simultâneos em outras articulações, especialmente naquelas da mesma cadeia esquelética, como o ombro, o cotovelo e o punho.

Para alguns grupos de articulações, como as intervertebrais, a interdependência funcional é clara, ou seja, o movimento da coluna vertebral sempre envolve o movimento simultâneo em determinados segmentos motores. Para outros, como o grupo consistindo das articulações do ombro, acromioclavicular e esternoclavicular, o grau de interdependência funcional é menos claro.

Um grupo de articulações com um grau relativamente alto de interdependência é chamado de *Complexo Articular* (Peat, 1986).

2.3.1 Ombro

O ombro é a articulação mais complexa do corpo humano, sendo constituído por cinco articulações separadas: a glenoumeral (1), a coracoclavicular (2), a escapulotorácica (3), a acromioclavicular (4) e a esternoclavicular (5) que formam o *Complexo Articular do Ombro* (Fig.2.2).

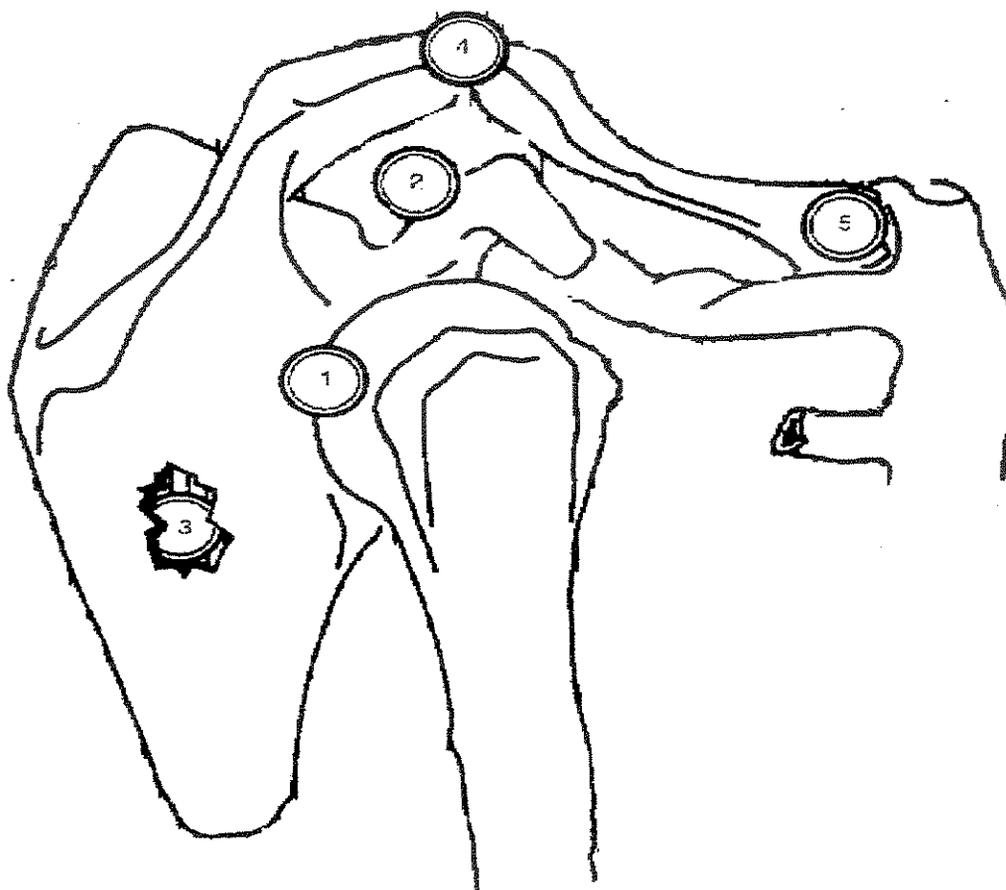


Fig. 2.2 Complexo Articular do Ombro

A *articulação glenoumeral* (Fig. 2.3) é aquela dotada de uma movimentação mais livre no corpo humano, permitindo flexão, extensão, hiperextensão, abdução, adução, abdução e adução horizontais e rotação medial e lateral do úmero. A cabeça quase hemisférica do úmero possui uma área superficial três a quatro vezes maior que aquela da cavidade glenóideia rasa da escápula com a qual se articula. A cavidade glenóideia é também menos curva que a superfície da cabeça umeral, o que permite ao úmero movimentar-se linearmente através da cavidade glenóideia, além de sua

extensa capacidade de rotação. Com a rotação passiva do braço, são observadas grandes translações da cabeça do úmero sobre a cavidade glenóidea nos extremos da amplitude de movimento. As forças musculares que atuam durante a rotação ativa tendem a limitar a amplitude de movimento no ombro, limitando assim a ocorrência de translação umeral (Kaduna et al, 1996).

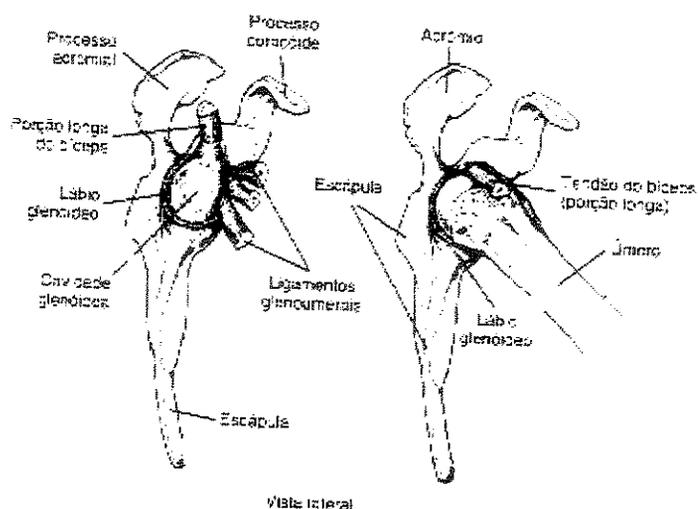


Fig. 2.3 Articulação glenoumeral

A *articulação coracoclavicular* (Fig. 2.4) é uma sindesmose, formada onde o processo coracóide da escápula e a superfície inferior da clavícula são unidos pelo ligamento coracoclavicular. Esta articulação permite realizar pouco movimento.

A articulação do processo acromial da escápula com a extremidade distal da clavícula é conhecida como *articulação acromioclavicular* (Fig. 2.4). É classificada como uma articulação diartrodial irregular, apesar de a estrutura articular permitir sempre a movimentação em todos os três planos. A rotação ocorre na articulação acromioclavicular durante a elevação do braço. A posição trancada (de coaptação fechada) da articulação acromioclavicular ocorre quando o úmero é abduzido 90°.

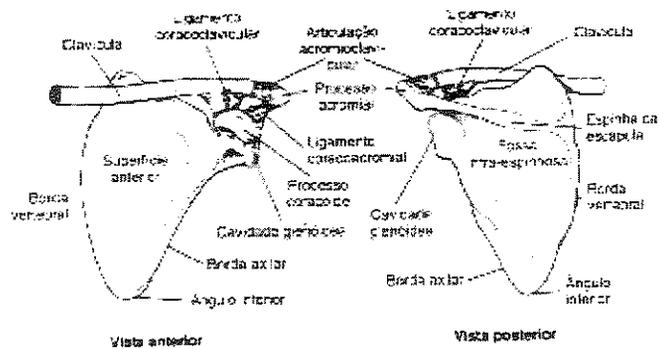


Fig. 2.4 Articulações acromioclavicular e coracoclavicular

A extremidade proximal da clavícula se articula com a chanfradura clavicular no manúbrio do esterno e com a cartilagem da primeira costela para formar a *articulação esternoclavicular*. Esta articulação proporciona o eixo principal de rotação para os movimentos da clavícula e da escápula (Fig. 2.5). A articulação esternoclavicular é do tipo esferoidal modificada, permitindo a realização de movimentos livres nos planos frontal e transversal e alguma rotação para diante e para trás no plano sagital. Um disco articular fibrocartilaginoso aprimora a adaptação das superfícies ósseas articuladas e funciona como absorvedor dos choques. A rotação ocorre na articulação esternoclavicular durante movimentos como os de encolher os ombros, elevar os braços acima da cabeça e nadar. A posição trancada (de coaptação fechada) para a articulação esternoclavicular ocorre com elevação máxima do ombro.

Pelo fato de a escápula poder movimentar-se tanto no plano sagital quanto no frontal em relação ao tronco, a região entre a escápula anterior e a parede torácica às vezes é chamada de *articulação escapulotorácica*. Os músculos que se inserem na escápula realizam duas funções.

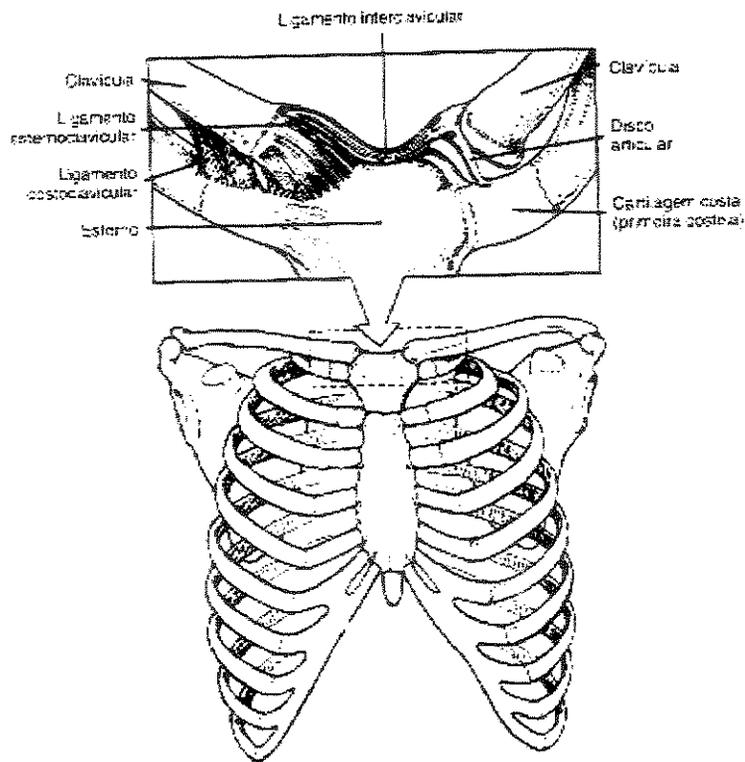


Fig. 2.5 Articulação esternoclavicular

Primeira, podem contrair-se para estabilizar a região do ombro e, segunda, os músculos escapulares podem facilitar os movimentos da extremidade superior através do posicionamento apropriado da articulação glenoumeral.

Vários pequenos sacos fibrosos que secretam líquido sinovial, semelhantes internamente a uma cápsula articular, estão localizados na região do ombro. Esses sacos, conhecidos como *bolsas (bursas)*, amortecem os choques e reduzem o atrito entre as camadas de tecidos colágenos. O ombro é circundado por várias bolsas, incluindo a subcoracóidea, a subescapular e a subacromial.

Embora um certo grau de movimentação glenoumeral possa ocorrer enquanto as outras articulações do ombro permanecem estabilizadas, o movimento do úmero envolve mais comumente alguma movimentação de todas as três articulações do ombro. Quando o braço é elevado tanto em abdução quanto em flexão, a rotação da escápula é responsável por parte da

amplitude de movimento total do úmero. Embora as posições absolutas do úmero e da escápula se modifiquem em virtude das variações anatômicas existentes entre os indivíduos, ainda persiste um padrão geral (Hogfors et al, 1991). Durante os primeiros 30° de elevação umeral, a contribuição da escápula é de apenas um quinto daquela da articulação glenoumeral, aproximadamente. Quando a elevação prossegue além de 30°, a escápula roda aproximadamente 1 grau para cada 2 graus de movimento do úmero. Essa importante coordenação dos movimentos escapulares e umerais, conhecida como ritmo escapuloumeral, torna possível uma amplitude de movimento muito maior ao nível do ombro do que se a escápula se mantivesse fixa. Durante os primeiros 90° de elevação do braço (nos planos sagitais, frontais ou diagonal), a clavícula também é elevada em cerca de 35° a 45° de movimento na articulação esternoclavicular (Poppen e Walker, 1976). A rotação na articulação acromioclavicular ocorre durante os primeiros 30° de elevação umeral e, novamente, quando o braço passa de 135° para uma elevação máxima. O posicionamento do úmero é facilitado ainda mais pelos movimentos da coluna vertebral.

2.3.2 Cotovelo

O cotovelo engloba três articulações: a umeroulnar, a umerorradial e a radioulnar proximal. Estão todas incluídas na mesma cápsula articular, que é reforçada pelos ligamentos colaterais radiais e ulnares anteriores e posteriores.

A estrutura em dobradiça no cotovelo é a *articulação umeroulnar*, onde a tróclea ovular do úmero se articula com uma estrutura de encaixe recíproco, a fossa troclear da ulna (Fig. 2.6).

A *articulação umerorradial* ocupa uma posição imediatamente lateral à articulação umeroulnar, sendo formada entre o epicôndilo esférico do úmero e a extremidade proximal do rádio (Fig. 2.6). Apesar de a articulação umerorradial ser classificada como uma articulação deslizante, a articulação umeroulnar imediatamente adjacente restringe o movimento ao plano sagital.

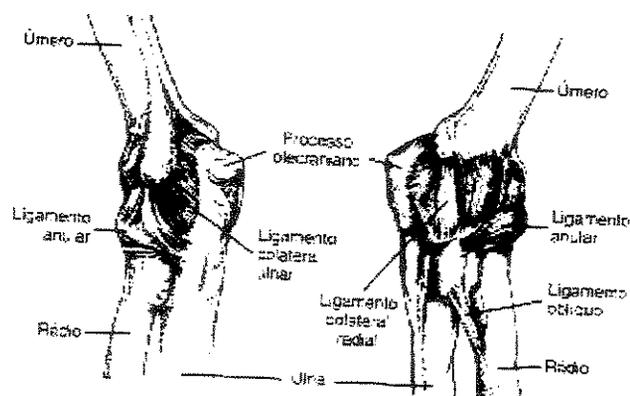


Fig. 2.6 Principais ligamentos do cotovelo

O ligamento anular une a cabeça do rádio à chanfradura radial da ulna, formando a *articulação radioulnar proximal*. Esta é uma articulação em pivô, com a pronação e a supinação do antebraço ocorrendo quando o rádio gira medial e lateralmente sobre o ulna.

Numerosos músculos atravessam o cotovelo, incluindo aqueles que cruzam também o ombro ou que se estendem até as mãos e os dedos. Os músculos que atravessam a face anterior do cotovelo são seus flexores (Fig. 2.7). O mais forte dos flexores do cotovelo é o braquial. Por ser o principal flexor do antebraço, o braquial foi denominado motor primário do cotovelo (Jobe e Nuber, 1986).

Outro flexor do cotovelo é o bíceps braquial, com suas porções longa e curta inseridas na tuberosidade radial por um único tendão comum. O músculo contribui efetivamente para a flexão quando o antebraço é supinado, pois fica ligeiramente distendido. Quando o antebraço é pronado, o músculo fica menos tenso e, conseqüentemente, será menos efetivo.

O braquiorradial é o terceiro músculo que contribui para a flexão no cotovelo. Este músculo é extremamente efetivo quando o antebraço encontra-se em uma posição neutra (a meio caminho entre a pronação plena e a supinação plena), por causa de sua inserção distal na base do processo estilóide na parte lateral do rádio.

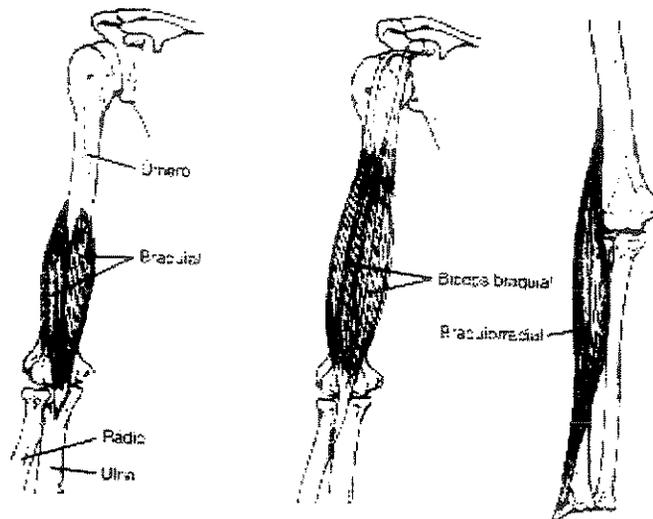


Fig. 2.7 Principais músculos flexores do cotovelo.

O principal extensor do cotovelo é o tríceps, que atravessa a face posterior da articulação (Fig. 2.8). Apesar de as três porções terem inserções proximais separadas, elas se inserem no processo olecraniano da ulna através de um tendão distal comum. O músculo ancônio também auxilia na extensão.

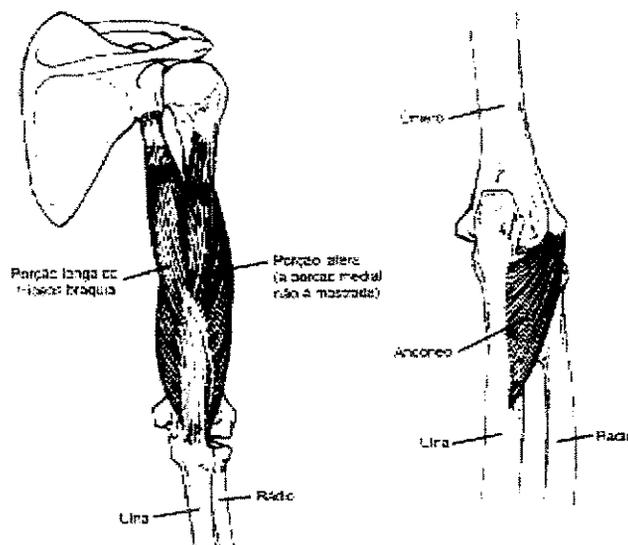


Fig. 2.8 Principais músculos extensores do cotovelo.

2.3.3 Pronação e supinação

Pronação e supinação do antebraço (Fig. 2.9) envolvem a rotação do rádio ao redor da ulna. Existem três articulações radioulnares proximal, média e distal. Tanto as articulações proximais quanto as distais são articulações em pivô, enquanto a articulação radioulnar média é uma sindesmose na qual uma membrana de conexão elástica permite a supinação e a pronação, mas evita o deslocamento longitudinal dos ossos.

O principal pronador é o quadrado pronador, que se insere na parte distal da ulna e do rádio (Fig. 2.10). Quando a pronação sofre uma resistência ou é rápida, o redondo pronador que atravessa a articulação radioulnar proximal auxilia o movimento.

Como sugerido pelo nome, o supinador é o principal músculo responsável pela supinação (2.11). Ele se insere no epicôndilo lateral do úmero e no terço proximal lateral do rádio. Quando o cotovelo encontra-se em flexão, a tensão no supinador diminui e o bíceps ajuda na supinação. Quando o cotovelo é flexionado em 90° ou menos, o bíceps fica posicionado de forma a funcionar como um poderoso supinador (Tichauer, 1978).

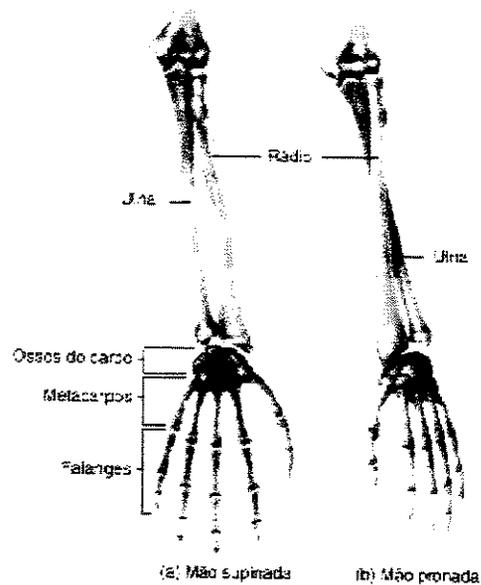


Fig. 2.9 Pronação e supinação do antebraço.

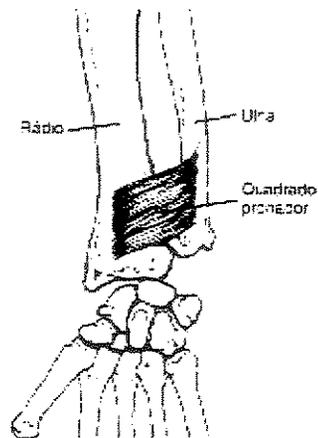


Fig. 2.10 Principal músculo pronador.

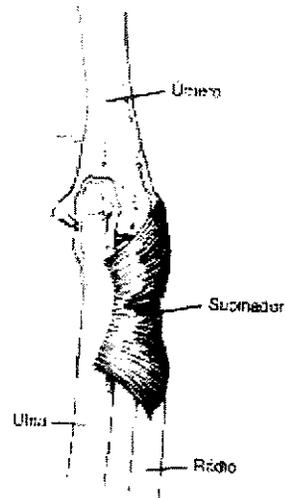


Fig. 2.11 Principal músculo supinador.

2.3.4 Punho

O complexo articular do punho (Fig. 2.12) inclui duas articulações:

1. *Articulação rádio-carpeana* – entre a porção inferior do rádio e os ossos da fileira superior do carpo;
2. *Articulação médio-carpeana* – entre a fileira superior e a fileira inferior do carpo.

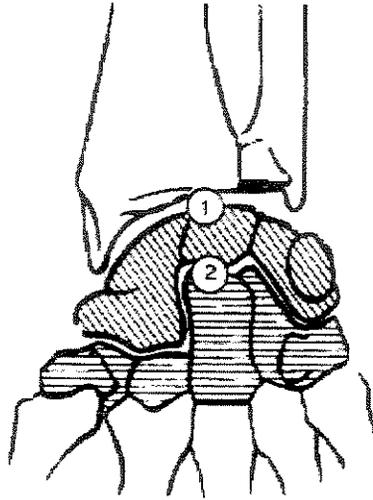


Fig. 2.12 Complexo articular do punho.

O punho é capaz de movimentos nos planos sagital e frontal, assim como de movimento rotatório (Fig. 2.13). A flexão é o movimento da superfície palmar da mão na direção do antebraço anterior. A extensão representa o retorno da mão a posição anatômica e, em hipertensão, a superfície dorsal da mão aproxima-se do antebraço posterior. O movimento da mão para o lado do polegar do braço é o desvio radial, com o movimento na direção oposta sendo designado de desvio ulnar. O movimento rotacional da mão através de todos as quatro direções produz a circundução.

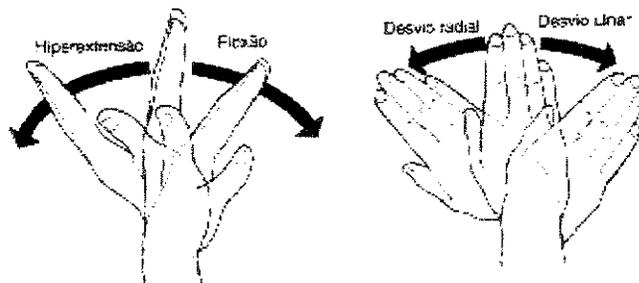


Fig. 2.13 Movimentos que ocorrem no punho.

Os músculos responsáveis pela flexão no punho são o flexor radial do carpo e o poderoso flexor ulnar do carpo (2.14).

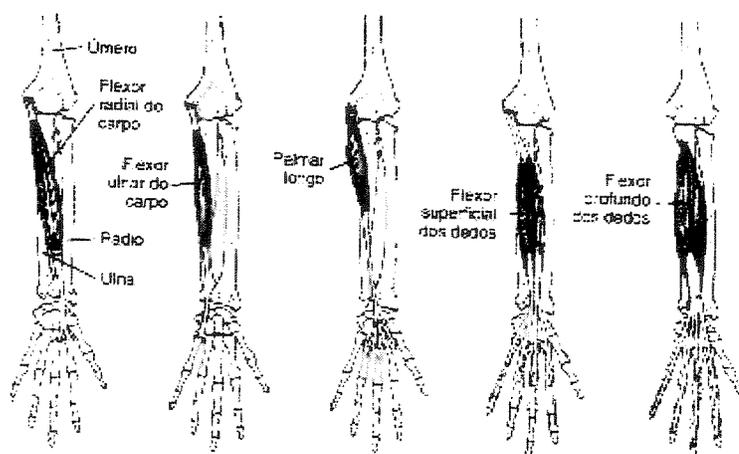


Fig. 2.14 Principais músculos flexores do punho.

O palmar longo, que com frequência está ausente em um ou ambos os antebraços, contribui para a flexão, quando presente. Todos os três músculos possuem inserções proximais no epicôndilo medial do úmero. O flexor superficial dos dedos e o flexor profundo dos dedos podem ajudar na flexão do punho quando os dedos estão em flexão, esses músculos não conseguem desenvolver tensão suficiente em virtude da insuficiência ativa.

A extensão e a hiperextensão no punho resultam da contração do extensor longo radial do carpo, extensor curto radial do carpo e extensor ulnar do carpo (Fig. 2.15). Esses músculos têm origem no epicôndilo lateral do úmero.

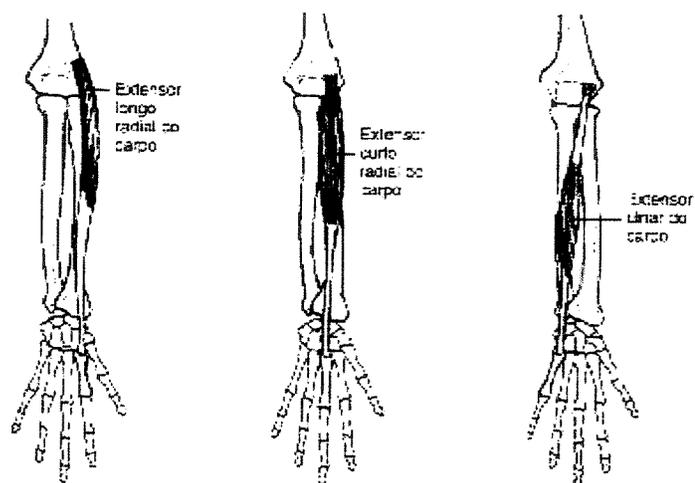


Fig. 2.15 Principais músculos extensores do punho.

2.4 Sistema neuro muscular

O sistema muscular é a interface entre os sistemas nervoso e esquelético. Os músculos fornecem a força para mover as alavancas do sistema esquelético, mas o sistema nervoso determina o nível e o momento da produção da força. O sistema nervoso constantemente monitora e interpreta as informações a partir de vários sensores relacionados à posição e ao movimento do corpo, incluindo informações dos músculos e das estruturas de sustentação articular, e, com bases nessas informações, envia instruções para os músculos coordenarem o movimento corporal. As partes dos sistemas nervoso e muscular responsável são referidas como *Sistema Neuromuscular*.

2.4.1 Sistema nervoso

O sistema nervoso consiste de aproximadamente 13 bilhões de células nervosas chamadas de *neurônios* e de um número igualmente grande de células de tecido conjuntivo especializado chamadas *células gliais*. Os neurônios são especializados em conduzir impulsos elétricos rapidamente em todo o corpo e em coordenar todas as funções biológicas essenciais.

Os neurônios podem ser classificados pela direção na qual conduzem impulsos em relação ao cérebro. Os *neurônios sensoriais* ou *aférentes* conduzem impulsos em direção ao cérebro e os *neurônios motores* ou *eférentes* conduzem impulsos para longe do cérebro.

As células do sistema nervoso estão organizadas em duas divisões funcionais e duas divisões estruturais (Williams *et al*, 1995).

As divisões funcionais são o *sistema nervoso cérebro espinhal*, também conhecido como *sistema nervoso somático*, está sob controle voluntário, exceto para movimentos reflexos e está envolvido com a consciência e atividades mentais e com o controle músculo esquelético, e o *sistema nervoso autônomo*, também conhecido como *sistema nervoso visceral*, não está sob

controle voluntário, e inclui aquelas partes do sistema nervoso que controlam os músculos viscerais, o coração e as glândulas exócrinas e endócrinas.

As duas divisões estruturais do sistema nervoso são o *sistema nervoso central*, consistindo do cérebro e da medula espinhal, e, o *sistema nervoso periférico* consistindo de 43 pares de nervos (feixes de fibras nervosas) que se originam da base do crânio e da medula espinhal. Doze dos pares de nervos originam-se da base do crânio e são chamados de *nervos cranianos*. Os outros 31 pares originam-se da medula espinhal e são chamados de *nervos espinhais*. Os nervos cranianos e os espinhais conduzem a informação entre o sistema nervoso central e o resto do corpo.

2.4.2 Estrutura do sistema músculo esquelético

A maioria dos músculos está inserida no sistema esquelético por tendões ou aponeuroses. Entretanto, uma ou ambas as inserções de alguns músculos são diretamente nos ossos, sem um tendão ou aponeurose interposta. Esses músculos são com frequência localizados adjacentes aos ossos (Fig. 2.16).

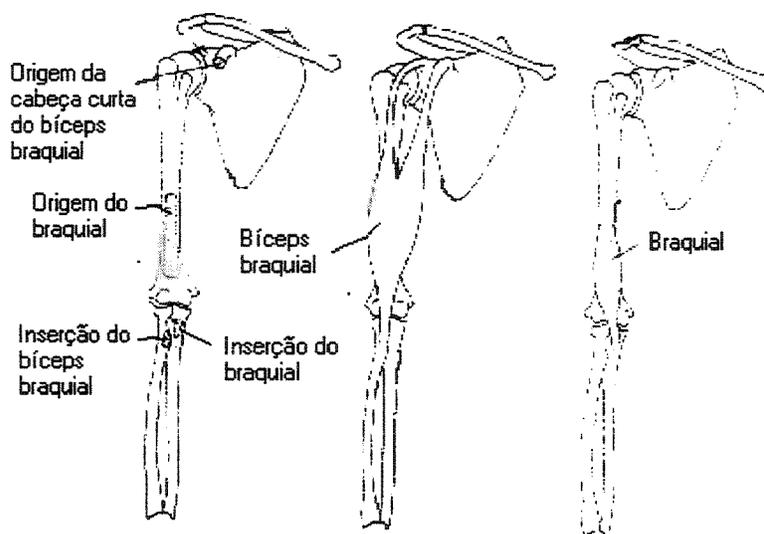


Fig. 2.16 Inserções dos músculos bíceps braquial e braquial.

Um músculo esquelético é feito de células musculares ligados por várias camadas de tecido conjuntivo que sustenta extensas redes de nervos e de vasos sanguíneos. As células musculares são longas e finas e são habitualmente referidos como *fibras musculares* .

As fibras em todo os músculos são organizadas em feixes, e as fibras em cada feixe correm paralelamente entre si. Entretanto, o arranjo de feixes de fibras em relação à origem e à inserção do músculo podem ser *penados* (Fig. 2.17), quando as fibras correm obliquamente com relação à origem e a inserção, de forma que a linha de ação das fibras está oblíqua à linha de ação do músculo, e *não penados* (Fig. 2.18), quando as fibras correm alinhadas com a linha de ação do músculo.

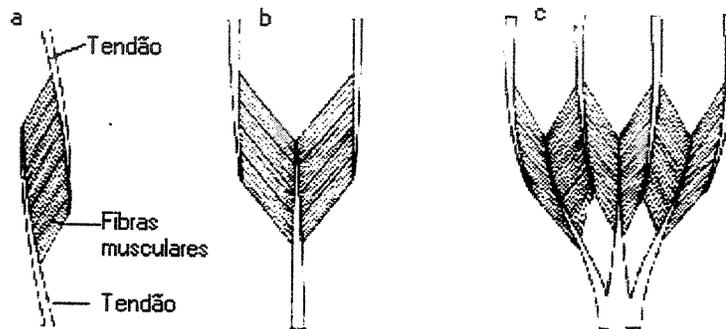


Fig. 2.17 Músculos penados

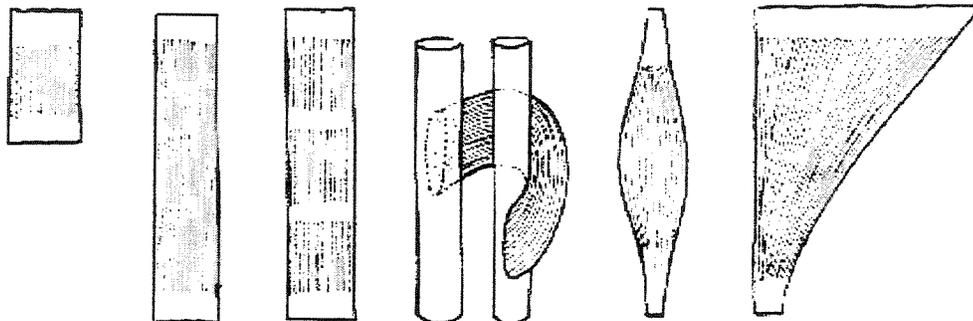


Fig. 2.18 Músculos não-penados

Cada fibra muscular está envolvida em uma camada de tecido areolar chamada de endomísio, que ajuda a manter as fibras musculares juntas e fornece uma rede de sustentação para os capilares sanguíneos e os ramos terminais das fibras nervosas. As fibras musculares gradualmente afinam-se em cada extremidade.

Cada fibra muscular recebe um ou mais nervos (coleções de fibras nervosas sensoriais e motoras), que habitualmente penetram no músculo junto com os principais vasos sanguíneos (a artéria entra, a veia sai) em uma região do músculo que não se mova muito durante o movimento normal; essa região é referida como o hilo neuromuscular (Williams *et al*, 1995).

2.4.3 Cinestesia e propriocepção

O sistema nervoso central recebe constantemente informação sensorial a partir de uma ampla variedade de fontes com relação aos diferentes aspectos do funcionamento fisiológico. A consciência da posição corporal e do movimento é fornecida por uma variedade de órgãos sensoriais, especialmente por aqueles envolvidos com as sensações de esforço e de peso, de momento do movimento de partes corporais individuais, de posição do corpo no espaço, de posições articulares e de movimentos articulares.

A informação a partir dessas fontes contribui para o que é referido como *percepção cinestésica* (Fig. 2.19). Alguns aspectos da sensibilidade cinestésica, como a sensação de esforço e de peso e o senso de momento das ações, são gerados por centros sensoriais que monitoram os comandos motores enviados aos músculos. Outros aspectos da sensibilidade cinestésica são gerados por estímulos a partir de receptores periféricos que monitoram a execução de comandos motores, os movimentos reais. A percepção de posição e de movimento de uma articulação é gerada por um grupo de receptores localizados na pele e nos tecidos musculoesqueléticos. Esses receptores são chamados de proprioceptores, e a sensibilidade por eles fornecida é chamada de *propriocepção*. Os proprioceptores são mecano-receptores; são ativados por distorção física.

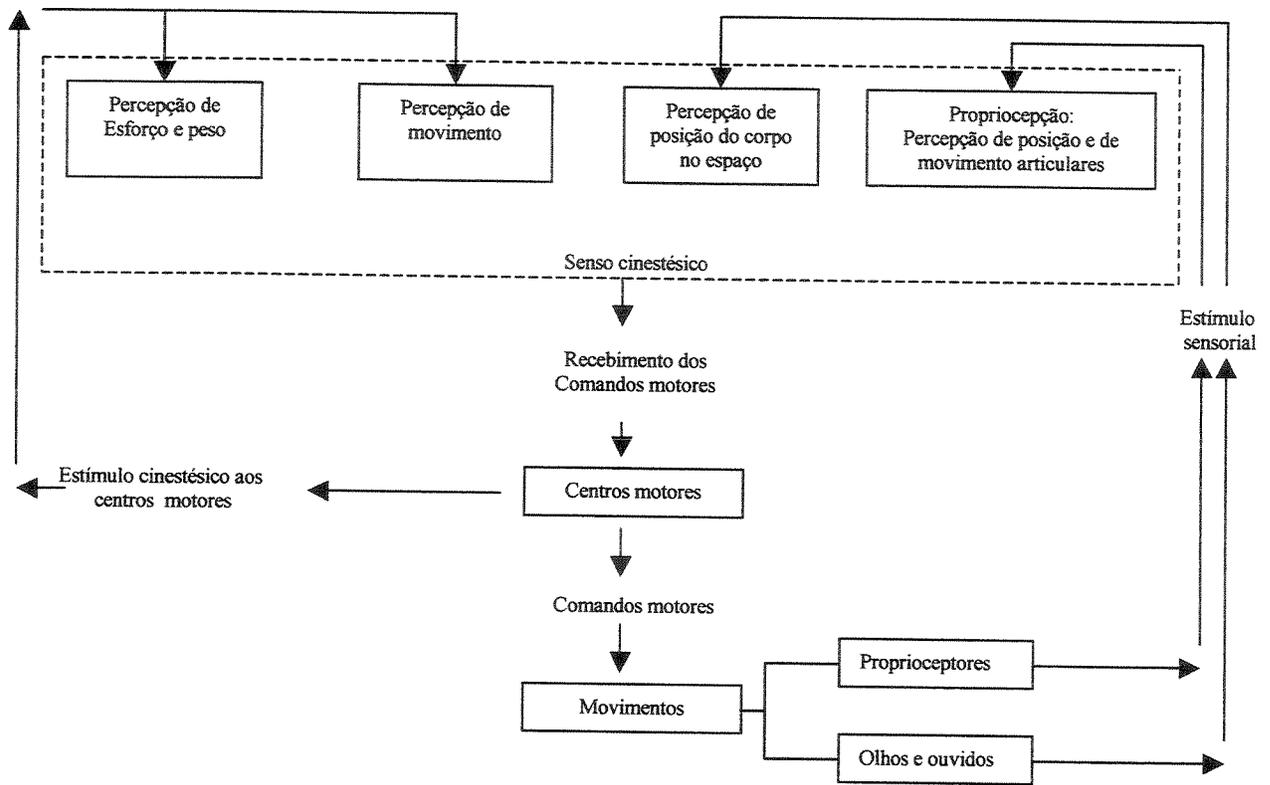


Fig. 2.19 – Relação entre percepção cinestésica e propriocepção

A existência de proprioceptores na pele, nos músculos, nos tendões, nas cápsulas articulares e nos ligamentos é bem estabelecida, mas o papel preciso dos diferentes proprioceptores e as suas inter-relações não está bem entendido (Grigg, 1994). Entretanto, parece que os proprioceptores nas cápsulas articulares e nos ligamentos estão envolvidos na geração da percepção de posição e de movimento articular nas extremidades finais dos movimentos articulares-onde as cápsulas articulares e os ligamentos podem tornar-se retesados.

Existem dois tipos principais de proprioceptores nas cápsulas articulares: os órgãos terminais de Ruffini (ou corpúsculo de Ruffini) e os corpúsculos de Pacini (Fig. 2.20).

Em um órgão terminal de Ruffini existe um pequeno número de ramos terminais principais, com um profuso sistema de pequenas ramificações na extremidade de cada ramo principal.

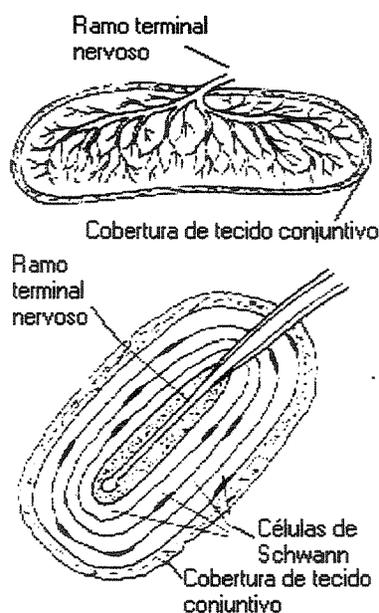


Fig. 2.20 Corpúsculo de (a) Ruffini e (b) de Pacini.

A extremidade de cada ramo principal e seus ramos menores estão envolvidos dentro de uma cobertura de tecido conjuntivo, e localizados entre as fibras colágenas da cápsula. Os órgãos terminais de Ruffini são responsáveis pela tensão. O corpúsculo de Pacini consiste de um único ramo terminal circundado por várias camadas concêntricas de células de Schwann, todos envolvidos em uma cobertura de tecido conjuntivo. Os corpúsculos de Pacini, que parecem responder à compressão, estão amplamente distribuídos entre as fibras colágenas da cápsula articular e a fâscia circundante.

Os proprioceptores em ligamentos e na pele são similares àqueles encontrados nas cápsulas articulares, embora ocorram em número menor. Além disso, uma vez que a tensão nos ligamentos e na pele pode ser causada por movimento em diferentes direções, é improvável que os proprioceptores possam prover informação sobre o movimento em direções específicas. Por essas razões, considera-se que a contribuição dos proprioceptores em ligamentos e na pele à propriocepção seja relativamente pequena (Grigg, 1994), embora possam dar uma contribuição significativa à estabilização articular na atividade muscular reflexa.

Ainda não está claro o papel preciso dos vários tipos de proprioceptores. Existe, contudo, um consenso de que a informação proprioceptiva auxilia na coordenação e no equilíbrio e mantém a congruência articular (Grigg, 1994; Wilkerson e Nitz, 1994).

Parece que a lesão aos músculos, aos ligamentos e às cápsulas pode lesar os proprioceptores, resultando em déficits proprioceptivos de longo prazo, os quais, por sua vez, contribuem para o desenvolvimento de doenças articulares degenerativas como osteoartrite (Freeman e Wyke, 1967; Garn e Newton, 1988; Hall *et al.*, 1995). Existem evidências de que a informação proprioceptiva a partir das unidades músculo-tendão possa ser incrementada por exercícios que enfatizam a ativação dos fusos musculares e, por conseguinte, melhoram o tônus muscular. Tal incremento pode compensar déficits proprioceptivos em outras estruturas como cápsulas articulares e ligamentos (Beard *et al.*, 1994; Skinner *et al.*, 1986; Steiner *et al.*, 1986).

2.4.4 Arquitetura e função do músculo

Todos os músculos são feitos de fibras musculares, tendo o comprimento e a orientação das fibras (penadas ou não-penadas) um efeito considerável sobre a função muscular. A relação fundamental entre a arquitetura e a função muscular é que a excursão (distância que o músculo pode encurtar) e a velocidade de encurtamento são proporcionais ao comprimento da fibra e a força é proporcional à área transversal total fisiológica das fibras musculares (Lieber e Bodine-Fowler, 1993).

Todas as fibras musculares são formadas de sarcômeros similares, e o número de sarcômeros determina o comprimento de uma fibra muscular. Cada sarcômero em uma fibra muscular é capaz de encurtamento na mesma medida de todos os outros sarcômeros na fibra muscular. Conseqüentemente a excursão da fibra muscular é igual à soma das excursões de todos os sarcômeros individualmente; quanto maior o número de sarcômeros, mais longa a fibra muscular e maior a excursão. A excursão e a velocidade de encurtamento estão diretamente relacionadas, uma vez que a velocidade de encurtamento é o índice de mudança da excursão – o

índice de mudança no comprimento do músculo. Quanto mais longa a fibra muscular (em termos de número de sarcômeros), maior a sua excursão e a velocidade de encurtamento.

Teoricamente, o músculo ideal (em termos de capacidade de força e de excursão) tem uma grande área transversal e fibras muito longas. Entretanto, tal músculo seria volumoso e criaria consideráveis problemas de acomodação pelo seu perímetro e áreas de inserção no sistema esquelético. Uma vez que não há músculos com essas características, é razoável pressupor que a arquitetura do sistema muscular evoluiu para fornecer a melhor proporção entre estrutura e função. Os músculos do corpo representam uma grande variedade de combinações de capacidade de força e de excursão (Lieber, 1992); e não é surpreendente que a maioria dos movimentos do corpo envolva atividade simultânea em vários músculos com cada um executando um papel específico.

Com relação ao controle dos movimentos articulares, os músculos executam diferentes papéis, incluindo o de estabilizador, o de agonista, o de movimentador primário, o de movimentador assistente, o de antagonista, o de sinergista e o de neutralizador.

Cada um dos músculos que contribui para um movimento específico pode ter mais que um papel, e a importância de cada papel pode mudar durante o movimento.

A estabilização articular – a manutenção da congruência articular – é uma função importante do sistema muscular. A proporção na qual um músculo contribui para a estabilização articular depende fundamentalmente da linha de funcionamento do músculo em relação ao centro da articulação que ele cruza. Geralmente, quanto mais próxima a linha de funcionamento do músculo com o centro articular, maior o efeito de estabilização do músculo.

Um agonista é um músculo que move um segmento corporal na direção pretendida. Por exemplo, o deltóide e o supra-espinhoso são agonista na abdução da articulação do ombro, com o deltóide sendo o músculo primário e o supra-espinhoso o músculo assistente (Fig. 2.22 *a, b e c*).

Um antagonista é um músculo que age na direção oposta de um agonista. Por exemplo, na abdução do ombro, o grande dorsal e o grande peitoral são antagonistas (Fig. 2.22 *d e e*).

Um sinergista auxilia a ação do músculo primário. Por exemplo, na abdução do ombro, o trapézio e o serrátil anterior roda e abduz a escápula (mecanismo de deslizamento escapulotorácico), de tal forma que a abdução completa do ombro (180° em relação à posição anatômica) pode ser alcançada (Fig. 2.22 *f e g*).

Uma ação muscular indesejada, mas neutralizadora é observada, por exemplo, quando os flexores dos dedos tendem a flexionar simultaneamente o punho (Fig. 2.21). Não executam os dois movimentos ao mesmo tempo, uma vez que os músculos poderiam experimentar insuficiência ativa (Alexander, 1992). O comprimento das fibras musculares dos flexores dos dedos é de aproximadamente 100 mm. Os flexores dos dedos podem executar ambos os movimentos separadamente, uma vez que 27 a 37 mm está dentro da amplitude de funcionamento normal dos músculos. Os flexores dos dedos podem apenas produzir uma empunhadura fechada quando o punho é mantido reto, de tal forma que é neutralizada a tendência dos flexores dos dedos em flexionar o punho. Isso é obtido pelos extensores do punho.

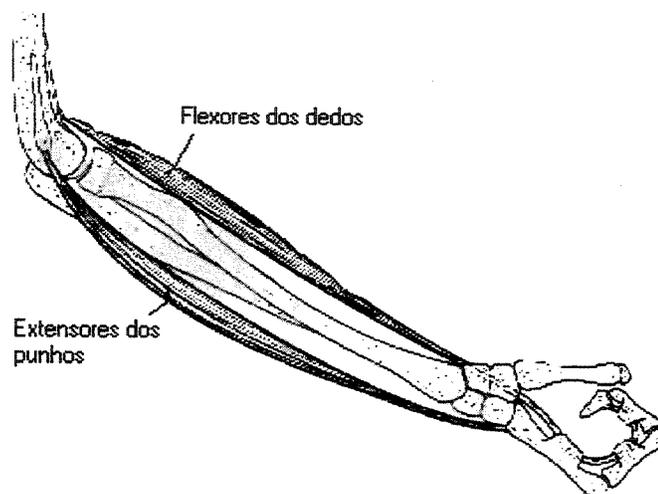


Fig. 2.21 Ação muscular neutralizadora

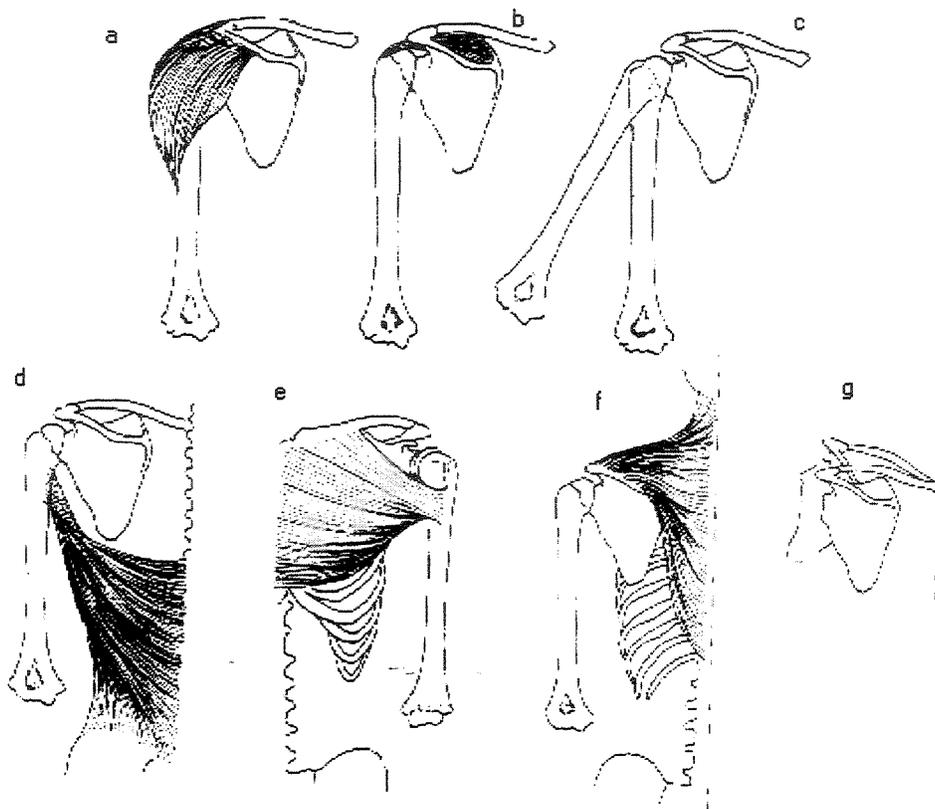


Fig. 2.22 Papéis dos músculos.

Muitos dos músculos do corpo, especialmente aqueles dos membros superiores e inferiores passam por mais de uma articulação (Fig. 3.21). Esses músculos são habitualmente referidos como *músculos biarticulares*, uma vez que os músculos que passam sobre mais de duas articulações funcionam da mesma maneira que os músculos que passam sobre apenas duas articulações (Líber, 1992). Os músculos biarticulares são muito curtos para flexionar ou estender completamente de forma simultânea todas as articulações sobre as quais cruzam. Por exemplo, os isquiotibiais são músculos de duas articulações que podem estender o quadril e flexionar o joelho, mas essas ações não podem ser feitas de forma máxima ao mesmo tempo. De fato, a extensão e a flexão do joelho, como ao caminhar e correr. Dessa forma, o comprimento do músculo permanece dentro da amplitude de funcionamento normal de aproximadamente 100 a 130% do comprimento de

repouso. As principais vantagens dos músculos biarticulares são que a tensão é produzida em um músculo em vez de dois (ou mais), o que conserva energia, e o trabalho dentro dos 100 a 130% da amplitude permite a flexibilidade máxima na geração de tensão (Lieber, 1992; Van Ingen Schenau, Pratt e Macpherson, 1994).

2.4.5 Características mecânicas das unidades músculo-tendão

A quantidade de tensão gerada por uma unidade músculo-tendão depende do comprimento da unidade no momento de estimulação e da velocidade na qual ela muda o comprimento na contração seguinte. Assim, uma contração isométrica é simplesmente um ponto em um contínuo entre a velocidade máxima de encurtamento (contração concêntrica) e a velocidade máxima de estiramento (contração excêntrica).

A quantidade de tensão gerada em um sarcômero depende do número de pontes de cruzamento entre os filamentos de actina e de miosina: quanto maior o número de pontes de cruzamento, maior a força. O número real de pontes de cruzamento depende do seguinte:

- O grau de interdigitação entre os filamentos de actina e de miosina. Muita e muito pouca interdigitação diminuem o número de cabeças de miosina que estejam em posição de se inserir para formar as pontes de cruzamento.
- O nível de estimulação (ativação) aplicado ao sarcômero. Quanto maior a estimulação, maior o número de pontes de cruzamento que são formadas e, assim, maior a força.

A relação comprimento-tensão de uma unidade músculo-tendão é diferente daquela de um sarcômero por causa do tecido conjuntivo da unidade músculo-tendão, que exerce tensão passiva quando estirado. Conseqüentemente, a tensão produzida por uma unidade músculo-tendão será a soma da tensão produzida pelo componente contrátil (músculo) e a tensão passiva exercida pelos componentes do tecido conjuntivo. A Figura 2.23 (M – tensão exercida pelo componente

contrátil; C – tensão exercida pelo componente de tecido conjuntivo; $M+C$ – tensão total) mostra a relação comprimento-tensão isométrica (ou curva) para uma unidade músculo tendão. As contribuições dos componentes contráteis e de tecido conjuntivo à tensão total em qualquer comprimento estão mostradas em curvas separadas. Alguns dos componentes do tecido conjuntivo estão paralelos com as fibras musculares, e outros estão arranjados em séries; daí o termo componente elástico paralelo e componente elástico serial (Huijing, 1992) (Fig. 3.25) (CC – componente contrátil; SEC – componente elástico serial; PEC – componente elástico paralelo).

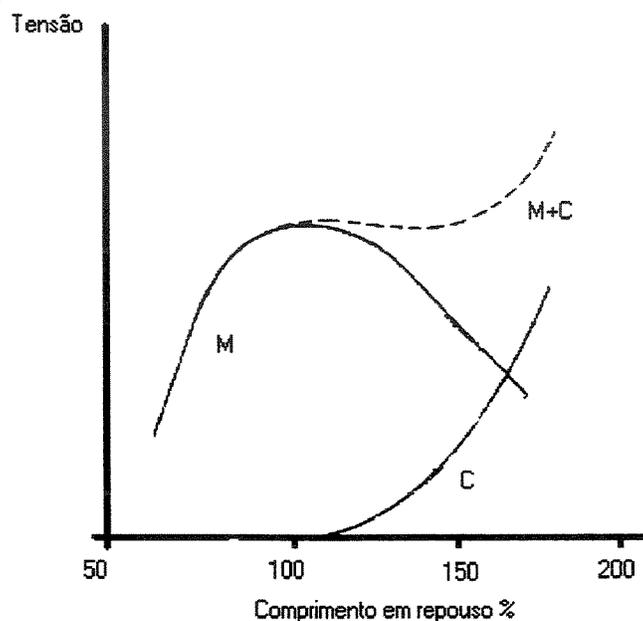


Fig. 2.23 Relação isométrica comprimento-tensão em uma unidade músculo-tendão

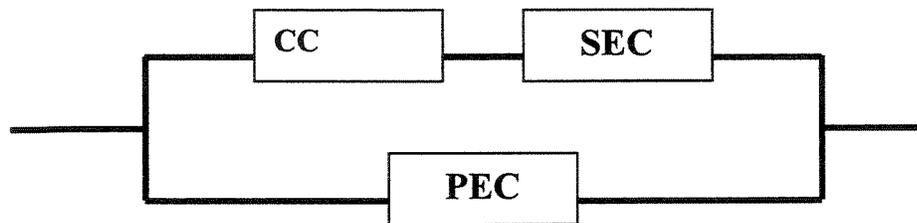


Fig. 2.24 Relação entre os componentes contráteis e de tecido conjuntivo

O componente elástico paralelo consiste de sarcolema, de endomísios, de perimísios e de epimísios. O componente elástico serial consiste de tendões e de aponeuroses e filamentos da proteína titina, que conecta as extremidades dos filamentos de miosina aos discos Z em cada sarcômero. Além de contribuírem para a tensão passiva quando estirados, os filamentos de titina estabilizam o arranjo hexagonal dos filamentos de actina e de miosina (Lieber e Bodine-Fowler, 1993).

Na ausência de estimulação e de qualquer carga externa, a unidade músculo-tendão assume um comprimento de repouso no qual a tensão na unidade é zero, sem qualquer tensão no componente contrátil e, por conseguinte, nenhum estiramento no componente de tecido conjuntivo. A Figura 2.23 mostra que o comprimento de repouso está associado com aquela parte da curva isométrica de comprimento-tensão na qual a tensão no componente contrátil é máxima.

As tarefas diárias que os indivíduos executam envolvem habitualmente a capacidade de força das unidades músculo-tendão. Nos movimentos diários, as unidades músculo-tendão geram tensão suficiente apenas para superar a carga externa que age sobre elas, de forma que possam movê-la. Essa pode ser simplesmente o peso do segmento de um membro, como o antebraço em um movimento envolvendo a flexão do cotovelo. Em outros momentos, a carga externa consiste do peso dos segmentos do membro juntos com quaisquer outras cargas adicionais que estejam sendo movimentadas, tal como algo que está sendo segurado na mão. Quando a quantidade de força produzida por um músculo (unidade músculo-tendão) alcança a carga externa, o músculo contrai-se isometricamente. A carga máxima que o músculo pode suportar isometricamente é chamada de força isométrica do músculo. Quando a carga externa for menor que a força isométrica, o músculo será capaz de contrair-se concentricamente. A velocidade de encurtamento em uma contração concêntrica depende de quanta força o músculo precisa produzir para mover a carga externa. Quanto maior ela for, maior deverá ser a força muscular, e quanto maior for a força muscular (como uma proporção da força isométrica), menor será a velocidade de encurtamento. Um músculo pode encurtar em velocidade máxima quando a carga externa nele for zero. Quando a

carga máxima em um músculo for maior que a sua força isométrica, ele é forçado a alongar (contraí-se excêntrica).

Em uma contração excêntrica, um músculo resiste à carga de estiramento. Assim, as pontes de cruzamento são estiradas, acrescentando à tensão, de tal forma que a força produzida pelo músculo é maior que sua força isométrica. A força produzida por um músculo durante uma contração excêntrica depende da velocidade de alongamento, que depende do tamanho da carga externa. Quanto maior ela for (em relação à força isométrica do músculo), maior será a velocidade de alongamento. Quanto maior a velocidade de alongamento, maior o efeito do reflexo de estiramento e, por conseguinte, maior a força produzida pelo músculo. Quando a força externa excede a força máxima do músculo, ele e seu tendão estarão lesionados.

A relação entre a velocidade de encurtamento ou de alongamento e a força muscular é referida como a *relação força-velocidade* (Fig. 2.25).

A Figura 2.26 mostra o efeito da *relação força-velocidade* sobre a relação comprimento – tensão de uma unidade músculo-tendão. A figura mostra que, em qualquer comprimento, quanto maior a velocidade de encurtamento, menor a tensão e, quanto maior a velocidade de alongamento, maior a tensão.

A quantidade de força gerada por uma unidade músculo-tendão depende do seu comprimento no momento da estimulação (relação comprimento-tensão) e da velocidade na qual o comprimento muda com a contração (relação força-velocidade).

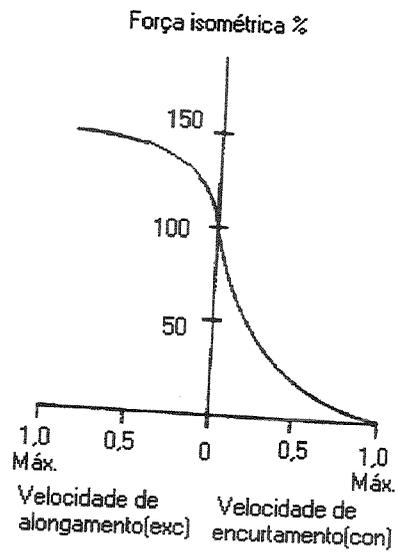


Fig. 2.25 Relação força-velocidade no músculo esquelético

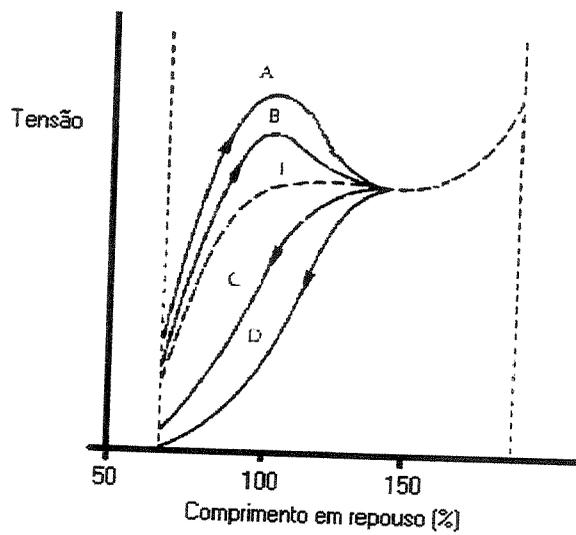


Fig. 2.26 Efeito das velocidades de encurtamento sobre a relação comprimento-tensão

2.4.6 Mecânica articular e muscular.

O sistema musculoesquelético exerce forças internas para contrariar forças externas que agem sobre o corpo. Em geral, a vantagem mecânica dos músculos é baixa, de tal forma que as forças musculares e as forças de reação articular são altas em relação às pressões externas. Entretanto, os músculos tendem a funcionar juntos, o que espalha a carga sobre eles e reduz o estresse de encurvamento dos ossos.

Na análise do movimento humano, os vetores de força são usados para representar as forças interna e externa que agem sobre o corpo. A representação das forças musculares pelos vetores de força é particularmente útil na análise das ações musculares.

A Figura 2.27 mostra o músculo bíceps braquial direito, que tem duas cabeças na origem. A cabeça curta origina-se a partir do processo coracóide e a cabeça longa, a partir do tubérculo supraglenóide (tubérculo na borda superior da fossa glenóide). O tendão da cabeça longa passa pela goteira bicipital do úmero.

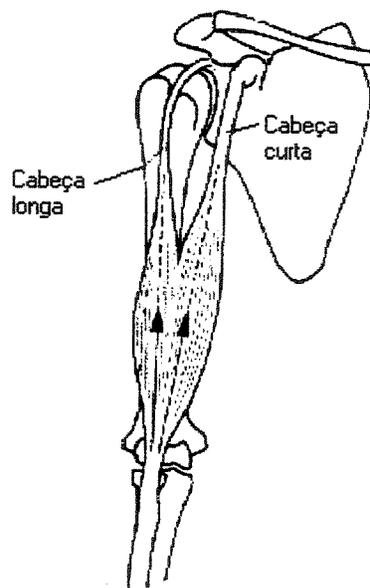


Fig. 2.27 Força resultante exercida pelo bíceps braquial.

Na metade superior do músculo, as fibras musculares na porção da cabeça longa estão separadas das fibras da porção da cabeça curta, mas os dois grupos de fibras fundem-se na metade inferior do músculo. Esse músculo insere-se por um único tendão na tuberosidade radial. Quando todo músculo for estimulado para a contração, a linha de ação da força exercida pelas fibras na porção da cabeça longa é levemente diferente daquela na porção da cabeça curta por causa da separação na metade superior do músculo (Fig. 2.27). Entretanto, o efeito geral das duas forças é uma força de resultante única. A magnitude real e as direções da força resultantes produzidas pelo bíceps braquial em um movimento qualquer dependem das forças componentes (por recrutamento seletivo das unidades motoras apropriadas) e, por conseguinte, a força resultante, a ação do bíceps braquial, pode ser adaptada (em associação com outros músculos) às necessidades de cada movimento que envolva o bíceps braquial.

A capacidade de variar a magnitude e a direção da força é característica da maioria dos músculos e reflete a sua tendência em trabalhar juntos para produzir movimentos. A extensão dessa variação depende consideravelmente do tamanho, do formato e da quantidade de inserções do músculo ou de unidades músculo-tendão no sistema esquelético. Em geral, quanto maior o tamanho, mais largo o formato e maior o número de inserções, maior a variação na magnitude e na direção da força produzida (em músculos de massa similar).

Os segmentos do corpo são essencialmente alavancas e cada articulação constitui um fulcro entre segmentos adjacentes. Os músculos tracionam os ossos dos segmentos para controlar seu movimento da mesma maneira que as forças do esforço atuam contra as forças de resistência em sistemas de alavanca inanimados. A resistência ao movimento exercido por um segmento do corpo é sob a forma do peso do segmento e de quaisquer cargas externas presas ao segmento. A maioria dos músculos do corpo funciona em sistemas de alavanca de primeira ou terceira classe. Assim como os sistemas de alavanca de terceira classe, a maioria dos sistemas de alavanca de primeira classe tem vantagens mecânicas menores que 1,0 porque os músculos ou unidades músculo-tendão, que funcionam dentro desses, estão inseridos perto das articulações que controlam e, por conseguinte, tem braços de alavancas mais curtos que as forças que atuam contra.

Em outras posições que não as muitas relaxadas, como deitado ou sentado em uma poltrona, a maioria dos músculos do corpo está ativa para controlar os movimentos das articulações. Ao controlar os movimentos articulares, os músculos exercem dois efeitos sobre as articulações: estabilização e deslocamento linear/angular. Uma vez que as articulações precisam ser estabilizadas – a congruência articular precisa ser mantida -, estejam ou não em movimento, depreende-se que a estabilização articular é a principal função dos músculos. A contribuição de um músculo para a estabilização e o movimento angular de uma articulação é determinada pelo *componente de estabilização* e pelo *componente de oscilação*, respectivamente, da força muscular. O componente de estabilização está direcionado no eixo de rotação para manter a congruência articular. O componente de oscilação está em ângulos retos com o componente de estabilização, é provável que todos os músculos envolvidos contribuam tanto para a estabilização como para a oscilação, mas as contribuições de cada músculo dependem do ângulo articular.

A Figura 2.28 mostra a orientação da linha de ação do bíceps braquial em três ângulos diferentes do cotovelo. Na Figura 2.28, o cotovelo está perto da extensão completa. Nessa posição, o componente de estabilização é muito maior que o componente de oscilação. Com a flexão a partir da posição estendida, o componente de estabilização progressivamente diminui e o componente de oscilação progressivamente aumenta, de tal forma que, quando o ângulo do cotovelo for de 90° , o componente de estabilização é zero (Fig. 2.28).

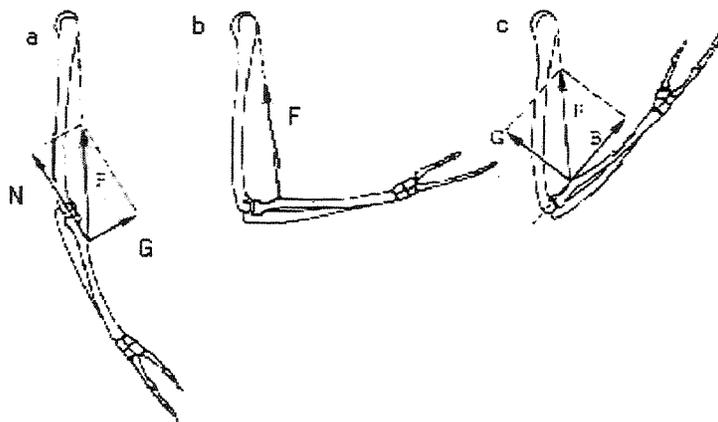


Fig. 2.28 Componentes de oscilação (G), estabilização (N) e subluxação (B) da força muscular.

Fletindo mais o cotovelo resulta no componente da força muscular em linha com o eixo de rotação sendo direcionado para longe desse, ou seja, tendendo a subluxar a articulação e reduzir a congruência articular (Fig. 2.28). Em circunstâncias normais, isso não é um problema, uma vez que o componente de estabilização é relativamente pequeno pela insuficiência ativa dos músculos envolvidos, e os outros músculos envolvidos no controle do movimento articular provavelmente irão contrariar o componente de subluxação.

O bíceps braquial e o braquial são os músculos primários na flexão do cotovelo. Eles exercem componentes de oscilação relativamente grandes e componentes de estabilização relativamente pequenos durante a amplitude de flexão e de extensão do cotovelo; também exercem componentes de subluxação perto da flexão completa. A Figura 2.29 mostra as linhas de ação do bíceps braquial (BB) e do braquial (B) quando o antebraço é mantido horizontal, com o braço na vertical. O bíceps braquial e o braquial são auxiliados na flexão do cotovelo por outros músculos no papel de sinergistas. Esses músculos, que incluem o pronador redondo (PT), o braquiorradial (BR) e os flexores do punho e dos dedos (WF) – flexor ulnar do carpo, flexor radial do carpo e flexor superficial dos dedos - exercem componentes de oscilação relativamente pequenos e componente de estabilização relativamente grandes durante a amplitude de flexão e de extensão do cotovelo.

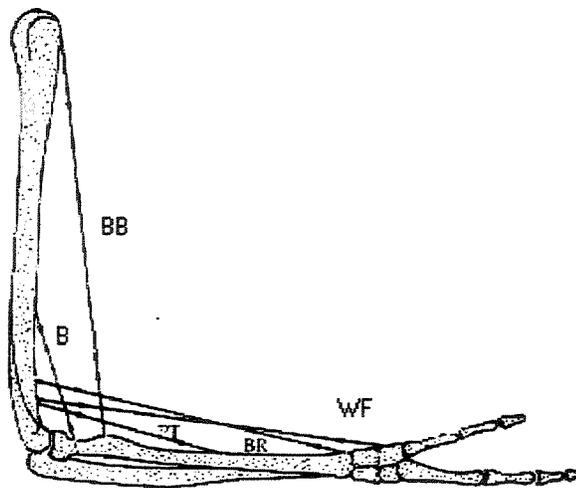


Fig. 2.29 Linha de ação dos músculos que contribuem para a flexão do cotovelo

Conseqüentemente, durante a flexão do cotovelo, esses músculos funcionam principalmente para estabilizar a articulação ao mesmo tempo em que fornecem algum auxílio ao bíceps braquial e ao braquial em termos de oscilação. A Figura 2.29 mostra as linhas de ação desses músculos.

A Figura 2.30 *a* e *b*, mostra um diagrama livre do antebraço de um adulto mantido em uma posição horizontal, com o braço vertical e uma carga (W_L) de 2 N na palma da mão. Para uma pessoa que pesa 70 N, o peso do antebraço e da mão (W_{AH}) é de aproximadamente 1,5 N (2,26% do peso corporal total; ver Tab. 2.5). Nessa posição, W_{AH} e W_L exercem momentos horários no antebraço, no nível do cotovelo. Em equilíbrio, esses movimentos horários são contrariados pelo movimento anti-horário combinado, exercido pelos cinco músculos ou grupos musculares mostrados na Figura 2.30 *a*; braquial (B), bíceps braquial (BB), pronador redondo (PT), braquiorradial (BR) e flexores do punho e dos dedos (WF). Os flexores do punho e dos dedos incluem o flexor ulnar do carpo, o flexor radial do carpo e a porção do flexor superficial dos dedos que cruzam a articulação do cotovelo. A Figura 2.30 *b* mostra uma versão simplificada do diagrama livre na Figura 2.30 *a*. A versão simplificada assume que os pontos de aplicação das forças musculares estão no mesmo plano horizontal que o eixo da flexão e da extensão do cotovelo, ou seja, o fulcro.

O cálculo do momento de braço de cada músculo está ilustrado com referência ao braquial. A Figura 2.30 *c* mostra a linha de ação do braquial e o seu momento de braço M_B . Uma vez que a linha de ação do braquial faz um ângulo de 75° com o plano horizontal através do fulcro, segue-se que:

$$\frac{M_B}{30mm} = \text{sen}75^\circ$$

$$M_B = \text{sen}75^\circ \times 30mm$$

$$M_B = 0,9659 \times 30mm$$

$$M_B = 29mm$$

Os momentos de braço dos outros músculos podem ser calculados da mesma maneira. Tomando-se os momentos sobre o fulcro.

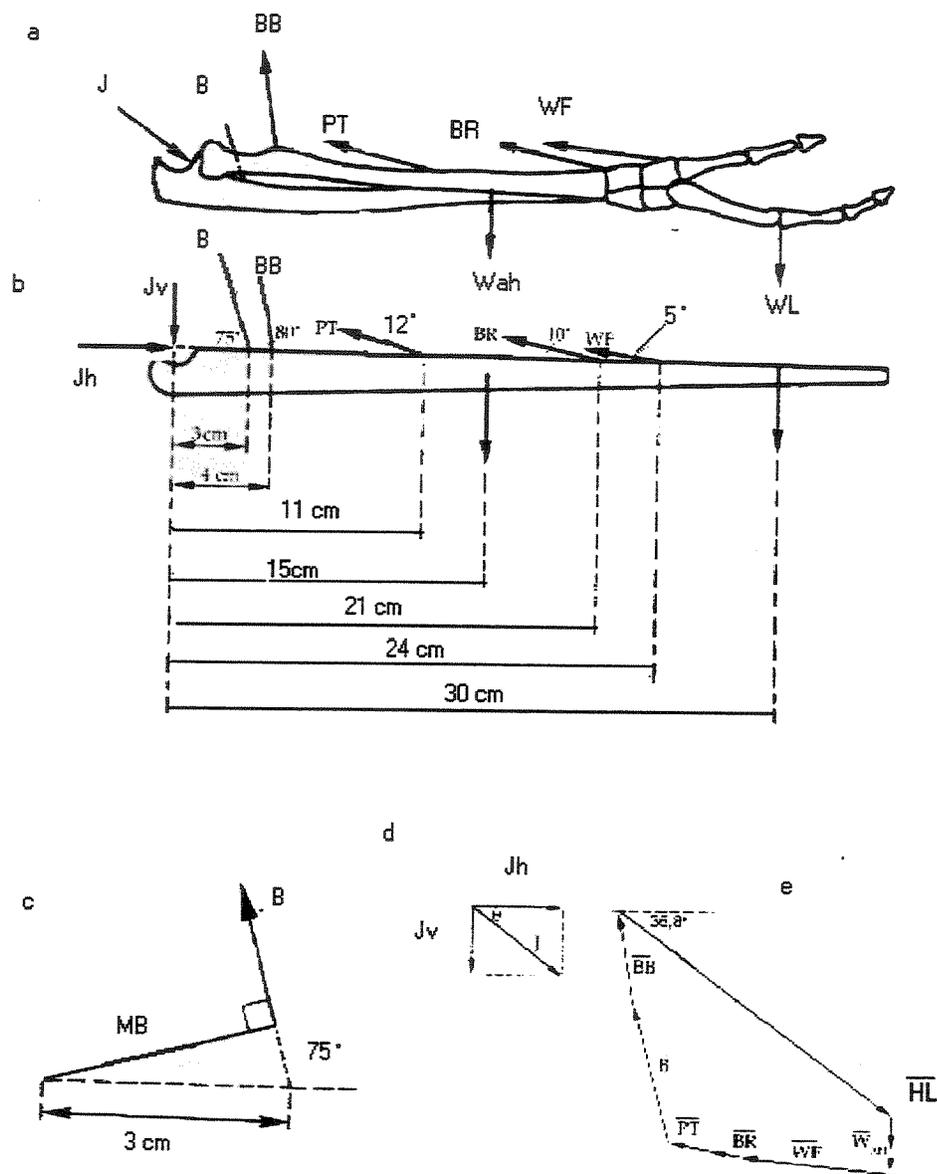


Fig. 2.30 Forças que agem no antebraço

$$(W_{AH} \times M_{AH}) + (W_L \times M_L) = (B \times M_B) + (BB \times M_{BB}) + (PT \times M_{PT}) + (BR \times M_{BR}) + (WF \times M_{WF}),$$

onde $W_{AH} = 1,5 \text{ N}$; $W_L = 2 \text{ N}$; B = força exercida pelo braquial; BB = força exercida pelo bíceps braquial; PT = força exercida pelo pronador redondo; BR = força exercida pelo braquiorradial; WF = força exercida pelos flexores do punho e dos dedos; M_{AH} = momento de braço de $W_{AH} = 150 \text{ mm}$; M_L = momento de braço de $W_L = 300 \text{ mm}$; M_B = momento de braço de $B = 29 \text{ mm}$; M_{BB} = momento de braço de $BB = 39,4 \text{ mm}$; $M_{WF} =$ momento de braço de $WF = 20,9 \text{ mm}$. Assim:

$$(1,5 \text{ N} \times 150 \text{ mm}) + (2 \text{ N} \times 300 \text{ mm}) = (B \times 29 \text{ mm}) + (BB \times 39,4 \text{ mm}) + (PT \times 22,9 \text{ mm}) + (BR \times 36,5 \text{ mm}) + (WF \times 20,9 \text{ mm})$$

$$225 \text{ N mm} + 600 \text{ N mm} = (B \times 29 \text{ mm}) + (BB \times 39,4 \text{ mm}) + (PT \times 22,9 \text{ mm}) + (BR \times 36,5 \text{ mm}) + (WF \times 20,9 \text{ mm})$$

$$825 \text{ N mm} = (B \times 29 \text{ mm}) + (BB \times 39,4 \text{ mm}) + (PT \times 22,9 \text{ mm}) + (BR \times 36,5 \text{ mm}) + (WF \times 20,9 \text{ mm})$$

Para calcular as forças musculares, é necessário estimar a força produzida por cada músculo em relação aos outros músculos. Essas estimativas de valor relativo são feitas com base nas áreas transversais fisiológicas dos músculos (An *et al.*, 1981; Lieber, Fazeli e Bottr, 1990). Conseqüentemente, em relação à força BR exercida pelo braquiorradial, as magnitudes relativas das forças musculares são mostradas na Tabela 2.1. Por substituição das forças musculares relativas, temos:

$$825 \text{ N mm} = (4,7BR \times 29 \text{ mm}) + (3,1BR \times 39,4 \text{ mm}) + (1,3BR \times 22,9 \text{ mm}) + (BR \times 36,5 \text{ mm}) + (4,9BR \times 20,9 \text{ mm})$$

$$825 \text{ N mm} = (136,3BR \text{ mm}) + (122,1BR \text{ mm}) + (29,8BR \text{ mm}) + (36,5BR \text{ mm}) + (102,4BR \text{ mm})$$

$$825 \text{ N mm} = 427,1BR \text{ mm}$$

ou seja,

$$BR = \frac{825N \text{ mm}}{427,1mm}$$

$$BR = 1,93N$$

Músculo	Força relativa exercida pelo músculo
Braquiorradial (BR)	BR
Pronador redondo (PT)	1,3BR
Bíceps braquial (BB)	3,1BR
Braquial (B)	4,7BR
Flexores do punho e dos dedos (WF)	4,9BR

Uma vez que o antebraço e a mão estão em equilíbrio, a força resultante que age sobre o antebraço e a mão é zero. Conseqüentemente, a soma das forças horizontais é zero, como também a soma das forças verticais. Com relação à Figura 2.30b, as forças horizontais e verticais podem ser calculadas da seguinte forma:

Forças horizontais:

$$J_H - B\cos75^\circ - BB\cos80^\circ - PT\cos12^\circ - BR\cos10^\circ - WF\cos5^\circ = 0$$

ou seja,

$$J_H = B\cos75^\circ + BB\cos80^\circ + PT\cos12^\circ + BR\cos10^\circ + WF\cos5^\circ$$

$$J_H = 17,16N$$

Forças verticais:

$$B \text{ sen } 75^\circ + BB \text{ sen } 80^\circ + PT \text{ sen } 12^\circ + BR \text{ sen } 10^\circ + WF \text{ sen } 5^\circ - W_{AH} - W_L - J_V = 0$$

ou seja,

$$J_V = B \text{ sen } 75^\circ + BB \text{ sen } 80^\circ + PT \text{ sen } 12^\circ + BR \text{ sen } 10^\circ + WF \text{ sen } 5^\circ - W_{AH} - W_L$$

$$J_V = 8,76N + 5,89N + 0,52N + 0,33N + 0,82N - 1,5N - 2N$$

$$J_V = 12,82N$$

Magnitude da força J de reação articular do cotovelo:

Pelo teorema de Pitágoras:

$$J^2 = J_V^2 + J_H^2$$

$$J^2 = (12,82N)^2 + (17,16N)^2$$

$$J^2 = (164,35 + 294,45) + (N)^2$$

$$J^2 = 458,81(N)^2$$

$$J = 21,42 N$$

Direção de J (Figura 2.30d):

$$\cos \theta = \frac{J_H}{J} = \frac{17,16N}{21,42N} = 0,8011$$

$$\theta = 36,8^\circ$$

com relação à horizontal.

A Figura 2.30e mostra a determinação por cadeia vetorial de J .

A contribuição dos movimentos primários e sinergistas à oscilação é dada por suas contribuições ao momento total de oscilação. Como mostrado na Tabela 2.3, os movimentadores primários e os sinergistas contribuem, respectivamente, com aproximadamente 60% e 40% do momento total de oscilação. As contribuições dos movimentadores primários e sinergistas à estabilização articular é dada por suas contribuições ao componente total de estabilização, o qual, nesse exemplo, é igual e oposto a JH. Como mostrado na Tabela 2.4, os movimentadores primários e os sinergistas contribuem, respectivamente, com aproximadamente 20% e 80% do componente total de estabilização.

Tabela 2.2 Contribuição dos movimentadores primários e sinergista ao movimento total de oscilação flexora do cotovelo

Grupo	Músculo	Momento (N)	Total do grupo (N)	(%)
Movimentador primário	Braquial	26,28	49,84	60,5
Movimentador primário	Bíceps braquial	23,56		
Sinergista	Pronador redondo	5,74	32,57	39,5
Sinergista	Braquiorradial	7,04		
Sinergista	Flex. do punho e dos dedos	19,79		
Momento total de oscilação = 82,41			82,41	100

Tabela 2.3 Contribuição dos movimentadores primários e sinergista ao componente flexor total de estabilização da articulação do cotovelo

Grupo	Músculo	Componente de estabilização (N)	Total do grupo (N)	(%)
Movimentador primário	Braquial	2,35	3,39	19,7
Movimentador primário	Bíceps braquial	1,04		
Sinergista	Pronador redondo	2,35	13,37	80,3
Sinergista	Braquiorradial	1,90		
Sinergista	Flex. do punho e dos dedos	9,42		

Componente de estabilização total = 17,16

Embora um objeto possa estar em equilíbrio, pode também estar sujeito a estresse de arqueamento ou torsional, dependendo da orientação das forças que agem sobre ele. No exemplo acima, os sinergistas não apenas contribuem para a estabilização articular à oscilação, mas também reduzem o estresse de arqueamento no antebraço e na mão. Na ausência dos sinergistas, o momento horário CM exercido por W_{AH} e W_L sobre a tuberosidade radial (local de inserção do bíceps braquial) dobraria o braço para baixo. Com relação à Figura 2.31b,

$$CM = (W_{AH} \times 110mm) + (W_L \times 260mm)$$

$$CM = 165N\ mm + 520N\ mm$$

$CM = 685N\ mm$

Entretanto, os sinergistas contrariam o momento de arqueamento exercendo um momento anti-horário AM (na tuberosidade radial), ou seja,

$$AM = (PT \text{ sen}12^\circ \times 70mm) + (BR \text{ sen}10^\circ \times 170mm) + (WF \text{ sen}5^\circ \times 200mm)$$

$$AM = 36,5N\ mm + 56,9N\ mm + 164,9N\ mm$$

$AM = 258,3N\ mm$

Conseqüentemente, nesse exemplo, os sinergistas reduzem o momento de arqueamento no antebraço e na mão em aproximadamente 38%. É provável que a inclusão de mais músculos no diagrama livre e dados mais acurados com relação às forças musculares e seus momentos de braço reduzam ainda mais o momento de arqueamento.

Tabela 2.4**Massas segmentares e locais de centro de massa**

Parte	% do peso Total	Local do centro da massa como uma proporção do comprimento segmentar
Braço	2,700	0,438 (com relação à articulação proximal)
Antebraço	1,600	0,430 (com relação à articulação proximal)
Mão	0,665	0,506 (punho até nó do dedo médio)
Antebraço e mão	2,260	0,677 (cotovelo até processo estilóide ulnar)
Todos os membros superiores	5,010	0,512 (ombro até processo estilóide ulnar)

Adaptado de W.T.Dempster,1955, *Space requirements for the seated operator*.

Este capítulo descreveu a anatomia funcional do sistema músculo-esquelético e os efeitos do arranjo da cadeia do membro superior. Sobre as forças exercidas nos músculos e nas articulações e os efeitos das mudanças na alavancagem das cargas externas sobre a magnitude das forças internas necessárias para contrariar as cargas externas. O aumento da alavancagem das cargas externas resulta em um aumento na magnitude das forças de reação articular, por causa da baixa vantagem mecânica da maioria dos músculos, a magnitude das forças musculares e das forças de reação articular é muito maior que as cargas externas. Em circunstâncias normais, o componente músculo-esqueléticos adaptam seu tamanho, sua forma e sua estrutura para suportar mais prontamente as cargas sobre eles exercidas.

Capítulo 3

Modelagem do Manipulador

3.1 Definição

A modelagem de um sistema mecânico descreve as relações cinemáticas e dinâmicas em expressões matemáticas, levando em consideração parâmetros construtivos como massa, comprimento, inércia, grau de liberdade, limites construtivos e outros. Estas relações são úteis para descrever o comportamento do sistema e para o projeto de técnicas de controle.

3.2 Modelagem cinemática

A modelagem cinemática de manipuladores se preocupa em representar a posição e orientação da garra em um sistema de coordenadas comuns, normalmente o da base, descrevendo sua movimentação no tempo, sem se preocupar com as forças que produzem este movimento. A cinemática de um manipulador é dividida em cinemática direta e cinemática inversa (Fig. 3.1).

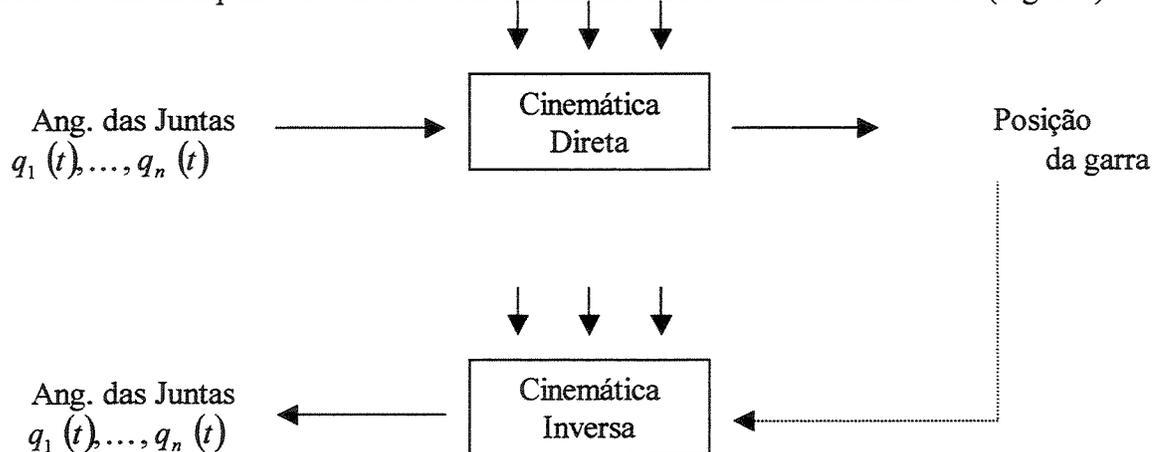


Fig. 3.1 Cinemática de Manipuladores

3.2.1 Cinemática direta

O problema da cinemática direta parte das variáveis de posição, velocidade e aceleração referente às articulações do manipulador para determinar as variáveis correspondentes de posição, velocidade e aceleração da garra.

A estrutura mecânica do manipulador é formada por uma cadeia de ligações conectadas nas articulações. Visando representar este encadeamento entre corpos, é adotado um conjunto de sistemas de coordenadas (cartesiana e tridimensional) localizadas, um em cada articulação do manipulador. A posição relativa entre as ligações é determinada, relacionando à posição e orientação entre cada sistema, conforme a *Convenção de Denavit-Hartenberg* (Spong, 1989; Asada, 1986).

Esse método é baseado na representação da posição e orientação do corpo rígido por uma matriz [4x4], e utiliza um número mínimo de parâmetros para descrever completamente a relação cinemática do sistema. O par composto por uma ligação L_i e a respectiva junta é cinematicamente definido por quatro parâmetros, sendo dois deles parâmetros de junta e os outros dois relativos a ligação (Asada, 1986)(Fig. 3.2):

- θ_i é o ângulo entre os eixos X_{i-1} e X_i , medido sobre o eixo Z_{i-1} , visando a regra da mão direita;
- d_i distância entre a origem O_{i-1} e a interseção dos eixos Z_{i-1} e X_i , medida sobre o eixo Z_{i-1} , ou a distância mais curta entre X_{i-1} e X_i ;
- a_i é a mais curta distância entre o eixo Z_{i-1} e Z_i medida sobre o eixo X_i ;
- α_i é o ângulo entre o eixo Z_{i-1} e Z_i , medido sobre o eixo X_i , utilizando a regra da mão direita.

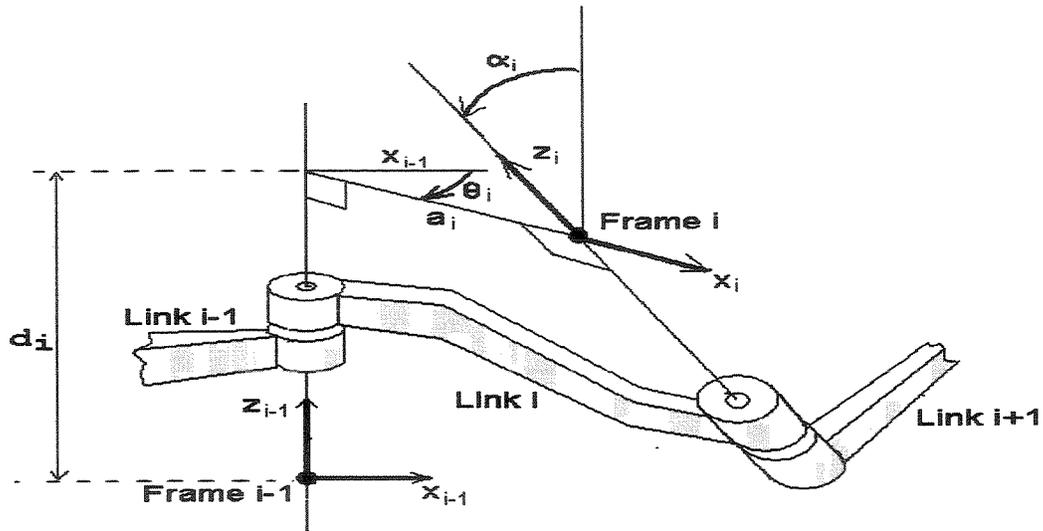


Fig. 3.2 Definição dos Parâmetros de Denavit-Hartenberg

Para a junta de revolução, as quantidades d_i , a_i e α_i são constantes e θ_i é variável. Quando a junta é prismática θ_i , a_i e α_i são constantes e d_i é variável. Para qualquer caso a_i e α_i são características constantes do manipulador.

A matriz [4x4] que representa a relação cinemática entre juntas adjacentes O_i escrita em relação ao sistema de coordenadas O_{i-1} , pode ser representado pela matriz de transformação genérica (3.1). Esta matriz para um sistema de vários graus de liberdade O_n descreve a posição e orientação do efetuador final em relação ao sistema de coordenadas da base, e é obtida pela multiplicação das diversas transformações das juntas adjacentes (Asada 1986).

$$O_i = \begin{bmatrix} \cos\theta_i & -\cos\alpha_i \sin\theta_i & \sin\alpha_i \sin\theta_i & l_i \cos\theta_i \\ \sin\theta_i & \cos\alpha_i \cos\theta_i & -\sin\alpha_i \cos\theta_i & l_i \sin\theta_i \\ 0 & \sin\alpha_i & \cos\alpha_i & d_i \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (3.1)$$

A posição e orientação do efetuador final são representadas em relação à base pela matriz O_n que está escrita como uma função dos deslocamentos das juntas. A matriz $[3 \times 3]$ formada pelas três primeiras linhas e colunas de (3.1), representa a orientação, e a última coluna de três elementos representa a posição do efetuador final em relação ao sistema de coordenadas da base. Para sistemas mais simples podemos escrever esta relação utilizando apenas relações trigonométricas.

3.2.1.1 Matrizes de transformação homogênea

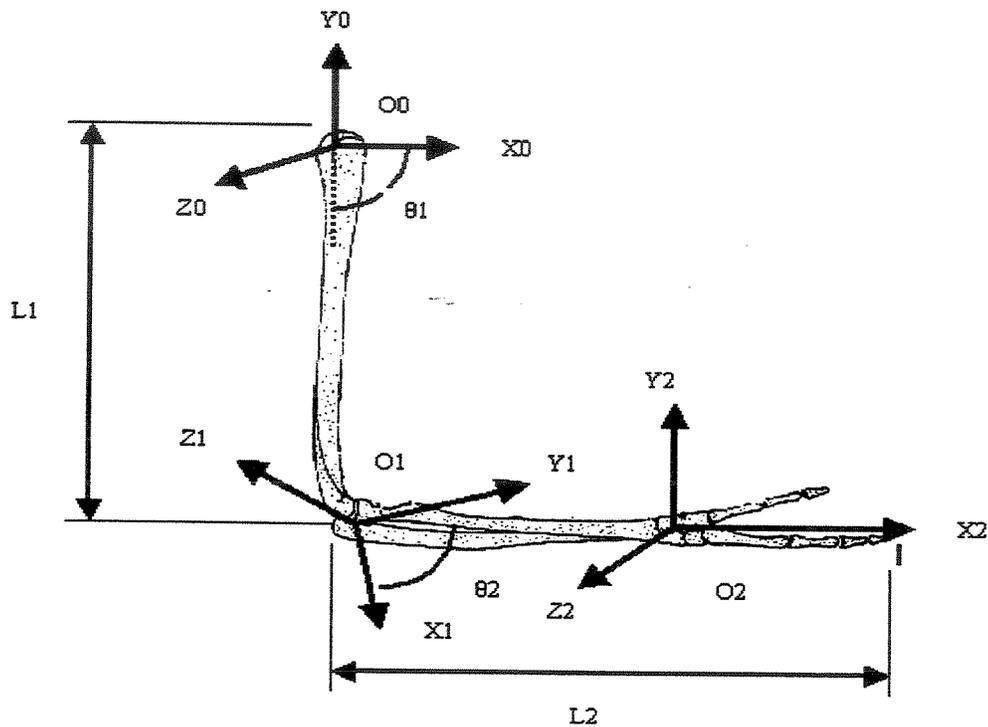


Fig. 3.3 Convenção de Denavit-Hartenberg

As matrizes de transformação homogênea entre elos subsequentes, são:

$$A_1 = \begin{bmatrix} \cos_1 & -\text{sen}_1 & 0 & l_1 \cos_1 \\ \text{sen}_1 & \cos_1 & 0 & l_1 \text{sen}_1 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \text{ e } A_2 = \begin{bmatrix} \cos_2 & -\text{sen}_2 & 0 & l_2 \cos_2 \\ \text{sen}_2 & \cos_2 & 0 & l_2 \text{sen}_2 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (3.2)$$

As matrizes de transformação homogênea entre elos e base são:

$$T_1 = T_0^1 = A_1 \quad (3.3)$$

$$T_2 = T_1^2 = A_1 \times A_2 = \begin{bmatrix} \cos_1 \cos_2 & -\sin_1 \sin_2 & 0 & l_1 \cos_1 + l_2 \cos_1 \cos_2 \\ \sin_1 \sin_2 & \cos_1 \cos_2 & 0 & l_1 \sin_1 + l_2 \sin_1 \sin_2 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (3.4)$$

Observe que as duas primeiras linhas da última coluna do T_2 são os componentes x e y da origem O_2 no esquema da Fig. 3.3, isto é,

$$x = l_1 \cos_1 + l_2 \cos_1 \cos_2 \quad (3.5a)$$

$$y = l_1 \sin_1 + l_2 \sin_1 \sin_2 \quad (3.5b)$$

São as coordenadas da extremidade do braço (3.5a e b). A rotação de T_2 dá a orientação do braço nos eixos $o_2x_2y_2z_2$.

Tendo um vetor Y de m componentes, funções das n variáveis independentes de um vetor X ,

$$Y = F(X) \quad (3.6)$$

Calculando-se o diferencial de Y em função do diferencial de X , tem-se, usando-se a regra da cadeia:

$$\partial Y = \frac{\partial F}{\partial X} \times \partial X = J(X) \times \partial X \quad (3.7)$$

onde:

$$\partial Y = [\partial Y_1, \partial Y_2 \dots \partial Y_M]$$

$$\partial X = [\partial X_1, \partial X_2 \dots \partial X_N]$$

e

$$J(X) = \begin{bmatrix} \partial f_1 / \partial X_1 & \partial f_1 / \partial X_2 & \dots & \partial f_1 / \partial X_N \\ \partial f_2 / \partial X_1 & \partial f_2 / \partial X_2 & \dots & \partial f_2 / \partial X_N \\ \vdots & \vdots & \vdots & \vdots \\ \partial f_M / \partial X_1 & \partial f_M / \partial X_2 & \dots & \partial f_M / \partial X_N \end{bmatrix} \quad (3.8)$$

A matriz J de derivadas parciais (3.8) é chamado de *Jacobiano* ou *Matriz Jacobiana*.

Visualizando ∂Y e ∂X como movimentos infinitesimais de rotação e/ou translação, dividindo-se ambos os membros de (3.7) pelo diferencial do tempo, temos:

$$\dot{Y} = J(X) \dot{X} \quad (3.9)$$

e pode-se entender o *Jacobiano* como uma transformação linear (podendo ser variante no tempo) mapeando velocidades (ou deslocamentos diferenciais) em X para velocidades em Y .

Para um manipulador, um Jacobiano de interesse é aquele que relaciona as velocidades das juntas às velocidades cartesianas do órgão terminal:

$$\dot{P} = \begin{bmatrix} V_n \\ W_n \end{bmatrix} = J(q) \times \dot{q} \quad (3.10)$$

onde:

\dot{q} é o vetor de velocidade.

Para uma articulação de revolução temos:

$$J = \begin{bmatrix} \bar{b}_{i-1} \times \bar{r}_{i-1,e} \\ \bar{b}_{i-1} \end{bmatrix} \quad (3.11)$$

onde:

$$\bar{b}_{i-1} = R_{i-1}^0 \times \bar{b};$$

$$\bar{b} = [0,0,1]^T;$$

R_{i-1}^0 é uma matriz [3x3] de transformação de coordenadas da junta em análise, com relação ao sistema de coordenadas da origem;

$$X_{i-1,e} = O_n^0 \bar{X} - O_{i-1}^0 \bar{X};$$

$$\bar{X} = [0,0,0,1]^T;$$

$\bar{r}_{i-1,e}$ é a matriz [3x3] oriunda das três primeiras colunas e linhas da matriz $X_{i-1,e}$ que é [4x4];

A relação de aceleração pode ser obtida pela derivação da definição de velocidades, como está apresentado na relação (3.12):

$$\ddot{p} = J\ddot{q} + \dot{J}\dot{q} \quad (3.12)$$

3.2.2 Cinemática inversa

A cinemática inversa determina as posições, velocidades e acelerações das juntas do manipulador a partir das correspondentes posições, velocidades e acelerações do efetuador final. Se problemas de cinemática direta sempre têm uma única solução, os problemas de cinemática inversa podem ou não apresentar soluções. Também, se a solução existe, normalmente não é única.

A obtenção da cinemática inversa de um sistema tem como pré-requisito à cinemática direta, e a solução analítica para este problema depende diretamente da configuração do manipulador.

Basicamente, existem duas linhas de estudos que se destacam, os métodos numéricos e os analíticos. Porém, os métodos são muito específicos e são aplicados de forma particular a cada sistema (Craig, 1986; Spong, 1989).

O objetivo, como estamos trabalhando com um manipulador de 2 graus de liberdade, pode ser expresso através de 2 parâmetros que definem a posição do punho (3.5a e b) e o problema da cinemática inversa consiste em determinar θ_1 e θ_2 a partir destas equações. Note que a segunda equação permite que se elimine uma indeterminação de quadrante do ângulo $\theta_1 + \theta_2$. De 3.5a e b:

$$l_1^2 + l_2^2 + 2l_1l_2 \cos_2 = x^2 + y^2 \quad (3.13)$$

de onde resulta:

$$\cos_2 = \frac{x^2 + y^2 - l_1^2 - l_2^2}{2l_1l_2} \quad (3.14)$$

e portanto:

$$\text{sen}_2 = \pm \sqrt{1 - \cos_2^2} \quad (3.15)$$

destas duas últimas equações (3.14 e 3.15), obtemos θ_2 :

$$\theta_2 = a \tan 2(\text{sen}_2, \cos_2) \quad (3.16)$$

Tendo θ_2 , as equações 3.5a e b fornecem θ_1 . Para isto, definimos:

$$k_1 = l_1 + l_2 \cos_2 \quad (3.17)$$

$$k_2 = l_2 \text{sen}_2 \quad (3.18)$$

e as equações 3.5a e b, podem ser reescritas como:

$$k_1 \cos_1 - k_2 \text{sen}_1 = x \quad (3.19)$$

$$k_1 \text{sen}_1 + k_2 \cos_1 = y \quad (3.20)$$

Definindo agora r e γ :

$$r = \sqrt{k_1^2 + k_2^2} \quad (3.21)$$

$$\gamma = a \tan 2(k_2, k_1) \quad (3.22)$$

temos:

$$k_1 = r \cos \gamma \quad (3.23)$$

$$k_2 = r \operatorname{sen} \gamma \quad (3.24)$$

o que permite reescrever as equações (3.19 e 3.20):

$$\cos \gamma \cos \theta_1 - \operatorname{sen} \gamma \operatorname{sen} \theta_1 = x/r \quad (3.25)$$

$$\cos \gamma \operatorname{sen} \theta_1 + \operatorname{sen} \gamma \cos \theta_1 = y/r \quad (3.26)$$

ou seja:

$$\cos(\theta_1 + \gamma) = x/r \quad (3.27)$$

$$\operatorname{sen}(\theta_1 + \gamma) = y/r \quad (3.28)$$

de onde temos:

$$\theta_1 = a \tan 2(y, x) - \gamma \quad (3.29)$$

A cinemática inversa de velocidade pode ser obtida analisando a relação (3.10) da cinemática direta:

$$\dot{q} = J^{-1} \dot{p} \quad (3.30)$$

da mesma forma, a cinemática inversa de aceleração pode ser escrita conforme a relação (3.31):

$$\ddot{q} = J^{-1}(\ddot{p} - \dot{J}\dot{q}) \quad (3.31)$$

4.3 Modelagem dinâmica

A modelagem dinâmica (Fig. 3.4) de um manipulador permite a determinação e explicação dos esforços que atuam sobre cada parte deste atuador em função das variáveis das juntas e suas derivadas. Permite o conhecimento dos esforços atuantes em cada articulação ou junta, e também na ferramenta utilizada na garra durante a realização de uma determinada tarefa.

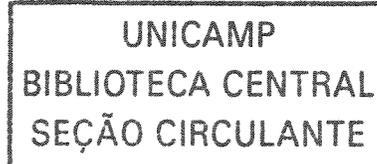
A avaliação das equações dinâmica e do controle em termos funcionalmente explícitos será baseado no algoritmo compacto da matriz derivada nesta seção. A derivação das equações dinâmicas de n graus de liberdade de um manipulador é baseada na compreensão de:

- A matriz de transformação de coordenadas homogêneas 4×4 , ${}^{i-1}A_i$, que descreve a relação espacial entre o elo i th e o $(i-1)$ th da coordenada do corpo. Isto relaciona um ponto fixo no elo i expresso em coordenadas homogêneas com relação ao sistema de coordenadas i th para o sistema de coordenadas $(i-1)$ th;
- A equação Euler-Lagrange:

$$\frac{d}{dt} \left\{ \frac{\partial L}{\partial \dot{q}_1} \right\} - \frac{\partial L}{\partial q_1} = \tau_1 \quad i = 1, 2, \dots, n \quad (3.32)$$

onde:

$L =$ função lagrangeana $= K - P$



K = energia cinética

P = energia potencial

q_1 = coordenadas generalizadas

\dot{q}_1 = primeira derivada no tempo das coordenadas generalizadas

τ_1 = força ou torque generalizado aplicado no sistema

Assumimos que: variáveis de junta = θ_1, θ_2 ; massa dos elos: m_1, m_2 ; parâmetros dos elos: $\alpha_1 = \alpha_2 = 0$; $d_1 = d_2 = 0$; comprimento do braço = l_1 e comprimento do antebraço = l_2 , a matriz de transformação de coordenadas homogêneas, ${}^{i-1}A_i$ ($i = 1, 2$) foram obtidas em (3.2) e (3.4):

onde: $C_i = \cos \theta_i$; $S_i = \sin \theta_i$; $C_{ij} = \cos(\theta_i + \theta_j)$; $S_{ij} = \sin(\theta_i + \theta_j)$. Da definição da matriz Q_i , para a junta rotativa i , temos:

$$Q_i = \begin{bmatrix} 0 & -1 & 0 & 0 \\ 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 \end{bmatrix} \quad (3.33)$$

usando a equação $U_{ij} = \begin{cases} {}^0A_{j-i} Q_j {}^{j-i}A_i \\ 0 \end{cases}$, temos:

$$U_{11} = \frac{\partial {}^0A_1}{\partial \theta_1} = Q_1 {}^0A_1 = \begin{bmatrix} 0 & -1 & 0 & 0 \\ 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} C_1 & -S_1 & 0 & l_1 C_1 \\ S_1 & C_1 & 0 & l_1 S_1 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} -S_1 & -C_1 & 0 & -l_1 S_1 \\ C_1 & -S_1 & 0 & l_1 C_1 \\ 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 \end{bmatrix} \quad (3.34)$$

similarmente, para U_{21} e U_{22} , temos:

$$U_{21} = \frac{\partial {}^0A_2}{\partial \theta_1} = \begin{bmatrix} 0 & -1 & 0 & 0 \\ 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \cos_1 \cos_2 & -\sin_1 \sin_2 & 0 & l_1 \cos_1 + l_2 \cos_1 \cos_2 \\ \sin_1 \sin_2 & \cos_1 \cos_2 & 0 & l_1 \sin_1 + l_2 \sin_1 \sin_2 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

$$= \begin{bmatrix} -\sin_1 \sin_2 & -\cos_1 \cos_2 & 0 & -l_1 \sin_1 - l_2 \sin_1 \sin_2 \\ \cos_1 \cos_2 & -\sin_1 \sin_2 & 0 & l_1 \cos_1 + l_2 \cos_1 \cos_2 \\ 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 \end{bmatrix} \quad (3.35)$$

$$U_{22} = \frac{\partial {}^0A_2}{\partial \theta_2} = {}^0A_1 Q_2 {}^1A_2 = \begin{bmatrix} \cos_1 & -\sin_1 & 0 & l_1 \cos_1 \\ \sin_1 & \cos_1 & 0 & l_1 \sin_1 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} 0 & -1 & 0 & 0 \\ 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \cos_2 & -\sin_2 & 0 & l_2 \cos_2 \\ \sin_2 & \cos_2 & 0 & l_2 \sin_2 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

$$= \begin{bmatrix} -\sin_{12} & -\cos_{12} & 0 & -l_2 \sin_{12} \\ \cos_{12} & -\sin_{12} & 0 & l_2 \cos_{12} \\ 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 \end{bmatrix} \quad (3.36)$$

usando a equação $J_i = \begin{bmatrix} \frac{-I_{xx} + I_{yy} + I_{zz}}{2} & I_{xy} & I_{xz} & \overline{m_i x_i} \\ I_{xy} & \frac{I_{xx} - I_{yy} + I_{zz}}{2} & I_{yz} & \overline{m_i y_i} \\ I_{xz} & I_{yz} & \frac{I_{xx} + I_{yy} - I_{zz}}{2} & \overline{m_i z_i} \\ \overline{m_i x_i} & \overline{m_i y_i} & \overline{m_i z_i} & m_i \end{bmatrix}$, assumimos que

todos os momentos de inércia são zero, podemos derivar a pseudo-matriz de inércia J_i :

$$J_1 = \begin{bmatrix} \frac{1}{3}m_1l_1^2 & 0 & 0 & -\frac{1}{2}m_1l_1 \\ 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 \\ -\frac{1}{2}m_1l_1 & 0 & 0 & m_1 \end{bmatrix} \quad J_2 = \begin{bmatrix} \frac{1}{3}m_2l_2^2 & 0 & 0 & -\frac{1}{2}m_2l_2 \\ 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 \\ -\frac{1}{2}m_2l_2 & 0 & 0 & m_2 \end{bmatrix}$$

usando a equação $D_{ik} = \sum_{j=\max(i,k)}^n Tr(U_{jk} J_j U_{ji}^T)$ $i, k = 1, 2, \dots, n$, temos:

$$D_{11} = Tr(U_{11} J_1 U_{11}^T) + Tr(U_{21} J_2 U_{21}^T)$$

$$\begin{aligned} &= Tr \left\{ \begin{bmatrix} -Sen_1 & -Cos_1 & 0 & -l_1 Sen_1 \\ Cos_1 & -Sen_1 & 0 & l_1 Cos_1 \\ 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \frac{1}{3}m_1l_1^2 & 0 & 0 & -\frac{1}{2}m_1l_1 \\ 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 \\ -\frac{1}{2}m_1l_1 & 0 & 0 & m_1 \end{bmatrix} U_{11}^T \right\} \\ &+ Tr \left\{ \begin{bmatrix} -Sen_{12} & -Cos_{12} & 0 & -l_1 Sen_1 - l_2 Sen_{12} \\ Cos_{12} & -Sen_{12} & 0 & l_1 Cos_1 + l_2 Cos_{12} \\ 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \frac{1}{3}m_2l_2^2 & 0 & 0 & -\frac{1}{2}m_2l_2 \\ 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 \\ -\frac{1}{2}m_2l_2 & 0 & 0 & m_2 \end{bmatrix} U_{21}^T \right\} \\ &= \frac{1}{3}m_1l_1^2 + \frac{4}{3}m_2l_2^2 + m_2Cos_2l_2^2 \end{aligned} \quad (3.37)$$

para D_{12} , temos:

$$\begin{aligned}
D_{12} &= D_{21} = \text{Tr}(U_{22} J_2 U_{21}^T) \\
+ \text{Tr} &\left\{ \begin{bmatrix} -\text{Sen}_{12} & -\text{Cos}_{12} & 0 & -l_2 \text{Sen}_{12} \\ \text{Cos}_{12} & -\text{Sen}_{12} & 0 & l_2 \text{Cos}_{12} \\ 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \frac{1}{3} m_2 l_2^2 & 0 & 0 & -\frac{1}{2} m_2 l_2 \\ 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 \\ -\frac{1}{2} m_2 l_2 & 0 & 0 & m_2 \end{bmatrix} U_{21}^T \right\} \\
&= m_2 l_2^2 \left(-\frac{1}{6} + \frac{1}{2} + \frac{1}{2} \text{Cos}_2 \right) \\
&= \frac{1}{3} m_2 l_2^2 + \frac{1}{2} m_2 l_2^2 \text{Cos}_2 \tag{3.38}
\end{aligned}$$

para D_{22} , temos:

$$\begin{aligned}
D_{22} &= \text{Tr}(U_{22} J_2 U_{22}^T) \\
= \text{Tr} &\left\{ \begin{bmatrix} -\text{Sen}_{12} & -\text{Cos}_{12} & 0 & -l_2 \text{Sen}_{12} \\ \text{Cos}_{12} & -\text{Sen}_{12} & 0 & l_2 \text{Cos}_{12} \\ 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \frac{1}{3} m_2 l_2^2 & 0 & 0 & -\frac{1}{2} m_2 l_2 \\ 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 \\ -\frac{1}{2} m_2 l_2 & 0 & 0 & m_2 \end{bmatrix} U_{22}^T \right\} \\
&= \frac{1}{3} m_2 l_2^2 \text{Sen}_{12}^2 + \frac{1}{3} m_2 l_2^2 \text{Cos}_{12}^2 \\
&= \frac{1}{3} m_2 l_2^2 \tag{3.39}
\end{aligned}$$

para derivar os termos de Coriolis e centrífugos, usamos a equação $h_i = \sum_{k=1}^n \sum_{m=1}^n h_{ikm} \dot{q}_k \dot{q}_m$, com $i = 1, 2, \dots, n$.

para $i = 1$, temos:

$$h_1 = \sum_{k=1}^2 \sum_{m=1}^2 h_{1km} \dot{\theta}_k \dot{\theta}_m = h_{111} \dot{\theta}_1^2 + h_{112} \dot{\theta}_1 \dot{\theta}_2 + h_{121} \dot{\theta}_1 \dot{\theta}_2 + h_{122} \dot{\theta}_2^2 \quad (3.40)$$

usando a equação $h_{ikm} = \sum_{j=\max(i,k,m)}^n \text{Tr}(U_{jkm} J_j U_{ji}^T)$, com $i, k, m = 1, 2, \dots, n$, podemos obter o valor de h_{ikm} . Entretanto, o valor acima (3.35) correspondente à *junta 1*, é:

$$h_1 = -\frac{1}{2} m_2 \text{Sen}_2 l_2^2 \dot{\theta}_2^2 - m_2 \text{Sen}_2 l_2^2 \dot{\theta}_1 \dot{\theta}_2 \quad (3.41)$$

similarmente, para $i = 2$, temos:

$$h_2 = \sum_{k=1}^2 \sum_{m=1}^2 h_{2km} \dot{\theta}_k \dot{\theta}_m = h_{211} \dot{\theta}_1^2 + h_{212} \dot{\theta}_1 \dot{\theta}_2 + h_{221} \dot{\theta}_1 \dot{\theta}_2 + h_{222} \dot{\theta}_2^2 \quad (3.42)$$

$$h_2 = \frac{1}{2} m_2 \text{Sen}_2 l_2^2 \dot{\theta}_1^2 \quad (3.43)$$

portanto:

$$h(\theta, \dot{\theta}) = \begin{bmatrix} -\frac{1}{2}m_2 \text{Sen}_2 l_2^2 \dot{\theta}_2^2 - m_2 \text{Sen}_2 l_2^2 \dot{\theta}_1 \dot{\theta}_2 \\ \frac{1}{2}m_2 \text{Sen}_2 l_2^2 \dot{\theta}_1^2 \end{bmatrix} \quad (3.44)$$

para derivarmos os termos gravitacionais, $c = (c_1, c_2)^T$, usamos a equação

$c_i = \sum_{j=1}^n (-m_j g U_{ji}^j \bar{r}_j)$, com $i = 1, 2, \dots, n$, temos:

$$c_1 = -(m_1 g U_{11}^1 \bar{r}_1 + m_2 g U_{21}^2 \bar{r}_2) \quad (3.45)$$

$$= -m_1(0, -g, 0, 0) \begin{bmatrix} -\text{Sen}_1 & -\text{Cos}_1 & 0 & -l_1 \text{Sen}_1 \\ \text{Cos}_1 & -\text{Sen}_1 & 0 & l_1 \text{Cos}_1 \\ 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} -\frac{l}{2} \\ 0 \\ 0 \\ 1 \end{bmatrix}$$

$$- m_2(0, -g, 0, 0) \begin{bmatrix} -\text{Sen}_{12} & -\text{Cos}_{12} & 0 & l_1 \text{Cos}_1 + l_2 \text{Cos}_{12} \\ \text{Cos}_{12} & -\text{Sen}_{12} & 0 & l_1 \text{Sen}_1 + l_2 \text{Sen}_{12} \\ 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} -\frac{l}{2} \\ 0 \\ 0 \\ 1 \end{bmatrix}$$

$$= \frac{1}{2}m_1 g l_1 \text{Cos}_1 + \frac{1}{2}m_2 g l_2 \text{Cos}_{12} + m_2 g l_2 \text{Cos}_1 \quad (3.46)$$

$$c_2 = -m_2 g U_{22}^2 \bar{r}_2 \quad (3.47)$$

$$\begin{aligned}
&= -m_2 (0, -g, 0, 0) \begin{bmatrix} -\text{Sen}_{12} & -\text{Cos}_{12} & 0 & -l_2 \text{Sen}_{12} \\ \text{Cos}_{12} & -\text{Sen}_{12} & 0 & l_2 \text{Cos}_{12} \\ 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} -\frac{l}{2} \\ 0 \\ 0 \\ 1 \end{bmatrix} \\
&= -m_2 \left(\frac{1}{2} g l_2 \text{Cos}_{12} - g l_2 \text{Cos}_{12} \right) \tag{3.48}
\end{aligned}$$

portanto, obtemos os termos da matriz gravitacional:

$$c(\theta) = \begin{bmatrix} c_1 \\ c_2 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \frac{1}{2} m_1 g l_1 \text{Cos}_1 + \frac{1}{2} m_2 g l_2 \text{Cos}_{12} + m_2 g l_2 \text{Cos}_1 \\ \frac{1}{2} m_2 g l_2 \text{Cos}_{12} \end{bmatrix} \tag{3.49}$$

finalmente, a equação Euler-Lagrange do manipulador é:

$$\tau(t) = D(\theta) \ddot{\theta}(t) + h(\theta, \dot{\theta}) + c(\theta) \tag{3.50}$$

$$\begin{aligned}
\begin{bmatrix} \tau_1 \\ \tau_2 \end{bmatrix} &= \begin{bmatrix} \frac{1}{3} m_1 l_1^2 + \frac{4}{3} m_2 l_2^2 + m_2 \text{Cos}_2 l_2^2 & \frac{1}{3} m_2 l_2^2 + \frac{1}{2} m_2 l_2^2 \text{Cos}_2 \\ \frac{1}{3} m_2 l_2^2 + \frac{1}{2} m_2 l_2^2 \text{Cos}_2 & \frac{1}{3} m_2 l_2^2 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \ddot{\theta}_1 \\ \ddot{\theta}_2 \end{bmatrix} \\
&+ \begin{bmatrix} -\frac{1}{2} m_2 \text{Sen}_2 l_2^2 \dot{\theta}_2^2 - m_2 \text{Sen}_2 l_2^2 \dot{\theta}_1 \dot{\theta}_2 \\ \frac{1}{2} m_2 \text{Sen}_2 l_2^2 \dot{\theta}_1^2 \end{bmatrix} \\
&+ \begin{bmatrix} \frac{1}{2} m_1 g l_1 \text{Cos}_1 + \frac{1}{2} m_2 g l_2 \text{Cos}_{12} + m_2 g l_2 \text{Cos}_1 \\ \frac{1}{2} m_2 g l_2 \text{Cos}_{12} \end{bmatrix}
\end{aligned}$$

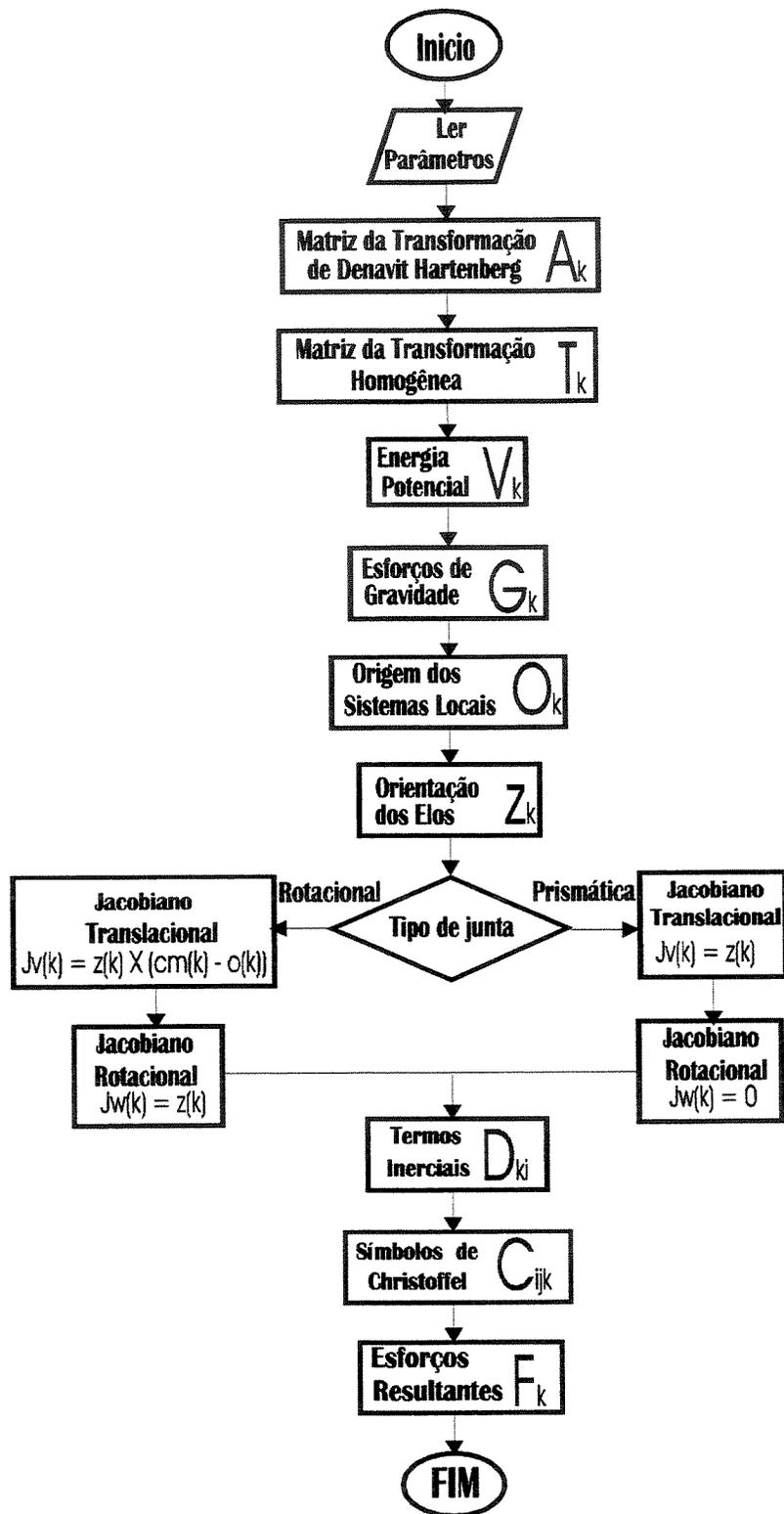


Fig. 3.4 Fluxograma para Modelagem Dinâmica

3.4 Modelagem antropomórfica

O principal problema que se encontra na determinação das transformações homogêneas (THs) e os parâmetros de Denavits-Hartenberg (DHs) para modelagem cinemática antropomórfica completa, é a definição e visualização dos parâmetros de forma coerente, tanto para uso simples das THs como das DHs. Depois de múltiplas tentativas com os diagramas simbólicos das articulações dos membros e da coluna vertebral e diversas repetições e estudo foi encontrada uma solução padrão e estável para definir todos os parâmetros. Verificou-se que a divisão das DHs em duas, separando as transformadas em z e em x , permite o estabelecimento de um sistema de coordenadas entre os dois elos de cada articulação. Assim as translações elementares a e d podem ser identificadas através da análise do diagrama simbólico de articulações, já as rotações α e θ , podem ser mais convenientemente verificados conforme os cinco pontos abaixo:

- Se dois eixos dos SC - Sistema de Coordenada dos elos vizinhos da articulação estiverem alinhados, então α e θ são ambos nulos.
- Se uma rotação, somente em $z_{(i-1)}$, pode alinhar todos os eixos do $SC_{(i-1)}$ com os eixos correspondentes do $SC_{(i)}$, esta rotação determina o ângulo θ_i , e α é nulo.
- Se uma rotação, somente em $x_{(i-1)}$, pode alinhar todos os eixos do $SC_{(i-1)}$ com os eixos correspondentes do $SC_{(i)}$, esta rotação determina o ângulo α_i , e θ é nulo (Fig. 3.5 à esquerda):
- Se porém, nenhuma destas condições anteriores forem atendidas, então traça-se um SCI - Sistema de Coordenadas Intermediário entre o $SC_{(i-1)}$ anterior e o SC_1 posterior a articulação analisada (Fig. 3.5 à direita). O SCI é um sistema de coordenadas, inicialmente paralelo ao $SC_{(i-1)}$ girado em torno do eixo $z_{(i-1)}$ até alinhar seu eixo x ao eixo x_i do $SC_{(i)}$, este giro determina o ângulo θ_i . Já o ângulo α_i , consiste no ângulo que o eixo z deve girar em torno do eixo x do SCI, até o eixo z alinhar-se ao eixo z_i do SC_i .(Fig. 3.5).

- Se esta última condição não for possível é porque o diagrama da cadeia cinemática para a convenção de Denavit-Hartenberg não é apropriado, devendo ser corrigido.

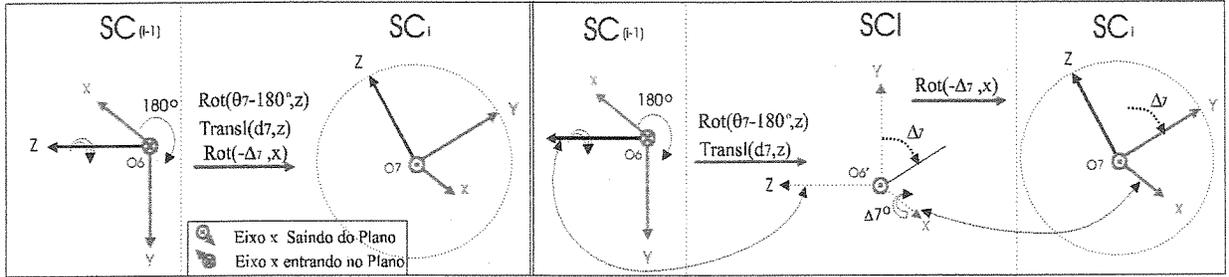


Fig. 3.5 - SC_6 e SC_7 articulação do cotovelo
Adaptado de N.C.Silva, 1998

N°	Transf. Homogêneas Elementares da Escápula	Limites das Variáveis				Denavit Hartenberg			
		$\Delta = \Delta\theta$	d, θ_{MIN}	θ_{ANT}	d, θ_{MAX}	$a[m]$	$\theta = \theta' + \Delta$	$d[m]$	α
S1	$Rot(\theta_{S1}-90^\circ, x)$	0°	15°	30°	70°	0	θ_{S1}	0	-90°
S2	$Rot(\theta_{S2}, z) * Trans(l_2, x)$	0°	-70°	-41°	-15°	L_{S3}	θ_{S2}	0	0°
S3	$Rot(\theta_{S3}-90^\circ, z) * Rot(-90^\circ, x)$	-90°	-59°	-49°	-29°	0	θ_{S3}	0	-90°

N°	Transf. Homog. Elementares do Ombro e Braço	Limites das Variáveis				Denavit Hartenberg			
		$\Delta = \Delta\theta$	θ_{MIN}	θ_{REF}	θ_{MAX}	a	$\theta = \theta' + \Delta$	d	α
S4	$Rot(\theta_{S4}-90^\circ, z) * Trans(ds_4, z) * Rot(-90^\circ, x)$	-90°	-90°	30°	90°	0	θ_{S4}	ds_4	-90°
S5	$Rot(\theta_{S5}-180^\circ, z) * Rot(-90^\circ, x)$	-180°	-90°	-75°	90°	0	θ_{S5}	0	-90°
S6	$Rot(\theta_{S6}-180^\circ, z) * Trans(ds_6, z) * Rot(-90^\circ, x)$	-180°	-60°	0°	160°	0	θ_{S6}	ds_6	-90°

N°	Transf. Homogêneas Elementares do Punho e Mão	Limites das Variáveis				Denavit Hartenberg			
		$\Delta = \Delta\theta$	θ_{MIN}	θ_{REF}	θ_{MAX}	a	$\theta = \theta' + \Delta$	d	α
S7	$Rot(\theta_{S7}-180^\circ, z) * Trans(ds_7, z) * Rot(\Delta_7, x)$	-180°	-175°	0°	175°	0	θ_{S7}	ds_7	Δ_7
S8	$Rot(\theta_{S8}-180^\circ, z) * Trans(ds_8, z) * Rot(\Delta_8, x)$	-180°	-165°	0°	120°	0	θ_{S8}	ds_8	Δ_8
S9	$Rot(\theta_{S9}-90^\circ, z) * Trans(ds_8, z) * I * Rot(-90^\circ, x)$	90°	-90°	0°	90°	0	θ_{S9}	ds_8	-90°

Tab. 3.1 Modelo do Membro Superior Antropomórfico Direto
Adaptado de N.C.Silva, 1998

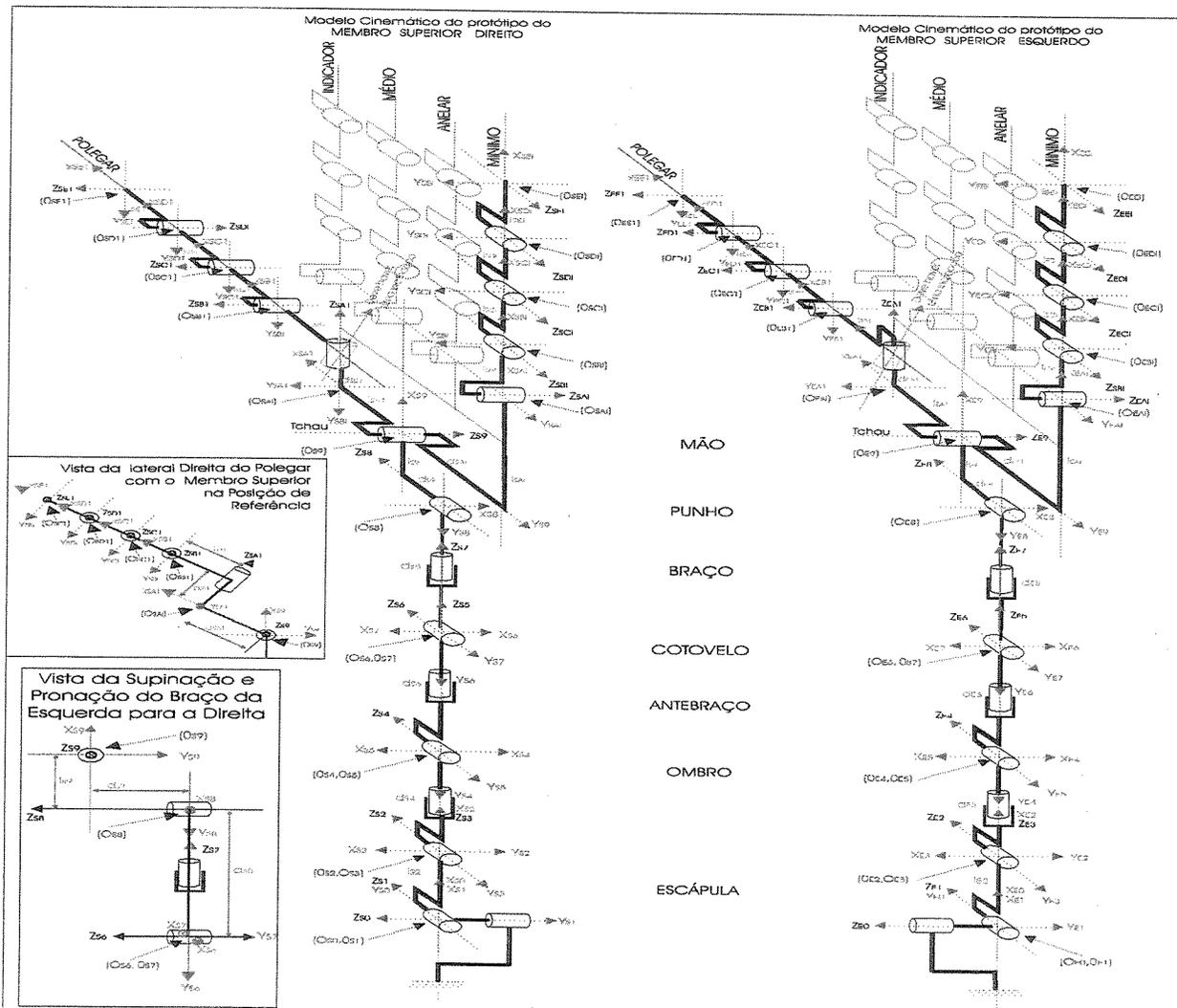


Fig. 3.6 Modelo Antropomórfico dos Membros Superiores Adaptado de N.C.Silva, 1998

Desta forma determinamos todos os parâmetros da cadeia cinemática e dinâmica do manipulador que serão de grande importância para descrever o comportamento do sistema e para o projeto da malha de controle.

Uma das formas de se comprovar o uso destes atuadores pneumáticos flexíveis em um braço antropomórfico é o projeto proposto no próximo capítulo. A intenção é estudar a possibilidade de substituir os principais músculos biológicos de um braço (Fig. 3.8) (Tab. 3.2) por 6 atuadores pneumáticos flexíveis possibilitando a obtenção dos movimentos mais importantes do membro superior, como por exemplo: pronação e supinação do antebraço; flexão, extensão, hiperextensão, abdução e adução do úmero; flexão e extensão do cotovelo, e flexão, extensão e movimento rotacional da mão.

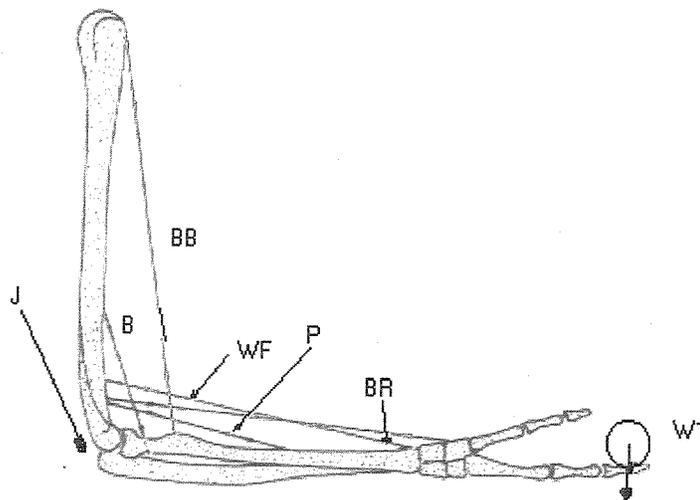


Figura 3.8 Diagrama do braço

J	Força de reação articular
B	Músculo braquial
BB	Músculo bíceps braquial
BR	Músculo braquiorradial
P	Músculo pronador redondo
T	Músculo tríceps
WF	Músculo flexor dos dedos e punho
W1	Carga

Tabela 3.2 Referência dos músculos

É importante que seja um projeto robusto com uma abordagem que assegure uma qualidade consistente, ou seja, projetar os produtos que sejam insensíveis a despeito de flutuações que venham ocorrer no processo de produção e no ambiente de uso do produto, que sejam projetados de modo que seu desempenho seja o menos sensível a todos os tipos de ruídos.

Capítulo 4

Construção e Funcionamento do Atuador Pneumático Flexível

4.1 Introdução

Uma das possíveis formas do *atuador pneumático flexível* consiste em um tubo de borracha coberto por uma malha plástica resistente, comportando-se de uma maneira muito similar a um músculo biológico, quando inflado por uma fonte de ar comprimido de baixa pressão, operando normalmente na faixa de 0 – 70 psi (0 – 5 bar), contraem-se em até 40% de seu comprimento original. O atuador pneumático flexível tem uma relação potência-peso de aproximadamente 400:1, enquanto os cilindros pneumáticos e motores de corrente contínua podem alcançar uma relação de aproximadamente 16:1.

4.2 Construção de um protótipo

O núcleo do atuador pneumático flexível é um tubo de material flexível (Fig. 4.1) envolvido por uma malha de nylon resistente (Fig. 4.2).



Figura 4.1 Tubo de material flexível

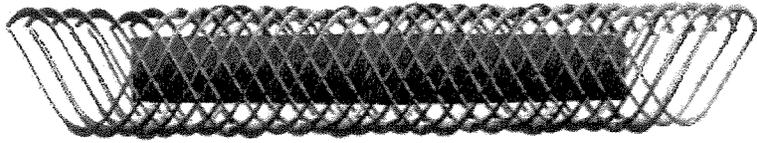


Figura 4.2 Malha de nylon

4.2.1 Exigências operacionais

O músculo a ar é um atuador pneumático, este projeto seguiu a seguinte orientação:

- Não deve ser operado acima de 6 bar de pressão;

Essa orientação é importante, pois se o músculo trabalhar fora dessa pressão sua vida útil será reduzida significativamente podendo estourá-lo. O músculo a ar não pode trabalhar em temperaturas extremas, o indicado é na faixa de 0 – 50° C e o ar devera ser fornecido filtrado e seco.

4.2.2 Vantagens do músculo a ar

- **Leve** – baixo peso, útil particularmente quando o fator peso é crítico;
- **Baixo custo** – sua compra e instalação são mais baratos que outro tipo de atuador;
- **Movimento suave** – baixo nível de atrito e possui resposta imediata, isto é, resulta em movimento suave e neutro;
- **Flexível** – pode ser operado quando torcido axialmente, inclinado, curvado e não precisa de alinhamento preciso;
- **Potente** – possui uma grande força, especialmente quando estiver totalmente esticado.

4.3 Relação força x comprimento

O músculo artificial é um atuador que converte energia pneumática para a forma mecânica transferindo a pressão aplicada na superfície interna do tubo de borracha em força.

Para encontrar a relação entre força, comprimento e pressão uma aproximação teórica será analisada em uma modelagem matemática.

4.3.1 Modelo físico estático

No intuito de encontrar a força em função da pressão e do comprimento do músculo sem considerar a estrutura geométrica detalhada, introduziremos uma aproximação teórica baseada na conservação de energia.

O trabalho de entrada (W_{in}) é realizado quando o ar entra em contato com a superfície interna do tubo de borracha, isto é:

$$dW_{in} = \int_{S_i} (P - P_0) dl_i d_{S_i} = (P - P_0) \int_{S_i} dl_i d_{S_i} = P' dV \quad (4.1)$$

onde:

P = pressão interna absoluta

P_0 = pressão atmosférica ($1 \text{ atm} = 1,03329 \text{ Kgf/cm}^2$)

P' = pressão relativa

S_i = superfície total interna

dS_i = vetor da área

dl_i = superfície interna deslocada

dV = volume

O trabalho de saída (W_{out}) é realizado quando o tubo de borracha se retrai associado com a mudança de volume, isto é:

$$dW_{out} = -FdL \quad (4.2)$$

onde:

F = força axial

DL = deslocamento axial

Do ponto de vista da conservação de energia o trabalho de entrada (W_{in}) deve ser igual ao trabalho de saída (W_{out}) e se o sistema não dissipar energia nos podemos utilizar o termo “trabalho virtual”.

$$dW_{out} = dW_{in} \quad (4.3)$$

assim da equação (4.1) e (4.2), temos:

$$-FdL = P dV$$

$$F = -P \frac{dV}{dL} \quad (4.4)$$

Para estimar dV/dL , assumimos que a extensibilidade do tubo é muito baixa, assim seu volume dependerá de seu comprimento, além disso o tubo é modelado como um cilindro perfeito com espessura de parede zero, onde:

L = comprimento do tubo

θ = angulo da malha

D = diâmetro do tubo

n = número de malha

b = comprimento da malha

O comprimento (L) e o diâmetro(D) do tubo podem ser expressos em função de θ , com parâmetros constantes n e b :

$$L = b \cos \theta \quad (4.5)$$

$$D = \frac{b \operatorname{sen} \theta}{n \pi} \quad (4.6)$$

O volume do tubo será:

$$V = \frac{1}{4} \pi D^2 L = \frac{b^3}{4 \pi n^2} \operatorname{sen}^2 \theta \cos \theta \quad (4.7)$$

assim da equação (4.4), podemos expressar F em função de P' e θ .

$$F = -P' \frac{dV}{dL} = -P' \frac{dV/d\theta}{dL/d\theta} = \frac{P' b^2 (2 \cos^2 \theta - \operatorname{sen}^2 \theta)}{4 \pi n^2}$$

portanto:

$$F = \frac{P' b^2 [3(\cos^2 \theta) - 1]}{4 \pi n^2} \quad (4.8)$$

Aplicando a equação (4.8) aos 6 atuadores pneumáticos flexíveis (principais músculos biológicos do braço) obtemos os seguintes resultados:

Músculo	Comprimento L (m)	Número de malha (n)	Força – F (N)
Braquial	0,18	1296	2,40
Bíceps Braquial	0,30	2160	4,00
Braquioradial	0,34	2448	4,53
Pronador Redondo	0,16	1152	2,13
Tríceps	0,40	2880	5,33
Flexor dos dedos e punho	0,28	2016	3,74

Capítulo 5

Comprovação Experimental

5.1 Métodos experimentais

Uma série de métodos mistos tem sido desenvolvidos nos últimos anos buscando a otimização robusta de sistemas. O planejamento experimental, em particular o fatorial completo aliado ao método das superfícies de respostas, tem sido cada vez mais aplicado no desenvolvimento de novos sistemas.

Após o término da Segunda Guerra Mundial, começa um grande esforço de reconstrução do Japão. O desafio era a produção de produtos com alta qualidade e melhoria destas sobre as circunstâncias da época. A tarefa de desenvolver uma metodologia que contemplasse essas limitações foi proposta pelo Dr. Genichi Taguchi.

Através de suas pesquisas entre os anos 50 e 60, Taguchi, desenvolveu os fundamentos do projeto robusto e validou sua filosofia básica para aplicações no desenvolvimento de vários produtos.

Em 1980 empresas como AT&T, Ford Motor Company e Xerox Corporation adotaram seus métodos.

O Método de Taguchi é um poderoso aliado no projeto robusto. Outros métodos de sistematização têm sido propostos, como por exemplo, Otto e Antonsson (1993) que entendem a teoria de projeto robusto para incluir parâmetros “regulados”, que representa um ajuste que pode ser feito no projeto depois de fabricado, ou seja, uma tolerância que pode ser ajustada para eliminar os efeitos de outras tolerâncias.

Yu e Ishii (1994) incorporaram os efeitos de variáveis relacionadas no projeto robusto, como correlações que podem surgir no processo de fabricação, assumindo-se todas as variáveis de maneira independente, ou seja, sem analisar a correlação entre elas.

Um produto que é desenvolvido dentro do conceito de projeto robusto está focado sobre as seleções conceituais do produto e dos parâmetros de otimização. Um projeto robusto é obtido pela redução das variações medidas e pela garantia das características de qualidade que podem ser facilmente ajustados acima do valor nominal ou no valor nominal.

Minimizando a variação ou garantindo que o sistema seja pouco sensível às variações, é possível obter decréscimo do custo e, portanto meios de custo elevado para controle da qualidade são desnecessários. Para analisar a robustez e ajustar um sistema, há métricas específicas para o projeto robusto, como por exemplo, as relações sinal-ruídos, que são relativamente simples, mas segundo Fowlkes & Creveling (1991), são ferramentas significativas para os métodos de análises experimentais e conceitos de otimização do produto.

Um produto ou processo é dito como sendo robusto, quando este é insensível aos efeitos das fontes de variabilidade, mesmo que estas não tenham sido eliminadas.

5.2 Métricas no projeto robusto

Quando se fala em projeto robusto, há a necessidade de se definir as quatro métricas de qualidade: a média e a variância, função-perda e a relação sinal-ruído.

A variação e a média são medidas fundamentais utilizados para determinar a quantidade de variação e o valor médio da resposta quantitativa. Escolhendo a característica apropriada para medir e obter uma boa medida para a resposta é também um esforço importante no projeto robusto.

A variância e o desvio da média a partir do valor nominal permite determinar a qualidade do projeto. A qualidade é a medida com um claro relacionamento entre engenharias e custos. O relacionamento entre os custos de uma qualidade inferior (refugos e insatisfação do cliente), é descrita pela função perda de qualidade. Ação de correção do custo, quando a característica excede o limite de tolerância é utilizada para determinar a constante de proporcionalidade econômica.

A função perda de qualidade é uma descrição quantitativa do sistema de valor que conduz todo o processo de Taguchi em relação à melhoria de qualidade. O projeto das tolerâncias é feito utilizando a função perda para determinar os fatores de segurança, baseados no relacionamento entre custo de falha no campo e custos de ação corretivas na fábrica (Fowlkes & Creveling, 1995).

A relação sinal-ruído é a métrica fundamental para ser utilizada em otimização de projetos. A função perda ou razão sinal-ruído pode ser utilizada para determinar a qualidade ou comparar desempenhos. Entretanto, a otimização de projetos pode ser feita independentemente das restrições do valor objetivo para permitir a redução da variação.

5.3 Etapas do planejamento experimental e análise de resultados

Além de dominar a metodologia estatística necessária para o planejamento e para a análise dos dados, o pesquisador deve conhecer exatamente o que deseja estudar, como obter os dados, bem como ter uma estimativa qualitativa de como esses dados serão analisados. Também é desejável, sempre que possível, o estabelecimento de um modelo físico matemático que estabeleça funções que relacionem as diversas variáveis influentes no processo com os resultados que se deseja analisar.

A elaboração de um modelo físico-matemático, mesmo que aproximado, possibilita um planejamento experimental mais dirigido, definindo-se valores de estudo adequados para as variáveis, reduzindo desta forma o número de ensaios.

Montgomery (1991) indica um procedimento para o planejamento e para a análise de resultados:

1. reconhecimento e definição do problema, em grande parte depende da experiência já adquirida no estudo de processos semelhantes;
2. escolha das variáveis (fatores de influência) e de faixas de valores em que essas variáveis serão avaliadas, definindo-se o nível específico (valor) que será empregado em cada ensaio. Deve-se verificar como essas variáveis serão controladas nos níveis escolhidos e como eles serão medidos. Quando deseja-se verificar a influência de uma variável em particular, o número de níveis deve ser reduzido, além de manter-se as demais variáveis influentes em níveis tão constantes quanto possível.
3. escolha adequada da variável de resposta, de modo que se garanta a objetividade na análise dos resultados obtidos. O critério principal para essa escolha é de que o erro experimental de medida da variável de resposta seja mínimo, com um número mínimo de réplicas;
4. delineamento dos experimentos: tamanho da amostra (número de réplicas), seqüência de execução dos ensaios, necessidades de aleatorização ou do uso de blocos. Como afirmado anteriormente, a experimentação é um processo iterativo;

5. Execução dos experimentos, monitorando-os e controlando-os. Essa etapa é extremamente importante, pois garante a validade experimental e exige do pesquisador um conhecimento profundo dos instrumentos, equipamentos e métodos de controle e monitoramento;
6. análise dos resultados, com o uso de métodos estatísticos, a fim de que as conclusões estabelecidas sejam objetivas. Destaque-se que esses métodos não permitem afirmar se uma dada variável apresenta ou não um determinado efeito: eles apenas garantem a confiabilidade e a validade dos resultados, de modo que se possa determinar o erro associado nas conclusões, de acordo com um dado grau de confiança previamente estabelecido;
7. elaboração das conclusões e recomendações a partir da análise dos resultados, permitirão que decisões sejam tomadas a respeito do processo em estudo. Uma documentação extensa, com o uso de gráficos e tabelas permite que se apresente o resultado obtido, a análise efetuada, bem como futuras repetições do procedimento empregado.

5.4 Etapas para aplicação do método de Taguchi

1. identificação dos fatores: nesta etapa são identificados os fatores de perturbação e os parâmetros relevantes para o produto. Para cada um deles são previstas as possíveis influências e suas interações. Os fatores de perturbação podem ser sistematicamente variados em projeto de experimentos, através de seus parâmetros e um fator de sinal, que é uma variável empregada para alterar o valor de uma característica funcional na direção do valor esperado. O projetista não determina o ajuste desse fator, mas pode projetar o produto em termos de sensibilidade à sua variação;

2. planejamento e condução dos experimentos: finalizando o projeto e o protótipo do produto, segue-se a etapa de planejamento experimental. Os dados obtidos permitem a obtenção da Relação S/N (Relação Sinal-Ruído), que é a medida de variabilidade do desempenho do produto, ou seja, auxilia na identificação dos fatores de projeto em fatores de controle e fatores de sinal. Para tal identificação são realizados planejamentos fatoriais fracionários com arranjos ortogonais;
3. predição dos níveis ótimos dos parâmetros: os parâmetros do produto são otimizados, considerando a relação S/N. Com isto, se obtém um modelo estatístico a partir de dados coletados no experimento, no qual são aplicadas técnicas de otimização para que sejam encontrados os valores de ótimos dos parâmetros. De uma forma resumida, ao final desta etapa, obtém-se um conjunto de parâmetros do produto, que tornam seu desempenho robusto em relação às várias perturbações;
4. validação dos resultados: nesta etapa os resultados provenientes do modelo estatístico são verificados. Conduz-se um experimento com um protótipo, no qual os parâmetros são ajustados para os valores ótimos da fase anterior. Com isto verifica-se se o modelo obtido é confiável e, portanto os parâmetros serão utilizados como especificações do projeto. Caso contrário, se houver diferenças entre os dois modelos, os resultados devem ser reavaliados, bem como seu planejamento experimental.

Segundo Taguchi (1996), os principais objetivos de seus métodos são:

- redução da variação de um produto ou processo (que é sinônimo de qualidade);
- estratégia de desenvolvimento, que é muito importante para reduzir essas variações;

- determinar os níveis dos fatores que resultem nas respostas com a menor variação entre as repetições;

5.5 Desenvolvimento de um protótipo

5.5.1 Introdução

O uso de células de carga como transdutores de medição de força abrange uma vasta gama de aplicações, desde de balanças comerciais até na automatização e controle de processos industriais.

O princípio de funcionamento das células de carga baseia-se na variação da resistência ôhmica de um sensor denominado *extensômetros* ou *strain gage*, quando submetido a uma deformação.

5.5.2 Descrição da bancada

Na bancada de teste foi utilizada uma célula de carga extensiométrica modelo U3G1C, BLH Electronics, capacidade de 50 lbs e sensibilidade de 3mV/V e os seguintes componentes pneumáticos:

Fonte de ar comprimido - Um compressor de ar de uma oficina pode fornecer o ar comprimido de forma contínua e confiável. Note que a saída de ar do compressor é de aproximadamente 8 bar e conseqüentemente o ar deverá ser regulado perto dos músculos para a pressão operacional (0 – 6 bar). Eventualmente para finalidades de teste o ar pode ser fornecido através de bombas para enchimento de pneus de bicicletas ou as bombas de acionamento através do pé, usado para encher pneus de carros (desde que o volume de ar usado seja baixo). O ar pode ser fornecido através de vasilhas de gás liquefeito, entretanto, tem suas desvantagens, são relativamente caros e o ar tende a se congelar.

Tubulação e conexões - Os tubos utilizados serão em poliuretano especialmente flexíveis e resistentes a dobras, operam na faixa de - 0,95 a 10 bar e temperaturas de - 35° C a 30° C. As conexões são do tipo “Speedfit” (engate rápido) (Fig. 5.1) possuindo facilidades para conectar e desconectar os tubos, são autovedantes possuindo um revestimento de teflon na rosca.

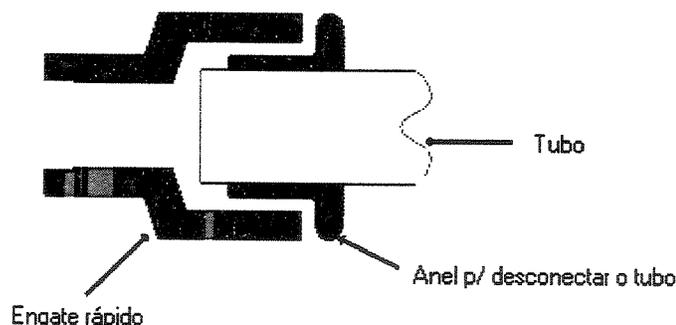


Figura 5.1 Engate do tubo na conexão

Unidade de conservação do ar (Filtro e regulador de pressão) - O ar comprimido de um compressor ou de uma outra fonte geradora de ar provavelmente estará sujo, contendo óleo, água e ou outra matéria em suspensão e uma pressão acima do permitido que com certeza irá prejudicar o funcionamento do músculo. Por essas razões o uso da unidade de conservação (filtro e regulador de pressão) é essencial para trabalharmos conforme as exigências operacionais, para isso será instalado o mais próximo possível das válvulas de acionamento dos músculos.

Válvula de controle - São utilizados válvulas solenóides de 24Vcc, sendo padrão para o processo de controle, 3/2 vias retorno mola de diâmetro de 1/8” G (rosca gás) e vazão nominal de 90 L/min. Essas válvulas serão de assento oferecendo grande resistência ao desgaste, maior durabilidade e confiabilidade.

Na parte experimental, foram realizados cinco ensaios por comprimento de atuador com os seguintes dados:

b = comprimento do atuador pneumático flexível = 0,20m; 0,30m; 0,40m.

n = número de malhas = 1440; 2160; 2880.

P = pressão pneumática = $6,06 \times 10^5$ Pa

θ = ângulo da malha = 3°

Obtemos os seguintes resultados:

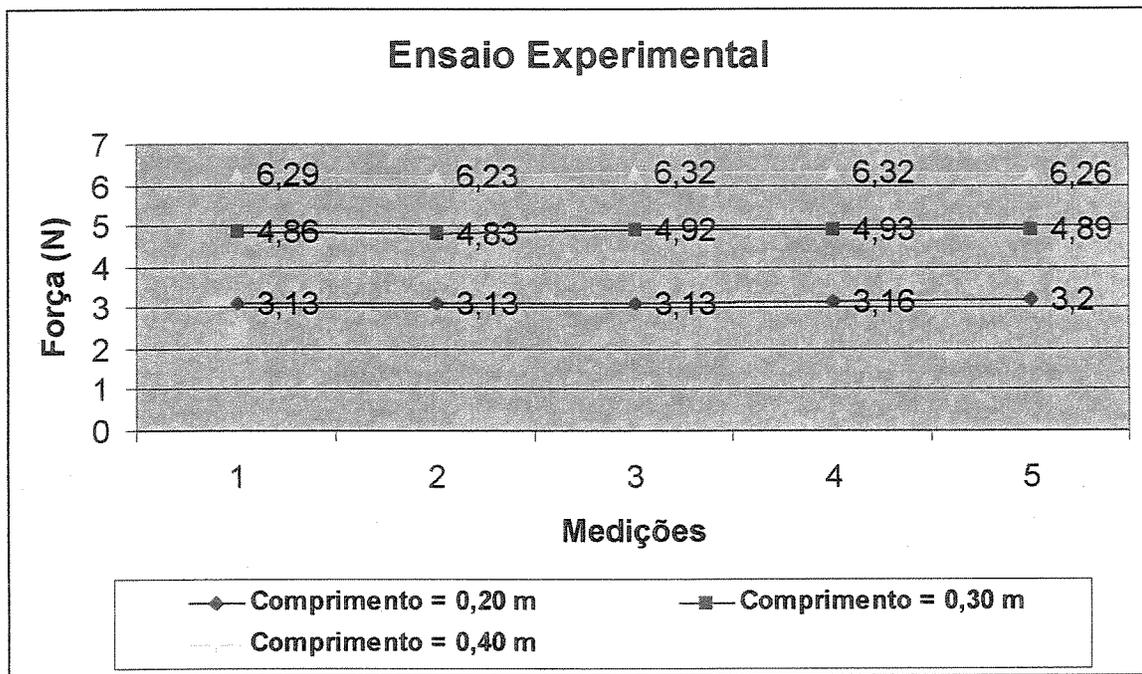


Fig. 5.2 Ensaio experimental

Na parte teórica, utilizando a modelagem matemática, conforme equação 4.8, obtemos os seguintes resultados conforme os gráficos abaixo:

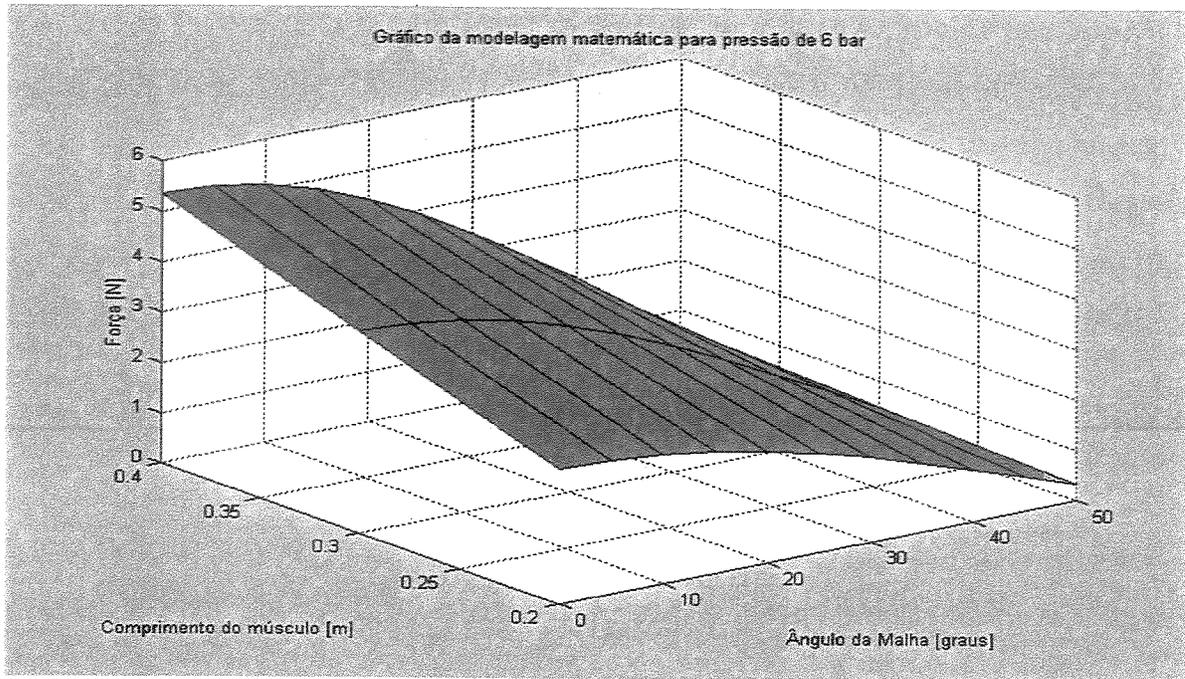


Fig. 5.3 Gráfico Força x Comprimento do músculo x ângulo de malha – P = 6bar

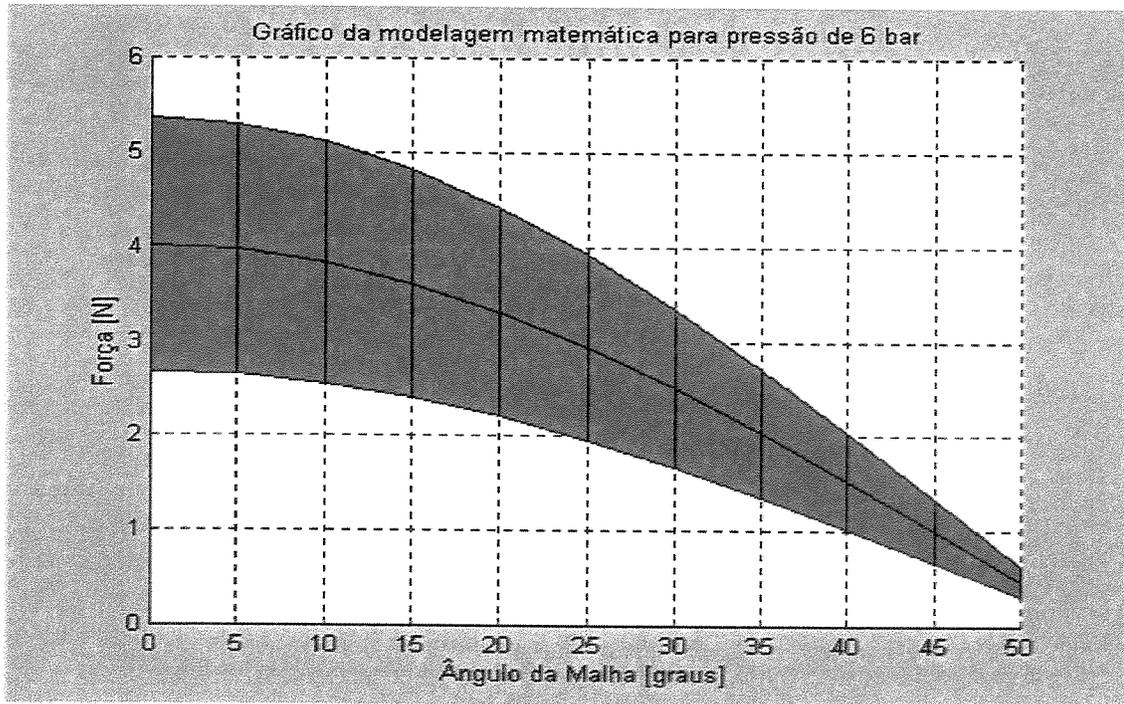


Fig. 5.4 Gráfico Força x Ângulo de malha

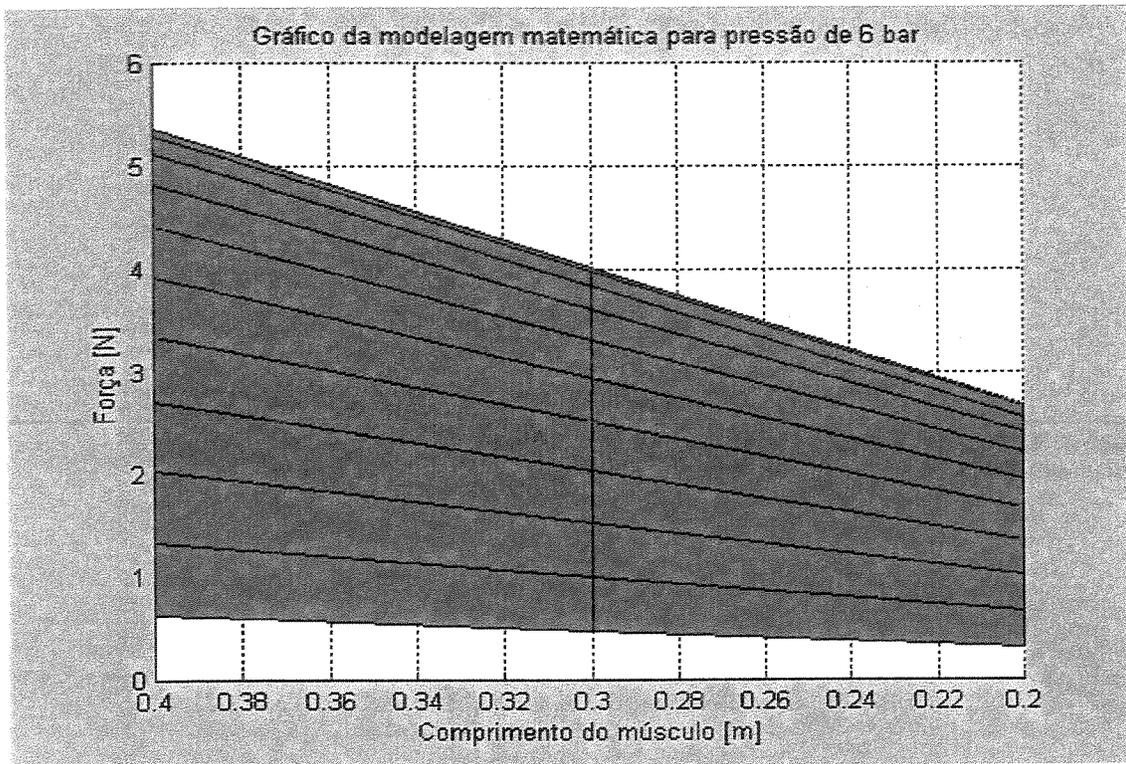


Fig. 5.5 Gráfico Força x Comprimento do músculo

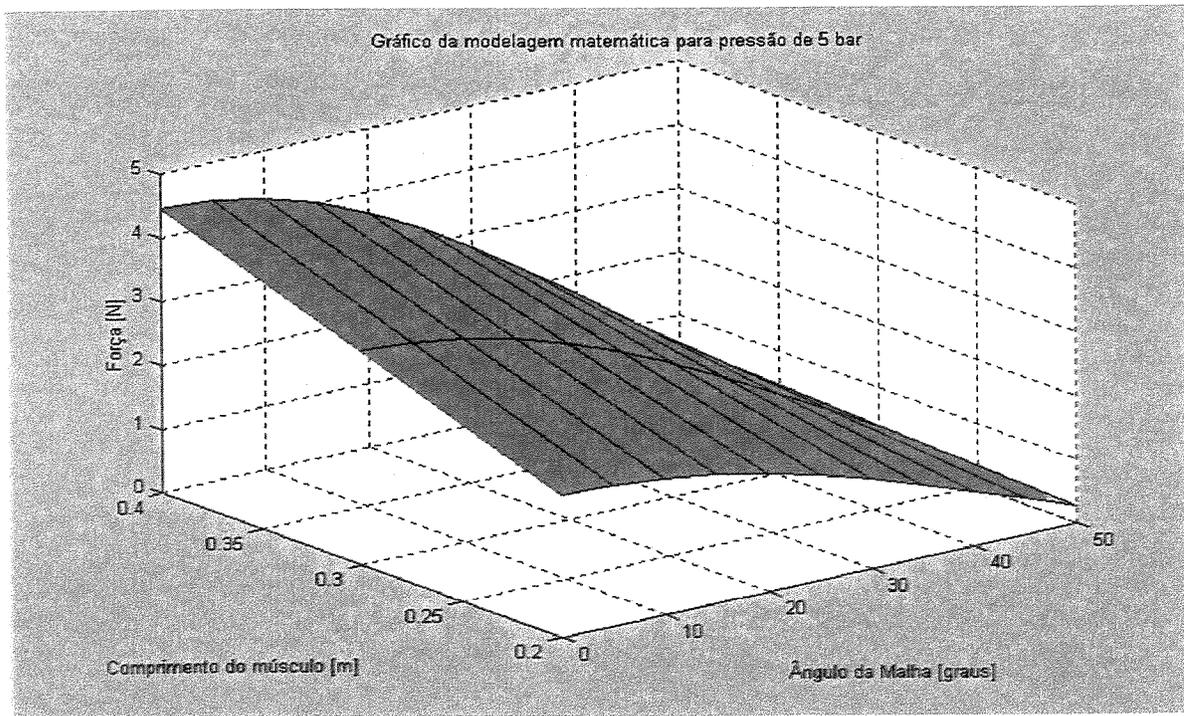


Fig. 5.6 Gráfico Força x Comprimento do músculo x Ângulo da malha – P = 5bar

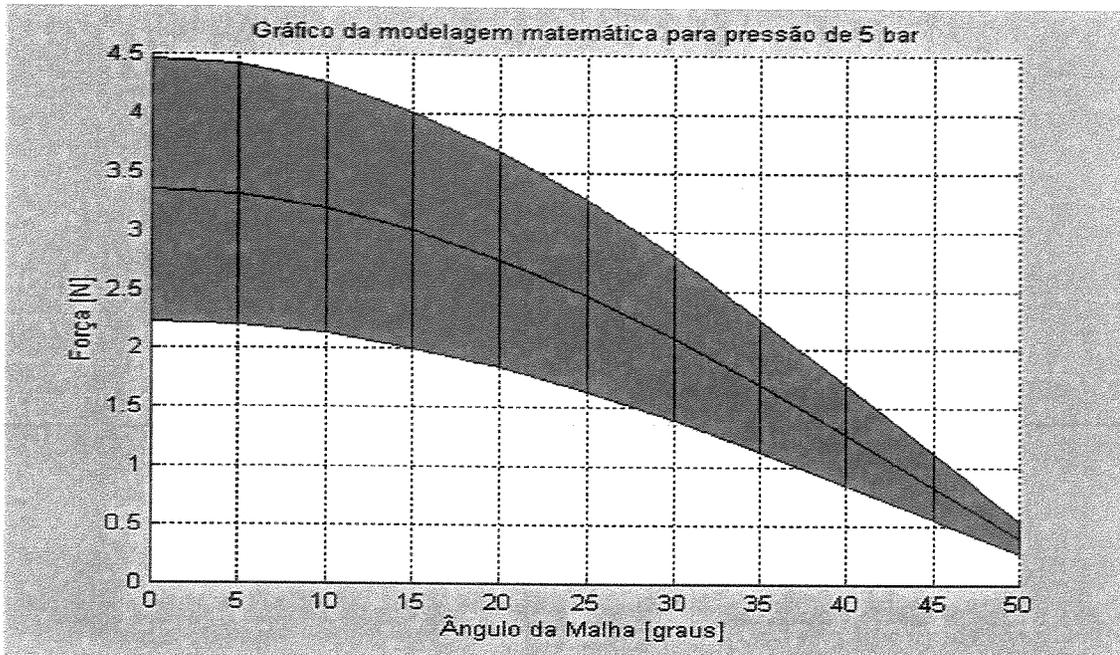


Fig. 5.7 Gráfico Força x Ângulo da malha

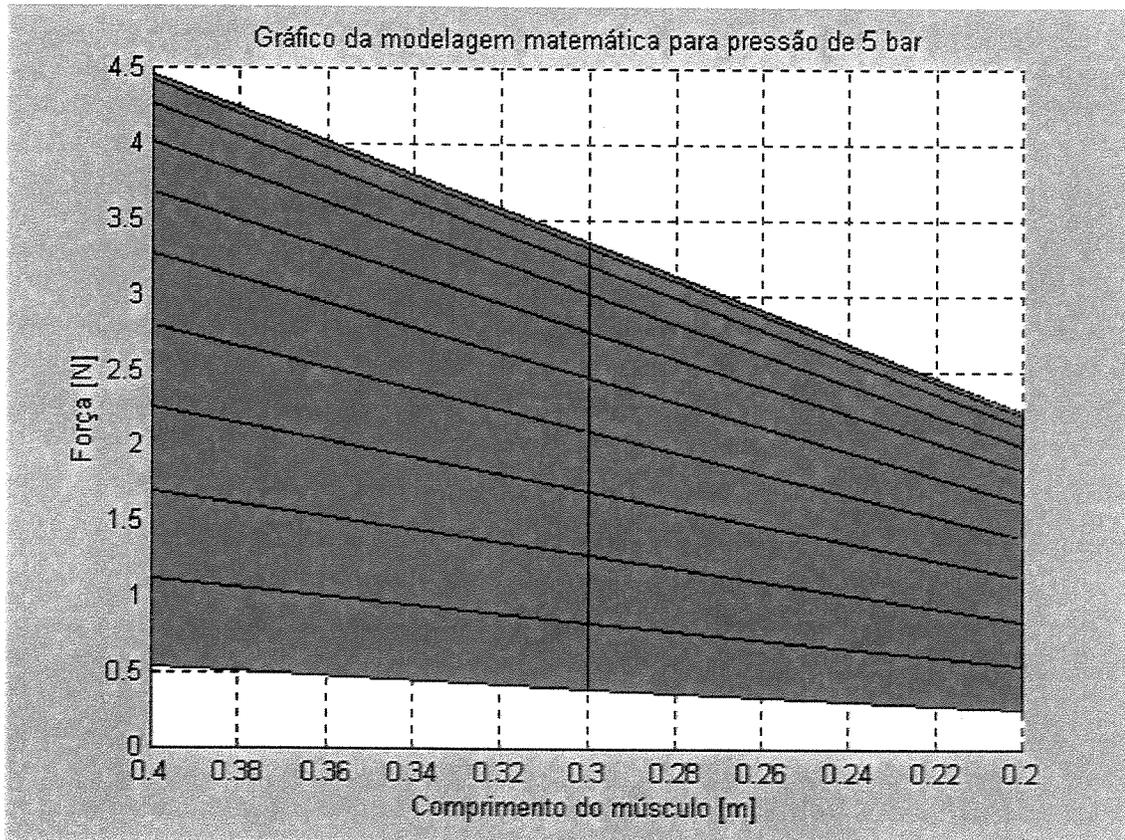


Fig. 5.8 Gráfico Força x Comprimento do músculo

Capítulo 6

Conclusões e Trabalhos Futuros

Além de um projeto de engenharia, este trabalho se preocupou com a solução de um problema social presente no dia a dia, a reabilitação fisiológica, porém com um projeto de baixo custo para pessoas de baixa renda, o que é uma das características dos músculos pneumáticos.

O desenvolvimento deste trabalho está baseado em pesquisas na área da Biomecânica que possibilitou a busca de uma solução para a operacionalidade dos músculos pneumáticos.

Com relação ao ensaio experimental, obteve-se resultados, que ao meu ver, não são muito confiáveis, pois existe uma certa oscilação de pressão na rede de ar comprimido que comprometeu os resultados finais, mas não comprometeu o funcionamento do músculo, que se comportou perfeitamente.

Com relação ainda aos ensaios teóricos, foram obtidos resultados que em trabalhos futuros podem ser estudados e acredito que comprovados, a obtenção da força com a variação do ângulo da malha do músculo.

Conclui-se também, com os ensaios teóricos, que quanto maior o comprimento do músculo e menor o ângulo de sua malha maior será a força final, isto não foi comprovado experimentalmente, pois a malha do músculo do ensaio é fixa.

Para concluir pode-se afirmar que embora este trabalho tenha cumprido seu objetivo, obviamente não se encerra com a defesa da dissertação de mestrado, pois existem pontos que se mostraram bastantes interessantes para estudos futuros, conforme mencionado abaixo:

- Estudo das características do limite de fadiga nos músculos pneumáticos;
- Estudo das influências causadas pela alteração dos ângulos da malha do músculo;
- Estudo para aplicação na correção da postura;
- Implementar um sistema que alie um controle em malha fechada com comando através de sinal mioelétrico e realimentação baseada em um sistema de redes neurais.
- Estudo e desenvolvimento de um traje para fisioterapia e movimentação passiva.

Referências Bibliográficas

Adrian, M e Cooper, J., *Biomechanics of Human Movement*. McGraw-Hill. Boston, 1995, 235 p.

Amadio, A., *Fundamentos Biomecânicos para Análise do Movimento Humano*. Edição da Universidade de São Paulo. São Paulo. 1996, 120p.

Amadio, A., *Fundamentos da Biomecânica do Esporte. Considerações sobre a Análise Cinética e Aspectos Neuro Musculares do Movimento*. Escola de Educação Física, Universidade de São Paulo, 1989, 189p. Tese (Doutorado).

Asada, H. e Slotine, J.J.E., *Robot Analysis and Control*. John Wiley and Sons, New York, 1986.

Baumann, W., *Métodos de Medição e Campos de Aplicação da Biomecânica: Estado da Arte e Perspectivas*. VI Congresso Brasileiro de Biomecânica, 1995, v. 1, pp. 35-45.

Castro, S., *Anatomia Fundamental*. McGraw-Hill. São Paulo, 1976, 215p.

Craig, J.J., *Introduction to Robotics Mechanics and Control*, Addison-Wesley, Reading, MA, 1986, 450p.

Doughty, S., *Mechanics of Machines*. New York. John Wiley & Sons. 1987, 467p.

Enoka, R., *Neuromechanical Basis of Kinesiology*. Human Kinetics. Champaign, IL. 1988, 255p.

- Fu, K.S., *Robotics: Control, Sensing, Vision and Intelligence*. McGraw-Hill, 1987.
- Fowlkes, W.Y. e Creveling, C.M., *Engeneering Methods for Robust Product Design*. Addison-Wesley. 1998, 402p.
- Guyton, A., *Fisiologia Humana*. Editora Guanabara Koogan, Rio de Janeiro. 1988, 320p.
- Hall, S., *Biomecânica Básica*. Editora Guanabara Koogan, Rio de Janeiro. 1991, 285p.
- Hay, J., *Biuomechanics of Sports Techniques*. Pretice Hall, Englewoo Cliffs, New Jersey. 1978, 265p.
- Hogfors, C. *et al*, *Biomechanical Model of the Human Shoulder Joint*. The Sholder Rhythm, J. Biomech, 24:699, 1991.
- Jobe, F.W. and Nuber, G., *Throwing Injuries of the Elbow*, Clin Sports Med, 5:621, 1986.
- Kaduna, A.R. *et al.*, *Kinematics of the Glenohumeral Joint: Influencies of Muscles Forces, Ligamentous Constraints and Articular Geometry*. Jorthop. Res 14:986, 1996.
- McGinnis, P., *Biomechanics of Sports and Exercise*. Human Kinetics. Champaign, IL. 1999, 190p.
- Montgomery, D.C., *Design and Analysis of Experiments*. 3ª edição, New York. John Wiley and Sons. 1991, 649p.
- Montgomery, D.C. e Runger, G.C., *Applied Statistics and Probability for Engineers*. New York. John Wiley and Sons. 1994, 830p.

- Pezzarat, P.C., *Electromiografia: Fundamentação Fisiológica, Métodos e Processamento, Aplicações Cinesiológicas*. Edições da Faculdade de Motricidade Humana da Universidade Técnica de Lisboa. Portugal. 1993, 275p.
- Poppen, K.H. e Walker, P.S., *Normal and Abnormal Motion of the Shoulder*. J Bone Joint Surg. 58:195, 1976.
- Schulte, H.F.Jr, *The characteristics of the McKibben artificial muscle*. In: *The application of external power in prosthetics and orthotics*. National Academy of Sciences. National Research Council, Washington DC, 1961.
- Tichauer, E.R., *The Biomechanical Basis of Ergonomics*. Wiley Interscience. New York. 1978.
- Zatsiorsky, W., *Massengeometrie des Menschlichen Körpers: Theorie und Praxis der Körperkultur*. 1982, v. 6, pp. 416-423.