

UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS - UNICAMP

FACULDADE DE ENGENHARIA ELÉTRICA

DEPARTAMENTO DE ENGENHARIA BIOMÉDICA

Este exemplar correto da versão final da tese
defendida por Rosemário da Silva
Porfírio da Comissão
Jugadora em 20 07 92
Alberto Cliquet Jr.
Orientador
A. CLIQUET JR., Ph.D.
CHEFE

Depto. de Engenharia Biomédica

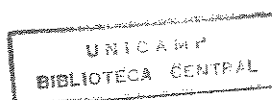
TÍTULO: ESTUDO ANALÍTICO DO MECANISMO DINÂMICO DE UMA PRÓTESE DE MÃO
- REPRESENTAÇÃO PELO MODELO DE UM DEDO

AUTOR: ROSEMÁRIO DA SILVA PORFÍRIO

ORIENTADOR: ALBERTO CLIQUET JR.

Tese apresentada ao Departamento de Engenharia Biomédica da Faculdade de Engenharia Elétrica da Unicamp como parte dos requisitos para obtenção do grau de Mestre em Engenharia Elétrica (Engenharia Biomédica).

Campinas, São Paulo, 1992



Dedico este trabalho a minha esposa Socorro
e a meu filho Hugo pelo carinho e
incentivo;

a meus Pais, PORFIRIO e DEOLINDA, pelo grande incentivo; e para meus irmãos, especialmente ao DITA, por sua presença em muitos dias.

AGRADECIMENTO

Agradeço simplesmente a Deus por ter concedido a meus Pais o direito de me por no mundo, e por ter me dado o direito de viver e poder realizar este trabalho.

Agradeço a todos por tudo.

RESUMO

A substituição de membros perdidos por membros artificiais, tem sido, por várias décadas, objeto de estudos em muitos centros, onde a viabilidade dos membros artificiais concebidos é o ponto mais questionado. O desenvolvimento desses membros, para ser funcional, deve passar por vários processos, onde verificamos que um dos principais é, sem dúvida, um bom e elaborado estudo analítico das variáveis quantificáveis.

Nesse trabalho desenvolveu-se o estudo analítico da dinâmica de um dispositivo ativo de mão, representado pelo modelo de um dedo genérico articulado, e também dos mecanismos de acionamento e controle. A análise do modelo proposto é realizada com bases fundamentadas nas equações de Newton-Euler, cuja recursividade computacional é de fácil algoritimização, e também nas teorias do controle moderno.

O equacionamento matemático sugeriu o uso de procedimentos de discretização para a evolução em computador digital. As equações matemáticas obtidas foram simuladas em software MATLAB-386.

Os resultados demonstraram que há coerência nos procedimentos de análise adotados, e que a implementação prática de um protótipo representativo pode fundamentar este estudo.

ABSTRACT

The purpose of the present work is the development of an active hand with five articulated fingers. The fingers are activated by an accommodation mechanism designed to establish the grasping of object.

The accommodation mechanism is responsible for the flexion and extension (through tendons) of the finger. The activation of the accommodation device is made with a small high torque DC motor proportionally controlled by myoelectric signals picked up from the forearm muscles. The accommodation device is designed to provide stability between the flexion and extension movements of the fingers.

When the hand is activated and touches an object, a force transducer placed on the fingers tip, encreases by feedback the torque in the DC motor through gain control of the power amplifier.

The control signal which sets the actuator motion (DC motor) is achieved by taking the difference between signals from the remaining forearm muscles. That difference also commands direct (flexion) or reverse (extension) DC motor motion.

ÍNDICE

Resumo	i
Abstract	ii
Índice	iii
CAPITULO I - Introdução	
I.1 - Conceitos Anatômicos da Mão	1
I.2 - Panorama Geral	5
I.3 - Panorama Brasileiro	12
I.4 - Trabalho Proposto	12
CAPITULO II - Dispositivo Protético	
II.1 - Diagrama esquemático do sistema elaborado	16
II.2 - Especificação do dispositivo	15
II.3 - Dinâmica de um dedo	20
II.3.1 - Transformação de movimento	20
II.3.2 - Forças e torques atuantes sobre o dedo	26
II.3.2.1 - Orientação dos sistemas de coordenadas das juntas	26
II.3.2.2 - Cálculo de velocidades e acelerações	27
II.3.2.3 - Força e torque atuando em uma falange	32
II.3.2.4 - Força aplicada à falange distal do dedo	35
II.3.3 - Mecanismo de acomodação (MA)	38
CAPITULO III - Controle e acionamento	
III.1 - Sistema de acionamento	47
III.2 - Sistema de realimentação de força	49
III.3 - Sistema de controle de velocidade	52
III.4 - Modelo do motor	56
III.4.1 - Motor DC controlado por armadura	56
III.5 - Mecanismo de redução e velocidade	62
III.5.1 - Acoplamento com o motor	62

III.5.2 - Acoplamento do MA com o sistema e redução	65
CAPITULO IV - Considerações analíticas	
IV.1 - Considerações analíticas para a evolução dinâmica do dedo	69
IV.1.1 - Sistema de realimentação de força	69
IV.1.2 - Sistema de controle de velocidade	69
IV.1.3 - Mecanismo de acomodação e tendões	70
IV.1.4 - Prótese	70
IV.2 - Definições	71
IV.2.1 - Parâmetros vetoriais	71
CAPITULO V - Resultados	
V.1 - Evolução dinâmica do sistema de realimentação de força	73
V.2 - Resposta do sistema de controle de velocidade e redução	73
V.3 - Resposta do mecanismo de acomodação	74
V.4 - Dinâmica das juntas do dedo	75
V.5 - Sensor de força	77
CAPITULO VI - Discussão e conclusões	
VI.1 - Discussão	87
VI.2 - Recomendações para trabalhos futuros	89
VI.3 - Conclusões	89
CAPITULO VII - Referências Bibliográficas	91
CAPITULO VIII - Apêndices	
Apêndice	98

INTRODUÇÃO

Apresentamos neste capítulo uma introdução à Anatomia da mão, buscando um melhor entendimento das próximas etapas do trabalho que se seguirão. Apresentamos, também, uma amostra do Panorama Geral e Brasileiro, no desenvolvimento de pesquisas na área de Próteses de Membros Superiores, dentro da Engenharia de Reabilitação, em particular as próteses de MÃO. Apresentamos, também, os objetivos do presente trabalho, verificando uma alternativa coerente para o desenvolvimento de próteses.

I.1 - CONCEITOS ANATÔMICOS DA MÃO

A mão humana, a par de ser o principal veículo da atividade motora, é, também, o mais importante órgão do quinto sentido, o tato [Napier-83]. As mãos estão situadas na extremidade de braços longos e altamente flexíveis que permitem o funcionamento, a uma certa distância do corpo, das atividades sensoriais e motoras, proporcionando soluções para diversos problemas encontrados pelo homem em suas atividades cotidianas.

As falanges são os ossos dos dedos, o metacarpo é o conjunto dos cinco ossos que formam a palma da mão, articulados numa extremidade com o carpo e na outra com as falanges; e o carpo é constituído por oito pequenos ossos articulados entre si, com os ossos do metacarpo e com a ulna e o rádio, formando o punho (figura I.1).

A palavra ténar refere-se à saliência e aos músculos que compõem a mão na base do polegar, e hipotenar, à saliência muscular da margem interna da mão. Palma e dorso (ou palmar ou dorsal) indicam a frente e as costas da mão, respectivamente. Proximal e distal são termos anatômicos gerais que denotam a posição de duas estruturas ou regiões em relação à outra. Proximal é das duas a que está mais perto do centro do corpo em termos do limbo como um todo na "posição anatômica", ao passo que distal é a que está mais afastada.

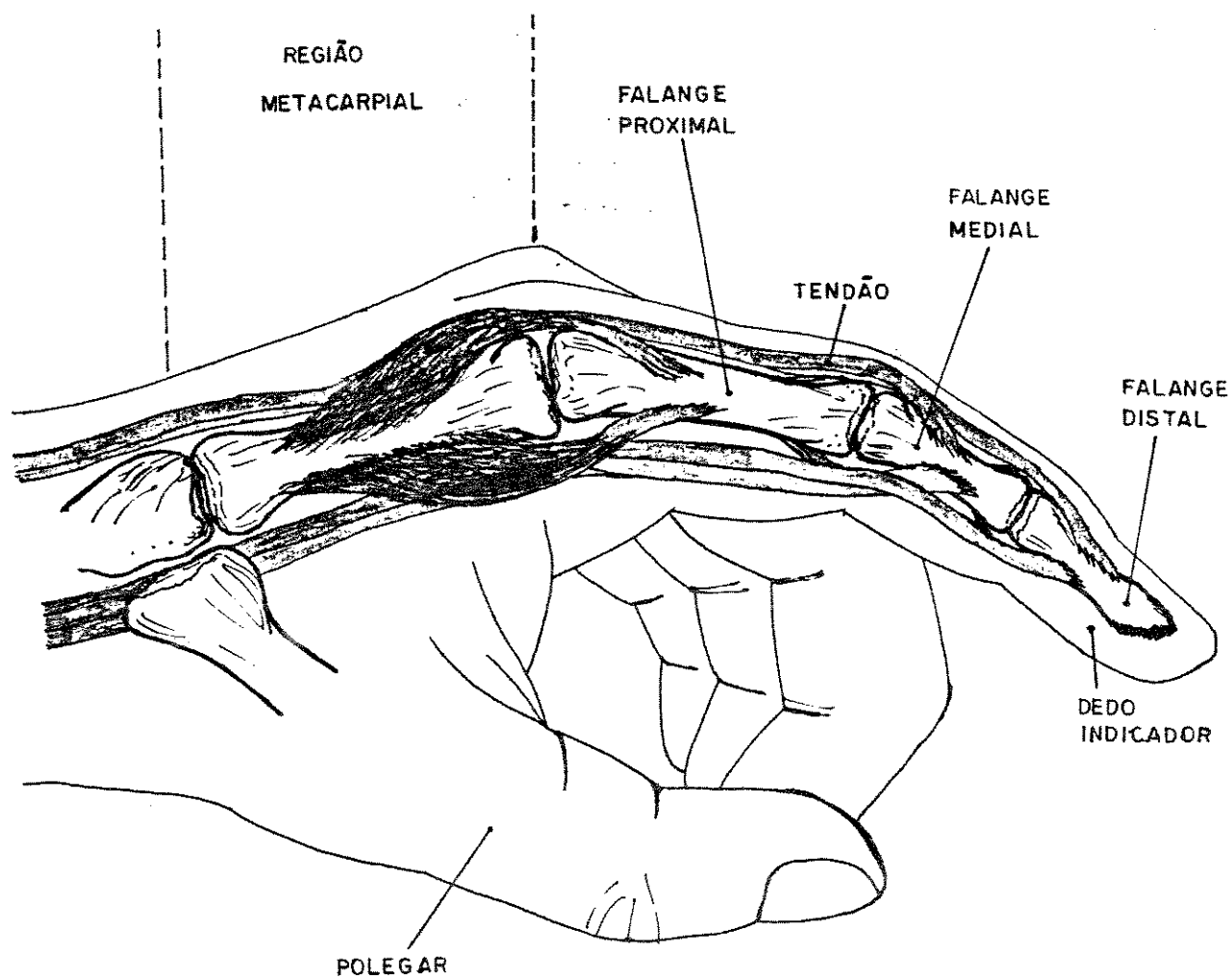


figura I.1. Componentes da mão. Mecanismos cinemáticos.

Os dedos consistem de três ossos (falanges) - a proximal ou primeira falange, a medial (também chamada de mesofalange ou falanginha) e a distal (também chamada metafalange ou falangeta). Os ossos do antebraço, ulna e rádio, definem os limites ulnal e radial da mão. Quando o braço está na chamada "posição anatômica", com a palma voltada para a frente, a fronteira ulnal fica do lado de dentro e a radial do lado de fora.

A mão humana tem várias funções importantes, e podemos destacar como as principais: agarrar objetos, manipular objetos com movimentos suaves e grosseiros, controlar forças aplicadas por objetos no ambiente externo, perceber quantidades como força, peso, forma, orientação, movimento, textura e temperatura. Os componentes da mão para realizar essas funções, precisam incluir as estruturas cinemáticas formadas pela palma e os dedos com suas juntas; os tendões e músculos que fornecem atuação; a pele; e, naturalmente, o cérebro e o sistema nervoso.

Alguns pesquisadores definem, como características principais da mão, a garra e a manipulação. Shlesinger [Tanie-88], identifica seis tipos de preensão que caracterizam a forma de garra da mão humana (figura I.2). A garra cilíndrica e a esférica são empregadas quando de posse de um objeto como garrafas e bolas. A garra de ponta é usada quando de posse de um objeto tal como uma pequena esfera na ponta de dois dedos. A garra palmar é aquela usada quando de posse de uma caneta enquanto se escreve. A garra lateral segura um objeto tal como uma placa entre o polegar e o lado do indicador, e finalmente o gancho é usado para segurar uma maleta de mão.

Todas as seis formas de garra podem ser realizadas com o polegar e somente dois outros dedos, os dedos restantes fornecem estabilidade e firmeza adicional [Tanie-88]. A palma da mão serve basicamente como uma estrutura de suporte para os dedos somente nas garras esféricas e cilíndricas.

Crossley [Palm-88] indica que as garras são funções estáticas da mão, e sugere que a manipulação requer movimentos dos componentes que compõem a mão. Crossley, então, caracteriza as funções de manipulação

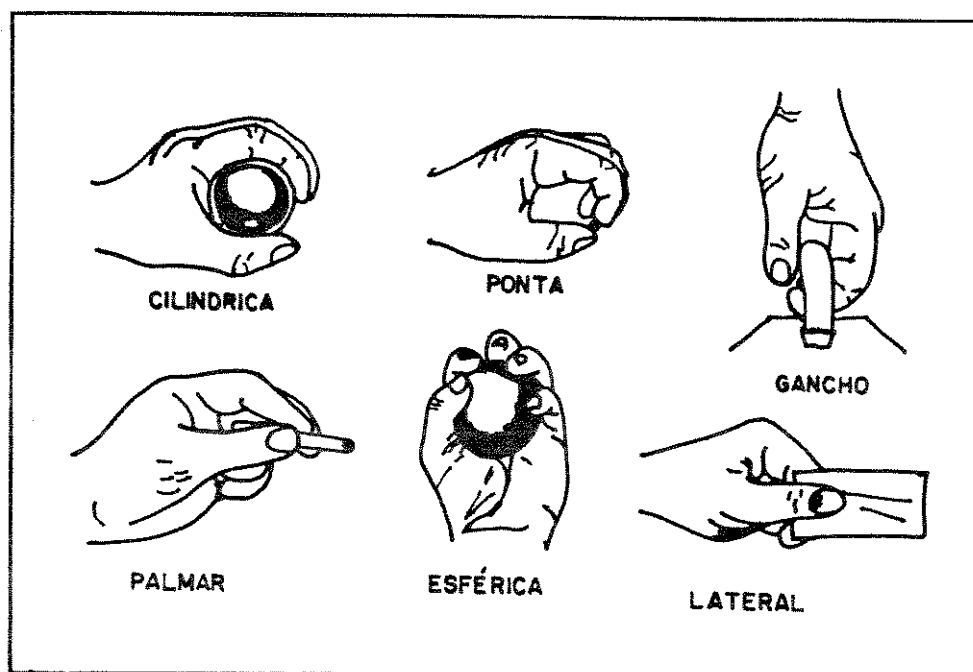


figura 1.2. Tipos de preensão identificadas por Shlesinger.

da mão humana, como apresentado na tabela I.

Na tabela I, observa-se que as manipulações dos tipos A e B, requerem movimentos de somente um dedo; a diferença entre os dois tipos, é que o tipo A exerce força sobre um objeto pego pela mão, enquanto o tipo B exerce força em um objeto externo à mão. O tipo H é similar ao tipo B, exceto que o tipo H requer múltiplos movimentos. O tipo C é uma transferência da garra de ponta para uma cilíndrica, e o tipo G é o inverso. Os outros tipos de manipulação envolvem vários movimentos enquanto guardam o mesmo tipo de garra. Por exemplo, escrevendo com uma caneta usa-se somente a garra palmar, mas esta ação requer um ajuste dinâmico da garra enquanto se move a caneta.

Estas características anatômicas têm mostrado ao homem, precisamente, o quanto a mão humana é importante na realização de tarefas que auxiliam a sua sobrevivência. Neste sentido, a mão tem sido, por várias décadas, instrumento de pesquisas em muitos centros, sendo que alguns destes centros estão procurando suprir as deficiências de indivíduos, que por algum motivo tenham perdido parte de seus membros, com o desenvolvimento de máquinas especiais que possam substituir o órgão perdido.

O homem está sempre à procura de sua própria evolução, desenvolvendo dispositivos artificiais para a substituição ou reposição temporária de um membro ou órgão perdido.

I.2 - PANORAMA GERAL

O membro humano superior - incluindo a região do ombro, braço, cotovelo, ante-braço e mão - é um dos sistemas mais bem elaborados e complexos, cujas funções são muitas e as mais variadas. A mão é, naturalmente, o mais importante componente deste sistema, sendo que os outros componentes servem principalmente para posicioná-la na realização de suas funções.

A complexidade dos movimentos humanos, automáticos e reflexos, envolvidos na manipulação e no ato de agarrar um objeto, dificulta a reprodução em máquina das funções da mão [Tomovic-87]. Devido a esta

Tabela I. Funções da manipulação da mão humana segundo Crossley

tipo	Ação	Comentário
A	Pinçando um gatilho	O dedo indicador produz o movimento enquanto o polegar e os dedos 3, 4 e 5, agarram.
B	Tocando uma chave	Semelhante ao A, exceto que o polegar e os dedos 3, 4 e 5, repousam.
C	Transportando um cilindro para agarrar	O inverso de A, com movimento fornecido pelos dedos 3 e 4.
D	Pegando um instrumento cortante	Uma garra de largura variável; requer movimentos não independentes dos dedos.
E	Girando uma caneta	A ponta do dedo indicador gira o objeto para baixo do polegar, que permanece rígido.
F	Girando um cigarro	Semelhante a E, exceto que a superfície lateral do indicador é usada.
G	Movimentando uma caneta	O polegar e o indicador seguram, enquanto o dedo 3 faz um gancho sobre o objeto puxando-o.
H	Escrevendo em uma máquina	Selecionando e empurrando um conjunto de botões independentemente.
J	Escrevendo com uma caneta	Pode ser considerado ou pelo mexer os dedos ou, menos precisamente, pelo movimento do antebraço enquanto mantém os dedos rígidos.

complexidade e por causa da escassez de fontes para controle da ativação, no ponto de vista do conhecimento atual, é necessário ao pesquisador limitar suas idéias, fornecendo somente os movimentos mais importantes.

Quando na tentativa de reprodução das funções mais complexas da mão (o projeto de uma prótese¹), surgem as impossibilidades de implementação, no que diz respeito a: aumento no número de graus de liberdade para o controle da mão artificial, abundância de realimentação sensorial, complexidade no reconhecimento de padrões musculares, etc.

É evidente que a preensão é a função da mão mais comumente usada em projetos de mão artificial.

Experimentos mostram que a preensão palmar é a mais versátil [Taylor-68], e o substituto mais funcional da mão fornece uma ou outra forma de preensão palmar. O esforço para adicionar movimentos mais complexos com o objetivo de prover outras funções na mão, tais como a preensão esférica e a ação de agarrar, até agora tem sido frustrante, e isso é, sem dúvida, devido ao pequeno espaço disponível na prótese para a instalação de complicados mecanismos sujeitos a grandes esforços. O desenvolvimento de mecanismos de adaptação que preservam o potencial da mão humana para a adaptação automática à forma do objeto preso, tem sido a solução funcionalmente mais conveniente e engenhosa, encontrada até os dias de hoje, para a solução dos problemas que buscam prover a mão artificial com outras formas de preensão, sem aumentar o número de sítios de controles voluntários ou graus de liberdade motorizados [Rakic-64, Tomovic-75].

As mãos artificiais mecânicas foram as primeiras mãos elaboradas com o propósito de reabilitação de membros superiores e as mais utilizadas por pacientes amputados. Dezenas de mãos artificiais mecânicas, apresentadas na literatura, operam com um único cabo de

(1) Prótese é um dispositivo artificial, tal como, um membro artificial, órgão artificial ou dente falso, usado para substituir um membro ou órgão perdido por causa de um acidente ou doença.

controle, acionado por correias presas adequadamente ao corpo do paciente, cujo complemento de controle são apenas os ajustes passivos nas folgas.

As mãos artificiais atualmente mais usadas, são as do tipo abertura e fechamento voluntário [Morphy-70, Lynch-75], onde, para a mão de abertura voluntária, a tensão em um cabo de controle abre os dedos contra uma mola, que na relaxação da tensão no cabo fornece a força de preensão da mão, e a força de preensão no fechamento voluntário é proporcionada pela força desenvolvida no cabo de comando, e sua intensidade mantida por meio de um mecanismo de trava, que proporciona relaxação ao grupo muscular acionante, podendo ser desativado pelo paciente quando necessário, através do cabo de comando.

Provavelmente as primeiras mãos artificiais a utilizarem fontes de energia externas ao corpo do paciente, foram desenvolvidas na Alemanha durante a Primeira Guerra Mundial [Morphy-70], mas a evolução destes dispositivos não teve continuidade, e isto sem dúvida se deu por causa das baixas eficiências dos sistemas de acionamento daquela época, que não justificavam o uso por pacientes.

Outras tentativas, quanto à utilização de fontes externas em próteses de mão, foram feitas por Alderson [Alderson-68]. Ele projetou vários dispositivos operados eletricamente. Embora seus modelos experimentais permitissem funções consideradas desejáveis, e pacientes usando tais dispositivos impressionavam com demonstrações, era dificultoso para aqueles pacientes controlarem seus dispositivos sem um grande esforço mental, e isso foi considerado excessivo, por pesquisadores da época, no caso do paciente ter que usar o dispositivo rotineiramente. Desta forma, as idéias de energização externa foram temporariamente ignoradas.

Outros grupos como o de Vaduz [Luccacini-66], Heidelberg [Marquard-66], e pesquisadores na Rússia [Murphy-70], deram continuidade ao desenvolvimento de próteses de membros superiores externamente energizadas. Os esforços foram concentrados sobre o desenvolvimento de fontes que pudessem prover energia às próteses

elaboradas. O trabalho de Vaduz envolveu o controle de fontes de energia pela característica mecânica da contração de grupos musculares, ou seja, pela variação do volume muscular. Os Russos concentraram seus esforços no controle da energia, através dos sinais elétricos da contração de grupos musculares, isto é, sinais mioelétricos (veja apêndice) registrados sobre a pele. As unidades de Heidelberg estavam projetadas para pacientes extremamente debilitados, cujo controle podia ser realizado de forma ON-OFF. Estas últimas mostraram-se adequadas quando utilizadas por crianças com deficiências físicas congênitas nos membros superiores.

A mão artificial desenvolvida por Vaduz, tem incorporado um engenhoso laço de realimentação de força, para tirar vantagens do uso de grupos musculares remanescentes no braço amputado do paciente, possibilitando um controle voluntário da força de preensão. Por outro lado, os Russos desenvolveram dispositivos controlados por sinais mioelétricos de grupos musculares antagonistas acionados por controladores do tipo ON-OFF.

Extensivos programas de pesquisas em mãos artificiais externamente energizadas, têm sido desenvolvidos buscando o aperfeiçoamento desses dispositivos: no Reino Unido, Suécia, Alemanha, Itália, Iugoslávia, Holanda, Canadá, Rússia e Estados Unidos [CPRD-61.1, CPRD-61.2, YCEA-67]. Muitos dos esforços foram direcionados aos problemas de controle, sinais mioelétricos registrados por eletrodos na superfície da pele, transmissores de telemetria implantados cirurgicamente, movimentos biomecânicos, sistema de laço fechado e outros fatores relacionados aos problemas de projetos de mãos artificiais.

Tentando elucidar os vários problemas relativos ao desenvolvimento de dispositivos protéticos de mão, tornou-se necessário descrever alguns requerimentos para serem considerados quando na elaboração de uma mão artificial [Salisbury-69]. Sobre estes requerimentos, vários pesquisadores destacaram-se por seus ostensivos investimentos, elaborando os mais variados tipos e controle de mão artificial.

Salisbury [Salisbury-69], desenvolveu um sistema de acionamento mioelétrico proporcional com controle realimentado em força para a preensão, buscando sua adaptação a um dispositivo mecânico comercialmente disponível. Leblanc et al [Leblanc-87] atribuíram novos conceitos ao campo de desenvolvimento de próteses em suas tentativas, idealizando novos modelos que pudessem melhorar e representar uma mão artificial de maneira mais funcional, incorporando em seus modelos novas formas de garras, combinando fechamento e abertura voluntários.

As próteses mais modernas que usam sinais mioelétricos para seu acionamento, podem ser representadas por alguns modelos funcionais elaborados com base nos requerimentos sugeridos por Salisbury. Temos, então, o modelo de Akazawa et al [Akazawa-87], utilizando as propriedades dinâmicas fundamentais do Sistema de Controle Neuro Muscular de músculos dos dedos, ou o modelo de Chernyshov [Chernyshov-87], utilizando um sistema variável de controle mioelétrico proporcional e o máximo na utilização de músculos, ou ainda, modelo de Krasuk [Krasuk-87] e o modelo de Chappell [Chappell-87], que fazem uso das vantagens de um sistema microprocessado para controlar várias funções da prótese.

Os modelos sugeridos para as próteses mioelétricas possuem uma particularidade quanto a sua forma de preensão: estas são concebidas apenas com a preensão de tipo palmar, por ser esta uma das principais formas de preensão realizadas pela mão humana. Quando o modelo elaborado sugere o uso de vários elementos acionadores, a complexidade é aumentada, por não existir discriminação espacial e temporal nos músculos ativados, dentro de um grupo muscular, reduzindo a possibilidade de utilização de vários sítios de controle. Sorbye [Sorbye-87], sugere o uso da técnica de sítios duais para o acionamento de próteses mioelétricas com vários graus de liberdade. A técnica de sítios duplos proporciona o acionamento dos graus de liberdade de uma forma aceitável e controlável. O uso de técnicas de reconhecimento de padrões pode ser bastante útil [Saridis-82], quanto ao uso de vários sítios de controle para o acionamento de próteses mioelétricas.

O procedimento utilizado por Sorbye, na técnica de sítios duplos, usa a atividade produzida pelo sinal eletromiográfico de um grupo muscular no braço amputado, projetando-a sobre o eixo-X de um sistema de coordenadas, enquanto que a atividade muscular do grupo antagonista é projetada ao longo do eixo-Y. A interação entre estas atividades, é responsável pela atividade registrada em uma seção do sistema de coordenadas X-Y para o acionamento da função relacionada com esta seção.

Grande parte dos modelos de mão artificial apresentados por seus idealizadores não partem de uma análise prévia de movimentos e esforços envolvidos na dinâmica das juntas que compõem o dispositivo. Alguns destes dispositivos são simplesmente elaborados e construídos sem verificar uma ou outra forma de melhoria [Crossley-84, Hogan-87]. Contudo, pesquisadores na área da robótica desenvolveram mecanismos manipuladores cujos procedimentos de elaboração e análise esclarecem relações importantes no dispositivo, com o intuito de melhor definir os procedimentos de projeto [Tomovic-88]. Estes procedimentos de abordagem analítica estão bem definidos na literatura, e bem aplicados por pesquisadores [Tomovic-75, Jacobsen-84] em suas versões modernas de próteses de mão.

Kuzhekin et al [Kuzhekin-87] sugerem que o desenvolvimento de um dispositivo funcional pode ser realizado, utilizando-se de considerações que interrelacionam os elementos de um Sistema Biotécnico Homem-Prótese (BTS-MP). A análise e a síntese matemática de um sistema BTS-MP complexo com suas variedades de conexões, é possível por diferentes maneiras. Por exemplo, com base na formulação de um sistema de movimento, como os métodos conhecidos da mecânica clássica, relacionados às equações de Hamilton, Lagrange e Newton-Euler, ou os princípios de D'Alembert.

O modelo mecânico de uma prótese de mão pode ser representado como um sistema de corpos rígidos no espaço, ligados através de juntas, como mostra a figura I.3. Atuadores elétricos, hidráulicos ou pneumáticos aplicam torques nas juntas, movimentando-as.

O procedimento de projeto para uma prótese de mão pode ser

baseado no princípio da decomposição de segmentos. Usando este princípio, forças internas e acoplamentos internos são substituídos por forças externas equivalentes atuando sobre o corpo rígido.

I.3 - PANORAMA BRASILEIRO

A tentativa em conceber dispositivos artificiais tem evoluído no tempo de forma surpreendente, registrada na literatura pelos esforços de vários pesquisadores ao redor do mundo. Mas, infelizmente no Brasil, não existe uma história que relate algum esforço em acompanhar esta evolução, pelo contrário, trabalhos surgem como uma iniciativa de propor um estado inicial, mas logo em seguida desaparece qualquer vestígio de prosseguimento e de evolução das idéias concebidas.

Talvez, esse comportamento inibido, seja pela imposição tecnológica de empresas internacionais no mercado nacional, haja visto que no exterior a evolução tecnológica desses dispositivos é bastante avançada. Contudo, encontramos no Brasil, trabalhos como o de Rodrigues et al [Rodrigues-78], que desenvolveu um protótipo eletromecânico de uma mão artificial, acionado mioeletricamente. Não se conhece nenhum prosseguimento dessas idéias. Temos ainda, o trabalho de Vasques et al [Vasques-85], que desenvolveram uma prótese mioelétrica de mão com controle microprocessado, cujo status atual é duvidoso. Carvalho [Carvalho-90] elaborou um dispositivo mecânico, no qual são utilizados interessantes mecanismos de juntas, mas não sugere dispositivo algum para o acionamento desses mecanismos.

Diante dessas primeiras tentativas nacionais em desenvolver dispositivos artificiais de mão para o auxílio de pessoas deficientes, elaboramos um estudo analítico para o desenvolvimento de um dispositivo protético funcional de mão. Este estudo nos proporcionará bases para o entendimento da evolução dinâmica de uma mão artificial.

I.4 - TRABALHO PROPOSTO

Desenvolveu-se no presente trabalho a elaboração e o estudo analítico do modelo de um dispositivo protético de mão, para o entendimento da evolução dinâmica e dos esforços desenvolvidos sobre

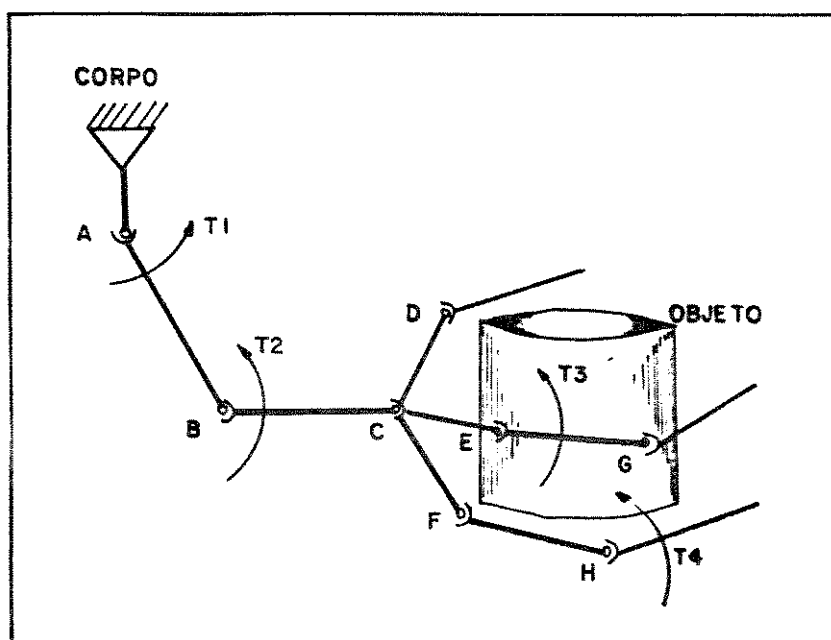


figura 1.3. Diagrama de corpos livres de um sistema de juntas articuladas

as falanges e juntas que formam esse dispositivo.

Trata-se da elaboração e análise matemática de uma prótese ativa de mão, representada pelo modelo de um dedo genérico, ativado por tendões, e seus sistemas de acionamento e controle.

O uso de elementos eletromecânicos para o acionamento de dispositivos protéticos elétricos, tem sido a única alternativa encontrada hoje por pesquisadores [Kuzhekin-87]. Portanto, fazemos uso do modelo universal de um motor DC, controlado pela tensão de armadura. O uso de um motor DC tenta justificar a simplicidade para os circuitos eletrônicos, que devem ser analógicos, evitando assim, o uso de conversores analógico/digital (A/D) e/ou digital/analógico (D/A) que sistemas de controle microprocessados exigem. O controle por armadura é justificado pelo uso da tensão (em volts) de armadura como sinal de controle, diferente do acionamento por campo, cujo controle é derivado de uma baixíssima corrente aplicada na bobina de campo (a implementação de uma fonte de tensão controlável é mais simples que a implementação de uma fonte de corrente controlável, com baixíssima amplitude (dezenas de μA em muitos casos)).

Motores DC, comparados a motores de passo, apresentam algumas vantagens quando utilizados em sistemas de acionamento de próteses de mão: alto torque de saída para pequenas tensões aplicadas, controles mais simples de serem implementados.

A ação de controle sugerida para controlar a velocidade do motor DC é do tipo PI (proporcional mais integral). Optou-se pela ação PI, entre outras, porque o sinal de saída acompanha de forma proporcional o sinal de comando da ação, desde que o sinal de erro atuante na ação de controle seja zero, ou seja, existe um ajuste desejável entre o sinal de comando e o sinal de saída da ação, que proporciona um controle adequado da resposta em velocidade do motor.

As características da ação PI são suficientes para o controle de velocidade do motor DC, que por sua vez irá movimentar o mecanismo de acionamento da prótese. Quaisquer outras ações além da dificuldade de implementação dos circuitos eletrônicos representativos, como por exemplo a ação PD (proporcional mais derivativa) e a ação PID

(proporcional mais integral mais derivativa), apresentam também características indesejáveis, tais como um desajuste entre sinais de entrada e saída, como no caso da ação P (somente proporcional).

A análise envolvendo as variáveis dinâmicas da prótese é desenvolvida fundamentada nas equações de Newton-Euler. O uso de tais equações é justificado pela recursividade computacional e pela explicitação de forças e momentos que atuam em uma falange, envolvidos no acoplamento existente entre as juntas de um dedo, diferentemente de outros métodos, cujas soluções não explicitam tais esforços e apresentam grandes dificuldades de programação.

A discriminação dos esforços em uma junta é importante para se verificar como as forças aplicadas às falanges agem sobre estas e como estas forças evoluem no tempo. Isto pode ajudar na elaboração adequada dos mecanismos de juntas dos dedos da prótese e do material com que serão formados os tendões. Importante, também, é a evolução das posições das juntas com relação à falange metacarpial ou entre si, pois essas fornecem informações de deslocamentos e velocidades de fechamento dos dedos, necessários ao projeto adequado de um mecanismo de acionamento.

O objetivos deste trabalho são portanto:

- 1) Obtenção de relações matemáticas que nos possibilitem relacionar os distintos parâmetros envolvidos na dinâmica de uma prótese articulada.
- 2) Criação de bases factíveis para a elaboração de um dispositivo funcional.
- 3) Melhor entendimento dos parâmetros tecnológicos envolvidos na confecção de uma prótese de mão

DISPOSITIVO PROTÉTICO

Neste capítulo elabora-se o dispositivo que será objeto de estudo desse trabalho. Desenvolve-se a metodologia de análise analítica da dinâmica do modelo proposto. Considera-se que a estrutura mecânica dos dedos do dispositivo, possa ser representada pelo modelo de um único dedo, e elabora-se sobre este um estudo particular da dinâmica do dispositivo.

A metodologia adotada, sugere o uso de equações e algoritmos particularizados à dinâmica de elementos robóticos. As equações de Newton-Euler são ferramentas de suporte para os propósitos então definidos.

II.1. Diagrama Esquemático do Sistema Elaborado

A esquematização do dispositivo e seus sistemas de acionamento e controle pode ser representada pelo diagrama em blocos mostrado na figura II.1. A evolução dinâmica deste dispositivo é inicializada por um sinal proporcional à atividade elétrica desenvolvida na contração muscular, representado por $U_a(t)$ na figura II.1. Este sinal aciona um motor DC que, por sua vez, através do mecanismo de redução, aciona o mecanismo de acomodação (MA). Tendões ligados em anéis no MA, são acionados, deslocando as falanges de forma sequencial no dedo. Tendões flexores e extensores, acoplados às falanges, produzem os movimentos de flexão e extensão, e estabelecem o movimento do dedo. A preensão de um objeto, é realizada por transfêrencia de forças aos tendões flexores pelo mecanismo de acomodação.

II.2. Especificação do Dispositivo

A prótese estudada neste trabalho deve ser do tipo ativa com cinco dedos articulados por meio de tendões - o uso de tendões ou cabos, é justificado por seus fatores positivos em projetos de robôs, especialmente para manipular garras [Rivin-88]. Estes podem ser usados para transformação de movimentos em um espaço limitado ou para

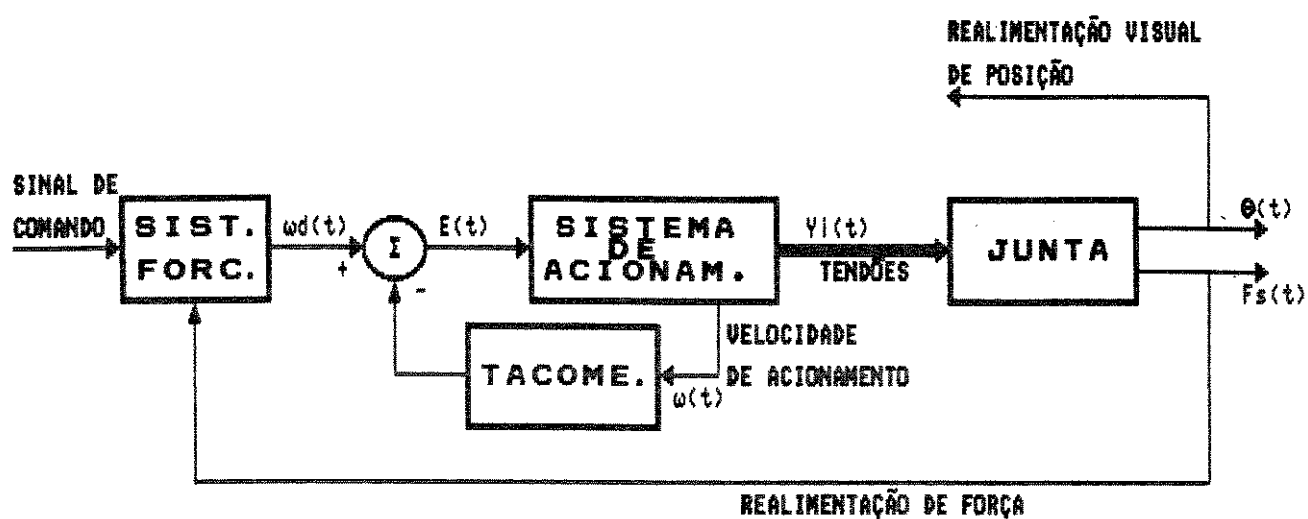


figura II.1. Diagrama em blocos esquemático do sistema de acionamento e controle.

transmitir potência a pontos distantes. Algumas das vantagens destes elementos, são: flexibilidade em todas as direções, que simplifica sua passagem através de juntas cujas configurações estão continuamente mudando; pequenas dimensões; possibilidade de eliminação de folgas por pré-carregamento; grande comprimento. As vantagens podem ser aumentadas pelo uso de fios ou fitas, com alto módulo efetivo de elasticidade, em vez de cabos. Contudo, isto é limitado a pequenas cargas transmitidas (algumas dezenas de Newtons) - O movimento de flexão e extensão de um dedo é executado pelo grupo de tendões que estão ligados às falanges nos pontos f_i 's e e_i 's ($i = 1$ -falange proximal, 2-falange medial e 3-falange distal), como se pode ver na figura II.2.

A análise dinâmica de uma prótese ativa é representada pelo desenvolvimento temporal de algumas variáveis do dispositivo, tal como: velocidades das juntas, deslocamento dos tendões e falanges, torques nas juntas, forças que atuam sobre os tendões e falanges, etc, que surgem durante o movimento das juntas [Asada-86], ou quando estas estão sendo acionadas pelo elemento atuador na preensão de um objeto. Isto implica que o estudo analítico de todos os parâmetros dinâmicos do dispositivo pode ser redundante para uma abordagem geral, ou seja, de todas as variáveis do dispositivo. Portanto, para analisar essa dinâmica, tomamos como referência a dinâmica de um dedo, onde as características dinâmicas que representam o desenvolvimento desse dedo podem ser associadas para os demais.

A figura II.2 mostra o modelo geométrico de um dedo. As juntas das falanges, são cilíndricas e deslocadas da linha de centro do dedo; essa proposição pode tornar mais efetivo o torque aplicado pelo tendão flexor à falange. Os pontos indicados por A, B e C, são os centros das juntas. Os pontos A', B' e C', são identificados como pontos de inflexão dos tendões flexores. O deslocamento de f_i , ponto que liga o tendão à falange, da linha que interliga o centro dos eixos das falanges, visa aumentar ainda mais a eficiência do torque aplicado pelo tendão flexor.

A prótese estudada neste trabalho é do tipo ativa e para

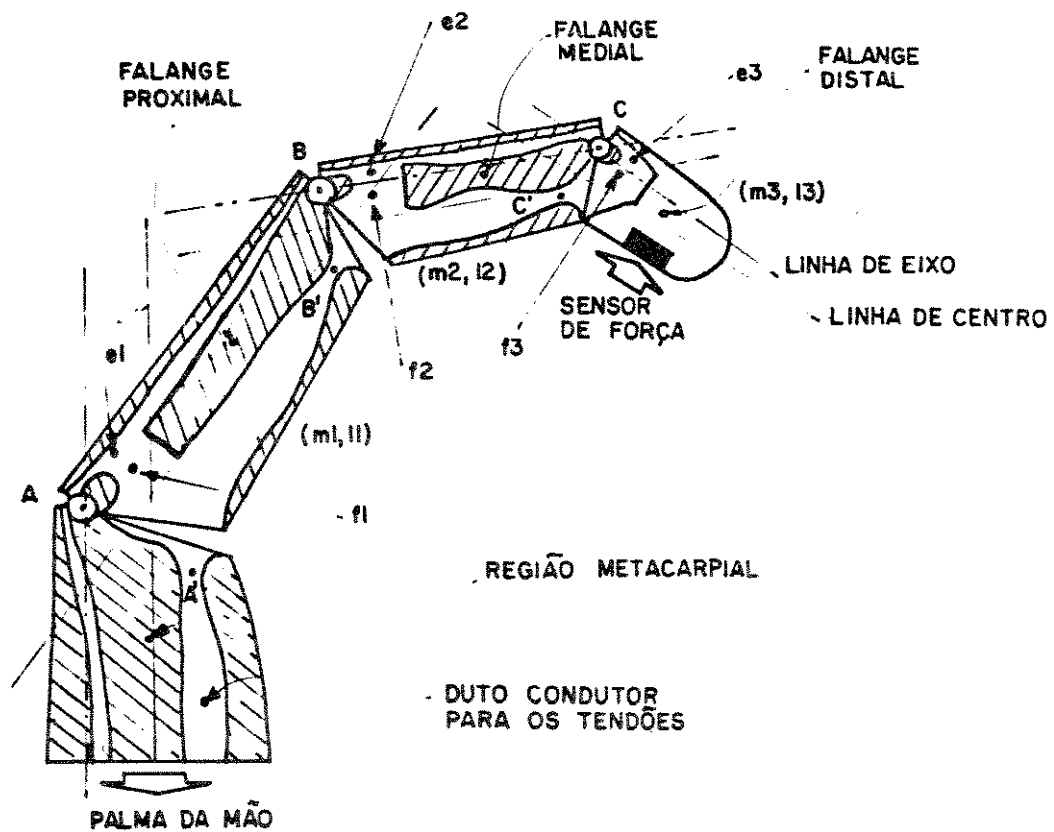


figura II.2. Modelo mecânico de um dedo

acioná-la é necessário o uso de vários tendões flexores e extensores. O uso de tendões em próteses ativas é limitado devido ao uso de vários elementos atuadores no acionamento, sendo no mínimo um par destes para cada grau de liberdade da prótese. Para resolver este problema sugerimos o uso de um dispositivo mecânico denominado mecanismo de acomodação (MA), que é mostrado na figura II.3.

O mecanismo apresentado na figura II.3, possui três molas flexoras e três molas extensoras, presas e dispostas sobre êmbolos móveis, sendo suas posições defasadas no espaço, produzindo movimentos sucessivos aos tendões proximal, medial e distal, respectivamente, pelas molas flexoras. Estes últimos encontram-se presos em três anéis móveis que estão livres sobre o êmbolo flexor e o movimento deste produz deslocamento conjunto às molas, que impulsionam os anéis, transmitindo movimentos aos mesmos. O movimento transmitido aos anéis é transferido aos tendões acionantes, através do acoplamento mecânico existente entre os anéis e o êmbolo, produzindo assim movimentos das juntas do dedo e proporcionando o envolvimento do dedo sobre um objeto preso.

II.3. Dinâmica de um Dedo

II.3.1. Transformação de movimento

Neste tópico analisa-se a relação entre o deslocamento de um tendão acionante (tendão flexor) e a posição de uma falange, relativa a seu eixo de rotação. Isto é feito através da análise geométrica do encurtamento do tendão na falange e a posição atual em que esta se encontra.

O deslocamento Y_i do tendão i ($i = 1, 2$ e 3), no MA e a posição da falange i , relativa ao seu eixo de rotação, podem ser relacionados através da análise geométrica de uma junta genérica mostrada na figura II.4. Esta relação é dada por,

$$(II.1) \quad D(\theta_i=0) - D(\theta_i>0) = Y_i$$

onde:

$D(\theta_i=0)$ é o comprimento do tendão flexor na falange i , quando esta estiver na posição zero, ou seja, quando o eixo da falange $i-1$ coincide com o eixo da falange i .

$D(\theta_i>0)$ é o comprimento do tendão flexor na falange quando esta se encontra na posição $0<\theta_i\leq\theta_{imax}$.

Na figura II.4(a), l_e (linha de eixo) é a linha que passa pelo centro dos eixos de rotação das falanges i e $i+1$ no dedo. O ponto $p(x_i, y_i)$ na figura II.4(b) representa o ponto de inflexão do tendão flexor no interior da falange $i-1$.

Na figura II.4(a), o comprimento do tendão quando $\theta_i=0$, é dado pela equação (II.2).

$$(II.2) \quad D(\theta_i=0) = \{(x_i - D_i \cdot \sin\theta_{oi})^2 + (D_i \cdot \cos\theta_{oi} + y_i)^2\}^{1/2}$$

$$(II.2a) \quad D(\theta_i>0) = \{D_i^2 + x_i^2 + y_i^2 - 2 \cdot D_i \cdot D_{xyi} \cdot \sin\alpha_i\}^{1/2}$$

onde:

$$D_{xyi} = (x_i^2 + y_i^2)^{1/2}$$

$$\alpha_i = \theta_{oi} + \phi_i$$

$$\phi_i = -\arctg(y_i/x_i)$$

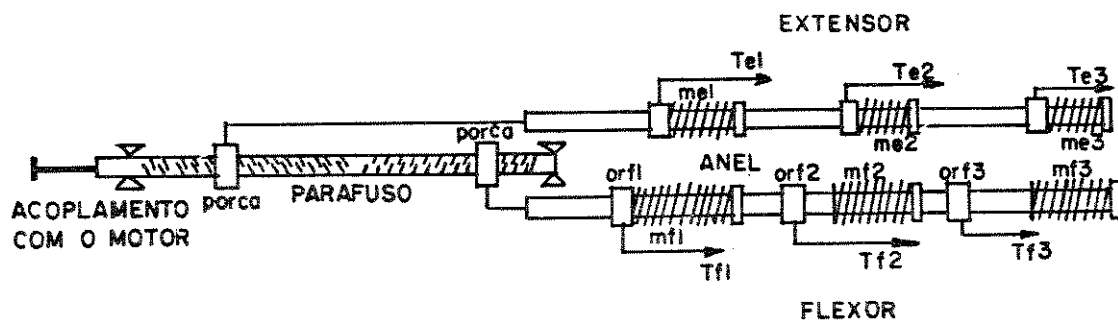


figura II.3. Modelo mecânico do mecanismo de acomodação (MA)

Na figura II.4(b), o comprimento do tendão flexor quando $\theta > 0$ é dado pela equação seguinte:

$$(II.3) \quad D(\theta > 0) = \{ [x_i - D_i \cdot \sin(\theta_i + \theta_{oi})]^2 + [D_i \cdot \cos(\theta_i + \theta_{oi}) + y_i]^2 \}^{1/2}$$

$$(II.3a) \quad D(\theta > 0) = \{ D_i^2 + x_i^2 + y_i^2 - 2 \cdot D_i \cdot D_{xyi} \cdot \sin(\theta_i + \alpha_i) \}^{1/2}$$

Tomando a equação (II.1) e elevando ambos os membros ao quadrado, obtemos

$$(II.4) \quad D(\theta_i = 0)^2 + 2 \cdot D(\theta_i = 0) \cdot Y_i + Y_i^2 = D(\theta > 0)^2$$

Levando (II.2a) e (II.3a) em (II.4), obtemos

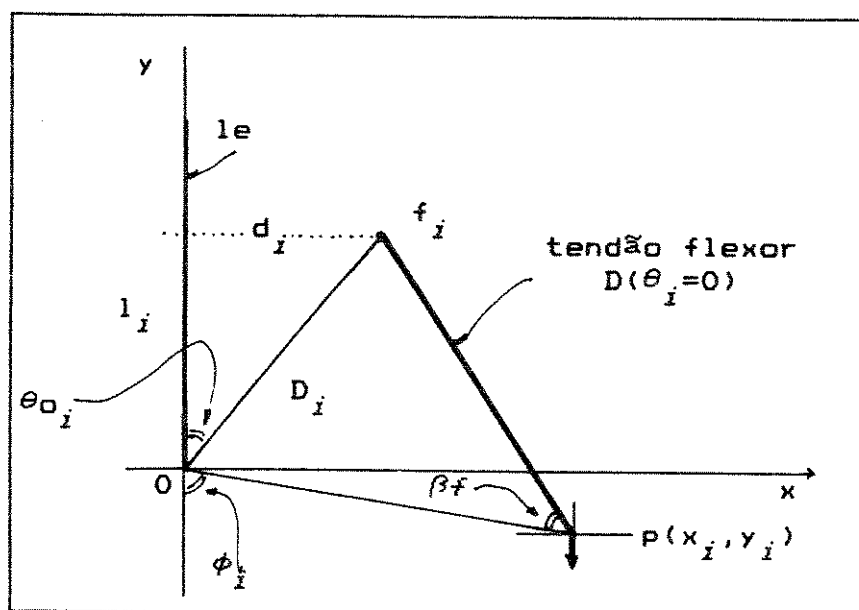
$$(II.5) \quad D_i^2 + x_i^2 + y_i^2 - 2 \cdot D_i \cdot D_{xyi} \cdot \sin \alpha_i - 2 \cdot D(\theta_i = 0) \cdot Y_i + Y_i^2 = \\ D_i^2 + x_i^2 + y_i^2 - 2 \cdot D_i \cdot D_{xyi} \cdot \sin(\theta_i + \alpha_i)$$

Simplificando (II.5), teremos

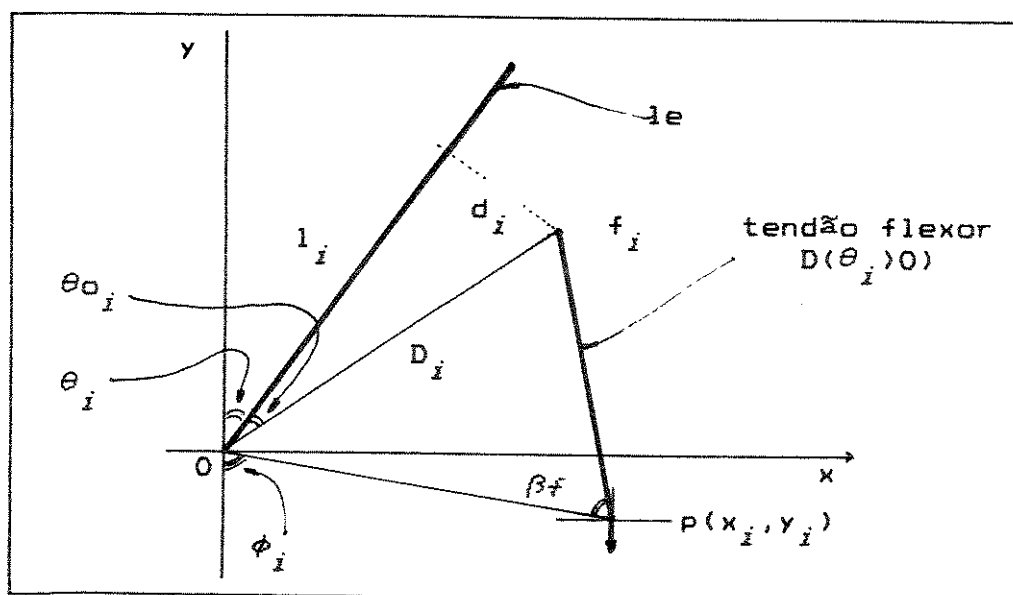
$$(II.6) \quad \sin(\theta_i + \alpha_i) = \sin \alpha_i + \frac{D(\theta_i)_{\theta_i=0}}{D_i \cdot D_{xyi}} Y_i - \frac{1}{2 \cdot D_i \cdot D_{xyi}} Y_i^2$$

Fazendo,

$$\sin(\theta_i + \alpha_i) = f(Y_i)$$



(a)



(b)

figura II.4. Diagrama geométrico de uma junta. (a) posição $\theta = 0$ e (b) posição $0 < \theta < \theta_{\max}$.

onde,

$$(II.7) \quad f(Y_i) = \sin \alpha_i + \frac{D(\theta_i)_{\theta_i=0}}{D_i \cdot D_{xyi}} Y_i - \frac{1}{2 \cdot D_i \cdot D_{xyi}} Y_i^2$$

Teremos θ_i dado por,

$$(II.8) \quad \theta_i = \arcsen(f(Y_i)) - \alpha_i$$

onde θ_i é a posição da falange i relativa a seu eixo de rotação em função de Y_i , encurtamento do tendão i no MA.

O ângulo θ_i limita-se aos valores estabelecidos pela inequação (II.9) em $f(Y_i)$, onde θ_i varia de 0 à θ_{imax} .

$$(II.9) \quad \sin \alpha_i \Big|_{Y_i=0} \leq f(Y_i) \leq \sin(\theta_{imax} + \alpha_i) \Big|_{Y_i=Y_{imax}}$$

A posição θ_{imax} da falange é definida pelo limite físico imposto pela geometria da falange. Portanto, da inequação (II.9), o valor de Y_{imax} pode ser encontrado através do limite superior da função $f(Y_i)$ na equação (II.7). Então, resolvendo (II.7) para $f(Y_i) = \sin(\theta_{imax} + \alpha_i)$, obtemos a seguinte relação para Y_{imax} ,

$$(II.10) \quad Y_{imax} = D(\theta_i=0) - \{D_i^2 + D_{xyi}^2 - 2 \cdot D_i \cdot D_{xyi} \cdot \sin(\theta_{imax} + \alpha_i)\}^{1/2}$$

A equação (II.10) representa o deslocamento máximo do anel i no

mecanismo de acomodação quando a falange está em sua posição máxima $\theta_{\max}$. Pode-se também, definir a partir da inequação (II.10) posições limites para que a falange $i+1$ seja acionada; isto implica na existência de movimentos sucessivos das falanges. Caso as falanges sejam acionadas simultaneamente, não será possível a preensão de objetos pela prótese, pois as falanges se deslocam simultaneamente fechando o dedo sem que se possa executar a preensão (equivalência semelhante encontramos na mão natural). As posições limites são estabelecidas pela localização adequada dos anéis flexores em relação às molas presas no êmbolo.

II.3.2. Forças e Torques Atuantes sobre o Dedo

O problema estudado neste tópico está relacionado com o movimento do conjunto de juntas do dedo sobre a aplicação do conjunto de torques fornecidos pelo mecanismo de acomodação. Consideremos neste estudo a natureza sequencial dos movimentos das juntas do dedo, na respectiva ordem de movimento: primeiro a falange distal se movimenta até uma posição definida como limite, para acionar a falange medial. Acionada a falange medial, esta se desloca até a posição estabelecida como limite para acionar a falange distal.

II.3.2.1. Orientação dos sistemas de coordenadas das juntas

Os sistemas de coordenadas do dispositivo mostradas na figura II.2, estão representados no diagrama esquemático da figura II.5.

As origens dos sistemas de coordenadas, ou seja, os pontos que coincidem com A, B e C, na figura II.2, são origens relativas ao movimento das falanges que estão ligadas a esses pontos.

Os centros de massa e as extremidades das falanges são representados no sistema de coordenadas da origem dessa falange, através da matriz de orientação, R (matriz de cossenos diretores), dessa falange.

O eixo de rotação da junta $i+1$, pode ser representado no sistema

de coordenadas da junta i , através da matriz de orientação, ${}^{i+1}_i R$, dessa última. A representação inversa, pode ser feita através da relação com a matriz inversa de ${}^{i+1}_i R$, ou seja, com ${}^i_{i+1} R$.

As matrizes ${}^{i+1}_i R$ e ${}^i_{i+1} R$ definidas como matrizes de orientação de um sistema de coordenadas de uma junta com relação a outra, são dadas por:

$${}^{i+1}_i R = \begin{bmatrix} \cos(\theta_{i+1}) & \sin(\theta_{i+1}) & 0 \\ -\sin(\theta_{i+1}) & \cos(\theta_{i+1}) & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

$${}^i_{i+1} R = \begin{bmatrix} \cos(\theta_{i+1}) & -\sin(\theta_{i+1}) & 0 \\ \sin(\theta_{i+1}) & \cos(\theta_{i+1}) & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

II.3.2.2. Cálculo de velocidades e acelerações

A análise matemática para o cálculo de forças e torques nas falanges, está baseada nas equações de Newton-Euler que descrevem os movimentos rotacionais de corpos rígidos em termos de forças, inércias e momentos [Asada-86, Craig-89].

A figura II.6(a), mostra um corpo rígido cujo centro de massa está acelerado com aceleração $\dot{V}_c$. Nesta situação, a força F , atuando no centro de massa, que causa esta aceleração, é dada pela equação de Newton,

$$(II.11) \quad F = m \dot{V}_c$$

onde m é a massa total do corpo e $\dot{V}_c$ é a aceleração do seu centro de massa.

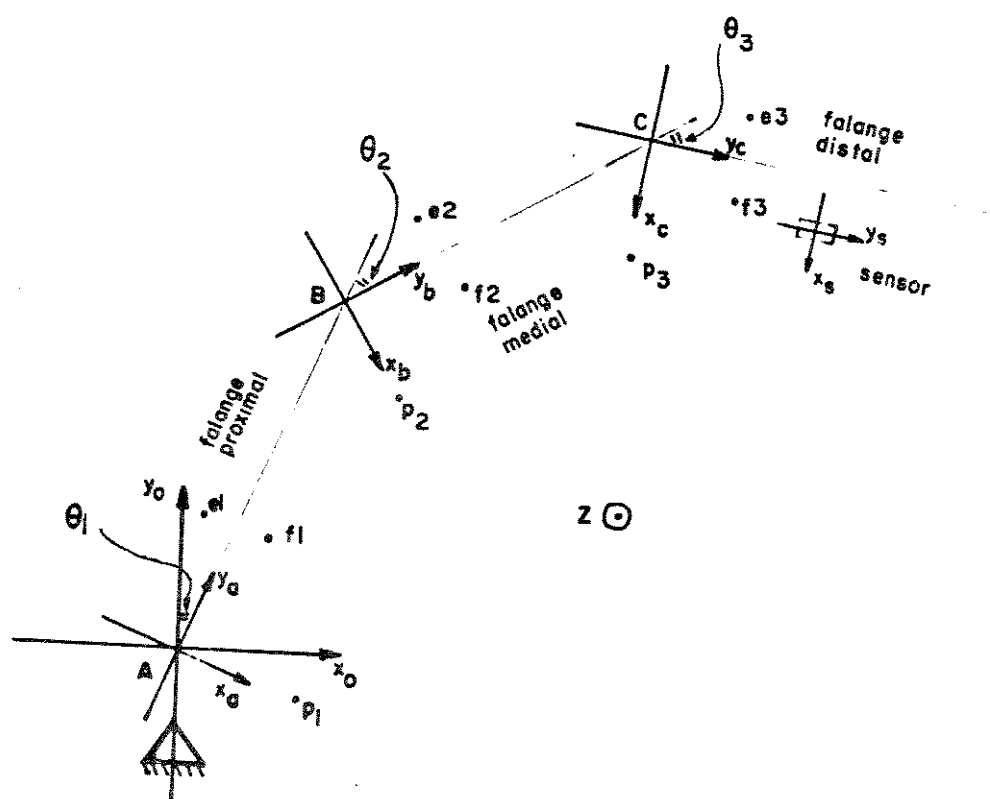


figura II.5. Sistema de coordenadas para o dispositivo da figura II.2.

A figura II.6(b), mostra um corpo rígido girando com velocidade angular, ω , e com aceleração angular, $\dot{\omega}$. O momento N que atua no corpo e causa o movimento de rotação, é dado pela equação de Euler,

$$(II.12) \quad N = {}^C I \dot{\omega} + \omega \times {}^C I \omega,$$

onde ${}^C I$ é o tensor inercial do corpo descrito em um sistema de coordenadas $\{C\}$, cuja origem está localizada no centro de massa do corpo. O segundo termo do lado direito da equação (II.12), é definido como *torque giroscópico* do corpo com relação a $\{C\}$.

De forma iterativa, das equações (II.11) e (II.12), podemos calcular o torque necessário para realizar o movimento de uma falange.

Para o cálculo da força inercial atuando na falange i é necessário calcular as velocidades angular e linear, e também a aceleração linear do centro de massa de cada falange do dedo em um dado instante.

Estes cálculos são feitos de forma iterativa partindo da falange proximal (junta A) até a falange distal (junta C) do dedo.

A "propagação" da velocidade angular de uma falange a outra é dada por,

$$(II.13) \quad {}^{i+1}\omega_{i+1} = {}^{i+1}_i R \cdot {}^i\omega_i + \dot{\theta}_{i+1} {}^{i+1}_{i+1} Z_{i+1}$$

onde o superescrito indica o sistema de coordenadas de referência para a falange $i+1$ e o subscrito indica o sistema de coordenadas no qual a falange $i+1$ está escrita, ${}^{i+1}_i R$ é a matriz de orientação da junta $i+1$ em relação a junta i , $\dot{\theta}_{i+1}$ é a velocidade da junta $i+1$ em relação a seu eixo de rotação e ${}^{i+1}_{i+1} Z_{i+1}$ é o vetor que define a direção do eixo de rotação da junta $i+1$.

A propagação da aceleração angular de uma falange a outra pode ser dada por,

$$(II.14) \quad {}^{i+1}\dot{\omega}_{i+1} = {}^{i+1}_i R \, {}^i\dot{\omega}_i + {}^{i+1}_i R \, {}^i\dot{\omega}_i \times \dot{\theta}_{i+1} {}^{i+1}_i Z_{i+1} + \ddot{\theta}_{i+1} {}^{i+1}_i Z_{i+1}$$

A aceleração linear do sistema de coordenadas da origem (eixo de rotação) de cada falange é dada por:

$$(II.15) \quad {}^{i+1}\dot{V}_{i+1} = {}^{i+1}_i R \left[{}^i\dot{\omega}_i \times {}^i P_{i+1} + {}^i\omega_i \times ({}^i\omega_i \times {}^i P_{i+1}) + {}^i\dot{V}_i \right]$$

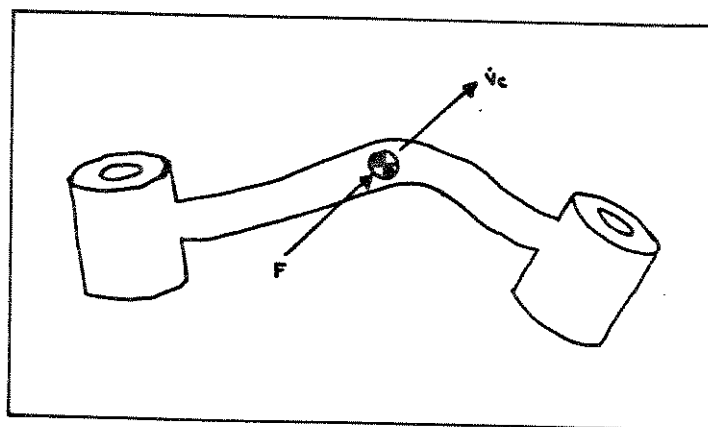
onde ${}^i P_{i+1}$ é o vetor de localização da origem do sistema de coordenadas da falange $i+1$ com relação a origem do sistema de coordenadas da falange i . Este possui a orientação de $\{i\}$.

A aceleração do centro de massa de cada falange pode ser dada por

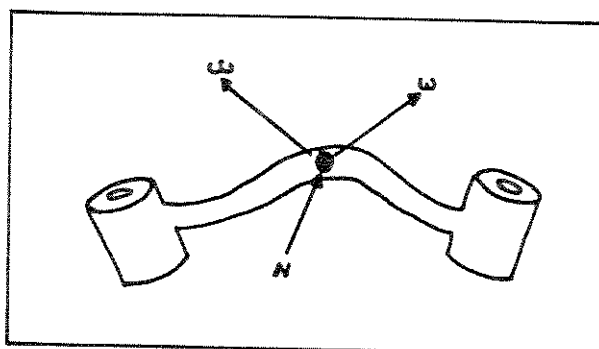
$$(II.16) \quad {}^{i+1}\dot{V}_{C_{i+1}} = {}^{i+1}\dot{\omega}_{i+1} \times {}^{i+1}P_{C_{i+1}} + \dots$$

$${}^{i+1}\omega_{i+1} \times ({}^{i+1}\omega_{i+1} \times {}^{i+1}P_{C_{i+1}}) + {}^{i+1}\dot{V}_{i+1}$$

onde consideramos um sistema de coordenadas $\{C_i\}$, para falange i , com a origem localizada no seu centro de massa, e com a mesma orientação do sistema de coordenadas do eixo da falange i $\{i\}$. A equação (II.16) não descreve o movimento de todos os pontos da falange i , mas o movimento do seu centro de massa, cuja posição é dada pelo vetor P_{C_i} com origem em $\{i\}$.



(a)



(b)

figura II.6. Diagrama de corpo livre da junta i . (a) força atuando no centro de massa de um corpo, (b) momento atuando no centro de massa de um corpo.

A aplicação das equações à falange proximal é extremamente simples, desde que a velocidade e a aceleração da falange metacarpal sejam iguais a zero, ou seja, ${}^0\omega_0 = {}^0\dot{\omega}_0 = 0$.

II.3.2.3. Força e torque atuando em uma falange

Tendo calculado as acelerações angulares e as acelerações lineares do centro de massa de cada falange, podemos então, aplicar as equações de Newton-Euler adaptadas para o cálculo da força inercial e o momento que atuam no centro de massa de cada falange:

$$(II.17a) \quad F_i = m_i \dot{V}_{c_i} + F_{tf_i} + F_{te_i}$$

$$(II.17b) \quad N_i = {}^{c_i I} \dot{\omega}_i + \omega_i \times {}^{c_i I} \omega_i,$$

onde $m_i \dot{V}_{c_i}$ é a força inercial atuando no centro de massa da falange i , F_{tf_i} força aplicada pelo tendão flexor e F_{te_i} força devido ao tendão extensor.

Partindo do conjunto de forças e momentos atuando em cada falange, calculamos a força e o torque em cada junta que produz o movimento da falange. Isto pode ser feito, escrevendo o balanço de forças e de momentos que atuam na falange i , baseado no diagrama de corpo livre desta falange, como mostra a figura II.7. Sobre cada falange atuam forças e torques exercidos pelas falanges vizinhas e pelos tendões, onde os esforços resultantes são dados pelas equações (II.17a) e (II.17b).

A soma das forças que atuam na falange i , realizando o balanço das forças visto na figura II.6a, é dada por

$$(II.18) \quad {}^i F_i = {}^i f_i - {}^i R^{i+1} f_{i+1}$$

Fazendo a soma dos momentos sobre o centro de massa igual a zero, temos então o balanço de momentos dado por,

$$(II.19) \quad {}^iN_i = {}^in_i - {}^in_{i+1} + ({}^iP_{C_i}) \times {}^if_i - ({}^iP_{i+1} {}^iP_{C_i}) \times {}^if_{i+1}$$

Usando o resultado do balanço de forças e adicionando a matriz de orientação, podemos escrever (II.19) como

$$(II.20) \quad {}^iN_i = {}^in_i - {}^iR^{i+1} {}^in_{i+1} - {}^iP_{C_i} \times {}^iF_i - {}^iP_{i+1} \times ({}^iR^{i+1} {}^if_{i+1})$$

Então, a partir das equações (II.18) e (II.20), podemos rearranjar as relações de força e torque, tal que estas apareçam como relações iterativas entre as falanges $i+1$ e a falange i , ou seja,

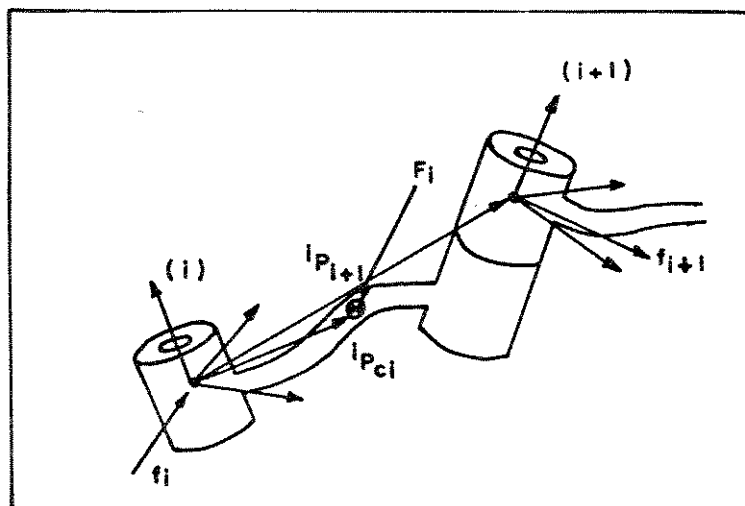
$$(II.21) \quad {}^if_i = {}^iR^{i+1} {}^if_{i+1} + {}^iF_i$$

$$(II.22) \quad {}^in_i = {}^iN_i + {}^iR^{i+1} {}^in_{i+1} + {}^iP_{C_i} \times {}^iF_i + {}^iP_{i+1} \times ({}^iR^{i+1} {}^if_{i+1})$$

Estas equações são calculadas de forma iterativa, falange por falange, partindo da falange distal até a falange proximal.

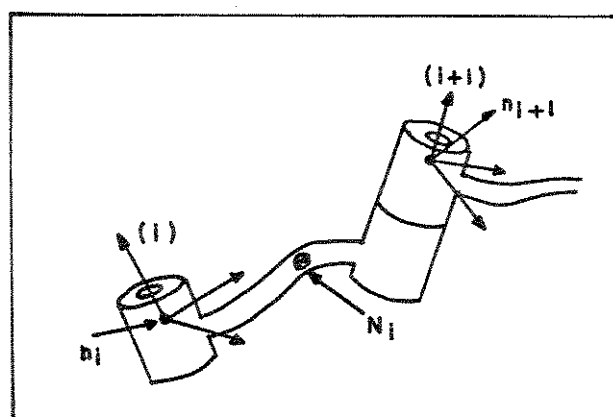
O torque necessário para o movimento da falange i é dado por,

$$(II.23) \quad \tau_i = {}^in_i^t {}^iZ_i$$



f_i = força exercida na falange i pela falange $i-1$,

(a)



n_i = torque exercido na falange i pela falange $i-1$.

(b)

figura II.7. (a) Forças que atuam na falange i , (b) Momentos que atuam na falange i .

II.3.2.4. Força aplicada à falange distal do dedo

Um sensor de força, como mostra a figura II.8, localizado na extremidade distal do dedo, registra a força exercida pelo dedo sobre a superfície de um objeto. A localização deste sensor na extremidade distal, indica que o movimento livre da junta distal está concluído e o objeto está preso pelo dedo. A intensidade da força registrada pelo sensor é aplicada como sinal de força de preensão a um circuito local de realimentação de força no sistema de controle (isso será visto no capítulo III), que produz um aumento no torque proporcionado pelos tendões às juntas.

A força aplicada pela falange distal no ponto onde está localizado o sensor, pode ser calculada quando as posições das juntas θ_1 , θ_2 e θ_3 , estão fixas e definidas pela forma do objeto. Portanto, a relação estática entre força exercida pela extremidade distal do dedo sobre o objeto e o torque desenvolvido nas juntas devido às forças aplicadas a estas, pode ser dada pelo Jacobiano [Craig-89] definido por,

$$(II.24) \quad J_s = \begin{bmatrix} \frac{\partial X_s}{\partial \theta_1} & \frac{\partial X_s}{\partial \theta_2} & \frac{\partial X_s}{\partial \theta_3} \\ \frac{\partial Y_s}{\partial \theta_1} & \frac{\partial Y_s}{\partial \theta_2} & \frac{\partial Y_s}{\partial \theta_3} \end{bmatrix}$$

onde X_s e Y_s são as posições cartesianas do sensor no sistema de coordenadas da origem de coordenadas (X_o, Y_o) , ou seja,

$$X_s = l_1 \cdot \sin(\theta_1) + l_2 \cdot \sin(\theta_1 + \theta_2) + l_3 \cdot \sin(\theta_1 + \theta_2 + \theta_3 + \theta_s)$$

$$Y_s = l_1 \cdot \cos(\theta_1) + l_2 \cdot \cos(\theta_1 + \theta_2) + l_3 \cdot \cos(\theta_1 + \theta_2 + \theta_3 + \theta_s)$$

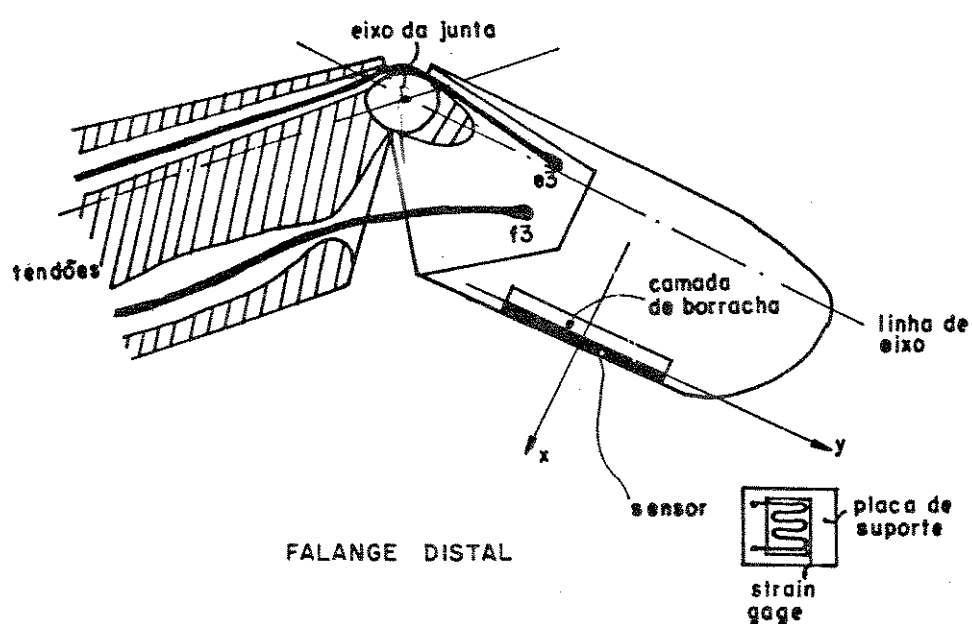


figura II.8. Sensor de força localizado na extremidade distal do dedo

$$\frac{\partial X_S}{\partial \theta_1} = 11.\cos(\theta_1) + 12.\cos(\theta_1+\theta_2) + 1s.\cos(\theta_1+\theta_2+\theta_3+\theta_5)$$

$$\frac{\partial X_S}{\partial \theta_2} = 12.\cos(\theta_1+\theta_2) + 1s.\cos(\theta_1+\theta_2+\theta_3+\theta_5)$$

$$\frac{\partial Y_S}{\partial \theta_3} = 1s.\cos(\theta_1+\theta_2+\theta_3+\theta_5)$$

e

$$\frac{\partial Y_S}{\partial \theta_1} = -11.\cos(\theta_1) - 12.\cos(\theta_1+\theta_2) - 1s.\cos(\theta_1+\theta_2+\theta_3+\theta_5)$$

$$\frac{\partial Y_S}{\partial \theta_2} = -12.\cos(\theta_1+\theta_2) - 1s.\cos(\theta_1+\theta_2+\theta_3+\theta_5)$$

$$\frac{\partial Y_S}{\partial \theta_3} = -1s.\cos(\theta_1+\theta_2+\theta_3+\theta_5)$$

A relação entre o torque e a força aplicada ao sensor pode ser dada por,

$$(II.25) \quad \tau(t) = J^t F_s(t)$$

onde J^t é a matriz transposta do Jacobiano e $F_s(t)$ a força aplicada ao sensor S, cuja orientação depende das componentes das forças derivadas dos torques nas juntas e pode ser dada pelo vetor $F_s(t) = [f_x(t), f_y(t)]$.

Esta força é registrada somente no instante em que o dedo envolve uma região do objeto preso (sensor de força toca o objeto).

II.3.3. Mecanismo de acomodação

Neste tópico é elaborado o modelo matemático do mecanismo de acomodação. Este mecanismo exerce a função de adaptação automática da mão a forma do objeto, preservando algumas das formas de preensão da mão humana sem aumentar os graus motorizados [Tomovic-75].

A figura II.9 representa o diagrama de corpos livres do mecanismo apresentado na figura II.3. Este dispositivo é capaz de fornecer movimentos sucessivos às falanges dos dedos e aumentar a força sobre estas quando um objeto estiver sendo preso.

O deslocamento do êmbolo de massa m_e , proporcionado pela força $F_{ef}(t)$, faz com que as molas m_{f1} , m_{f2} e m_{f3} desloquem os anéis Or_{f1} , Or_{f2} e Or_{f3} de forma sequencial. Este movimento é transferido aos tendões T_{f1} , T_{f2} e T_{f3} , e consequentemente às falanges proximal, medial e distal.

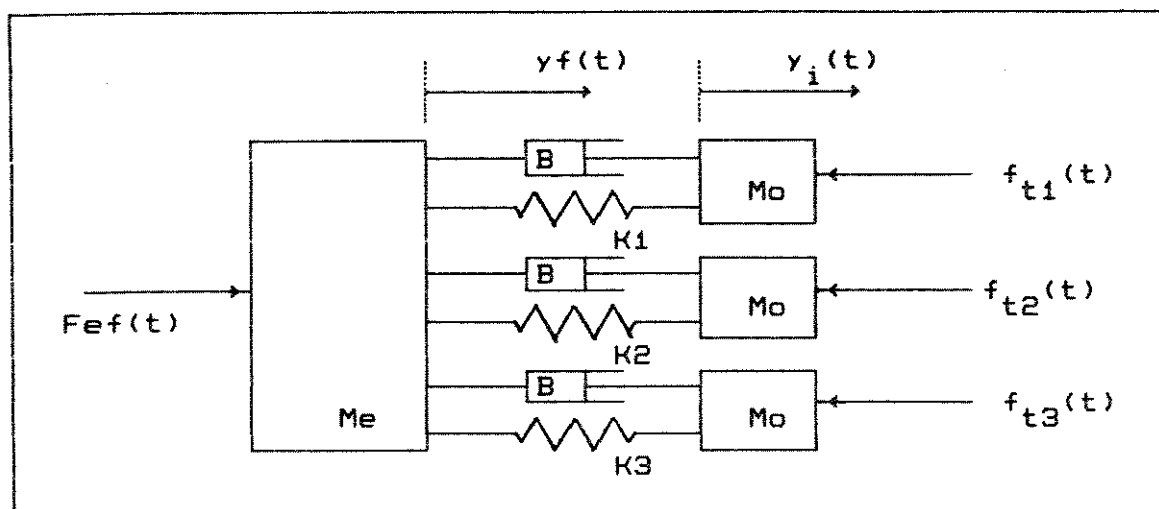
Da figura II.9b, a força resultante que atua sobre o êmbolo flexor é dada por,

$$(II.27) \quad m_e \ddot{y}_f(t) = F_{ef}(t) - \sum_{i=1}^3 B(\dot{y}_f(t) - \dot{y}_i(t)) + k_i(y_f(t) - y_i(t))$$

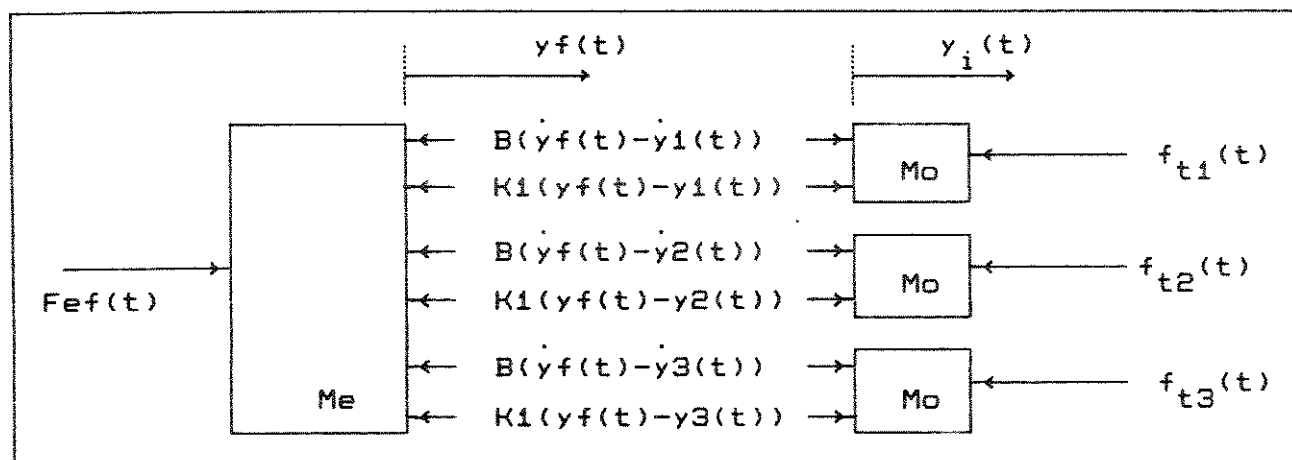
onde $F_{ef}(t)$ é a força de acionamento do êmbolo derivada do torque desenvolvido no eixo do motor, B é o coeficiente de atrito viscoso entre anel e êmbolo, k_i é a rigidez da mola flexora i , $y_f(t)$ é o deslocamento do êmbolo, $y_i(t)$ é o deslocamento do anel i .

Da figura II.9b, temos também que a força aplicada ao anel flexor é dada por,

$$(II.28) \quad m_{Or} \ddot{y}(t) = B(\dot{y}_f(t) - \dot{y}_i(t)) + k_i(y_f(t) - y_i(t)) - f_t(t)$$



(a)



(b)

figura II.9. Diagrama de corpos livres para o mecanismo de acomodação. (a) Diagrama de corpos, (b) distribuição de forças.

onde $f_{t_i}(t)$ está relacionada com o acoplamento inercial entre as falanges e as componentes das forças aplicadas pelos tendões extensores nos pontos e_i 's das falanges, e m_{or} é a massa de um anel.

Portanto, de (II.27) e (II.28), podemos obter a equação de estados que descreve o movimento do êmbolo e dos anéis, em função das forças aplicadas $F_{ef}(t)$ e $f_t(t)$. Esta equação é dada pelo arranjo de vetores e matrizes a seguir,

(II.29)

$$\begin{bmatrix} v_f(t) \\ \frac{dv_f(t)}{dt} \\ v_1(t) \\ \frac{dv_1(t)}{dt} \\ v_2(t) \\ \frac{dv_2(t)}{dt} \\ v_3(t) \\ \frac{dv_3(t)}{dt} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 0 & 1 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ -\frac{k_1}{m} & -\frac{B}{m} & \frac{k_1}{m} & \frac{B}{m} & \frac{k_2}{m} & \frac{B}{m} & \frac{k_3}{m} & \frac{B}{m} \\ 0 & 0 & 0 & 1 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ \frac{k_1}{m_{or}} & \frac{B}{m_{or}} & -\frac{k_1}{m_{or}} & -\frac{B}{m_{or}} & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 1 & 0 & 0 \\ \frac{k_2}{m_{or}} & \frac{B}{m_{or}} & 0 & 0 & -\frac{k_2}{m_{or}} & -\frac{B}{m_{or}} & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 1 \\ \frac{k_3}{m_{or}} & \frac{B}{m_{or}} & 0 & 0 & 0 & 0 & -\frac{k_3}{m_{or}} & -\frac{B}{m_{or}} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} y_f(t) \\ v_f(t) \\ y_1(t) \\ v_1(t) \\ y_2(t) \\ v_2(t) \\ y_3(t) \\ v_3(t) \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} 0 \\ \frac{F_{ef}(t)}{m} \\ 0 \\ -\frac{f_{t1}(t)}{m_{or}} \\ 0 \\ -\frac{f_{t2}(t)}{m_{or}} \\ 0 \\ -\frac{f_{t2}(t)}{m_{or}} \end{bmatrix}$$

(II.30)

$$\begin{bmatrix} y_f(t) \\ v_f(t) \\ y_1(t) \\ v_1(t) \\ y_2(t) \\ v_2(t) \\ y_3(t) \\ v_3(t) \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} y_f(t) \\ v_f(t) \\ y_1(t) \\ v_1(t) \\ y_2(t) \\ v_2(t) \\ y_3(t) \\ v_3(t) \end{bmatrix}$$

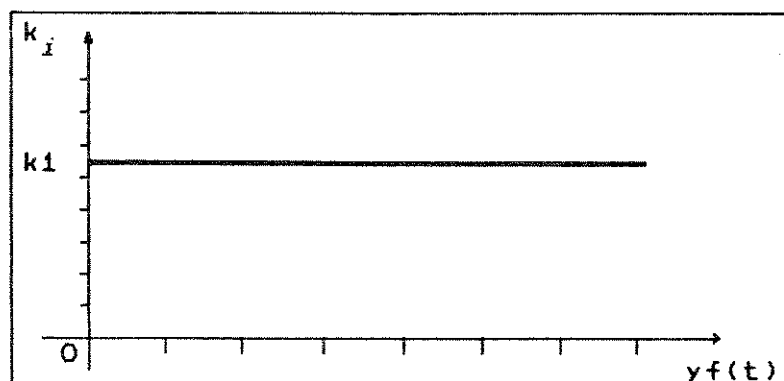
onde $y_i(t)$ e $v_i(t)$ são posição e velocidade do anel i , $y_f(t)$ e $v_f(t)$ são posição e velocidade do êmbolo flexor.

As equações (II.29) e (II.30) representam o desenvolvimento temporal das posições do êmbolo flexor e dos anéis flexores em função das forças $F_{ef}(t)$ e $f_{t_i}(t)$.

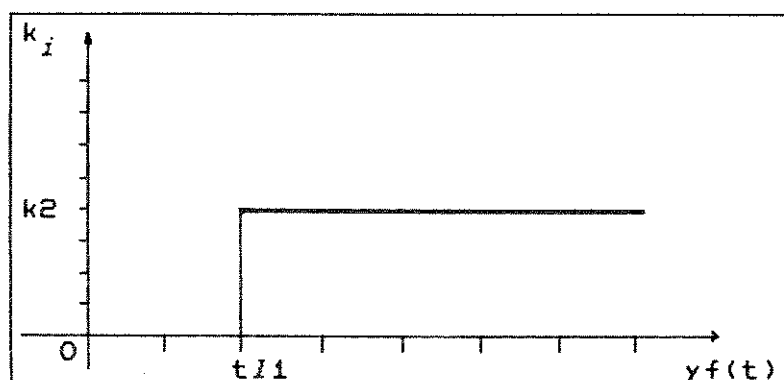
Considerando a definição de movimentos sequenciais para os anéis flexores, a relação entre a rigidez fictícia das molas e o deslocamento do êmbolo flexor, pode ser vista conforme a figura II.10, onde $y_f(t)$ é dado em metros e k_i em N/m.

No instante em que $y_f(t)$ é igual a $y_f(t_{1_i})$, k_i nas equações II.27 e II.28, passa para o valor da rigidez da mola i , K_i , e o termo relacionado com k_i é adicionado na equação (II.27), isso porque k_i tem seu valor igual a zero antes daquele instante. Isso produz um aumento insignificante na inércia transferida ao eixo do motor devido a transferência de carga por parte da força de extensão aplicada a falange.

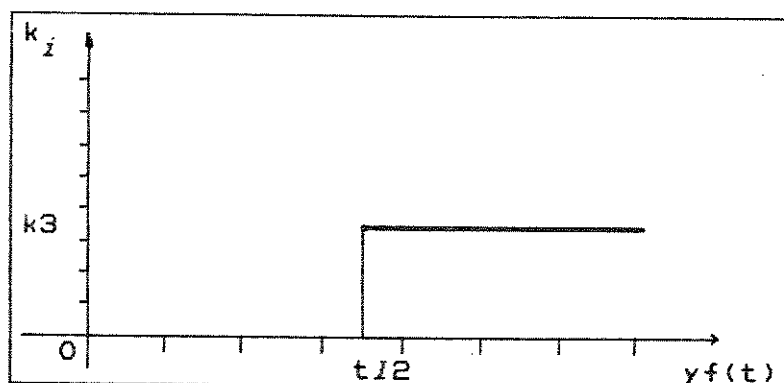
O diagrama em blocos da figura II.9b, é mostrado na figura II.11. O deslocamento do êmbolo flexor $y_f(t)$ produz a força aplicada sobre



(a)



(b)



(c)

figura II.10. Relação espacial entre o deslocamento do êmbolo flexor $y_f(t)$ e a rigidez da mola k_i . (a) mola 1, (b) mola 2 e (c) mola 3.

os anéis flexores, através do acoplamento mecânico existente entre esses. Uma força adicional no deslocamento do anel flexor é atribuída à velocidade do êmbolo flexor $v_f(t)$, que positivamente contribui com a força desenvolvida pela mola sobre o anel.

O sistema de equações dado por (II.29) e (II.30) pode ser representado na seguinte forma vetorial [Ogata-82],

$$(II.31) \quad \dot{X}(t) = A \cdot X(t) + B \cdot U(t)$$

$$(II.32) \quad Y(t) = C \cdot X(t)$$

onde a equação diferencial de primeira ordem (II.31) é a equação de estados do MA, e a equação algébrica (II.32) é a equação de variáveis de saída para o MA; $\dot{X}(t)$ é o vetor de derivadas do vetor $X(t)$, e $X(t)$ é vetor de estados do sistema MA; $U(t)$ é o vetor formado pelos sinais de entrada $F_{ef}(t)$ e $f_{t_i}(t)$. Portanto, temos que,

$$\dot{X}(t) = \begin{bmatrix} v_f(t) \\ \frac{dv_f(t)}{dt} \\ v_1(t) \\ \frac{dv_1(t)}{dt} \\ v_2(t) \\ \frac{dv_2(t)}{dt} \\ v_3(t) \\ \frac{dv_3(t)}{dt} \end{bmatrix}, \quad A = \begin{bmatrix} 0 & 1 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ -\frac{k_1}{m} & -\frac{B}{m} & \frac{k_1}{m} & \frac{B}{m} & \frac{k_2}{m} & \frac{B}{m} & \frac{k_3}{m} & \frac{B}{m} \\ 0 & 0 & 0 & 1 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ \frac{k_1}{m_{or}} & \frac{B}{m_{or}} & -\frac{k_1}{m_{or}} & -\frac{B}{m_{or}} & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 1 & 0 & 0 \\ \frac{k_2}{m_{or}} & \frac{B}{m_{or}} & 0 & 0 & -\frac{k_2}{m_{or}} & -\frac{B}{m_{or}} & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 1 \\ \frac{k_3}{m_{or}} & \frac{B}{m_{or}} & 0 & 0 & 0 & 0 & -\frac{k_3}{m_{or}} & -\frac{B}{m_{or}} \end{bmatrix}$$

$$X(t) = \begin{bmatrix} y_f(t) \\ v_f(t) \\ y_1(t) \\ v_1(t) \\ y_2(t) \\ v_2(t) \\ y_3(t) \\ v_3(t) \end{bmatrix}, \quad B = \begin{bmatrix} 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & \frac{1}{m} & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & \frac{-1}{m} & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & \frac{-1}{m_{or}} & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & \frac{-1}{m_o} \end{bmatrix}, \quad U(t) = \begin{bmatrix} 0 \\ Fef(t) \\ 0 \\ -ft_1(t) \\ 0 \\ -ft_2(t) \\ 0 \\ -ft_3(t) \end{bmatrix}$$

As equações (II.31) e (II.32) são desenvolvidas de forma discretizada, onde a transformação de equações de estados para a forma discreta é dada pela equação [Ogata-82],

$$(II.32) \quad x((k+1).T) = G(T).x(kT) + H(T).u(kT)$$

onde

$$G(T) = e^{AT}$$

$$H(T) = \left(\int_0^T e^{AT} dt \right) . B$$

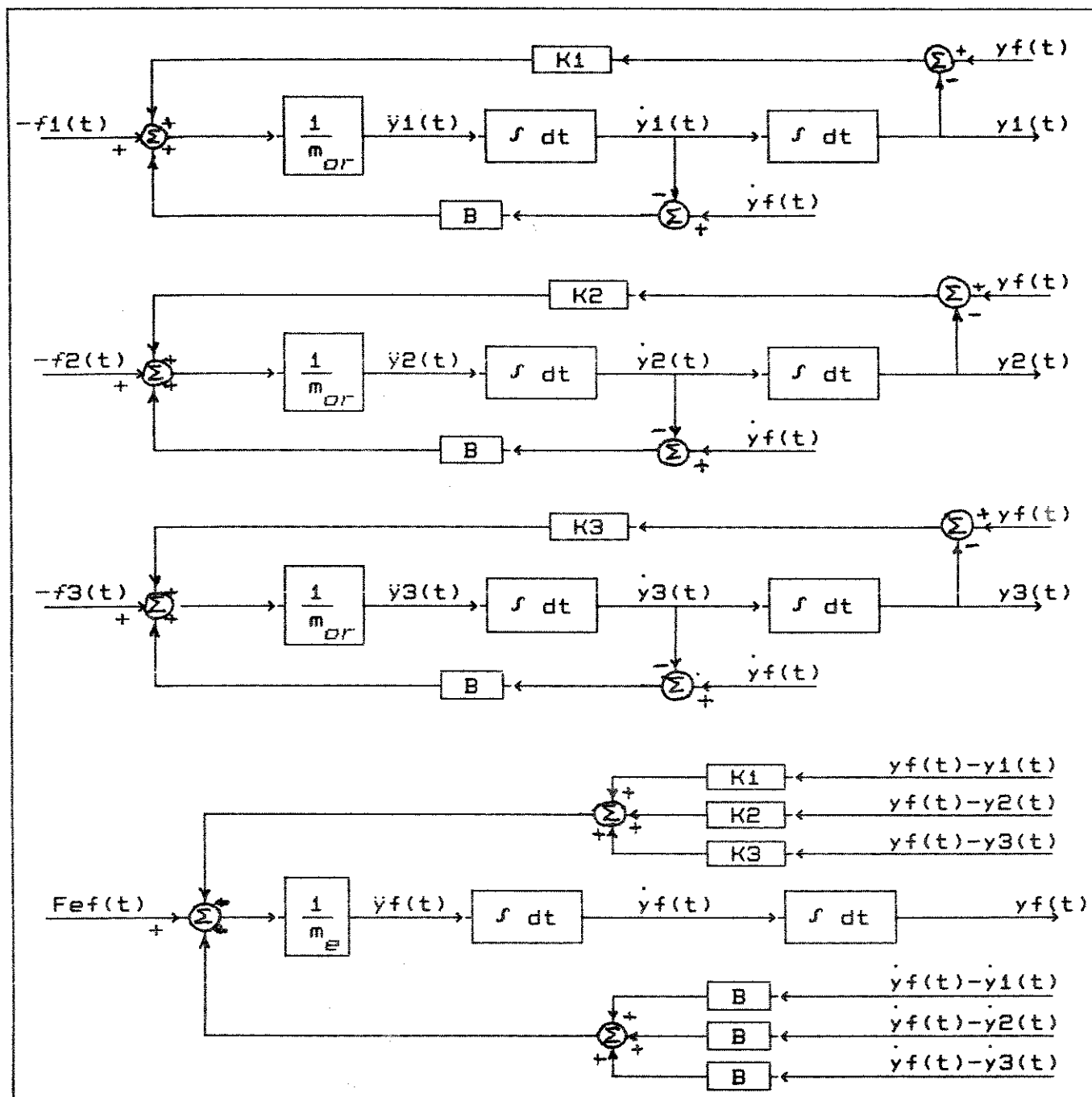


figura II.11. Diagrama em blocos do MA.

são matrizes dos parâmetros que transformam o sistema de equações diferenciais dado pelas equações II.27 e II.28, na forma discretizada, dada pela equação II.32. O processo de discretização é realizado sob um tempo T (tempo de discretização). O procedimento de discretização é executado neste trabalho para que o sistema elaborado, seja processado em microcomputador digital, e o desenvolvimento das variáveis do MA sejam obtidas em função das variáveis dos sistemas adjacentes.

Neste capítulo desenvolve-se o equacionamento matemático dos sistemas de controle de velocidade e de força para o acionamento do MA. A força $F_{ef}(t)$ que aciona o êmbolo flexor é derivada do torque desenvolvido no eixo do motor através do sistema de redução. A ação de controle sugerida é do tipo PI, cujas características são suficientes para estudar o controle de velocidade de acionamento do motor.

III.1. Sistema de Acionamento

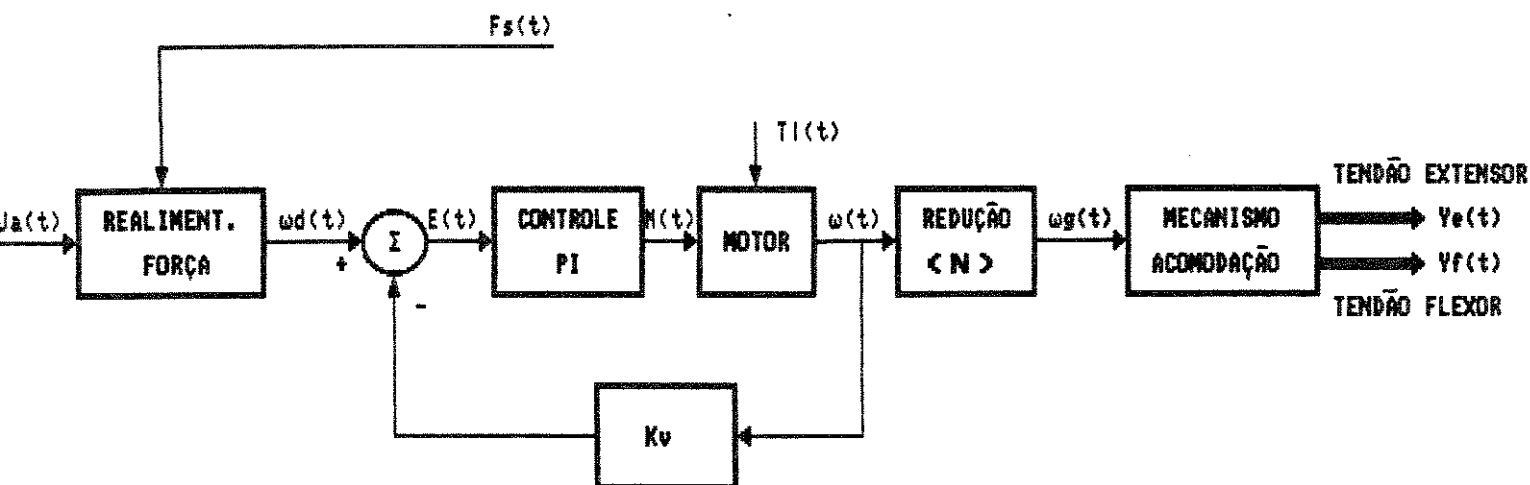
A ação escolhida para controlar o acionamento do mecanismo de acomodação é do tipo PI (Proporcional mais Integral). A ação PI possui como característica fundamental o ajuste do sinal de erro atuante a um valor nulo quando o sinal de controle é não nulo.

A velocidade do motor é controlada diretamente pelo sinal oriundo do sistema PI. A entrada da ação PI é o sinal de erro atuante, que é resultado da diferença entre o sinal de comando, $W_d(t)$ (sinal resultante da malha de realimentação de força), e o sinal de velocidade registrado por um tacômetro, $W(t)$, no motor. O sinal de comando, $W_d(t)$, está relacionado com o sinal mioelétrico (ME) e com o sinal registrado pelo sensor de força na extremidade distal do dedo [Salisbury-69].

O diagrama em blocos do sistema de controle do mecanismo de acionamento está mostrado na figura III.1, onde os sistemas de realimentação de força e controle de velocidade estão representados.

No sistema de realimentação de força (figura III.2) o sinal $F_s(t)$ controla o ganho do ramo de A_1 . O sinal de saída deste ramo aumenta o torque no eixo do motor através do sinal $M(t)$. O ramo de A_0 deve ser uma malha amplificadora para o sinal ME de controle sem a realimentação de força.

O controle da velocidade do motor DC é realizado, pelo sinal resultante do sistema de realimentação de força $W_d(t)$. A velocidade de acionamento do dispositivo depende diretamente da intensidade deste sinal. O sinal resultante, $W_d(t)$, é inicialmente formado por um sinal proporcional ao sinal ME, até o surgimento do sinal $F_s(t)$, no toque do



LEGENDA:

- $U_a(t)$: SINAL DE COMANDO
- $\omega_d(t)$: SINAL DE CONTROLE
- $F_s(t)$: SINAL DE FORÇA DE PRENSÃO
- $E(t)$: SINAL DE ERRO ATUANTE NO CONTROLADOR
- $M(t)$: SINAL DE ACIONAMENTO DO MOTOR
- $\omega(t)$: VELOCIDADE DO MOTOR
- $T_I(t)$: TORQUE TRANSMITIDO AO EIXO DO MOTOR
- $Y_e(t)$: DESLOCAMENTO DO ANEL EXTENSOR
- $Y_f(t)$: DESLOCAMENTO DO ANEL FLEXOR

figura III.1. Diagrama em blocos do Sistema de realimentação de Força e controle de velocidade.

sensor de força em um objeto, dado pela equação (II.25). Com o sinal $F_s(t)$, a velocidade do motor tende a diminuir, pelo aumento da inércia transferida ao eixo motor, mesmo que o sinal $M(t)$ aumente. A força de preensão tende a aumentar pelo aumento no torque de saída no eixo do motor, proporcionado pelo aumento de $M(t)$.

III.2. Sistema de realimentação de força

O controle da força de preensão sugere uma ação de controle voluntário do indivíduo amputado ou uma ação através do sistema de realimentação que é elaborado com o propósito de fornecer informações ao sistema de controle de velocidade para um aumento no sinal $W_d(t)$ e consequentemente ao sinal $M(t)$. Estas ações devem ser monitoradas através da realimentação visual que o indivíduo tem quando o dispositivo está em movimento ou fazendo uma preensão.

O aumento em $M(t)$ resulta em um aumento no torque desenvolvido no eixo de saída do motor, sendo que neste caso a ação de realimentação pode ser interrompida cessando ou reduzindo a amplitude do sinal $U_a(t)$. O diagrama em blocos representativo deste sistema é mostrado na figura III.2, onde $U_a(t)$ representa o sinal proporcional ao sinal ME desenvolvido na contração do grupo muscular acionante e $F_s(t)$ é o sinal de força registrado no sensor S.

A figura III.1 mostra que a velocidade imposta ao motor, $W_d(t)$, é dada pela soma do sinal de velocidade voluntária, $W_o(t)$, com o sinal de velocidade resultante do sistema de realimentação de força, $W_1(t)$. Quando as juntas do dedo estiverem se movimentando e o sensor S não tocar algum obtáculo, o sinal $F_s(t)$ será zero e consequentemente, $W_1(t)$, também será zero, onde o ganho A_1 é ajustado pelo sinal $F_s(t)$ através de,

$$(III.1) \quad A_1 = a.F_s(t)$$

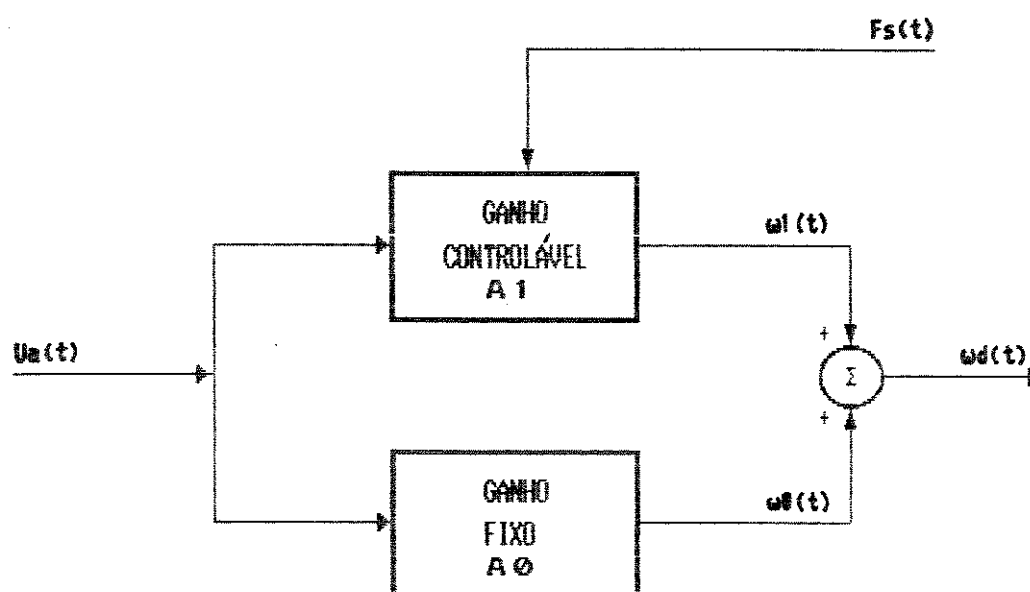


figura III.2. Sistema de realimentação de força

onde

a : fator que relaciona a variação do ganho A_1 dado em dB e o sinal de força $F_s(t)$ que é função da força aplicada ao sensor, em Newtons.

Então, das definições anteriores, temos que

$$(III.2) \quad W_0(t) = A_0.U_a(t)$$

$$(III.3) \quad W_1(t) = A_1.U_a(t)$$

E a velocidade desejada será dada por,

$$(III.4) \quad W_d(t) = W_0(t) + W_1(t)$$

Portanto, as velocidades desenvolvidas pelas falanges do dedo, quando estas estiverem livres de obstáculos, podem ser controladas por uma ação voluntária, através do sinal $U_a(t)$ no ramo direto de controle proporcional dado pela equação (III.2), cuja sensibilidade pode ser ajustada pela variação do ganho A_0 .

A força de preensão pode ser controlada voluntariamente com o aumento ou redução do sinal $U_a(t)$, ou pode ainda ser cancelada com a eliminação desse sinal, conforme pode-se observar nas equações III.1, III.2, III.3 e III.4.

O sistema de realimentação de força proporciona ao dispositivo adaptação à forma do objeto e ao peso, de maneira que a força de preensão registrada pelo sensor depende diretamente da densidade deste. Permite ainda, que o indivíduo controle essa força, para um objeto mais denso ou menos denso, conforme a necessidade de preensão e

o tipo do objeto.

III.3. Sistema de controle de velocidade

A ação de controle sugerida para o acionamento do dispositivo, como vista na seção III.2, é do tipo PI. Esta ação no empo está representada em blocos na figura III.3.

O resultado produzido pela combinação das ações de controle proporcional e integral é a combinação do efeito de cada uma individualmente. Portanto, temos que a ação proporcional (P), individualmente controla o sinal de saída do controlador $M(t)$ de forma proporcional, mas esta ação sozinha produz um erro em regime estacionário (desajuste) na resposta ao degrau, que pode ser eliminado com a inclusão de uma ação integral.

A ação integral (I), produz uma variação no sinal de controle $M(t)$ proporcional ao sinal erro atuante $E(t)$. Portanto, o sinal de saída do controlador $M(t)$ em qualquer instante é igual à área sob a curva do sinal $E(t)$ até aquele instante (figura III.4). Neste caso o sinal de controle $M(t)$ pode possuir um valor não nulo quando o sinal de erro atuante $E(t)$ é nulo. Isto é impossível no caso do controlador ser somente proporcional, desde que um sinal de controle não nulo necessita de um sinal de erro atuante não nulo (um sinal de erro atuante não nulo em regime estacionário significa que há um desajuste entre a entrada e a saída do controlador).

A ação combinada das ações de controle proporcional mais integral proporciona um sinal $E(t)$ nulo e também um sinal de controle não nulo. O sinal de erro é dado pela diferença entre o sinal de velocidade desejada, resultante do sistema de realimentação $W_d(t)$ e o sinal de referência $W(t)$ registrado pelo tacômetro no motor.

Então, da figura III.3, temos que

$$(III.5) \quad E(t) = W_d(t) - K_v.W(t)$$

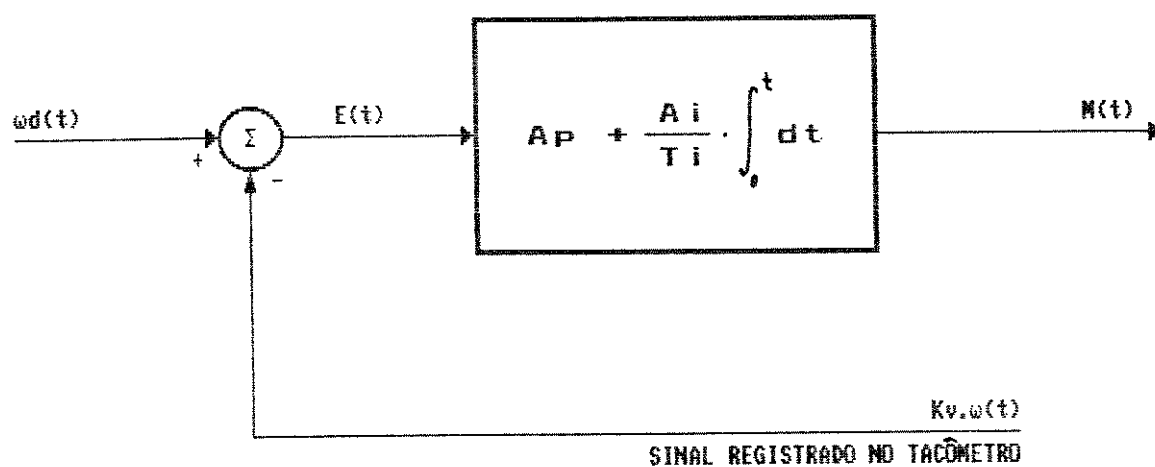


figura III.3. Ação de controle (tipo PI (proporcional+integral))

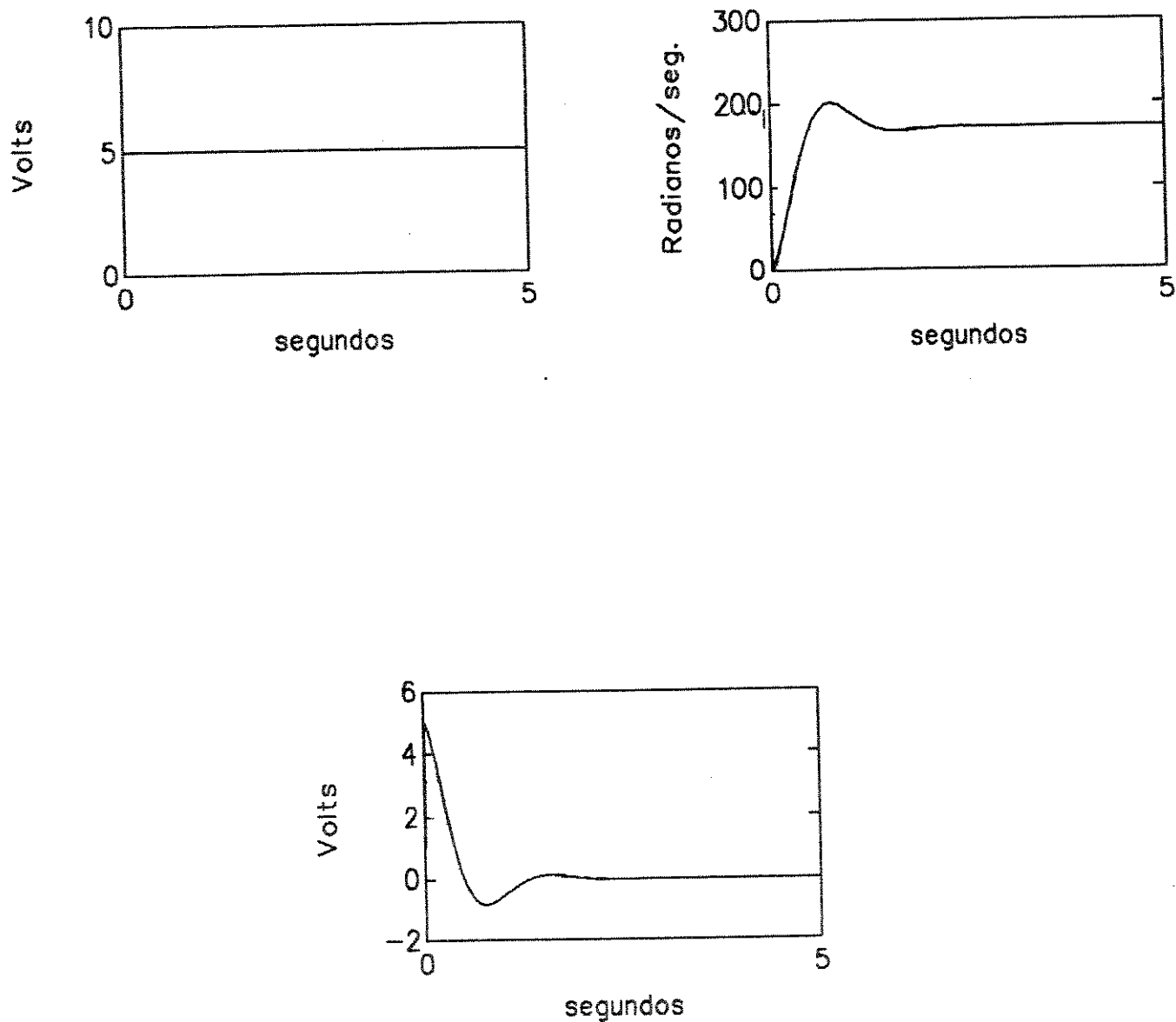


figura III.4. Erro atuante na ação de controle PI para um sinal de entrada tipo degrau. (a) sinal de entrada, (b) sinal de saída, (c) erro atuante.

$$(III.6) \quad M_p(t) = A_p \cdot E(t),$$

sinal de controle proporcional

$$(III.7) \quad M_i(t) = (A_i/T_i) \cdot \int_0^t E(t)dt,$$

sinal de controle integral

onde:

- Kv : ganho da rede de realimentação tacométrica
- A_p : ganho da rede proporcional de controle
- A_i : ganho da rede integral de controle
- T_i : tempo de integração

O sinal de acionamento, M(t), é dado por,

$$(III.8) \quad M(t) = M_p(t) + M_i(t).$$

$$(III.9) \quad M(t) = A_p \cdot E(t) + \left(\frac{A_i}{T_i} \right) \cdot \int_0^t E(t)dt$$

onde A_p representa a sensibilidade proporcional ou ganho, A_i e T_i representam o ganho do controlador integral e tempo integral respectivamente. Tanto A_p, A_i e T_i são ajustáveis. O tempo integral ajusta a ação de controle integral, enquanto uma mudança no valor de A_p afeta tanto a parte proporcional como a parte integral da ação PI. O inverso do tempo integral T_i é denominado taxa de restabelecimento. A taxa de restabelecimento é o número de vezes por minuto que a parte proporcional da ação de controle PI é duplicada.

III.4. Modelo do motor

O uso de motores para o acionamento de sistemas mecânicos com controle não digital, tem sido muito intensivo e alguns méritos, comparados a outros tipos, podem ser associados a esta opção: fácil controle, alto torque de saída para baixas velocidades, comportamento dinâmico previsível e de fácil entendimento, baixo consumo de energia (fator relativo à utilização), pequeno tamanho, baixo peso, etc.[Rivin-88, Malcolm-88].

Neste tópico fazemos uso do modelo universal de um motor DC cujo campo é fixo por um magneto permanente e controlado por armadura. Em um motor DC controlado por armadura a força contra-eletromotriz atua como um amortecimento para o transitório de velocidade e a constante de tempo do motor pode ser reduzida. O acionamento é realizado por uma fonte de tensão constante, em que a corrente fornecida ao motor pode ser controlada pelo sinal de excitação.

III.4.1. Motor DC controlado por armadura

Consideramos o motor DC controlado por armadura, como indicado na figura III.5, com os seguintes parâmetros,

- R_a : resistência do enrolamento da armadura em Ohms
- L_a : indutância do enrolamento da armadura em Henrys
- $i_a(t)$: corrente do enrolamento da armadura em Amperes
- $i_f(t)$: corrente de campo em Amperes
- $e_a(t)$: tensão aplicada na armadura em Volts
- $e_b(t)$: força-contratromotriz em Volts
- $\theta_m(t)$: deslocamento angular do eixo do motor em radianos
- $T_m(t)$: torque desenvolvido no eixo do motor em N.m
- J_m : momento de inércia equivalente do motor e da carga referida ao eixo do motor em Kg.m^2
- F_m : coeficiente de fricção-viscosa equivalente do motor e da carga referida ao eixo do motor em Kg.m/radianos/seg

O torque desenvolvido pelo motor é proporcional ao produto da corrente de armadura $i_a(t)$ e o fluxo no entreferro de ar $\psi(t)$, que por sua vez é proporcional à corrente de campo ou

$$(III.10) \quad \psi(t) = k_f \cdot i_f(t)$$

onde k_f é uma constante.

O torque pode, portanto, ser escrito

$$(III.11) \quad T_m(t) = k_f \cdot i_f(t) \cdot k_{k1} \cdot i_a(t)$$

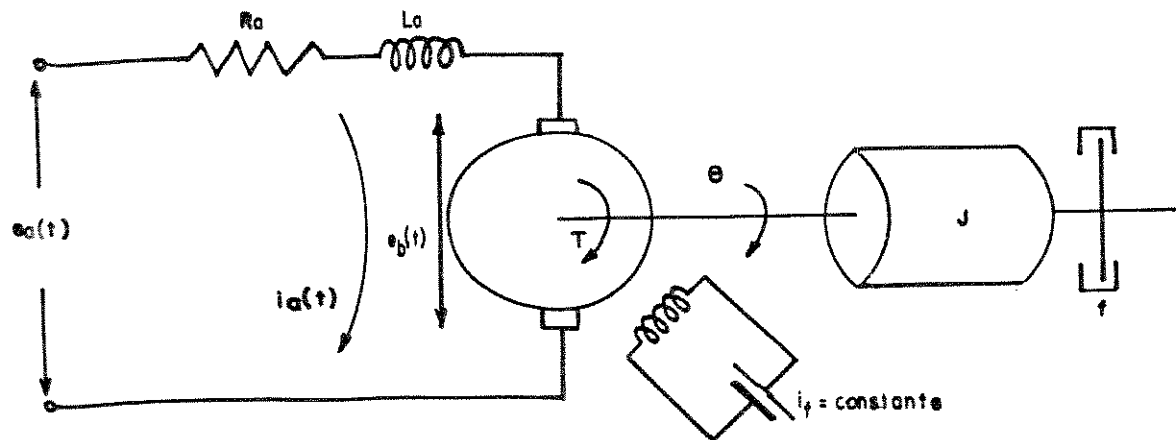
onde k_{k1} é uma constante.

No motor DC controlado por armadura, a corrente de campo é mantida constante. Para uma corrente de campo constante, resulta um fluxo no entreferro constante, e o torque torna-se diretamente proporcional à corrente de armadura, de modo que

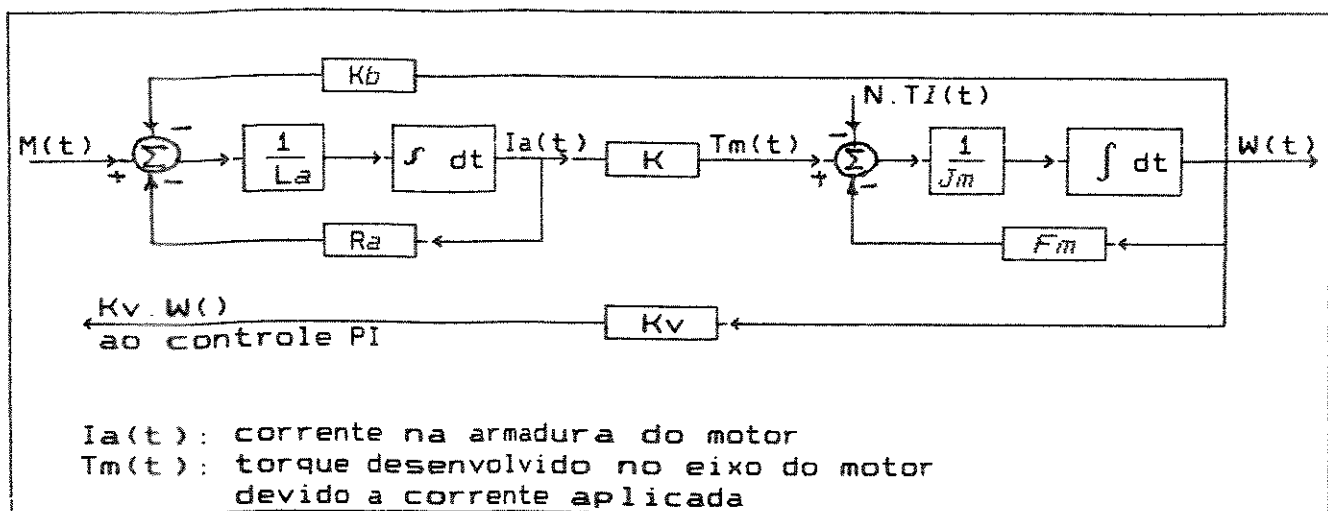
$$(III.12) \quad T_m(t) = K \cdot i_a(t)$$

onde K é a constante de torque do motor DC e pode ser dada por:

$$K = k_f \cdot i_f(t) \cdot k_{k1}$$



(a)



(b)

figura III.5. (a) Diagrama esquemático de um motor controlado por armadura, (b) diagrama em blocos no tempo

Quando a armadura está girando, é induzida nesta uma tensão proporcional ao produto do fluxo no entreferro, $\psi(t)$, e a velocidade angular, $\frac{d\theta(t)}{dt}$. Para um fluxo constante, a tensão induzida $e_b(t)$ é diretamente proporcional à velocidade angular, $\frac{d\theta(t)}{dt}$.

Portanto,

$$(III.13) \quad e_b(t) = K_b \frac{d\theta(t)}{dt}$$

onde K_b é a constante de força contra-eletromotriz.

A velocidade de um motor DC, controlado por armadura, é controlada pela tensão de armadura $e_a(t)$. Esta tensão é suprida por um amplificador. A equação diferencial para o circuito de armadura visto na figura III.5a, pode ser dada por,

$$(III.14) \quad L_a \frac{di_a(t)}{dt} + R_a i_a(t) + e_b(t) = e_a(t) = M(t)$$

A corrente de armadura produz o torque que é aplicado à inércia e à fricção, portanto,

$$(III.15) \quad J_m \frac{d^2\theta_m(t)}{dt^2} + F_m \frac{d\theta_m(t)}{dt} = T_m(t) - N.T_l(t)$$

onde J_m é o momento de inércia, F_m é a fricção viscosa e $T_l(t)$ é o torque devido a carga, transferidos ao eixo do motor pela relação de transmissão N , e

(III.16a) $J_m = J_{m0} + N^2 \cdot J_l =$ momento de inércia equivalente transferido ao eixo do motor.

J_l : momento de inércia da carga

J_{m0} : momento de inércia do motor

(III.16b) $F_m = F_{m0} + N^2 \cdot F_l =$ fricção viscosa equivalente transferida ao eixo do motor.

F_l : fricção viscosa da carga

F_{m0} : fricção viscosa do motor

Da figura III.5b, o efeito de força contra-eletromotriz é visto como sendo o sinal de realimentação proporcional à velocidade do motor. Esta força contra-eletromotriz aumenta o amortecimento efetivo do sistema. A indutância L_a no circuito de armadura normalmente é pequena e pode ser desprezada. Se L_a for desprezada, então as constantes do motor são dadas por:

$$k_m = \frac{K}{R_a \cdot f + K \cdot K_b} = \text{const. de ganho do motor}$$

$$t_m = \frac{R_a \cdot J_m^*}{R_a \cdot f + K \cdot K_b} = \text{const. de tempo do motor}$$

A matriz de estados que representa o sistema motor DC pode ser dada por,

$$(III.17) \quad \begin{bmatrix} \frac{di_a(t)}{dt} \\ \frac{dW(t)}{dt} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \frac{-R_a}{L_a} & \frac{-k_b}{L_a} \\ \frac{K}{J_m} & \frac{-F_m}{J_m} \end{bmatrix} \cdot \begin{bmatrix} i_a(t) \\ W(t) \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} \frac{1}{L_a} & 0 \\ 0 & \frac{-N}{J_m} \end{bmatrix} \cdot \begin{bmatrix} M(t) \\ T_l(t) \end{bmatrix}$$

$$(III.18) \quad \begin{bmatrix} k(t) \\ \dot{k}(t) \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 1 & 0 \\ 0 & 1 \end{bmatrix} \cdot \begin{bmatrix} ia(t) \\ W(t) \end{bmatrix}$$

As equações (III.17) e (III.18) podem ser representadas na seguinte forma de variáveis de estados,

$$(III.19) \quad \dot{z}(t) = A_m \cdot z(t) + B_m \cdot m(t)$$

$$(III.20) \quad k(t) = C_m \cdot z(t)$$

onde a equação (III.19) é a equação de estados do sistema motor e (III.20) é a equação de variáveis de saída para o sistema motor DC e

$$A_m = \begin{bmatrix} \frac{-R_a}{L_a} & \frac{-k_b}{L_a} \\ \frac{K}{J_m} & \frac{-F_m}{J_m} \end{bmatrix}, \quad B_m = \begin{bmatrix} \frac{1}{L_a} & 0 \\ 0 & \frac{-N}{J_m} \end{bmatrix}, \quad C_m = \begin{bmatrix} 1 & 0 \\ 0 & 1 \end{bmatrix}$$

As equações (III.19) e (III.20) são representadas na forma discretizada pela equação,

$$(III.21) \quad z((k+1)T) = G_m(T) \cdot z(kT) + H_m(T) \cdot m(kT)$$

onde

$$(III.22) \quad G_m(T) = e^{A_m \cdot T}$$

$$(III.23) \quad H_m(T) = \left(\int_0^T e^{A_m \cdot T} dt \right) \cdot B_m$$

são matrizes de discretização e T é o tempo de discretização definido na seção II.2.3.

III.5. Mecanismo de redução de velocidade

A velocidade de saída no eixo do motor DC é relativamente alta para o acionamento direto do MA, e também o torque desenvolvido no eixo de saída é reduzido para um acoplamento direto com o MA. Portanto, utilizamos um mecanismo para reduzir a velocidade de acionamento e ao mesmo tempo aumentar o torque proporcionado ao MA, ou seja, a força que deve acionar o êmbolo no MA, $F_{ef}(t)$.

3.5.1. Acoplamento com o motor

O sistema de redução é acoplado ao eixo do motor através de um arranjo mecânico típico, usado em sistemas de manipuladores robóticos [Malcolm-88, Rivin-88]. Este arranjo é denominado trem ordinário de engrenagens, que nesse caso é formado por dois componentes: um pinhão e uma engrenagem, como mostra a figura III.6.

A característica de redução desse arranjo pode ser descrita por algumas variáveis, como:

Raio do "pitch", R_g e r_p : distância entre o centro da engrenagem até a circunferência que passa pelo ponto médio dos dentes da engrenagem (figura III.6a).

Número de dentes, N_d : número de entradas que formam a engrenagem.

Angulo de pressão, ϕ : Angulo entre o caminho AA' de contato e a linha de ação YY' (figura III.6b).

A redução desse sistema está relacionada com as dimensões das variáveis definidas acima. Pode-se associar essa característica de redução à relação entre os raios do pinhão e o raio da engrenagem ou à relação entre o número de entradas que formam as engrenagens.

Desta forma a equação III.15, que relaciona a posição, $\theta_m(t)$, do eixo de saída do motor com o torque aplicado a este, pode ser escrita de maneira a relacionar a posição da engrenagem, $\theta_g(t)$, com o torque aplicado a esta, pela equação seguinte,

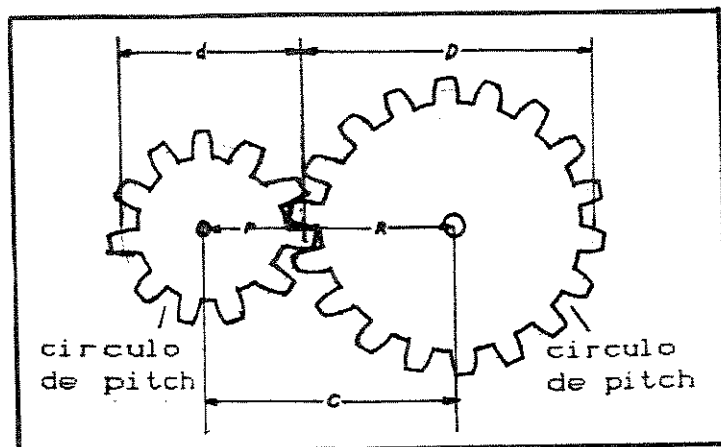
$$(III.24) \quad \frac{J_m}{N} \frac{d^2 \theta_g(t)}{dt^2} + \frac{F_m}{N} \frac{d \theta_g(t)}{dt} = T_m(t) - N \cdot T_l(t)$$

onde:

$$N : \text{taxa de transmissão} = \frac{r_p}{r_g}$$

$$\theta_g(t) = N \cdot \theta_m(t)$$

Pelas equações III.16a e III.16b, pode-se verificar que, em um sistema onde um servomotor está movimentando uma carga com inércia e fricção viscosa, estas são, para o eixo do motor, os valores originais multiplicados pelo quadrado da relação da engrenagem N [Ogata-82]. Se a relação de engrenagem for um número pequeno, o momento de inércia e a fricção do motor possuem efeitos dominantes no comportamento dinâmico do sistema.



(a)

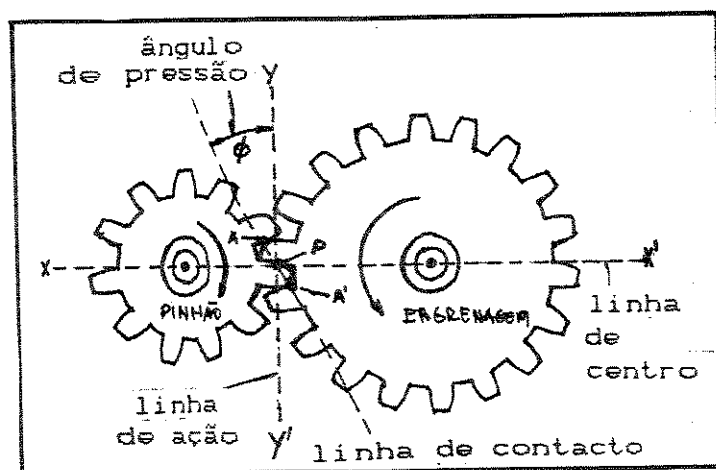


figura III.6. Sistema de acoplamento do MA ao eixo do motor, (a) dimensões, (b) ângulo de pressão do arranjo

III.5.2. Acoplamento do MA com o sistema de redução

O acoplamento entre MA e sistema de redução é realizado por um sistema composto de um parafuso com duas roscas de sentido inverso, cuja função é converter movimento angular em movimento linear.

A entrada desse mecanismo está conectada ao eixo de rotação da engrenagem mostrada no sistema de redução da figura III.6.

A montagem desse mecanismo é feita com os componentes mostrados na figura III.7. As porcas Pf e Pe são conectadas aos êmbolos flexores e extensores, respectivamente. O parafuso está conectado ao eixo de saída do sistema de redução e produz o movimento linear das porcas. O guia fixo mantém a suavidade no movimento das porcas sobre o parafuso. A inversão das roscas é para que o deslocamento das porcas sobre o parafuso seja ou de afastamento ou de aproximação. Este efeito é para que o êmbolo extensor seja facilitado, quando o flexor estiver deslocando-se e vice-versa.

O acoplamento feito pelo mecanismo da figura III.7 conduz o torque desenvolvido na saída do mecanismo de redução da figura III.6 a uma relação com a força desenvolvida sobre o êmbolo flexor, dada por,

$$(III.25) \quad F_{ef}(t) = K_{ma} \cdot T_{mr}(t)$$

onde $F_{ef}(t)$ é a força desenvolvida sobre o êmbolo flexor e $T_{mr}(t)$ é o torque desenvolvido no eixo de saída do sistema de redução, e pode ser dado por,

$$(III.26) \quad T_{mr}(t) = \frac{T_m(t)}{N} - T_I(t)$$

e

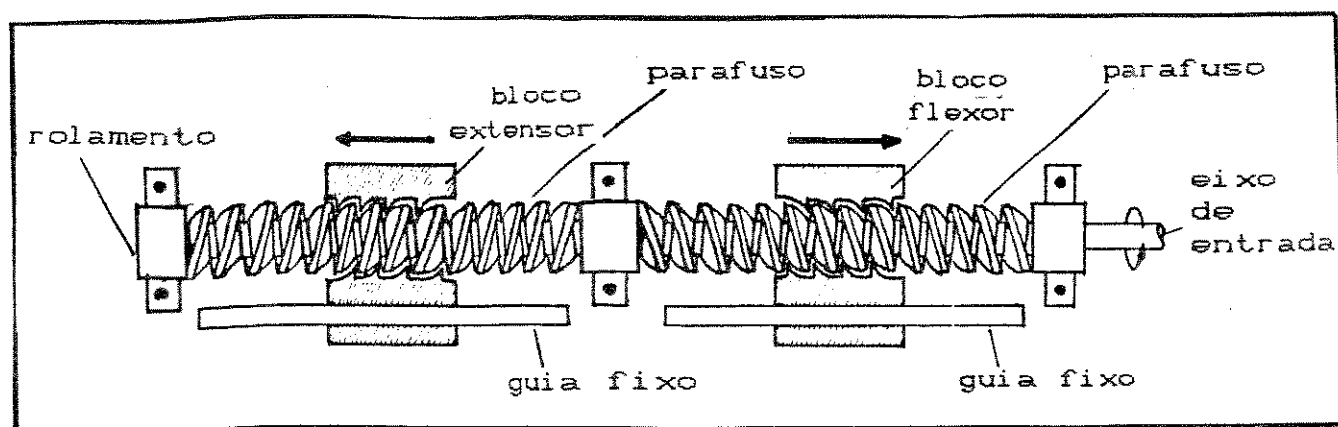


figura III.7. Componentes do sistema de acoplamento entre o sistema de redução visto na figura III.6 e o MA.

$$(III.27) \quad K_{ma} = \frac{1}{r_m \cdot \left(\frac{\tan(\gamma) + \frac{f_a}{\cos(\gamma_n)}}{1 - \frac{f_a \cdot \tan(\gamma)}{\cos(\gamma_n)}} \right) + f_c \cdot r_c}$$

onde os parâmetros abaixo, estão mostrados na figura III.8,

r_m : raio médio do parafuso sem fim

f_a : coeficiente de atrito porca e parafuso

f_c : coeficiente de atrito no pivô

r_c : raio do pivô

$\tan(\gamma_n) = \tan(\lambda) \cdot \cos(\gamma)$

O mecanismo apresentado neste tópico mostra-se adequado por possuir como característica fundamental a redução de velocidade para o acionamento do MA, e também por aplicar ao êmbolo acionante uma força necessária para deslocar as falanges de forma controlável. A transformação de movimento rotacional para linear também é um ponto favorável na utilização desse tipo de mecanismo. A inércia das juntas transferidas para o eixo do motor, através do acoplamento mecânico feito pelas molas flexoras, é grandemente reduzida nesse tipo de mecanismo [Rivin-88], favorecendo a dinâmica do motor no que diz respeito a inércia e fricção viscosa equivalente.

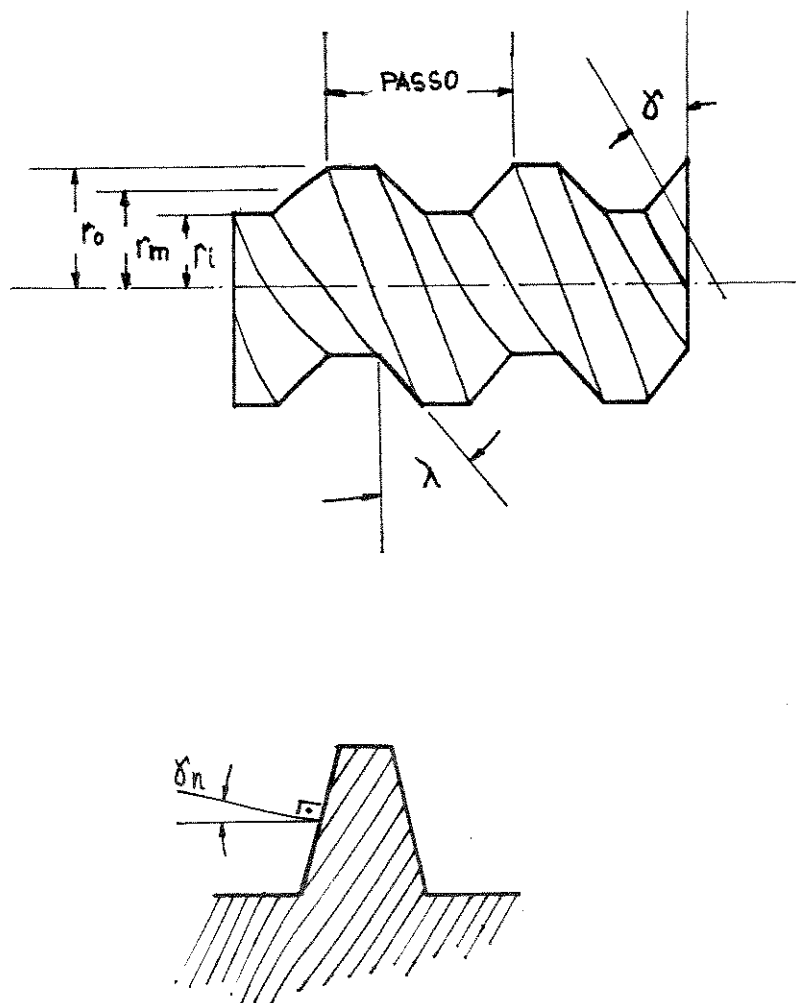


figura III.8. Parâmetros do parafuso da figura III.7.

CONSIDERAÇÕES ANALÍTICAS

Encontramos neste capítulo algumas condições analíticas sobre as quais o modelo apresentado nesse trabalho foi elaborado.

A evolução das equações desenvolvidas nos capítulos II e III, é realizada sobre algumas considerações para os parâmetros dos sistemas elaborados.

IV.1. Considerações para a evolução dinâmica do dedo

Para os sistemas, então elaborados, consideramos:

IV.1.1. Sistema de realimentação de força

a) O sistema de controle de ganho tem um comportamento perfeitamente linear com o sinal de força. Esta linearidade é regida pela equação III.1, onde o parâmetro "a" é uma constante que independe de qualquer variável dinâmica ou ambiental.

b) O ganho "A₀", na equação III.2, da malha de controle direto, é o ganho fixo de um amplificador linear que independe de qualquer parâmetro dinâmico do sistema ou variável ambiental.

c) As velocidades "W₀" e "W₁", como escrito nas equações III.2 e III.3, têm um comportamento proporcional com o sinal de comando U_a(t) e com o produto de F_s(t) e U_a(t), respectivamente.

Portanto a resposta desse sistema só depende da forma dos sinais de força F_s(t) e comando U_a(t).

IV.1.2. Sistema de controle de velocidade

a) As constantes do sistema PI, como K_i e T_i, são parâmetros ajustáveis no sistema de controle de velocidade, para uma resposta desejada.

b) O ganho da malha de realimentação tacométrica, K_v , é também um parâmetro ajustável, onde a oscilação na resposta de velocidade do motor DC pode afetar a resposta de posição das juntas do dedo. Esse parâmetro deve ser ajustado, de forma a reduzir esses efeitos transitórios.

c) Os parâmetros que caracterizam o motor DC são valores característicos de um motor comercial (motor DC-TAC de fabricação SINGER DO BRASIL). Estes parâmetros são tomados como referência para a definição dos outros parâmetros do sistema.

IV.1.3. Mecanismo de acomodação e tendões

a) O acoplamento existente entre os êmbolos e o eixo do motor através dos mecanismos vistos nas figuras III.6 e III.7, é rígido, ou seja, sem folgas e sem perdas viscosas.

b) As molas usadas no mecanismo de acomodação, são perfeitamente lineares na região de trabalho, não deformam e não apresentam folgas.

c) Os tendões que acionam as juntas, são rígidos e inextensíveis e não apresentam folgas.

IV.1.4. Prótese

a) Os acoplamentos dos tendões flexores e extensores às falanges são perfeitos. As forças aplicadas pelos tendões flexores e extensores às falanges não têm perdas por contato nos pontos de inflexão dos tendões para as forças flexoras e nas juntas para as forças extensoras.

b) O atrito viscoso nas juntas é desprezado e não tem influência no comportamento dinâmico dessas, com relação ao desenvolvimento dos torques aplicados.

c) O sensor de força S, localizado na porção distal do dedo, é um transdutor de força com características lineares, podendo ser representado pela seguinte relação:

$$(IV.3) \quad F_s(t) = k_s \cdot F_{\text{extern}}(t)$$

onde:

k_s : constante de proporcionalidade do transdutor de força;
 $F_{\text{extern}}(t)$: força proporcionada pelo objeto preso sobre o sensor S.

IV.2. Definições

Algumas definições foram consideradas no modelo para o desenvolvimento da análise dinâmica.

IV.2.1. Parâmetros vetoriais

Assume-se que a distribuição de massa nas falanges é simples, e que toda a massa se concentra no ponto de aplicação da força de flexão, ou seja, considera-se que o centro de massa de uma falange é o ponto f_i visto na figura II.2 e representado na figura II.5, onde está aplicado o tendão flexor. Portanto, os vetores P_{c_i} na equação II.16, que localizam os centros de massa das falanges, são dados por:

$$P_{c_1} = \begin{bmatrix} Dxy_1 \sin(\theta_{o_1}) \\ Dxy_1 \cos(\theta_{o_1}) \\ 0 \end{bmatrix}, \quad P_{c_2} = \begin{bmatrix} Dxy_2 \sin(\theta_{o_2}) \\ Dxy_2 \cos(\theta_{o_2}) \\ 0 \end{bmatrix}, \quad P_{c_3} = \begin{bmatrix} Dxy_3 \sin(\theta_{o_3}) \\ Dxy_3 \cos(\theta_{o_3}) \\ 0 \end{bmatrix}$$

com relação a origem do sistema de coordenadas nos quais P_{c_1} , P_{c_2} e P_{c_3} estão escritos.

Pela consideração da massa estar concentrada no ponto f_i , o

tensor inercial ${}^{ci}I_i$ na equação II.17b, da falange i , será igual a zero, ou seja,

$${}^{c1}I_1 = [0] , \quad {}^{c2}I_2 = [0] , \quad {}^{c3}I_3 = [0]$$

Não existe força de flexão ou extensão atuando na falange metacarpial, e esta não gira, ou seja,

$$\omega_0 = 0 \quad \text{e} \quad \dot{\omega}_0 = 0$$

Os vetores que localizam a origem de um eixo com referência ao anterior, são dados por:

$${}^0P_1 = \begin{bmatrix} 0 \\ 0 \\ 0 \end{bmatrix}, \quad {}^1P_2 = \begin{bmatrix} 0 \\ 11 \\ 0 \end{bmatrix}, \quad {}^2P_3 = \begin{bmatrix} 0 \\ 12 \\ 0 \end{bmatrix}$$

onde 11 e 12, são os comprimentos das falanges proximal e medial.

RESULTADOS

Neste capítulo apresentamos os resultados obtidos da evolução no tempo das equações que representam os parâmetros dinâmicos do dedo mostrado na figura II.2. As respostas obtidas para os sistemas que compõem o dispositivo protético, foram obtidas para um sinal de comando, $U_a(t)$, tipo degrau de amplitude 5 volts.

V.1. Evolução dinâmica do sistema de realimentação de força

Apresentamos nas figuras V.1a e V.1b, as respostas do sistema de realimentação de força, onde (a) resposta desse sistema sem a realimentação, ou quando o sistema geral se comporta como um sistema de laço aberto e (b) resposta do sistema geral em laço fechado, ou seja, o sinal de força registrado pelo sensor, S , está presente. Esses resultados estão baseados nas respostas das equações III.1 a III.4 que representam a dinâmica do sistema de realimentação de força.

Para a figura (a) o sinal de saída, $W_d(t)$, é função somente do sinal de comando, $U_a(t)$, degrau. A figura (b) representa a saída desse sistema quando a força de preensão é registrada pelo sensor S . Este sinal é adicionado ao sinal $W_d(t)$, na tentativa de reproduzir a função de preensão natural da mão humana.

V.2. Resposta do sistema de controle de velocidade e redução

As figuras V.2a, V.2b, V.3a e V.3b, representam a dinâmica do sistema de controle para a resposta da ação de controle PI ao sinal de comando enviado pelo sistema de realimentação de força. As figuras V.2a e V.2b, representam o sinal de erro atuante, $E(t)$, na ação de controle PI e o sinal de acionamento, $M(t)$. Os gráficos da figura V.3, representam, (a), a velocidade de saída no eixo do motor, (b) o deslocamento da porca P_f no parafuso sem fim da figura III.7. As respostas desse sistema são regidas pelas equações III.5 a III.27.

A figura V.2 mostra o efeito da ação PI no controle de

acionamento do motor. A figura V.2(a) representa o sinal de erro atuante na ação do controlador, este sinal decresce rapidamente, e vai a zero, com a regulação da velocidade de saída no eixo do motor, mesmo que o sinal $W_d(t)$ seja diferente de zero. A figura V.2(b), representa o sinal atuante sobre o motor para o acionamento deste. O transitório que surge no início deste sinal é devido ao erro atuante ser diferente de zero neste intervalo de tempo.

V.3. Resposta do mecanismo de acomodação

A dinâmica do mecanismo elaborado para o acionamento do dispositivo protético, é representada pelo conjunto de gráficos mostrados nas figuras V.4a, V.4b, V.5a e V.5b. Na figura V.4 é mostrado, (a), a força de acionamento das falanges proximal, medial e distal, (b), o torque transferido pela redução, ao eixo do motor. A figura V.5a, mostra o deslocamento de êmbolo flexor, enquanto a figura V.5b, mostra o deslocamento dos anéis flexores, proximal, medial e distal. Estas respostas representam a evolução dinâmica do MA, quando impulsionado pelo sistema de acionamento.

A figura V.3(a) mostra a velocidade do eixo de saída do motor DC. Sua regulação, ou seja, o tempo que esta leva para entrar em regime depende dos parâmetros do sistema de controle. A inércia transferida ao eixo do motor devido ao mecanismo, não afeta significativamente a regulação desta variável, porque a redução dos parâmetros, momento inercial e atrito viscoso da carga, transferidos para o eixo do motor é grande no sistema de redução utilizado.

A figura V.3(b) mostra o deslocamento da porca flexora. As características dessa variável é intrínseca do mecanismo de acionamento, que transforma movimento rotacional em movimento angular. Esta variável possui uma pequena fase transitória no início do movimento devido a fase de regulação da velocidade do motor DC.

A figura V.4(b) mostra a característica do torque, $T_1(t)$, transferido ao eixo do motor. Sua amplitude é baixa e não interfere no torque e velocidade desenvolvidos no eixo de motor. As forças

aplicadas aos tendões estão mostradas na figura V.4(a), onde o defazamento dos anéis flexores torna-se notório nesta figura. O aumento das forças mostrado na figura é consequência do término do movimento das falanges no dedo e os anéis flexores ficarem fixos. Desta forma o êmbolo continua se deslocando e fornecendo a força de preenchimento na falange. Esta força torna-se função da rigidez da mola flexora, dada pela equação II.28.

Para a figura V.5(a), temos o deslocamento do êmbolo flexor que acompanha o deslocamento da porca flexora mostrado na figura V.3(b). A figura V.5(b) mostra os deslocamentos dos anéis flexores, onde está claramente mostrado o defazamento espacial entre mola flexora e anel flexor. Os platores mostrados na figura, são consequência das falanges terminarem o movimento livre e travarem nas posições máximas de cada junta. Estes deslocamentos acompanham os transitórios que surgem quando a mola toca o anel para deslocá-lo.

O ajuste adequado do coeficiente de atrito viscoso entre êmbolo e anel flexores e extensores reduz os efeitos de transitórios no deslocamento dos anéis e no deslocamento das juntas.

V.4. Dinâmica das juntas do dedo

A evolução dinâmica do dedo estudado neste trabalho, está representada pelos gráficos apresentados nas figuras V.6a, V.6b, V.7a, V.7b, V.8a e V.8b. Cada figura mostra a evolução do conjunto de falanges que compõem o dedo, ou seja, a dinâmica da falange proximal, da falange medial e da falange distal, mostradas na figura II.2.

Nas figuras V.6a e V.6b apresenta-se a evolução de posição e velocidade das falanges. A figura V.7a mostra o desenvolvimento de aceleração das falanges e a figura V.7b mostra o torque desenvolvido nas juntas A, B e C, da figura II.2. A figura V.8 mostra as velocidades angulares das juntas A, B e C, da figura II.2.

Para se verificar a resposta das juntas do dedo, fixamos valores para os ângulos máximos e ângulos para que próxima junta seja acionada em:

$$\theta_{1\text{máx}} = 85^{\circ}$$

$$\theta_{2\text{máx}} = 85^{\circ}$$

$$\theta_{3\text{máx}} = 50^{\circ}$$

e ângulos limites para o acionamento da próxima junta em:

$$\theta_{1\text{lim}} = 40^{\circ}$$

$$\theta_{2\text{lim}} = 40^{\circ}$$

As características de deslocamento das falanges do dedo estão mostradas na figura V.6(a), que é uma característica não linear dada pela equação II.8. Uma pequena oscilação no movimento das falanges pode ser notada nas características de posição destas, e mais ainda nas características de velocidade das falanges.

Esta oscilação é intrínseca das características do mecanismo de acomodação. Sua causa é devida ao acoplamento dos tendões flexores e extensores nas falanges, este acoplamento faz com que quando há um pequeno deslocamento da falange, no sentido da flexão, este pequeno deslocamento é transferido ao anel extensor através dos tendões fazendo estes se deslocarem e comprimirem as molas extensoras. A compressão das molas extensoras produz um pequeno aumento na força de extensão fazendo a falange voltar a posição anterior, mas a força de flexão é mais pronunciada o movimento da falange então segue estas oscilações.

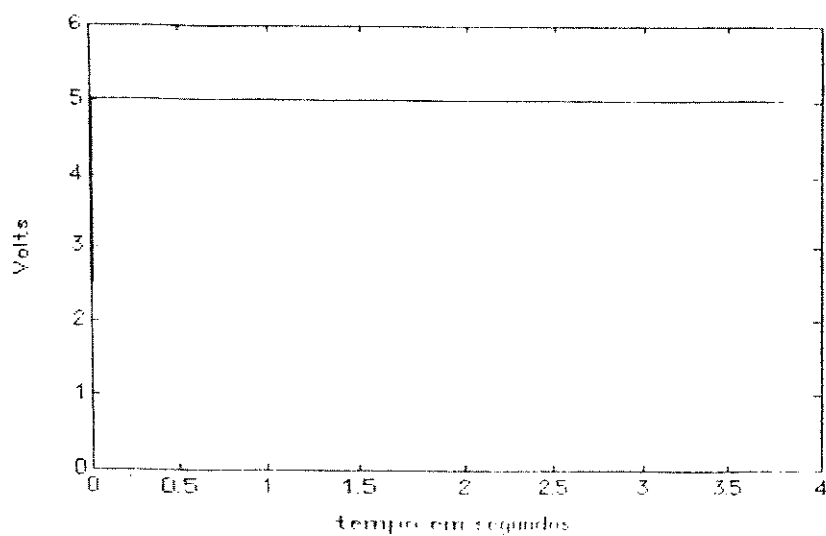
Na figura V.7 o torque desenvolvido nas juntas do dedo é baixo, como se pode notar em (b) e isto é porque o dedo se movimento somente com as forças que estão atuando na inércia deste dedo. Quando a junta chega na posição máxima a força transferidas aos tendões é aumentada e consequentemente os torques aplicados as juntas, como se pode notar na figura (b).

A figura V.8 mostra as velocidades angulares que as juntas desenvolvem em relação as coordenadas do sistema de referência (X_o, Y_o) .

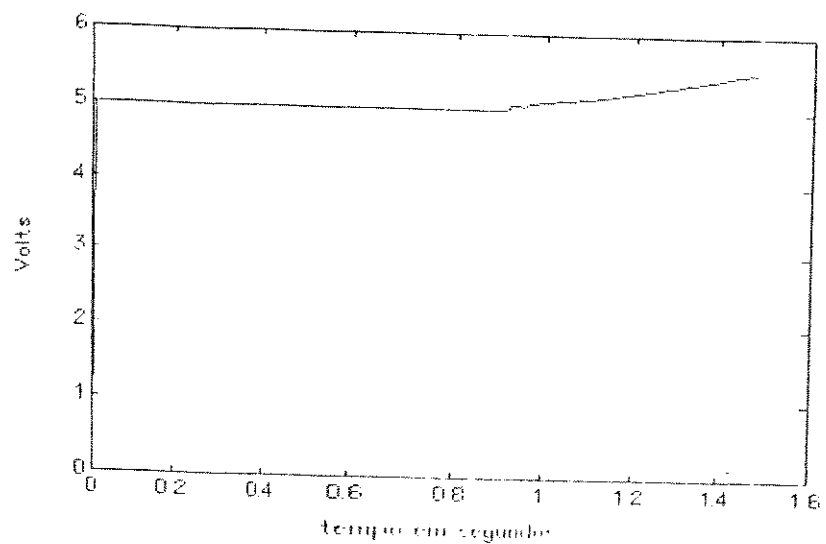
V.5. Sensor de força

O gráfico da figura V.9, mostra o comportamento do elemento sensor, S, quando o dedo supostamente toca um objeto. A força registrada pelo sensor é a força de reação do objeto sobre este. Essa força é função das forças desenvolvidas nas falanges, aplicadas pelo mecanismo de acomodação através dos torques aplicados a essas.

Para representar um objeto foi considerado que os ângulos máximos para as juntas são o contorno de um objeto. Dependendo dos valores atribuídos aos ângulos para definir a forma do objeto, deve-se considerar a densidade desse objeto. Desta forma através da equação II.25 pode calcular a característica da resposta do elemento sensor quando este tocar o objeto com as características definidas previamente.

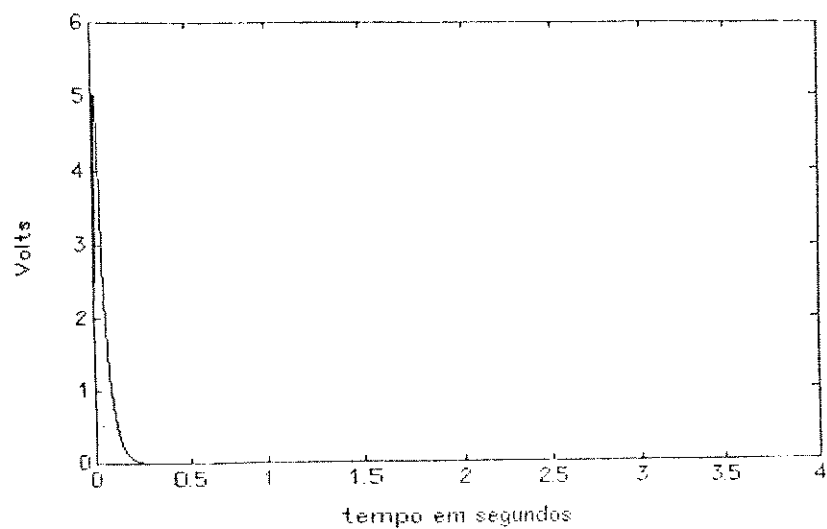


(a)

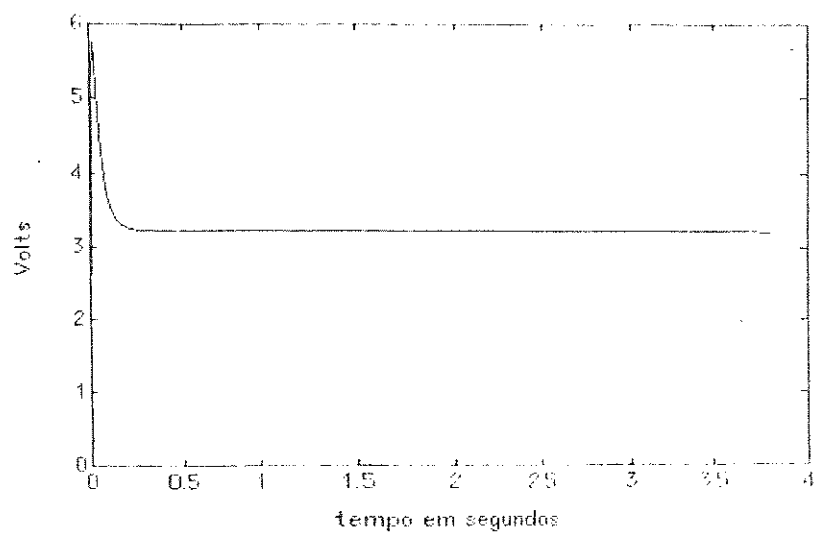


(b)

figura V.1. Resposta do sistema de realimentação de força (a) sem o sinal $F(t)$ do sensor S , (b) com o sinal $F(t)$ registrado pelo sensor S .

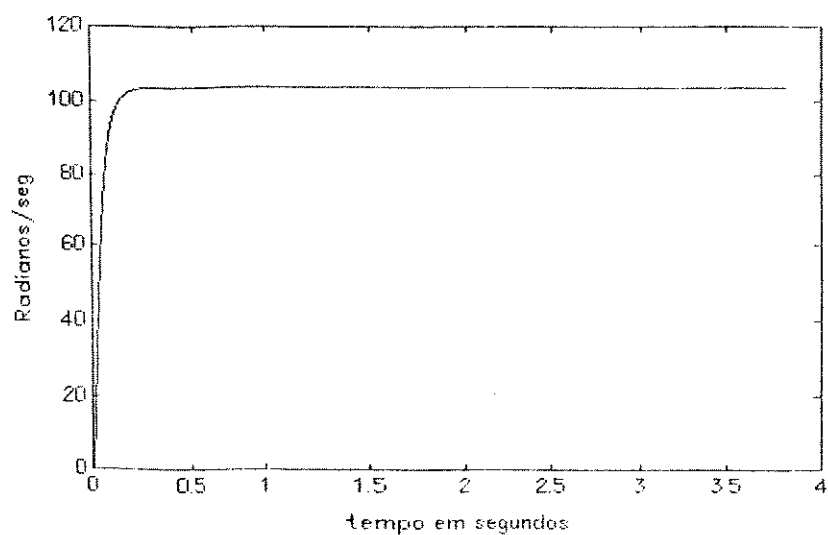


(a)

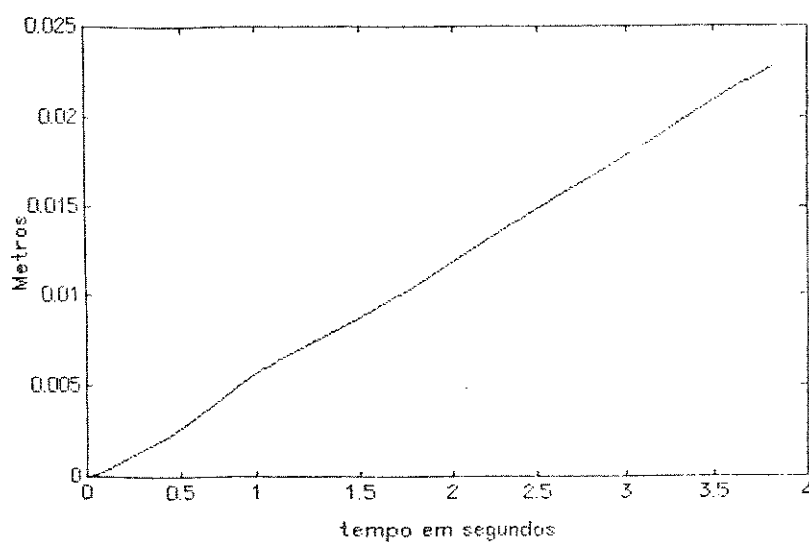


(b)

figura V.2. (a) sinal de erro atuante na ação PI, (b) sinal de acionamento $M(t)$

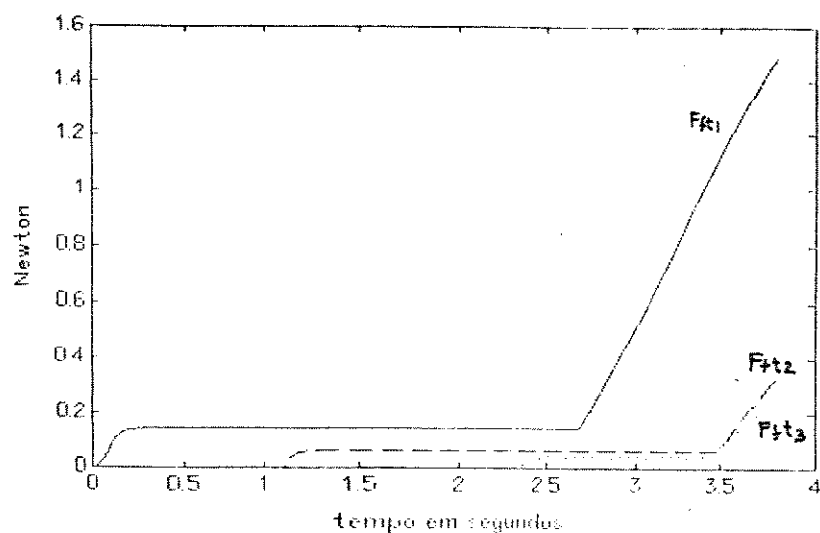


(a)

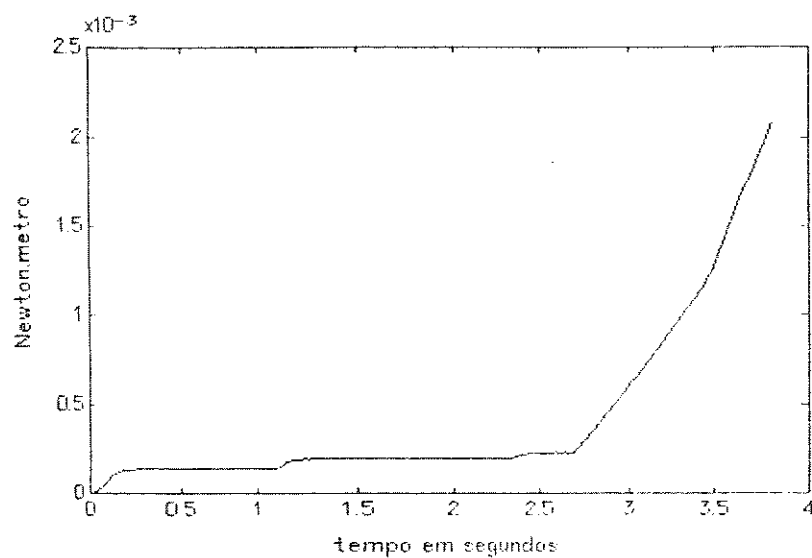


(b)

figura V.3. (a) velocidade do eixo do motor, (b) deslocamento da porca Pf da figura III.7.

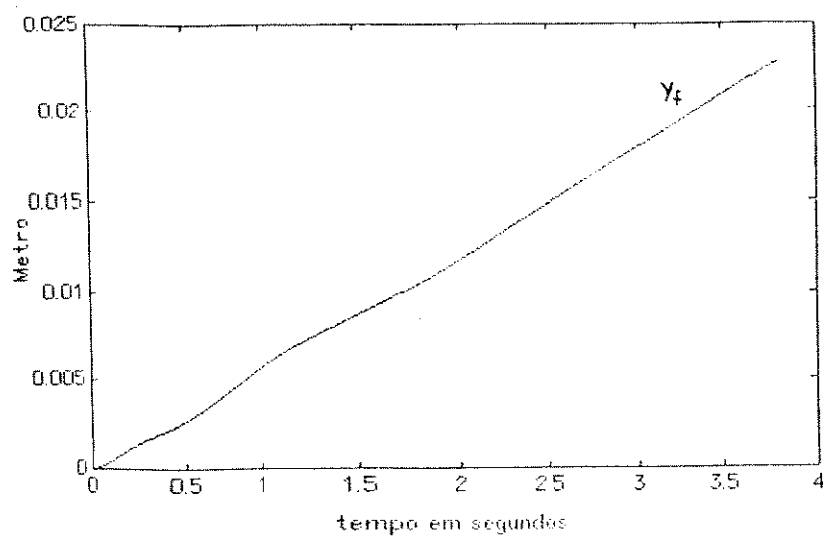


(a)

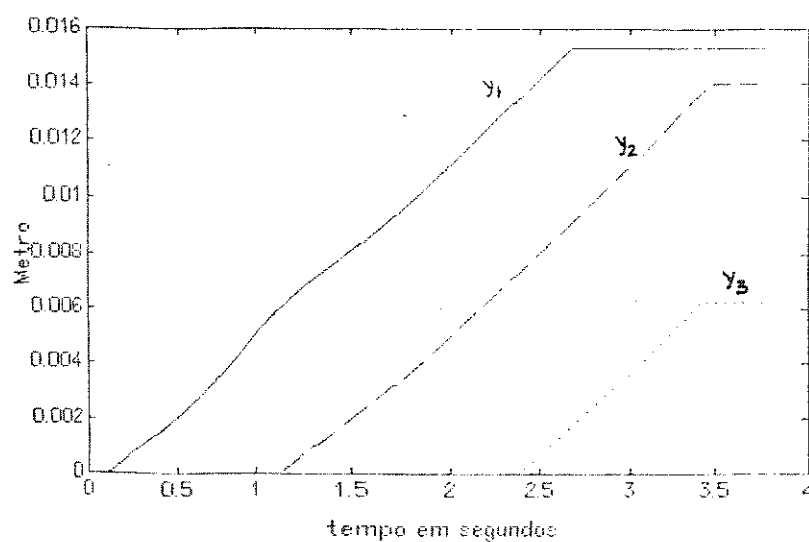


(b)

figura V.4. (a) forças transferidas às falanges do dedo, proximal, medial, e distal, (b) torque $T_1(t)$ que atua no eixo do motor transferido pelo sistema de redução.

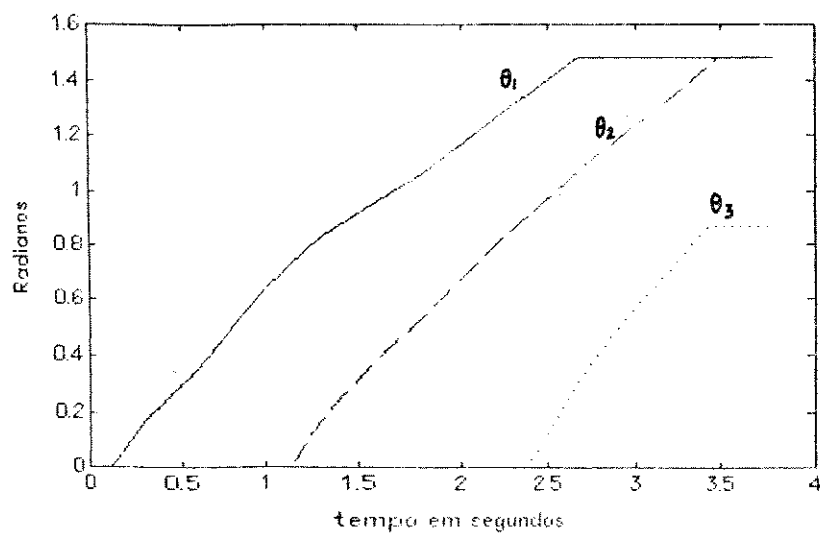


(a)

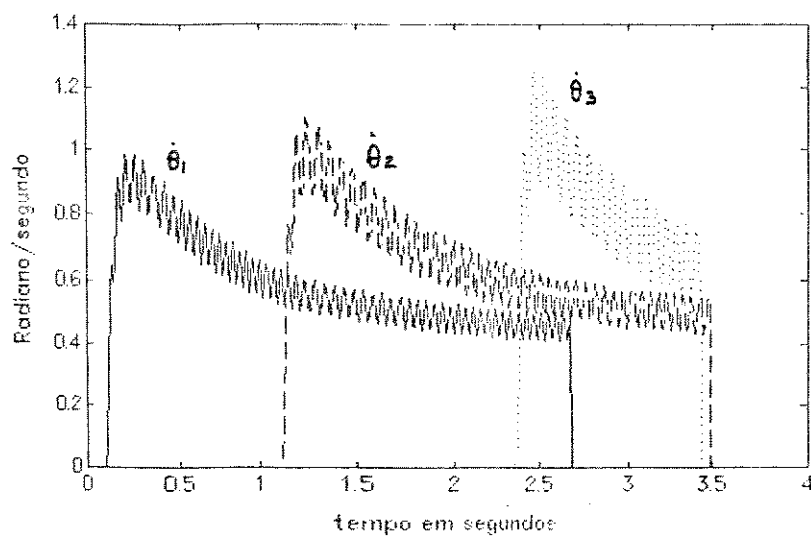


(b)

figura V.5. (a) deslocamento do Embolo flexor, (b) deslocamento dos aneis flexores.

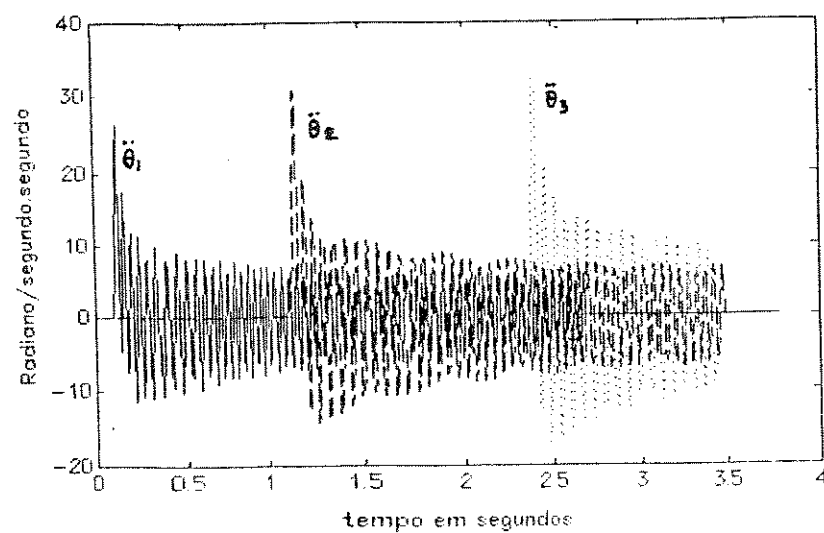


(a)

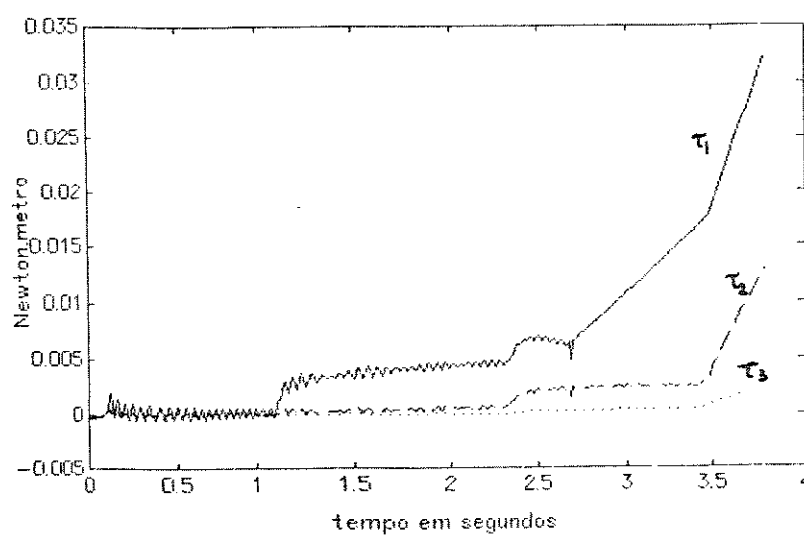


(b)

figura V.6. (a) posição das falanges com relação ao eixo de rotação da mesma, (b) velocidade angular das falanges com relação a seu eixo de rotação.



(a)



(b)

figura V.7. aceleração das falanges com relação ao eixo de rotação das mesmas, (b) torque aplicado as falanges.

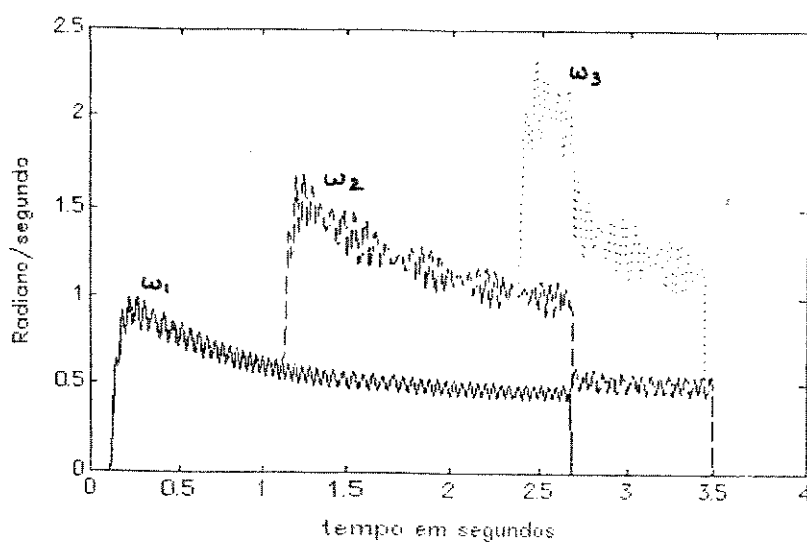


figura V.8. Velocidades angulares das juntas em relação ao sistema de coordenadas (X_0, Y_0) .

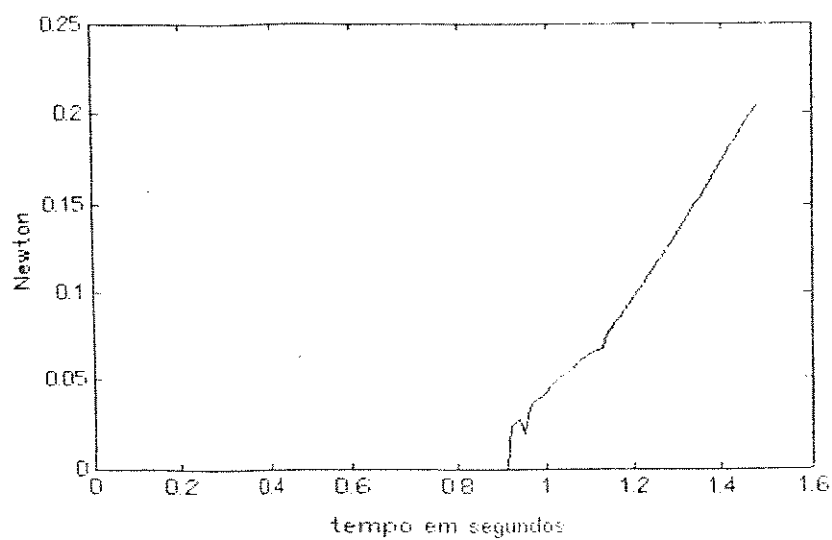


figura V.9. força registrada pelo sensor S, sob alguma condição de fronteira estabelecida por um objeto.

DISCUSSÃO E CONCLUSÕES

O entendimento prévio do comportamento dinâmico de mecanismos, constitui uma das mais importantes iniciativas da ciência quando na elaboração de um dispositivo prático. Dessa forma, a definição da estratégia de análise, para esse entendimento, torna-se o principal fator.

A forma pela qual se aborda o problema pode se tornar uma de suas melhores soluções, desde que exista coerência entre a abordagem e os resultados esperados. Portanto, o estudo desenvolvido neste trabalho apresentou uma abordagem ao problema da análise dinâmica de mecanismos protéticos ativos de mão, como uma iniciativa ao entendimento melhorado das propriedades dinâmicas desses dispositivos.

VI.1. Discussão

O escopo desse trabalho foi desenvolver o estudo analítico da dinâmica de um dispositivo ativo de mão e seus sistemas de acionamento e controle, que permitisse quantificar os esforços desenvolvidos nas falanges de um dedo desse dispositivo e verificar, dessa forma, sua contribuição para a elaboração do projeto viável de um dispositivo protético de mão.

O uso de elementos conversores eletromecânicos em próteses é sem dúvida uma das matérias mais elaboradas atualmente, e a literatura deixa grandes margens para suas aplicações. Portanto, os sistemas de acionamento e controle propostos são consideravelmente simples de serem implementados e podem ser comprovados praticamente, pois seus componentes não exigem muita sofisticação.

O mecanismo de acionamento proposto, pode ser considerado uma boa alternativa para o acionamento desse tipo de prótese, podendo ser implementado como protótipo, junto ao protótipo de um dedo, para verificar sua validade na prática. A característica de acionamento sequencial desse mecanismo contribui com a evolução dinâmica do dedo

apresentado, e realmente caracteriza a forma de acomodação na preensão de objetos.

O modelo elaborado para o dedo apresenta algumas características peculiares a um dedo natural: antropomorfismo, o que possibilita um bom investimento na confecção de um protótipo representativo, em trabalhos futuros. O sistema de acionamento de manipuladores por tendões possui alguns precedentes na literatura, devendo portanto ser muito bem entendido, no sentido de projetar-se um sistema de acionamento adequado para próteses de mão e também no sentido de melhor escolher o material do tendão para reduzir qualquer perda por contatos, nas juntas e nas paredes dos túneis condutores.

Os resultados apresentados no capítulo V, é uma amostra das informações obtidas com esse trabalho. Sua importância é grandiosa no sentido de podermos interpretar problemas que surgem na elaboração e no projeto de uma prótese. A possibilidade de se poder obter outras informações no sentido de melhor definir os parâmetros geométricos e as formas geométricas das juntas e pontos de aplicação de esforços no dedo, é também verificada com este estudo facilitando e evitando desperdício de tempo e material quando na confecção de um protótipo. Os testes com materiais poderão auxiliar na melhor opção para os parâmetros definitivos quando na avaliação final para a confecção da mão artificial.

Constatou-se, com os resultados obtidos, que a metodologia adotada, o método de Newton-Euler, pode representar de forma considerável a análise dinâmica de um dispositivo protético ativo.

As equações matemáticas obtidas nos capítulos II e III, sob as restrições dadas no capítulo IV, podem ser melhoradas, levando-se em consideração fatores que possam influenciar na evolução temporal de algumas variáveis, tais como: atritos estáticos, atritos Coulombianos, não linearidade de circuitos elétricos, folgas nos sistemas de transmissão, elasticidades de juntas e tendões, e outros.

A metodologia de abordagem para a solução de nosso problema, ou seja, programas, rotinas e algoritmos utilizados no desenvolvimento das simulações estão mostrados no relatório departamental de

1992, apresentado ao DEB/UNICAMP - Departamento de Engenharia Biomédica da UNICAMP.

VI.2. Recomendações para Trabalhos Futuros

Recomenda-se uma abordagem matemática bem mais elaborada, justificando outros fatores influenciadores no desenvolvimento dinâmico do modelo. Achamos que, com a aplicação de modelos matemáticos dinâmicos de músculos antagonistas, pode-se tentar caracterizar miopatias e/ou doenças de articulações da mão. Pode-se ainda, inserir em um modelo mais elaborado, condições de trauma em tendões ou articulações e verificar os resultados obtidos com as condições impostas.

A confecção de um protótipo representativo é sem dúvida a principal recomendação para um próximo trabalho, pois pretende-se caracterizar com esse trabalho uma nova iniciativa para o surgimento de caminhos alternativos na área de próteses de mãos, tentando incrementar a pesquisa nessa área dentro do contexto nacional, e ainda melhorar a situação de pessoas que de alguma forma possam estar inabilitadas.

VI.3. Conclusões

Os dispositivos ativos de mão, elementos de estudo deste trabalho, podem ser considerados uma das mais desafiantes iniciativas da Engenharia de Reabilitação, no sentido de realizar um membro artificial funcional, que possa reproduzir grande parte da funcionalidade de uma mão natural.

Nossa tentativa em elaborar e analisar um dispositivo que pudesse se aproximar das funcionalidades da mão natural, continua sendo uma boa opção para o melhor entendimento dos processos pelos quais pode passar um projeto dessa natureza.

O trabalho realizado permite implementar a elaboração e a construção do protótipo de um dedo artificial para se obter informações para a confecção da mão artificial, procurando inserir

nesta as melhores opções de funcionalidade e operação. Um protótipo inicial se encontra em fase de implementação junto ao Departamento de Engenharia Biomédica - UNICAMP.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- [AKAZAWA-87] Akazawa, K.; Hayashi, Y. e Fujit, K.
"Myoelectrically Controlled Hand Prosthesis with Neuromuscular Control System Dynamics", IX Advances in External Control of Human Extremities, pp. 483-497, 1987.
- [ALDERSON-68] Alderson, Samuel W.
"The Electric Arm", in Klosspteg e Wilson, "Human Limbs and Their Substitutes", capítulo.13, pp. 359-408, Hafner Publishing Co., New York, 1968.
- [ASADA-86] Asada, H. e Slotine, J-J. E.
"Robotics Analysis and Control", John Wiley and Sons, New York, 1986.
- [CARVALHO-90] Carvalho, B. G.
"Mão Mecânica", pedido de privilégio PI 39002390, 1990.
- [CHAPPELL-87] Chappell, P. H.; Nightingale, J. M.; Kyberd, P. J. e Barkhordar, M.
"Control of a Single Degree of Freedom of an Artificial Hand", Biomedical Engineering, Vol. 9, pp. 273-277, july 1987.
- [CHERNYSHOV-87] Chernykhov, V. P.; Krasuk, G. V.; Tsymbal, L. L. & Yarovoy, E. A.
"Upper Limb Prostheses with Various Systems of Myoelectric Proportional Control", IX Advances in External Control of Human Extremities, pp. 513-516, 1987.

- [CPRD-61.1] Committee on Prosthetics Research and Development.
"The application of External Power in Prosthetics and Orthotics", Publication 874, National Academy of Sciences, Washington DC., 1961.
- [CPRD-61.2] Committee on Prosthetics Research and Development.
"The application of External Power in Prosthetics and Orthotics", Publication 1352, National Academy of Sciences, Washington DC., 1961.
- [CRAIG-89] Craig, John J.
"Introduction to Robotics: Mechanics and Control", 2a. ed., Addison-Wesley-Publishing Company, Inc., 1989.
- [CROMWELL-80] Cromwell, L.
"Biomedical Instrumentation and Measurements", Prentice-Hall, Inc., Segunda Edição, 1980.
- [CROSSLEY-84] Crossley, F. R. E. e Umholtz, F. G.
"Design for a Three-fingred Hand", Multi Degrees of Freedom Grippers, in Robot Grippers, pp.329-339, 1984
- [EVANS-84] Evans, H.B.; Pan, Z.; Parker, P.A. e Scott, R. N.
"Signal Processing for Proportional Myoelectric Control", IEEE Transactions on Biomedical Engineering, Vol. BME-31, No. 2, Fevereiro 1984.
- [FU-87] Fu, K. S.; Gonzales, R. C. e Lee, C. S. G.
"Robotics: Control, Sensing, Vision and Intelligence", McGraw-Hill Book Company, New York, 1987.
- [HOGAN-80.1] Hogan, N. e Mann, R. W.
"Myoelectric Signal Processing: Optimal Estimation

Applied to Electromyography - Part I : Derivation of the Optimal Myoprocessor", IEEE Transactions on Biomedical Engineering, pp. 382-395, Vol. BME-27, No. 7, Julho 1980.

[HOGAN-80.2]

Hogan, N. e Mann, R. W.

"Myoelectric Signal Processing: Optimal Estimation Applied to Electromyography - Part II Experimental Demonstration of Optimal Myoprocessor Performance", IEEE Transactions on Biomedical Engineering, pp. 396-409, Vol. BME-27, No. 7, Julho 1980.

[HOGAN-87]

Hogan, N. e Abul-Haj, C.

"An Emulators System for Developing Improved Elbow-Prosthesis Designs", IEEE Transactions on Biomedical Engineering, pp. 724-737, Vol. BME-34, No.9, Setembro 1987.

[JACOBSEN-84]

Jacobsen, S. C.; Wood, J. E.; Kunth, D. F. & Biggers, K. B.

"The UTAH/MIT dextrous Hand: work in progress", Multi Degrees of Freedom Grippers, in Robot Grippers, pp. 341-389,

[KRASUK-87]

Krasuk, G. V. ; Yarovoy, E. A. & Blinkov, A. N.

"Upper Limb Multifunctional Prosthesis Control System via Analog Signal Micropocessor", IX Advances in External Control of Human Extremities, pp. 507-511, 1987.

[KUZHEKIN-87]

Kuzhekin, A. P.; Farber, B. S. & Sosnov, M. B.

"The problems of Control by a Biotechnical System Man-Prosthesis with an External Energy Souce", IX Advances in External Control of Human Extremities,

pp. 483-497, 1987.

- [LEBLANC-87] Leblanc, M.; Parker, D. & Nelson, C.
"New Designers for Prosthetic Prehensors", IX
Advances in External Control of Human Extremities,
pp. 475-479, 1987.
- [LUCACCINI-66] Lucaccini, L. F.; Kasser, Peter K. & Lyman, J.
"The French Electric Hand: any observation and
remarks", Bulletin of Prosthetics Research - U.S.
Veterans Administration, pp. 30-51, 1966.
- [LYNCH-75] Lynch, Charles T.
"Biomedical Materials", Hand Book of Materials
Science-Nonmetallic Material and Applications,
Vol. II, pp. 397-439, CRC Press, Inc., 1975.
- [MALCOLM Jr.-88] Malcolm Jr., Douglas R.
"Robotics: an Introduction", Second Edition., Delmar
Publishers, Inc., 1988.
- [MARQUARDT-66] Marquardt, E.
"Biomechanical Control of Pneumatic Prosthesis with
Special Consideration of the Sequential Control", The
Control of External Power in Upper Extremity
Rehabilitation, NAS-NRC Publication 1352, pp. 20-31,
1966.
- [MCDONALD-86] McDonald, A. C.
"Robot Technology: Theory, Design and Applications",
Prentice-Hall, Simon & Schuster, Inc., Englewood
Cliffs, NJ, 1986.
- [MURPHY-70] Murphy, E. F. & Wilson Jr., A. B.

"Limb Prosthetics and Orthotics", in Biomedical Engineering Systems, Inter-University Electronics Series, Vol-10, Cap. 12, McGraw-Hill Book Company - New York, 1970.

[NAPIER-83]

Napier, J. R.

"A Mão do Homem - Anatomia, Função, Evolução", tradução de Alvaro Cabral, do original "Hands", Zahar Editores S. A. - Editora Universidade de Brasília, 1983.

[OGATA-82]

Ogata, K.

"Engenharia de Controle Moderno", tradução de André Fábio Kohn, do original "Modern Control Engineering", 1970, Prentice/Hall do Brasil, Rio de Janeiro, 1982.

[PALM-88]

Palm, W.

"Hands", International Encyclopedia of Robotics - Application and Automation, Vol. I, p. 624-631, Wiley-interscience Publication-John Wiley and Sons, 1988.

[PAUL-86]

Paul, R. P.

"Robot Manipulators: Mathematics, Programing and Control", the MIT press series in Artificial Inteligence, 1986.

[RAKIC-64]

Rakic, M.

"An automatic and Prosthesis", Medical Electronics and Biological Engineering 2, pp.47-55, 1964.

[RIVIN-88]

Rivin, E. I.

"Mechanical Design of Robotics", by McGraw-Hill,

Inc., 1988.

- [RODRIGUES-78] Rodrigues, L. A. A. e Scieszko, J. L.
"Protótipo de mão artificial eletro-mecânica", Anais do V Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica, Vol. I, S. Paulo, outubro 1978.
- [SALISBURY-69] Salisbury, L. L. e Colman, A. B.
"A Prosthetic Device with Automatic Proportional Control of Grasp", Proceedings of the First Rock Island Arsenal Biomechanics Symposium, pp. 27-38, 1969.
- [SARIDIS-82] Saridis, G. N. e Gootee, T. P.
"EMG Pattern Analysis and Classification for a Prosthetic Arm", IEEE Transaction on Biomedical Engineering, pp. 403-411, Vol. BME-29, No. 6, June 1982.
- [SORBYE-87] Sorbye, R. & Philipson, L.
"Performance Measurements in Dual-Site 9-State Myoelectric Control. Effect of Training in Two Man-disabled Volunteers", IX Advances in External Control of Human Extremities, pp. 499-506, 1987.
- [TANIE-88] Tanie, K.
"Grippers", International Encyclopedia of Robotics - Application and Automation, Vol. I, p. 603-613, Wiley-interscience Publication-John Wiley and Sons, 1988.
- [TAYLOR-68] Taylor, C. L.
"The Biomechanics of the Normal and of the Amputated Upper Extremities", in Klossner e Wilson, "Human

Limbs and Their Substitutes", Capitulo 7, pp. 169-221, Hafner Publishing Co., New York, 1968.68.

[TOMOVIC-75] Tomovic, R. & Stojiljkovic, Z.
"Multifunctional Terminal Device with Adaptive Grasping Force", Automatica 11, pp. 567-571, nov. 1975

[TOMOVIC-87] Tomovic, R.
"On man and Machine", IX Advances in External Control of Human Extremities, pp. 3-11, 1987.

[TOMOVIC-88] Tomovic, R. & Popovic, D.
"Handicaped for Robotics", International Encyclopedia of Robotics - Application and Automation, Vol. I, p. 615-623, Wiley-interscience Publication-John Wiley and Sons, 1988.

[VASQUES-85] Vasques, J. J.; Tillez, G. G. & Briceno L. J.
"Controle Microcomputadorizado para Prótese Mioelétrica", IX Congresso Brasileiro de Engenharia Biomedica - UNICAMP, pp.43-48, 1985.

[YCEA-67] Yugoslav Committee for Electronics on the Automation.
"External Control of Human Extremities", Institute Mihailo Pupin, Belgrade, 1967.

APÊNDICE

O acionamento de próteses mioelétricas é realizado por sinais eletromiográficos registrados em grupos musculares remanescentes ou intactos, no indivíduo amputado. O método mais comum de registrar este sinal, é com o auxílio de eletrodos localizados na superfície da pele sobre a região do grupo muscular acionante.

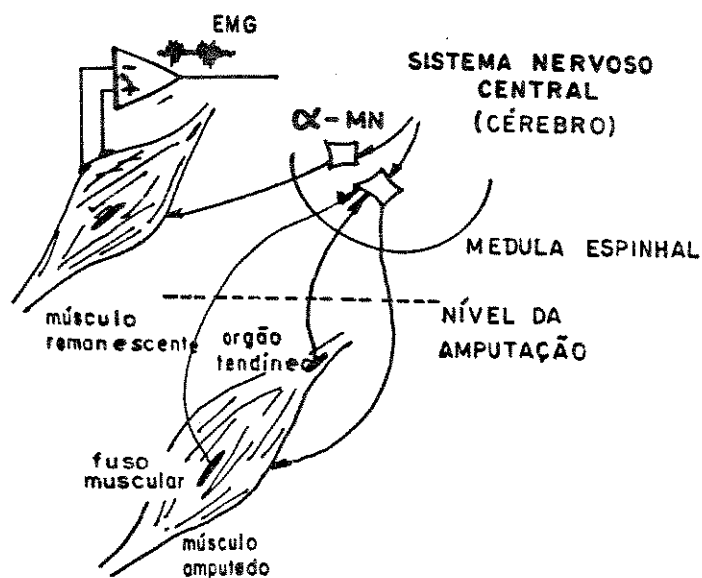
VIII.1. Atividade mioelétrica

A eletromiografia é o registro da atividade elétrica de um músculo ou de grupos musculares, quando em contração.

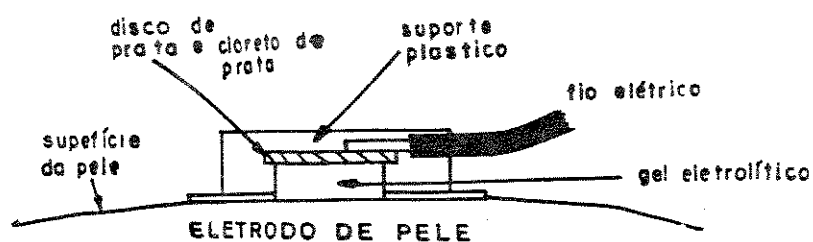
A figura VIII.1a, exibe algumas vias do processo fisiológico que envolve a atividade elétrica da contração muscular: as fibras musculares são ativadas pelos α -MN (alfa-motoneurônios), localizados na porção cinza da medula espinhal, via seus axônios, que formam as fibras nervosas. Um único motoneurônio ou unidade motora, estimula um grupo de fibras musculares que irradia uma forma de onda específica, chamada de potencial composto da unidade motora. A forma do potencial composto, depende: 1) da localização dos eletrodos de registro, 2) da forma dos eletrodos, 3) da distância entre eletrodos, 4) do tipo de registro (dois ou três eletrodos). A estimulação repetitiva, de vários grupos de fibras musculares por várias unidades motoras, resulta em uma superposição de trens de pulsos ou potenciais compostos, que então constituem o eletromiograma (EMG) [Cromwell-80].

VIII.2. Registro do sinal mioelétrico

A forma mais comum de registrar o sinal mioelétrico para o acionamento de próteses, é pelo uso de eletrodos de metal (p. ex. platina) com gel condutor, como se pode ver na figura VIII.1b, . O uso de gel é importante, porque o contato entre eletrodo e a pele pode ser grandemente melhorado, e também o registro torna-se menos problemático.



(a)



(b)

figura VIII.1. Elementos de registro do sinal EMG, e algumas vias da contração muscular

O sinal eletromiográfico, possui as características de um sinal estocástico quase estacionário [Evans-83, Hogan-80.1, Hogan-80.2]. Desta forma, sua aplicação no acionamento de próteses mioelétricas depende de uma análise estatística de seu comportamento temporal e espectral, visando a elaboração de um sistema de detecção coerente para esse sinal. Tal sistema já se encontra em fase adiantada de desenvolvimento pelo grupo de Engenharia de Reabilitação junto ao Departamento de Engenharia Biomédica - UNICAMP.