

**PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM
ENGENHARIA MECÂNICA**

**DESENVOLVIMENTO DE UM SISTEMA PARA
REABILITAÇÃO DE DEDOS**



UNIVERSIDADE FEDERAL DE UBERLÂNDIA
FACULDADE DE ENGENHARIA MECÂNICA

2011

ANA LUIZA SILVA

**DESENVOLVIMENTO DE UM SISTEMA PARA REABILITAÇÃO DE
DEDOS**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica da Universidade Federal de Uberlândia, como parte dos requisitos para a obtenção do título de **MESTRE EM ENGENHARIA MECÂNICA**.

Área de Concentração: Mecânica dos Sólidos e Vibrações.

Orientador: Prof. Dr. João Carlos Mendes Carvalho

Uberlândia – MG

2011

ANA LUIZA SILVA

**DESENVOLVIMENTO DE UM SISTEMA PARA REABILITAÇÃO DE
DEDOS**

Dissertação **APROVADA** pelo Programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica da Universidade Federal de Uberlândia.

Área de Concentração: Mecânica dos Sólidos e Vibrações.

Banca Examinadora:

Prof. Dr. João Carlos Mendes Carvalho (Orientador) – UFU/FEMEC

Prof. Dr. Rogério Sales Gonçalves – UFU/FEMEC

Profa. Dra. Valéria Meirelles Carril Elui – USP/FMRP

Profa. Caroline Lopes Gomes de Abreu – UFTM/ICS

Uberlândia, 5 de abril de 2011

DEDICATÓRIA

Dedico este trabalho a todos que compartilham o conhecimento.

AGRADECIMENTOS

A Deus por tudo em minha vida.

Aos meus pais pelo amparo, carinho, amor e dedicação.

Ao Professor Dr. João Carlos por conceder-me a proposta deste trabalho juntamente com seu auxílio.

À Universidade Federal de Uberlândia e à Faculdade de Engenharia Mecânica pela oportunidade de realização do curso de mestrado.

À CAPES pela concessão da bolsa de estudos.

Aos que me auxiliaram e me apoiaram com palavras, pensamentos positivos, orações e incentivos em todos os momentos.

"O começo da sabedoria é encontrado na dúvida; duvidando começamos a questionar, e procurando podemos achar a verdade."

Pierre Abelard

SILVA, A. L., 2011. **Desenvolvimento de um Sistema para Reabilitação de Dedos.** Dissertação de Mestrado, Universidade Federal de Uberlândia, Uberlândia, Brasil.

RESUMO

Mãos são aptas a sofrerem diversos tipos de ferimentos em acidentes ou lesões causadas por doenças. Para recuperar a capacidade motora, a reabilitação da mão é fundamental na abordagem terapêutica. Neste sentido, o desenvolvimento de novas terapias para reabilitação dos movimentos dos dedos para indivíduos que sofreram lesões de mão é muito útil, permitindo que estes indivíduos possam recuperar sua capacidade de realizar as atividades básicas da vida diária. O presente trabalho tem por objetivo o desenvolvimento de um sistema para ser utilizado na reabilitação dos movimentos do dedo humano. O projeto consiste em um exoesqueleto para ser montado no dorso da mão, sendo o estudo aplicado ao dedo indicador. A estrutura mecânica para movimentação é um mecanismo articulado de seis barras com cursor, sendo o movimento do cursor fornecido por um cilindro pneumático. O sistema é capaz de realizar movimentos de flexão e extensão de cada articulação do dedo independentemente. O detalhamento estrutural do exoesqueleto foi realizado com auxílio da computação gráfica tridimensional a partir das características dos dedos. Este trabalho inclui também a especificação dos componentes comerciais e a estratégia de controle.

Palavras Chave: *Reabilitação, Exoesqueleto, Movimentação Passiva Contínua, Flexão e Extensão.*

SILVA, A. L., 2011. **Development of a System for Finger Rehabilitation**. M. Sc. Dissertation, Federal University of Uberlandia, Uberlandia, Brazil.

ABSTRACT

Hands are apt to suffer various types of injuries in accidents or injuries caused by diseases. To regain the motor capability, hand rehabilitation is crucial in the therapeutic approach. In this sense, the development of new therapies to finger movement rehabilitation for individuals who suffered hand injuries is very useful, allowing these individuals to regain their ability to perform basic activities of daily living. The objective of this study is to develop a system to be used in the rehabilitation of human finger movements. The project consists of an exoskeleton to be mounted on dorsal side of the hand, and the study had been applied for the index finger. The mechanical structure is a linkage mechanism of six bars with a slider, where the slider movement is provided by a pneumatic cylinder. The system is capable to perform flexion and extension of each finger joint independently. The detailed structure of the exoskeleton was performed using three-dimensional computer graphics since finger characteristics. This work also includes specification of commercial components and control strategy.

Keywords: *Rehabilitation, Exoskeleton, Continuous Passive Motion, Flexion and Extension.*

LISTA DE FIGURAS

Figura 2.1. (a) Robô industrial com estrutura serial (antropomórfico) IRB 6600ID (ABB, 2008); (b) Robô industrial com estrutura paralela <i>FlexPicker</i> (ABB, 2008).	8
Figura 2.2. a) Mão Biônica <i>i-LIMB</i> (Touch Bionics, 2008); b) Joelho biônico <i>Rheo Knee</i> (Ossur, 2006).	9
Figura 2.3. Protótipo da roupa biônica <i>HAL</i> (Cyberdyne, 2008).	10
Figura 2.4. Protótipo do <i>PAMM</i> (Dubowsky et al, 2000).	11
Figura 2.5. (a) Robô para reabilitação <i>MIT-Manus</i> (Krebs et al., 2004); (b) <i>ARM</i> (Kahn et al., 2006).	12
Figura 2.6. (a) Paciente utilizando-se o protótipo do <i>MINE</i> (Lum et al., 2002); (b) Teste do <i>ARMin</i> com uma paciente (Nef; Riener, 2005).	13
Figura 2.7. Protótipo do <i>String-Man</i> (Surdilovic; Bernhardt, 2007).	14
Figura 2.8. a) Protótipo <i>NeReBot</i> (Fanin et al., 2003; Rosati et al., 2005); b) Protótipo do <i>MariBot</i> (Rosati et al., 2007).	14
Figura 2.9. Esquema inicial do protótipo para reabilitação/recuperação dos movimentos do ombro (Nunes, Gonçalves e Carvalho, 2010).	15
Figura 2.10. Dispositivo <i>CyberGrasp</i> (Cyber Glove Systems, 2000).	16
Figura 2.11. Rutgers Master II-ND (Bouzit et al., 2002).	17
Figura 2.12. Dispositivo <i>Reha-Digit</i> (Hesse et al, 2008).	17
Figura 2.13. Exoesqueleto construído a partir de mecanismos articulados, vistas lateral e superior (Shields et al., 1997).	18
Figura 2.14. Partes da mão humana (Adaptado de Sobotta, 2006).	19
Figura 2.15. Vista palmar dos ossos da mão (os ossos estão espaçados para facilitar a identificação) (Sobotta, 2006).	21
Figura 2. 16. Movimentos dos dedos (Adaptado de Moore; Dalley, 2007).	22
Figura 2.17. Dedo genérico na posição anatômica: α_f , β_f e γ_f correspondem aos ângulos de flexão e α_h , β_h e γ_h correspondem aos ângulos de hiperextensão das articulações metacarpofalângica (MCF), interfalângica proximal (IFP) e interfalângica distal (IFD), respectivamente.	26
Figura 2.18. a) Postura de uma preensão de força; b) Postura de uma preensão de precisão (Napier, 1956).	28

Figura 2.19. Exemplos de preensão: A - mão em garra; B- preensão em polpa; C - preensão em ponta; D - preensão em gancho; E - preensão lateral; F – preensão em chave (Shim, 2004; Human Grasping Database, 2008).....	29
Figura 2.20. Localização dos marcadores invasivos do trabalho de An et al., 1979.	33
Figura 3.1. Posições esquemáticas das articulações e comprimentos das falanges de um dedo genérico.....	37
Figura 3.2. Dedo genérico em flexão.....	39
Figura 3.3. Espaço de trabalho do dedo indicador.	41
Figura 3.4. Desenho esquemático do dispositivo na posição anatômica do dedo para movimento da articulação MCF (representada pelo ponto F).	41
Figura 3.5. Desenho esquemático do dispositivo em flexão da articulação MCF após o acionamento do cilindro.	42
Figura 3.6. Parâmetros utilizados na modelagem da estrutura – posição inicial.	42
Figura 3.7. Ângulos auxiliares para a modelagem.....	43
Figura 3.8. Análise de força na barra AB, de comprimento L_7	46
Figura 3.9. Análise da barra triangular BCD.	47
Figura 3.10. Análise de força na barra L_3	48
Figura 3.11. Análise de momento no ponto F.	48
Figura 3.12. Comportamento do momento e força aplicados em função variação angular da articulação MCF e em função da pressão de atuação do cilindro.	50
Figura 3.13. Comportamento do momento e força aplicados em função variação angular da articulação IFP e em função da pressão de atuação do cilindro.....	50
Figura 3.14. Comportamento do momento e força aplicados em função variação angular da articulação IFD e em função da pressão de atuação do cilindro.	51
Figura 3.15. Força aplicada em função da variação angular da articulação MCF para a pressão de atuação do cilindro.	51
Figura 3.16. Força aplicada em função da variação angular da articulação IFP para a pressão de atuação do cilindro.	52
Figura 3.17. Força aplicada em função da variação angular da articulação IFD para a pressão de atuação do cilindro.	52
Figura 4.1. Vista lateral do mecanismo e seu centro de massa ().	55
Figura 4.2. a) Vista frontal, b) Vista superior e c) Vista inclinada do mecanismo.	56
Figura 4.3. Dispositivo em flexão da articulação MCF.....	57
Figura 4.4. Dispositivo em flexão da articulação IFP.....	58
Figura 4.5. Dispositivo em flexão da articulação IFD.....	58

Figura 4.6. Flexão simultânea das três articulações do dedo.	59
Figura 4.7. Desenho esquemático do <i>strain gage</i> (Excel Sensores, 1995).....	60
Figura 4.8. Sensor Potenciométrico (Pieri, 2002).....	61
Figura 5.1. Fluxograma da movimentação do exoesqueleto.....	64
Figura A.1. Apoio do exoesqueleto sobre as falanges sem a utilização de abas: a) vista frontal, b) vista inclinada e c) vista lateral.	78

LISTA DE TABELAS

Tabela 2.1. Músculos extrínsecos da mão (Adaptado de Moore; Dalley, 2007).	23
Tabela 2.2. Músculos intrínsecos da mão (Adaptado de Moore; Dalley, 2007).	25
Tabela 2.3. Amplitudes de movimentos de flexão e hiperextensão dos dedos em graus (Kapandji, 2000).	26
Tabela 2.4. Amplitudes de movimentos de flexão e hiperextensão dos dedos em graus (Floyd; Thompson., 2002).	27
Tabela 2.5. Amplitudes de movimentos de flexão e hiperextensão dos dedos em graus (Levangie; Norkin, 2005).	27
Tabela 2.6. Força média do dedo indicador durante funções isométricas da mão (An et al. 1985).	28
Tabela 2.7. Ângulos de orientação das articulações, dedo indicador (An et al. 1985).	30
Tabela 2.8. Forças relativas para diferentes tipos de preensão (An et al, 1986).	30
Tabela 2.9. Forças de flexão estática máxima dos dedos (Hertzberg, 1973).	30
Tabela 2.10. Características físicas dos participantes dos testes realizados por Shim et al., 2004.	31
Tabela 2.11. Forças normais e tangenciais dos dedos durante testes de contração voluntária máxima compartilhada por quatro dedos (Shim et al., 2004).	31
Tabela 2.12. Média dos valores da distribuição de força dos dedos (Adaptado de Freund et al., 2002).	31
Tabela 2.13. Força para o movimento de flexão de cada articulação do dedo indicador (Fu; Wang, P.; e Wang, S., 2008).	32
Tabela 2.14. Média geral da força de preensão palmar (N) para os lados dominante (LD) e não dominante (LND) para ambos os sexos (Caporrino et al. 1998).	32
Tabela 2.15. Dimensões das mãos de um adulto, sexo masculino e por percentis selecionados (AFSC <i>Design Handbook</i> , 1977).	32
Tabela 2.16. Distância normalizada entre os marcadores invasivos em relação ao comprimento da falange média do dedo (An et al., 1979).	33
Tabela 2.17. Localização dos centros das articulações dos dedos do fim distal de cada falange e do fim distal do metacarpo (Adaptado de An et al., 1979).	33

Tabela 2.18. Resultados gerais (médias e desvio padrão, DP) das variáveis antropométricas da mão (mm) e forças de preensão (N) dos participantes (Paschoarelli et al., 2007).	34
Tabela 2.19. Dimensões das articulações interfalângicas dos dedos. Médias $\pm$ Desvio Padrão (Garrett, a e b, 1970).	34
Tabela 2.20. Porcentagens dos comprimentos das falanges em relação ao comprimento da mão para homens e mulheres (Davidoff, 1990; Davidoff e Freivalds, 1993).	35
Tabela 2.21. Dimensões das seções falângicas dos dedos (Wu et al., 2009).....	35
 Tabela 3.1. Amplitude de movimento (Kapandji, 2000; Floyd; Thompson, 2002; Levangie; Norkin, 2005) e força de movimento para flexão (Adaptado de Fu; Wang, P.; Wang, S., 2008).	38
Tabela 3.2. Dimensões das seções falângicas do dedo indicador em mm (Wu et al., 2009).	38
Tabela 3.3. Dados para a modelagem do mecanismo.	46
Tabela 3.4. Momento para as articulações do dedo indicador (Adaptado de Lelieveld, Maeno e Tomiyama, 2006).	53
 Tabela 4.1. Coordenadas dos centros de massa do mecanismo em diferentes posições.	58
Tabela 4.2. Dados do <i>strain gage</i> (Excel Sensores,1995).	60

LISTA DE SIGLAS

<i>ALP</i>	Abdutor Longo do Polegar
<i>AVC</i>	Acidente Vascular Cerebral
<i>CLP</i>	Controlador Lógico Programável
<i>CMC</i>	Carpometacarpal
<i>CVM</i>	Contração Voluntária Máxima
<i>ECP</i>	Extensor Curto do Polegar
<i>EDM</i>	Extensor do Dedo Mínimo
<i>ELP</i>	Extensor Longo do Polegar
<i>FLP</i>	Flexor Longo do Polegar
<i>FPD</i>	Flexor Profundo dos Dedos
<i>FSD</i>	Flexor Superficial dos Dedos
<i>IF</i>	Interfalângica
<i>IFD</i>	Interfalângica Distal
<i>IFP</i>	Interfalângica Proximal
<i>MCF</i>	Metacarpofalângica

LISTA DE SÍMBOLOS

Letras Latinas

a	largura da seção falângica do dedo
b	espessura da seção falângica do dedo
$\overrightarrow{F_{34}}$	força de magnitude e direção de F_{43}
$\overrightarrow{F_{34h}}$	componente da força F_{34} na horizontal
$\overrightarrow{F_{34v}}$	componente da força F_{34} na vertical
$\overrightarrow{F_{36}}$	força aplicada no ponto C na direção da barra de comprimento L_3
$\overrightarrow{F_{43}}$	força aplicada no ponto E na direção da barra de comprimento L_3
$\overrightarrow{F_{57}}$	força de magnitude e direção de F_{C7}
$\overrightarrow{F_{63}}$	força de magnitude e direção de F_{36}
$\overrightarrow{F_{75}}$	força de magnitude e direção de F_{C7}
$\overrightarrow{F_C}$	força exercida pelo cilindro pneumático
$\overrightarrow{F_{C7}}$	força que o cilindro pneumático aplica no ponto A na direção da barra de comprimento L_7
l	comprimento da falange
L	distância entre a articulação MCF e a ponta do dedo
L_1	comprimento da barra entre os pontos D e F
L_2	comprimento da barra entre os pontos C e D
L_3	comprimento da barra entre os pontos C e E
L_4	comprimento da barra entre os pontos E e F
L_5	comprimento da barra entre os pontos B e D
L_6	comprimento da barra entre os pontos B e C
L_7	comprimento da barra entre os pontos A e B
L_d	comprimento da falange distal do dedo
L_m	comprimento da falange média do dedo
L_p	comprimento da falange proximal do dedo
M_D	momento no ponto D

M_F	momento no ponto F
P	pressão
x_A	coordenada da posição do ponto A na direção de x
x_{A0}	coordenada da posição inicial do ponto A na direção de x
x_B	coordenada da posição do ponto B na direção de x
x_{B0}	coordenada da posição inicial do ponto B na direção de x
x_D	coordenada da posição do ponto D na direção de x
x_{E0}	coordenada da posição inicial do ponto E na direção de x
x_F	coordenada da posição do ponto F na direção de x
y_A	coordenada da posição do ponto A na direção de y
y_{A0}	coordenada da posição inicial do ponto A na direção de y
y_B	coordenada da posição do ponto B na direção de y
y_{B0}	coordenada da posição inicial do ponto B na direção de y
y_D	coordenada da posição do ponto D na direção de y
y_{E0}	coordenada da posição inicial do ponto E na direção de y
y_F	coordenada da posição do ponto F na direção de y
$T_{i,i+1}$	matriz de transformação homogênea do referencial i para o referencial i+1

Letras Gregas

α_2	ângulo de inclinação do cilindro pneumático
α_4	ângulo auxiliar
α_{40}	ângulo auxiliar na posição anatômica do dedo
α_5	ângulo auxiliar
α_6	ângulo auxiliar
α_{60}	ângulo auxiliar na posição anatômica do dedo
α_f	ângulo de flexão da articulação MCF
α_h	ângulo de hiperextensão da articulação MCF
β	ângulo auxiliar
β_2	ângulo auxiliar
β_{20}	ângulo auxiliar na posição anatômica do dedo
β_3	ângulo auxiliar
β_7	ângulo auxiliar
β_f	ângulo de flexão da articulação IFP
β_h	ângulo de hiperextensão da articulação IFP

γ_3	ângulo auxiliar
γ_f	ângulo de flexão da articulação IFD
γ_h	ângulo de hiperextensão da articulação IFD
λ_2	ângulo auxiliar
λ_{20}	ângulo auxiliar na posição anatômica do dedo
θ	orientação da falange distal em relação à posição anatômica do dedo
φ_2	ângulo auxiliar
φ_{20}	ângulo auxiliar na posição anatômica do dedo
φ_4	ângulo auxiliar
φ_{40}	ângulo auxiliar na posição anatômica do dedo

SUMÁRIO

CAPÍTULO I - INTRODUÇÃO	1
1.1 Considerações Preliminares	1
CAPÍTULO II - REVISÃO BIBLIOGRÁFICA	5
2.1 Introdução.....	5
2.2 Unidades Robóticas Aplicadas à Biomedicina	7
<i>2.2.1 As Estruturas Robóticas.....</i>	<i>7</i>
<i>2.2.2 Próteses</i>	<i>8</i>
<i>2.2.3 Roupas Biônicas.....</i>	<i>9</i>
<i>2.2.4 Utilização de Robôs Móveis</i>	<i>10</i>
<i>2.2.5 Aplicação de Estruturas Robóticas Seriais.....</i>	<i>11</i>
<i>2.2.6 Estruturas robóticas paralelas atuadas por cabos</i>	<i>13</i>
<i>2.2.7 Estruturas robóticas para reabilitação de dedos</i>	<i>16</i>
2.3 Análise Biomecânica da Mão Humana.....	19
2.4 Conclusões	36
CAPÍTULO III - MODELAGENS DO DEDO E DO MECANISMO	37
3.1 Considerações Preliminares.....	37
3.2 Modelagem Geométrica e Espaço de Trabalho do Dedo	38
3.3 Modelagem da Estrutura Mecânica	40
3.4 Modelagem Estática.....	45
<i>3.4.1 Análise de Forças.....</i>	<i>49</i>
3.4 Conclusões	53
CAPÍTULO IV - ESTRUTURA MECÂNICA	55
4.1 Projeto Mecânico	55
4.2 Sensoriamento do Sistema	60
4.3 Conclusões.....	61
CAPÍTULO V - ESTRATÉGIAS DE CONTROLE DO SISTEMA.....	63
5.1 Considerações Preliminares.....	63
5.2 Controle do Sistema	63
5.2 Conclusões.....	65
CAPÍTULO VI - CONCLUSÕES E TRABALHOS FUTUROS	67

6.1 Conclusões	67
6.2 Trabalhos Futuros	67
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	69
APÊNDICE A – Considerações sobre Modificações no Projeto do Sistema para o Processo de Reabilitação	77

CAPÍTULO I

INTRODUÇÃO

1.1 Considerações Preliminares

Os membros superiores são caracterizados por sua mobilidade e capacidade de segurar, golpear e realizar atividades motoras finas (manipulação). Essas características são especialmente acentuadas na mão ao realizar atividades manuais (Moore; Dalley, 2007).

A mão tem a função de tocar, pressionar, segurar, soltar e manipular, sendo capaz de desempenhar uma variedade de tarefas motoras, além de transmitir informação sensorial sobre temperatura, forma e textura dos objetos. Há interação sincronizada entre as articulações dos membros superiores para coordenar os segmentos interpostos e realizar movimento uniforme e eficiente na distância e posição mais adequada para a tarefa a ser executada (Moore; Dalley, 2007).

O controle de movimento dos dedos e preensão estão entre as mais preciosas e significativas atividades do movimento humano. Durante a realização dessas atividades é evidente a importância da coordenação e do padrão de movimento dos dedos (Levangie; Norkin, 2005).

Uma adequada interligação entre o Sistema Nervoso Central (SNC) e os músculos é necessária para a coordenação do movimento e força. Indivíduos com lesões ou distúrbios, centrais ou periféricos, do sistema músculo esquelético das mãos exibem funcionalidade limitada, dificultando ou impossibilitando o exercício das atividades da vida diária, além dos problemas psicológicos e de inserção social resultantes desta deficiência (Mali, 2006).

Após lesão ou paralisia do dedo, o processo de reabilitação pode ser muito longo. Normalmente, o tratamento ocorre em uma clínica onde um especialista em reabilitação de mão administra os exercícios de acordo com um programa de tratamento. Ao longo do processo de reabilitação o terapeuta, através do uso de força externa, pode realizar

exercícios passivos, onde não ocorre a participação ativa do paciente, no dedo lesionado para permitir que o mesmo possa recuperar a sua força e amplitude de movimento. Outra atividade de recuperação consiste em o próprio paciente realizar a movimentação dos dedos de forma a fortalecer a sua musculatura, ou seja, realizando o movimento ativamente.

Em diversas atividades de recuperação, o terapeuta é quem executa os movimentos nos dedos do paciente, aplicando uma determinada força sobre eles.

Neste sentido é que se propõe desenvolver um sistema mecatrônico que seja capaz de realizar os movimentos dos dedos respeitando a antropometria, cinética e cinemática do dedo com patologia, controlando as forças permitidas para cada tipo de movimento bem como as amplitudes de flexão/extensão de cada articulação, facilitando a atividade de reabilitação dos dedos. Além disso, a utilização de um sistema mecatrônico que permita realizar a mesma movimentação e com o mesmo esforço que um terapeuta faz nos dedos do paciente, otimiza o processo de recuperação de vários pacientes simultaneamente, liberando o terapeuta para executar outras atividades.

O desenvolvimento deste dispositivo inclui também como justificativa o crescente número de pessoas com lesões em membros superiores nas últimas décadas, principalmente devido às lesões traumáticas (80% do total dos casos) provocadas por ferimentos por projéteis de arma de fogo, acidentes automobilísticos e de motocicletas, esporte e quedas. Entre as não traumáticas (20%) destacam-se as tumorais, infecciosas, vasculares e degenerativas. As maiores causas destas incapacidades são lesões medulares altas, lesões de nervo periférico (lesão de plexo braquial) e doenças degenerativas (esclerose lateral amiotrófica) (Barros Filho et al., 1990; Flores, 2006; Lianza, 2001; Solino et al., 1990).

Estudos recentes têm mostrado que a incorporação de dispositivos mecatrônicos e realidade virtual ao processo de reabilitação da mão são viáveis e eficazes (Fischer et al., 2007).

Os sistemas propostos na literatura são denominados “exoesqueletos” visto que são utilizados como “complemento” na movimentação, algumas vezes aumentando a capacidade de carga do membro movimentado. O termo exoesqueleto tem origem na biologia animal e tem sido frequentemente utilizado para dispositivos robóticos e biomecânicos. No reino animal os exoesqueletos têm duas principais características: suportar e proteger o corpo do animal. Isto justifica a aplicação do termo em dispositivos robóticos e biomecânicos (Tulińsk; Jasińska-Choromańska, 2009).

O Capítulo II, desta dissertação, apresenta uma revisão sobre diversas estruturas robóticas aplicadas à biomedicina encontradas na literatura, incluindo àquelas empregadas

na reabilitação de dedos. As características das mãos/dedos são também abordadas neste capítulo.

O Capítulo III aborda os dados finais da revisão bibliográfica utilizados no estudo e também as modelagens geométrica do dedo e do dispositivo bem como a análise estática do dispositivo. A análise de forças finaliza este capítulo com o intuito de definir a faixa de operação do sistema desenvolvido.

O Capítulo IV apresenta o detalhamento e sensoramento do sistema incluindo a montagem do dispositivo.

O Capítulo V abrange estratégias de controle do sistema.

As conclusões e sugestões para trabalhos futuros são descritas no Capítulo VI.

CAPÍTULO II

REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

2.1 Introdução

Os robôs utilizados em aplicações médicas, em geral, são dispositivos controlados remotamente que procuram reproduzir os movimentos humanos.

Nos últimos anos pode-se observar um grande progresso nas mãos e braços robóticos para aplicações na área biomédica, onde robôs de alta precisão, aliados aos recursos de vídeo-endoscopia e à realidade virtual, estão auxiliando os profissionais na realização de diversas atividades tais como cirurgias de revascularização do miocárdio; reparos de válvulas cardíacas e neurocirurgias estereotáxicas; cirurgias para combater câncer de próstata, rim e de útero; para a reversão de laqueaduras e em procedimentos de pontes de safena (Cavenaghi; Utiumi; Falkowski, 2002).

Pode-se dizer que as principais vantagens da cirurgia robótica são: é minimamente invasiva, em função da necessidade de realização de pequenas incisões, possibilitando a utilização de micro-câmeras; é mais rápida, tanto em tempo de operação como de recuperação do paciente; a anestesia pode ser mais leve e há pouca perda de sangue, diminuindo a necessidade de transfusões; a visualização dos órgãos é melhor, pois não há tanto sangue no campo visual e os aparelhos podem fornecer uma imagem em três dimensões de alta definição; o profissional permanece sentado confortavelmente diante de um visor e manipula os braços robóticos com controles simples e precisos; os instrumentos cirúrgicos são, muitas vezes, mais fáceis de manusear do que os utilizados em cirurgias análogas convencionais; os robôs podem armazenar as imagens obtidas por tomografia computadorizada ou ressonância magnética e se guiarem por elas, podendo atuar com mais precisão, diminuindo os cortes desnecessários para encontrar as estruturas comprometidas. Além disso, os robôs não apresentam fadiga muscular ou tremores podendo manipular instrumentos cirúrgicos menores e mais delicados; os robôs podem atuar em tarefas que

causam riscos ao cirurgião, como em pacientes infectados e, finalmente, os robôs podem ser controlados a qualquer distância, permitindo realização de interferências cirúrgicas a longa distância. Desta forma, para o paciente o benefício é grande: pequenas incisões significam menos dor, menos sangramento, menor trauma cirúrgico e recuperação mais rápida (Cavenaghi; Utiumi; Falkowski, 2002).

No entanto, o uso de equipamentos robóticos ainda não fornece a sensibilidade sobre a resistência que o tecido oferece ou a força que se deve imprimir para dar um ponto cirúrgico, por exemplo. Em parte isto é compensado devido à melhora da visibilidade do profissional permitindo um controle maior sobre o que acontece com o paciente. Outra grande desvantagem da cirurgia robótica é que ela é mais cara do que a convencional, em geral, pelo menos o dobro da cirurgia convencional (Centro de Referência em Educação Mário Covas, 2008).

Outro campo de aplicação da robótica na área biomédica é na reabilitação de pacientes com perda ou limitação de movimentos.

A medicina física e de reabilitação pretende tratar ou atenuar as incapacidades causadas por doenças crônicas, sequelas neurológicas, lesões derivadas da gestação e do parto, acidentes de trânsito e de trabalho. A reabilitação é um processo global e dinâmico orientado para a recuperação física e psicológica da pessoa com deficiência, tendo em vista a sua reintegração social e melhoria das condições de vida (Portal da Saúde, 2005).

A reabilitação teve grande impulso e desenvolvimento no século XX, sobretudo no período posterior às grandes catástrofes mundiais, como as guerras, em função das lesões e sequelas provocadas (Dellon; Matsuoka, 2007).

O processo de reabilitação envolve: o diagnóstico e definição das diferentes patologias, deficiências e incapacitantes existentes; definição do prognóstico e avaliação do potencial de reabilitação; planejamento e prescrição do tratamento; coadjuvação e apoio das diferentes ações médicas-cirúrgicas; facilitação e estímulo dos processos de recuperação e regeneração natural e, finalmente, o estímulo, maximização e compensação das capacidades residuais (Portal da Saúde, 2005). Muitas vezes, estas etapas do processo envolvem movimentos repetitivos com o membro a ser recuperado sobre o qual são aplicados diversos tipos de esforços em magnitudes variáveis. Assim, uma atuação de controle sobre o membro pode ser otimizada com o auxílio de dispositivos robóticos.

Diversos sistemas robóticos têm sido desenvolvidos com aplicações específicas na medicina. Na realidade, estes sistemas robóticos aplicados constituem uma unidade mecatrônica onde estão envolvidos a estrutura mecânica, sistemas de sensoriamento, uma unidade de controle e uma interface de comunicação entre o sistema e o usuário.

Algumas unidades robóticas aplicadas à biomedicina são descritas, de forma resumida, no item 2.2 a seguir.

Na sequência, item 2.3, é apresentada uma análise biomecânica da mão humana que consta dos dados dimensionais e estruturais da mão humana e dos dedos. Diversas bibliografias tratam sobre a sua constituição, musculatura e estrutura óssea. Neste texto, toda a parte óssea e muscular da mão descrita está de acordo com a formulação de Moore e Dalley (2007). Primeiramente é apresentada uma revisão dos aspectos anatômicos e biomecânicos da mão humana para a compreensão geral de sua estrutura óssea, muscular e articular. Em seguida são apresentados os parâmetros que envolvem os movimentos dos dedos, amplitude de movimentos e forças necessárias para execução de tarefas, e as dimensões dos mesmos através de bibliografias diversas.

2.2 Unidades Robóticas Aplicadas à Biomedicina

2.2.1 As Estruturas Robóticas

A estrutura mecânica da unidade robótica é constituída por uma cadeia cinemática; atuadores que são responsáveis pela movimentação da cadeia cinemática; sensores e o elemento terminal que pode ser uma garra ou uma ferramenta de trabalho. A cadeia cinemática, que consiste em uma sequência de segmentos e articulações, pode ser na forma serial, ou na forma fechada. A cadeia cinemática serial é também conhecida por estrutura antropomórfica, nome decorrente da sua semelhança com o braço humano, que é a base dos robôs industriais mais utilizados em manipulação de objetos, por isso são conhecidos por robôs manipuladores, Fig. 2.1(a).

As estruturas robóticas de cadeia fechada são denominadas estruturas robóticas paralelas em oposição às estruturas seriais e em alusão ao paralelismo entre os segmentos das primeiras estruturas paralelas aplicadas em robótica. As estruturas robóticas paralelas são constituídas por um conjunto de cadeias cinemáticas que unem simultaneamente a base ao elemento terminal. Cada cadeia cinemática é denominada de perna e pode ser formada por uma cadeia cinemática fechada ou aberta. Por motivo de simplificação de projeto, modelagem e controle, em geral, as pernas são idênticas e dispostas simetricamente em relação à base. Graças às suas características mecânicas e de controle, estas estruturas têm sido cada vez mais utilizadas na indústria, Fig. 2.1(b).

O estudo das estruturas robóticas, seja ela paralela ou serial, passa obrigatoriamente pela análise geométrica, cinemática e dinâmica, além de considerar os segmentos como rígidos. As articulações nas estruturas seriais são todas ativas enquanto nas estruturas

paralelas podem existir também articulações passivas. Na realidade, o estudo da estrutura robótica consiste no estudo de uma cadeia cinemática, que consiste em um mecanismo articulado. Esta consideração permite visualizar o grande campo de aplicação destes sistemas. Maiores informações a respeito dessas estruturas podem ser encontradas em Tsai (1999).

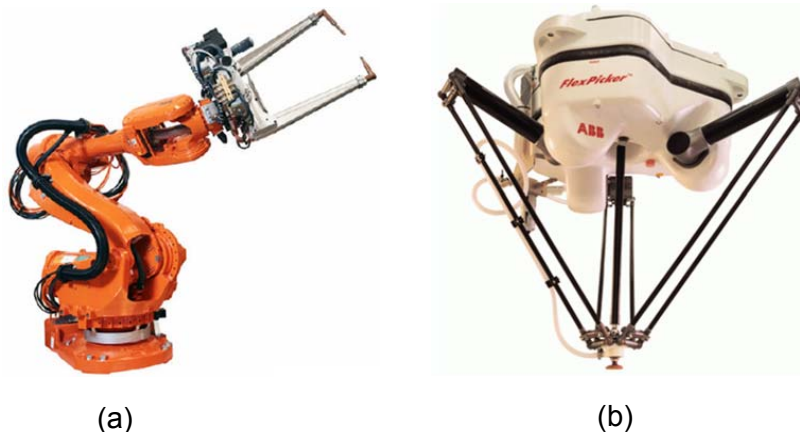


Figura 2.1. (a) Robô industrial com estrutura serial (antropomórfico) IRB 6600ID (ABB, 2008); (b) Robô industrial com estrutura paralela *FlexPicker* (ABB, 2008).

2.2.2 Próteses

Diversos trabalhos têm sido elaborados na tentativa de obter próteses para os membros superiores e inferiores. As dificuldades são grandes principalmente devido às dimensões dos atuadores atuais, a dificuldade de armazenamento de energia para a movimentação da prótese (devido ao consumo de energia dos atuadores) e o sensoriamento (o objetivo é obter sinal neuronal para controle dos movimentos da prótese). Mesmo com as dificuldades existentes, as próteses para membros superiores e inferiores tiveram um avanço considerável nos últimos anos. Muitas dessas próteses possuem uma construção mecânica que utiliza mecanismos articulados.

O grande desafio nesta área consiste em desenvolver uma mão robótica que reproduza fielmente os movimentos da mão humana. A mão é altamente complexa, sendo composta por 27 ossos, dezessete articulações, dezenove músculos e uma infinidade de terminações nervosas, além de sua capacidade sensorial (Cailliet, 1976; Chase, 1973; Tubiana, 1981).

Algumas revistas especializadas têm considerado que o modelo mais moderno de mão biônica disponível no mercado seja a *i-LIMB*, Fig. 2.2(a), fabricada pela empresa escocesa *Touch Bionics* sendo eleita pela revista americana *Time* uma das cinquenta melhores invenções de 2008. Diversas pessoas já a utilizam, permitindo realizar várias

atividades tais como pegar um copo para beber água ou mesmo usar o computador. Esta prótese possui um motor em cada dedo, permitindo que os cinco dedos possam se mover isoladamente e o polegar poder girar de 90°, da mesma forma que os polegares humanos. Para sua implementação não é necessário cirurgia, pois os movimentos são criados por dois eletrodos colocados sobre a pele que captam as contrações musculares (prótese mioelétrica). Um computador dentro da prótese interpreta cada sinal e aciona cada mecanismo de movimento. Mesmo com seu grande avanço tecnológico, ainda possui restrições de mobilidade com alguns tipos de movimento (Touch Bionics, 2008).

Um exemplo de prótese dos membros inferiores que pode ser citado é o *Rheo Knee*, desenvolvido pelo grupo *Otto Bock/Ossur*, em que utiliza inteligência artificial para reconhecer e responder o melhor possível às mudanças no ritmo da caminhada e do terreno, liberando o usuário para se preocupar com a atividade que está sendo realizada, sem se preocupar com a sua forma de caminhar. O objetivo consiste em restaurar a capacidade do usuário em caminhar naturalmente, com conforto e confiantemente em qualquer velocidade. Pode suportar peso de até 125 kg, pesando somente 1,52 kg, Fig. 2.2(b) (Ossur, 2006).

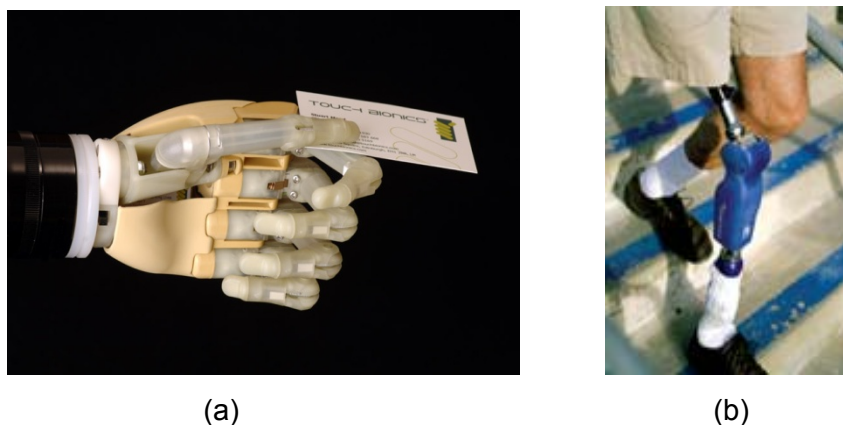


Figura 2.2. a) Mão Biônica *i-LIMB* (Touch Bionics, 2008); b) Joelho biônico *Rheo Knee* (Ossur, 2006).

Existem também próteses de braços, pernas e pés biônicos (VIPO, 2009).

2.2.3 Roupas Biônicas

A construção de roupas biônicas, ou exoesqueletos, é um sonho antigo dos pesquisadores. Elas têm como objetivo auxiliar pessoas com deficiências físicas, pessoas idosas naturalmente enfraquecidas muscularmente, além do uso na área militar. Tem sido considerado pela imprensa que o mais bem sucedido produto comercial deste tipo é o *HAL*

(*Hybrid Assistant Limb*) que foi desenvolvido pelo engenheiro japonês Yoshiyuki Sankai, sendo comercializado pela *Cyberdyne*. Este equipamento pesa 15 quilos e permite aumentar a força muscular de quem o veste. O *HAL* é composto por sensores que analisam e calculam quanto de força o corpo de determinada pessoa pode exercer e quanto lhe é necessário emprestar através do *HAL*, Fig. 2.3.



Figura 2.3. Protótipo da roupa biônica *HAL* (Cyberdyne, 2008).

2.2.4 Utilização de Robôs Móveis

Vários sistemas robóticos têm sido especificamente projetados para ajudar na movimentação de pessoas. Por exemplo, o *PAMM* (*Personal Aid for Mobility and Monitoring*) é um “bengala” composta por 6 eixos dotados de sensores de força-momento montados sobre a mão do usuário para capturar a intenção do usuário, Fig. 2.4, e tem quatro modos de controle (Dubowsky et al, 2000). O primeiro permite ao usuário controlar o caminho e velocidade enquanto o *PAMM* providencia o suporte físico. O segundo modo, utilizando-se da facilidade de mapas, o *PAMM* leva o usuário ao longo de um caminho planejado a uma velocidade pré-determinada. O terceiro também leva o usuário ao longo de um caminho como no segundo, mas o usuário pode controlar a velocidade da bengala ao longo do caminho com forças aplicadas ao controle. No quarto modo, o usuário pode controlar a velocidade e também alterar o caminho por esforços aplicados ao controle (Cannella; Ottaviano; Castelli, 2008).



Figura 2.4. Protótipo do *PAMM* (Dubowsky et al, 2000).

2.2.5 Aplicação de Estruturas Robóticas Seriais

A aplicação de estruturas robóticas seriais é justificada pelo seu desenvolvimento tecnológico atual graças à sua larga aplicação industrial. Aparentemente, como o robô serial se assemelha ao braço humano, é possível imaginar que ele também permite a realização de todos os movimentos do braço. Existem diversos estudos neste sentido, podendo ser citados alguns.

O *MIT-Manus* foi desenvolvido no Massachusetts Institute of Technology (MIT), cujo nome é derivado da expressão “means et manus” - *mind and hand* (Krebs et al., 2004). Ele é constituído por um robô serial de duas articulações que pode orientar ou interagir com o braço do paciente ao longo de um plano de trabalho. Portanto, tem dois graus de liberdade. O antebraço do paciente é fixado ao elemento terminal do robô por meio de uma tala. O robô apresenta cenários diferentes para treinamento. Apesar da eficácia do *MIT-Manus* ter sido comprovada por testes clínicos, este robô não pode providenciar todos os tipos de movimento requeridos pela terapia convencional, especialmente as fora do plano anatômico, Fig. 2.5(a).

Um exemplo que permite movimentos tridimensionais é o *ARM* (*Assisted Rehabilitation and Measurement*), desenvolvido no Rehabilitation Institute of Chicago e pela

Universidade da Califórnia, Fig. 2.5(b). Apesar de permitir movimentos tridimensionais, sua estrutura é pesada e a qualidade dos movimentos é afetada pela alta inércia do sistema (Kahn et al., 2006).

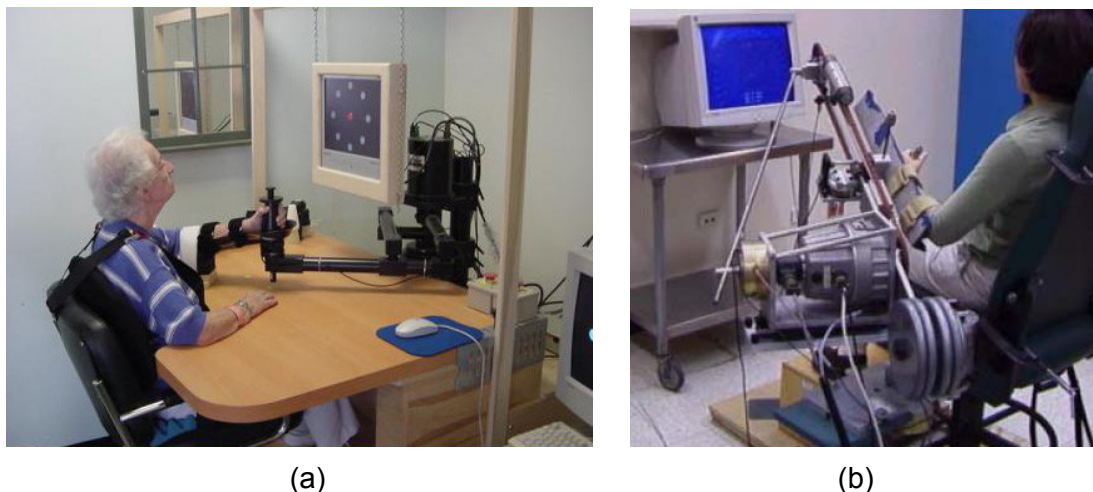


Figura 2.5. (a) Robô para reabilitação *MIT-Manus* (Krebs et al., 2004); (b) *ARM* (Kahn et al., 2006).

O sistema *MIME* (*Mirror-Image Movement Enabler*) utiliza um robô industrial Puma modelo 562 de 6 graus de liberdade, o qual é fixado ao braço do paciente movimentando-o em trajetórias pré-determinadas, pelo controle direto da configuração do braço robótico (Lum et al., 2002). Este robô permite uma larga faixa de movimentos, possui arquitetura de controle aberta e 6 sensores de força/momento acoplados aos eixos de movimento, Fig. 2.6(a). Devido à sua característica de produzir altas forças, altas velocidades e a necessidade de um operador, os robôs industriais não representam uma ferramenta viável para reabilitação assistida, além do alto custo.

O *ARMin* é um exoesqueleto com 6 graus de liberdade capaz de fixar-se em volta do braço do paciente promovendo quase todos os movimentos necessários para reabilitação; as principais desvantagens deste robô consistem na complexidade de ajustar os parâmetros do braço para diferentes pacientes e construção complexa devido ao alto número de componentes mecânicos (Nef; Riener, 2005), Fig. 2.6(b).

Dos trabalhos citados anteriormente, pode-se dizer que os robôs que utilizam estruturas seriais, em geral, são equipamentos pesados, não sendo facilmente transportáveis, possuem preços elevados, apresentam riscos aos pacientes (fraturas devido à grande capacidade de carga), sendo que sua maior desvantagem é a resistência dos pacientes para utilizar estes sistemas.

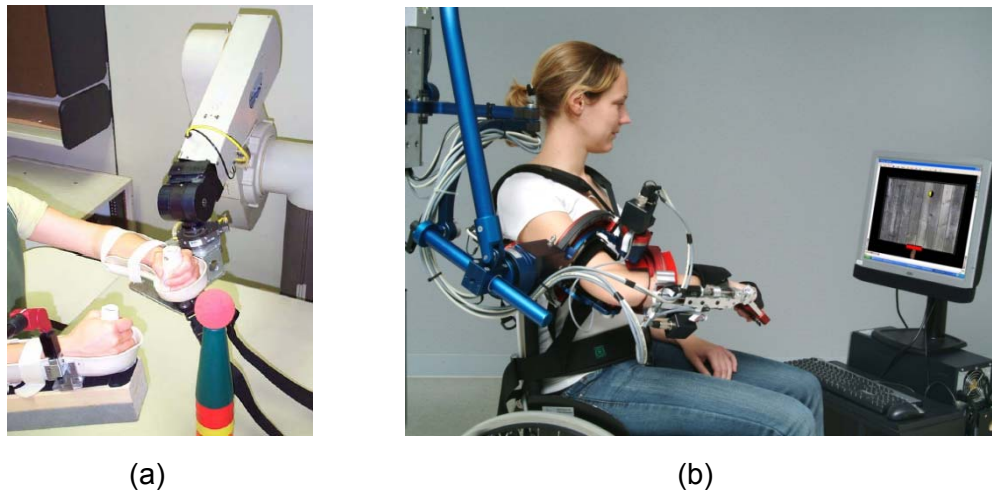


Figura 2.6. (a) Paciente utilizando-se o protótipo do *MINE* (Lum et al., 2002); (b) Teste do *ARMin* com uma paciente (Nef; Riener, 2005).

2.2.6 Estruturas robóticas paralelas atuadas por cabos

Estruturas robóticas paralelas atuadas por cabos são sistemas robóticos compostos por uma plataforma móvel e um elemento terminal ligados por múltiplos cabos que podem se estender ou retrair. Neste caso, o elemento terminal é operado pela variação do comprimento dos cabos que o conectam. Este tipo de acionamento não permite que o cabo “empurre” o elemento terminal, apenas puxá-lo. Outro problema que ocorre neste tipo de aplicação consiste na limitação da tensão no cabo que podem causar deformações que provocam erros no controle (Hiller, 2009). No entanto, elas possuem algumas vantagens importantes, a saber: possuem poucas peças móveis e massas pequenas em movimento; elevada taxa peso manipulado/peso da estrutura; transportabilidade; construção econômica e modular permitindo a reconfiguração da estrutura pela modificação da posição dos pontos de conexão dos cabos e/ou dos atuadores; o sistema mecânico é simples, de fácil fabricação e de baixo custo (Barrette; Gosselin, 2005; Melchiorri, 2005; Merlet, 2004; Riechel et al., 2004).

Como toda estrutura paralela, sempre existe a possibilidade de colisão entre seus elementos, principalmente cabo-cabo e cabo-elemento terminal.

Como exemplo de aplicação das estruturas paralelas atuadas por cabos, pode-se citar o protótipo do *String-Man* desenvolvido em *Fraunhofer IPK-Berlin* (Surdilovic; Bernhardt, 2007). Esta estrutura é formada por 7 cabos fixados ao tronco do ser humano e sua principal aplicação é na reabilitação de pacientes com problemas de locomoção, permitindo restabelecer o equilíbrio postural e as funções motoras da marcha, Fig. 2.7.

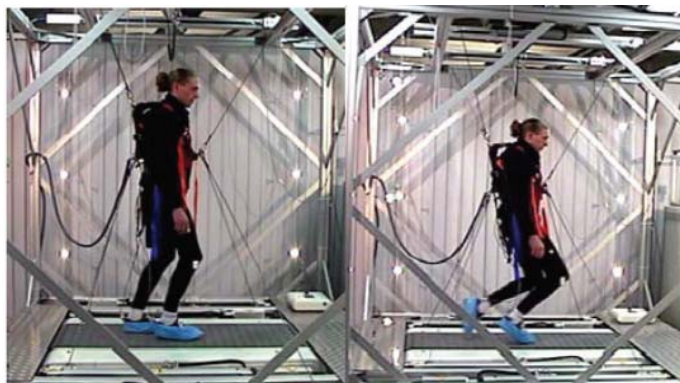


Figura 2.7. Protótipo do *String-Man* (Surdilovic; Bernhardt, 2007).

Como exemplo utilizado para reabilitação dos membros superiores, pode-se citar o *NeReBot* (*NEuroREhabilitation roBOT*), que foi desenvolvido no *Department of Innovation in Mechanics and Management*, Universidade de Pádua, Itália, possuindo três graus de liberdade (Fanin et al., 2003; Rosati et al., 2005). Neste sistema, uma vez o antebraço do paciente fixado na tala (ou órtese), a máquina pode produzir a movimentação passiva dos membros superiores através de três fios de nylon, Fig. 2.8(a). A trajetória do braço é selecionada pelo terapeuta através de um procedimento de “*teaching-by-showing*”, permitindo a execução de alguns exercícios de terapia. A desvantagem desta estrutura é a limitação da quantidade de movimentos possíveis.

Para aumentar a quantidade de movimentos disponíveis, o sistema foi instalado em uma estrutura plana de dois graus de liberdade, passando a ser denominado *MariBot* (Rosati et al., 2007), Fig. 2.8(b).

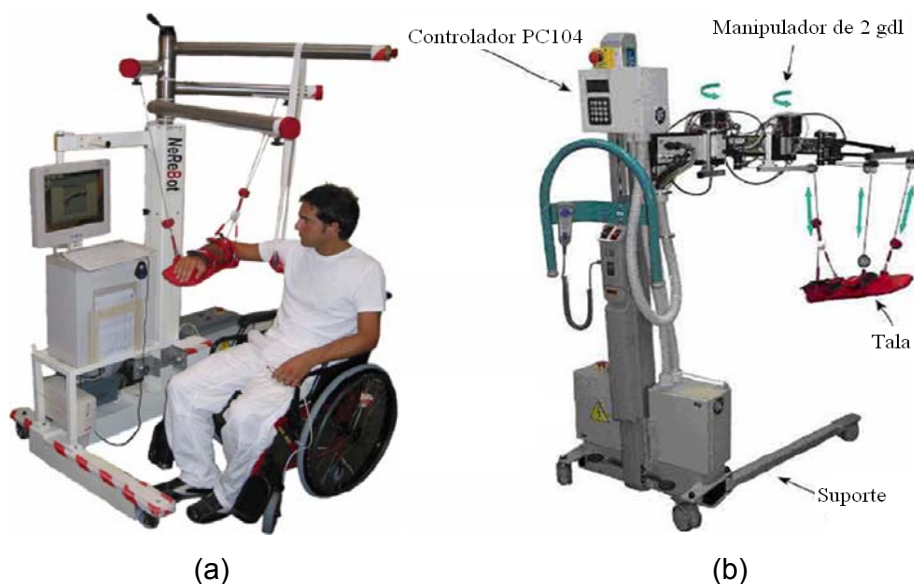


Figura 2.8. a) Protótipo *NeReBot* (Fanin et al., 2003; Rosati et al., 2005); b) Protótipo do *MariBot* (Rosati et al., 2007).

Outro exemplo de estrutura robótica paralela atuada por cabos para reabilitação dos membros superiores é a desenvolvida por Nunes, Gonçalves e Carvalho (2010), sendo especificamente direcionada para reabilitação dos movimentos do ombro humano, Fig. 2.9. Para realizar os movimentos do ombro, o estudo apresenta um sistema robótico atuado por quatro cabos sendo composto por uma estrutura formada por perfis de alumínio que permite flexibilidade de montagem (constituindo uma estrutura configurável), por quatro motores responsáveis pela movimentação da tala fixada ao braço do paciente, quatro encoders para realizar o controle da estrutura, microcomputador, controladores e elementos de construção mecânica.

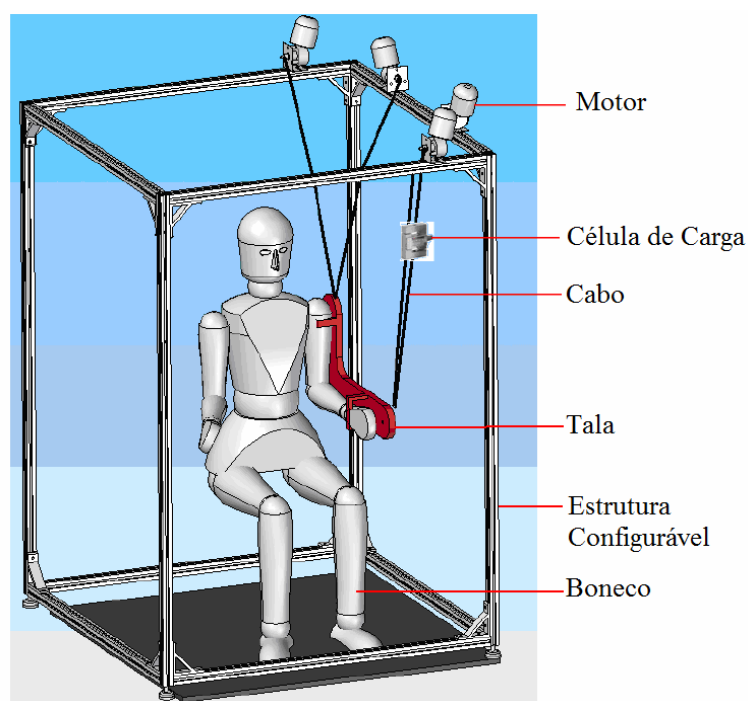


Figura 2.9. Esquema inicial do protótipo para reabilitação/recuperação dos movimentos do ombro (Nunes, Gonçalves e Carvalho, 2010).

Em geral os robôs com cabos são pesados, devido à grande estrutura para sustentação dos cabos, impossibilitando sua movimentação dentro de clínicas ou para reabilitação doméstica. No entanto, devido à sua modularidade eles são facilmente desmontados e remontados em outro local.

Devido a algumas de suas características tais como: a estrutura é adaptativa, existe a segurança de operação, pois os cabos são leves e flexíveis e, além do mais, são amigáveis ao ser humano, as estruturas paralelas atuadas por cabos têm sido estudadas para o uso em diversas aplicações médicas de reabilitação (Homma; Fukuda; Nagata, 2002).

2.2.7 Estruturas robóticas para reabilitação de dedos

Alguns exoesqueletos para mãos têm sido desenvolvidos como dispositivos de “force feedback” (“realimentação de força”) que consiste na realimentação da magnitude da força ao sistema de controle, repetidamente, até alcançar a força externa que se deseja aplicar.

Um dispositivo comercial disponível que pode exercer força realimentada durante a flexão dos cinco dedos é o *CyberGrasp* (Cyber Glove Systems, 2000). Ele consiste em um exoesqueleto com cabos presos nas suas extremidades para transmissão de força, Fig. 2.10. Há questões de que a força aplicada é muito pequena para mover as articulações dos dedos para a terapia de reabilitação (força contínua máxima de 12 N por dedo) embora tenha como benefício a não limitação de movimentos dos dedos e da mão (Fu; Wang, P.; Wang, S., 2008).



Figura 2.10. Dispositivo *CyberGrasp* (Cyber Glove Systems, 2000).

A luva Rutgers Master II-ND, Fig. 2.11, é um exoesqueleto com atuadores pneumáticos (cilindros pneumáticos) alocados na palma da mão que podem exercer forças realimentadas para flexão dos dedos com exceção do dedo mínimo. Devido ao fato de o exoesqueleto ser montado na palma da mão há limitação acentuada de movimento nas articulações interfalângicas dos dedos (Bouzit et al., 2002). Este dispositivo foi empregado no estudo da reabilitação de pacientes que sofreram Acidente Vascular Cerebral (AVC) e tem com grande vantagem ser leve (menos de 100 g) em relação aos demais dispositivos dessa categoria.



Figura 2.11. Rutgers Master II-ND (Bouzit et al., 2002).

O dispositivo mecatrônico, *Reha-Digit*, para a reabilitação sensorio-motora da mão (Hesse et al, 2008), visa permitir aos terapeutas concentrarem-se em exercícios mais complexos, Fig. 2.12. O *Reha-Digit* consiste de rolos de plástico independentes entre si, cada um fixado excêntricamente ao eixo acionador do dispositivo, formando uma árvore de motores excêntricos. As superfícies dos rolos são côncavas, de forma que a área de contato entre eles e os dedos seja a máxima possível.

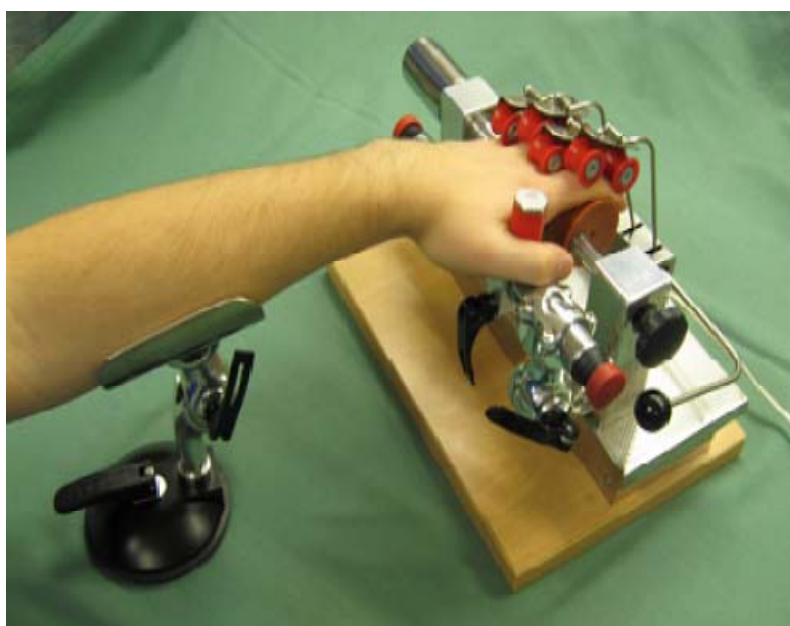


Figura 2.12. Dispositivo *Reha-Digit* (Hesse et al, 2008).

A posição e o alinhamento entre cada rolo e o dedo com o qual estará em contato são garantidos por uma alavanca, que gira segundo o movimento do eixo paralelo ao eixo do motor e conexo com as hastes ligadas aos rolos. Como acessório do *Reha-Digit*, há um suporte que, em contato com o antebraço, confere a este altura e angulação ajustáveis, a fim de se conseguir o melhor posicionamento do braço como um todo em relação ao equipamento.

Este dispositivo é limitado pois oferece apenas movimentação passiva; no entanto, é destinado principalmente para pacientes com dedos plégicos. Para este subgrupo de pacientes gravemente afetados, que são incapazes de mover ativamente seus dedos, a estimulação sensorial e o alongamento passivo fornecidos pelo *Reha-Digit* podem ser particularmente importantes (Hesse et al, 2008).

Outro tipo de exoesqueleto é constituído de várias barras formando um mecanismo articulado, Fig. 2.13.

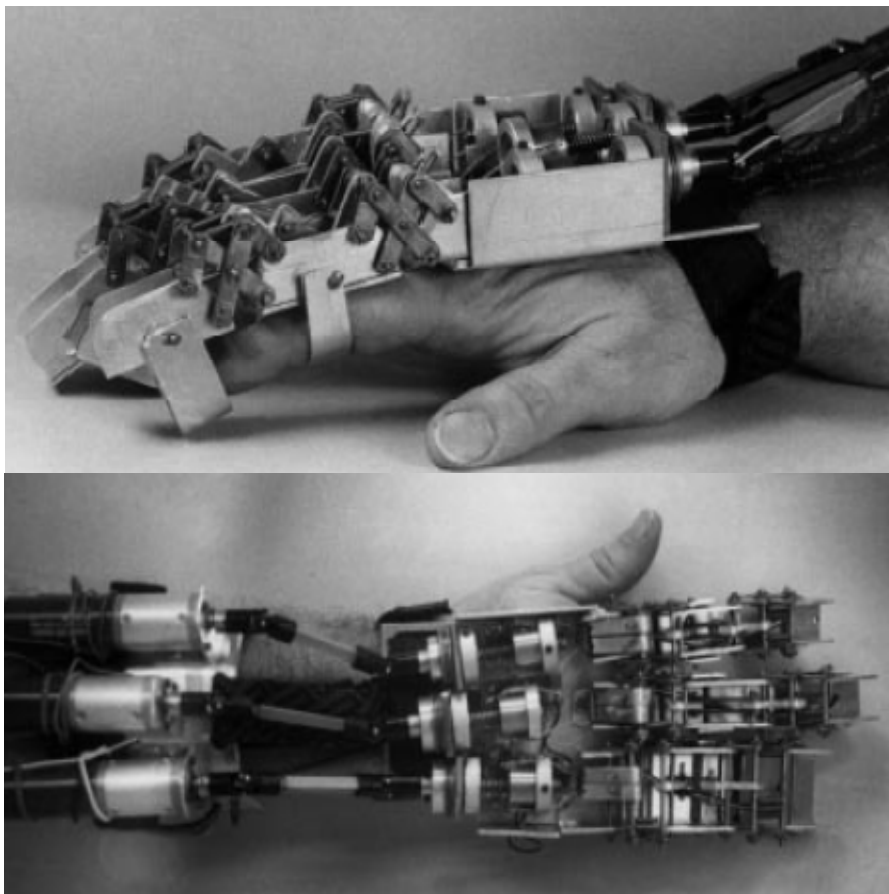


Figura 2.13. Exoesqueleto construído a partir de mecanismos articulados, vistas lateral e superior (Shields et al., 1997).

Este exoesqueleto foi construído com o propósito de ajudar astronautas na execução de tarefas em que a rigidez das luvas (parte da roupa do astronauta) normalmente causa fadiga em suas mãos. O equipamento apresenta um projeto para três dedos, sendo o quarto e o quinto dedos combinados para simplificar a montagem.

O acionamento do sistema é feito por cabos e, portanto, é capaz apenas de executar movimentação para fechar o exoesqueleto devido à capacidade do cabo de carregar somente tração de cargas (Shields et al., 1997).

Outros exoesqueletos desenvolvidos para mãos/dedos podem citados, tais como em: Fu, Wang, P., e Wang, S., 2008; Lelieveld, Maeno e Tomiyama, 2006; Wang et al, 2009; Wege, Hommel, 2005; e Wornsnopp et al., 2007.

2.3 Análise Biomecânica da Mão Humana

A anatomia – estudo da estrutura do corpo – é uma das mais antigas ciências médicas básicas, sendo que diversas referências citam que ela foi estudada formalmente pela primeira vez no Egito (aproximadamente 500 a.C.). Muitos pesquisadores dedicaram-se e dedicam a esta ciência tais como Moore e Dalley (2007), Netter (2001) e Sobotta (2006).

A mão, do latim *manus*, é a parte do membro superior distal ao antebraço, composta pelo carpo, metacarpo e das falanges. É formada pelo punho, pela palma, pelo dorso da mão e pelos dedos (incluindo um polegar oponível), sendo ricamente suprida por terminações sensitivas para tato, dor e temperatura (Moore; Dalley, 2007).

Dessa forma, a anatomia da mão humana compreende três partes: **carpo (punho)**, **metacarpo** e **falanges**, conforme apresentadas na Fig. 2.14.

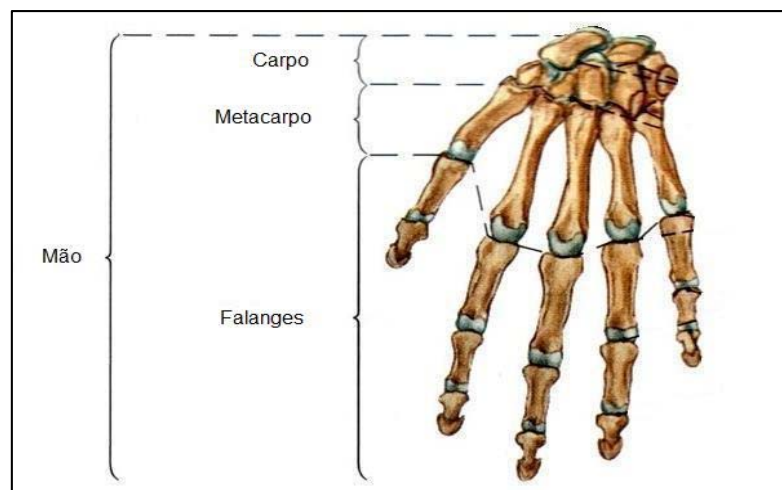


Figura 2.14. Partes da mão humana (Adaptado de Sobotta, 2006).

No **carpo**, existem oito ossos dispostos em duas fileiras: proximal e distal. Cada fileira é composta por quatro pequenos ossos que dão flexibilidade ao punho. Os quatro ossos na fileira proximal de carpais são denominados: **escafóide**, **semilunar**, **piramidal** e **pisiforme**. A fileira distal de carpais tem os ossos: **trapézio**, **trapezóide**, **capitato** e **hamato** (ou uncinado).

O **metacarpo** forma o esqueleto da palma da mão entre o carpo e as falanges. É formado por cinco ossos metacarpais onde cada metacarpal possui **base**, **corpo** e **cabeça**. As bases dos metacarpais, proximais, articulam-se com os ossos carpais e formam as articulações **carpometacarpais** (CMC); e as cabeças dos metacarpais, distais, articulam-se com as bases das falanges proximais e formam as articulações **metacarpofalângicas** (MCF) (Moore; Dalley, 2007).

Os metacarpais são numerados no sentido látero-medial em I, II, III, IV e V e correspondem aos dedos da mão, Fig. 2.15. O primeiro metacarpal (do polegar) é o mais largo e mais curto desses ossos.

Cada dedo possui três **falanges**, exceto o polegar (primeiro dedo), que tem apenas duas (falange proximal e falange distal). As falanges do primeiro dedo são mais fortes que as dos outros dedos. Cada falange tem uma **base proximal**, um **corpo** e uma **cabeça distal**.

As falanges proximais são as maiores, as médias têm tamanho intermediário e as distais são as menores. Os corpos das falanges afinam-se na região distal e as falanges terminais são achatadas e expandidas em suas extremidades distais, conforme pode ser observado na Fig. 2.15.

As cabeças das falanges proximais com as bases das falanges médias formam as articulações **interfalângicas proximais** (IFP) e as cabeças das falanges médias com as bases das falanges distais formam as articulações **interfalângicas distais** (IFD).

As articulações dos dedos seguem as disposições de suas falanges. O polegar possui duas articulações (metacarpofalângica e interfalângica) enquanto os demais dedos possuem três articulações (metacarpofalângica, interfalângica proximal e interfalângica distal).

No total, os dedos da mão apresentam 14 falanges (duas no polegar e três em cada dos demais dedos). Todos os ossos da mão estão ilustrados na Fig. 2.15.

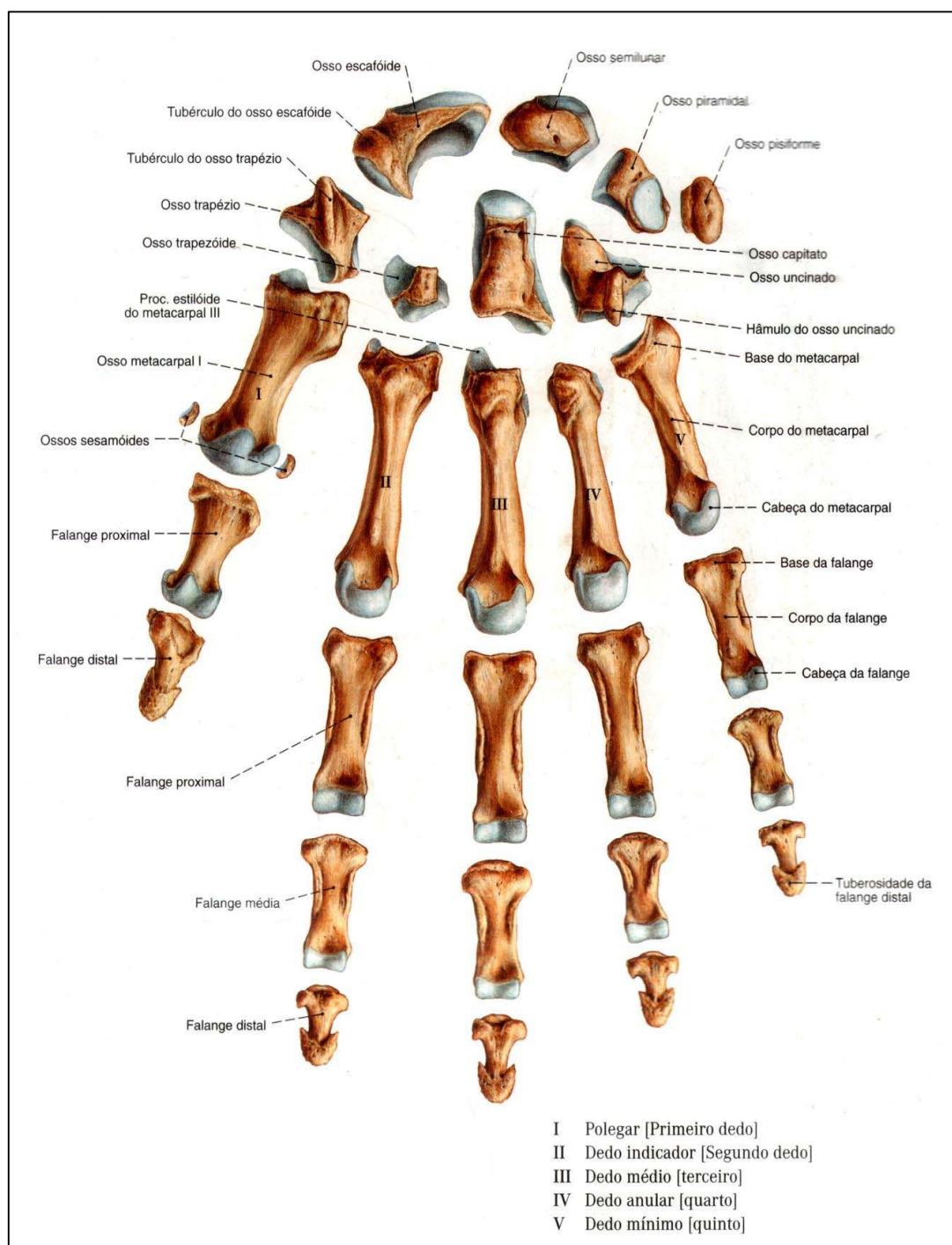


Figura 2.15. Vista palmar dos ossos da mão (os ossos estão espaçados para facilitar a identificação) (Sobotta, 2006).

Os movimentos do corpo, inclusive dos dedos, ocorrem nas articulações, onde dois ou mais ossos, ou cartilagens, possuem um movimento relativo. Na Figura 2.16 estão relacionados os movimentos dos dedos considerados a partir da posição anatômica (ou neutra). A posição anatômica refere-se à posição do corpo de pé, face para frente, os

braços ao lado do corpo com as palmas e os dedos da mão voltados para frente. Os movimentos podem ser assim definidos:

- a) **Flexão:** indica uma variação angular no sentido de fechamento da mão.
- b) **Extensão:** indica uma variação angular no sentido contrário ao do fechamento da mão. A extensão de um membro ou parte dele além da posição anatômica é denominada de hiperextensão.
- c) **Abdução:** movimento de afastamento dos dedos da mão em relação ao 3º dedo (médio) em posição neutra. O 3º dedo da mão abduz medial ou lateralmente em relação a posição neutra.
- d) **Adução:** movimento de reaproximação dos dedos da mão afastados ou movimento dos outros dedos em direção à posição neutra do 3º dedo. O dedo abduzido, medial ou lateralmente, é aduzido de volta à posição neutra.
- e) **Oposição:** movimento pelo qual a polpa do 1º dedo (polegar) é aproximada da polpa de outro dedo. O reposicionamento descreve o movimento de retorno do 1º dedo da posição de oposição para sua posição anatômica.

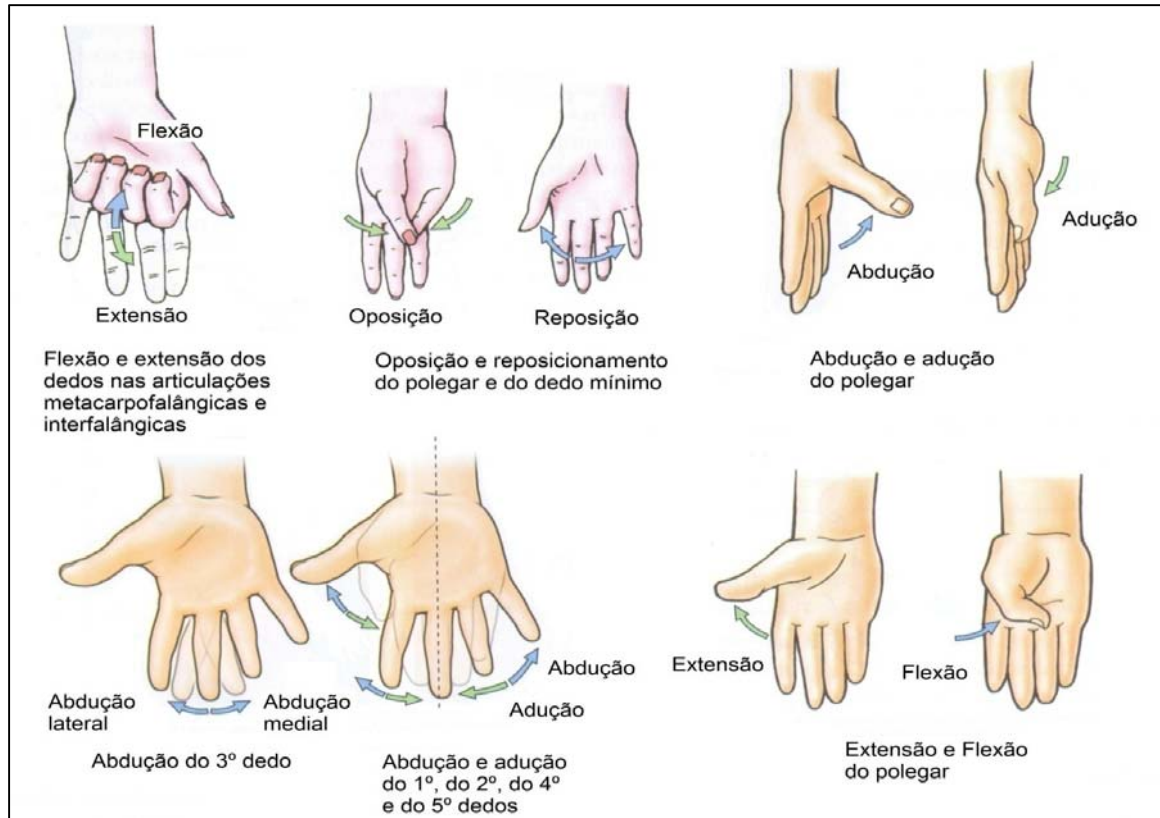


Figura 2. 16. Movimentos dos dedos (Adaptado de Moore; Dalley, 2007).

As articulações metacarpofalângicas permitem movimento em dois planos: flexão – extensão e adução – abdução, ou seja, dois graus de liberdade. As articulações interfalângicas permitem apenas flexão – extensão (um grau de liberdade). O movimento na articulação metacarpofalângica do polegar é limitado à flexão – extensão.

Os músculos que produzem os movimentos dos dedos são divididos em dois grupos em função da origem dos mesmos: **extrínsecos** e **intrínsecos**. Os músculos extrínsecos originam-se principalmente no antebraço, enquanto os músculos intrínsecos são originários principalmente na mão. Em geral, os músculos extrínsecos são grandes e fornecem força, enquanto os músculos intrínsecos são pequenos e fornecem coordenação precisa para os dedos (Freivalds, 2004).

Os **músculos extrínsecos** são divididos em flexores situados na face anterior do antebraço e extensores situados na face posterior do antebraço, Tabela 2.1.

Tabela 2.1. Músculos extrínsecos da mão (Adaptado de Moore; Dalley, 2007).

Músculos Extrínsecos	Principal Ação
Flexor superficial dos dedos	Flete as falanges médias nas articulações IFP; agindo mais fortemente, flete as falanges proximais nas articulações MCF
Flexor profundo dos dedos	Flete as falanges distais dos quatro dedos mediais nas articulações IFD
Flexor longo do polegar	Flete as falanges do polegar
Extensor dos dedos	Estende os quatro dedos basicamente nas articulações MCF, secundariamente nas articulações IF
Extensor do indicador	Estende o 2º dedo permitindo sua extensão independente
Extensor do dedo mínimo	Estende o 5º dedo basicamente nas articulações MCF, secundariamente nas articulações IF
Abdutor longo do polegar	Abduz o polegar e estende-o na articulação CMC
Extensor curto do polegar	Estende a falange proximal do polegar na articulação MCF; estende a articulação CMC
Extensor longo do polegar	Estende a falange distal do polegar na articulação IF; estende as articulações MCF e CMC

Os músculos flexores dos dedos englobam: flexor superficial dos dedos (FSD), flexor profundo dos dedos (FPD) e flexor longo do polegar (FLP).

O músculo **flexor superficial dos dedos** flete as falanges médias dos quatro dedos mediais nas articulações interfalângicas proximais. Em ação contínua, o FSD também flete as falanges proximais nas articulações metacarpofalângicas e a articulação do punho. O FSD é capaz de fletir independentemente cada dedo.

O músculo **flexor profundo dos dedos** é o único músculo que pode fletir as articulações interfalângicas distais. O FPD flete as falanges distais dos quatro dedos mediais após o FSD ter fletido suas falanges médias. Ao contrário do FSD, o FPD pode fletir apenas o dedo indicador independentemente; assim, os dedos podem ser fletidos de forma

independente nas articulações interfalângicas proximais, porém não nas distais (Moore; Dalley, 2007).

O músculo **flexor longo do polegar** situa-se lateralmente ao FPD. O FLP flete basicamente a falange distal do polegar na articulação interfalângica e, secundariamente, a falange proximal na articulação metacarpofalângica. O FLP é o único músculo que flete a articulação interfalângica do polegar.

Os músculos extensores dos dedos englobam: extensor dos dedos, extensor do indicador, extensor do dedo mínimo (EDM), abdutor longo do polegar (ALP), extensor curto do polegar (ECP) e extensor longo do polegar (ELP).

O músculo **extensor dos dedos** é o principal extensor dos quatro dedos mediais. Normalmente nenhum dedo pode permanecer completamente fletido enquanto os outros estão completamente estendidos. O músculo extensor dos dedos atua basicamente para estender as falanges proximais e estende secundariamente as falanges média e distal também.

O músculo **extensor do indicador** confere independência do dedo indicador porque ele pode agir sozinho ou junto com o extensor dos dedos para estender o dedo indicador na articulação interfalângica proximal, por ex., como a ação de apontar.

O músculo **extensor do dedo mínimo** estende o 5º dedo basicamente nas articulações metacarpofalângicas e secundariamente nas articulações interfalângicas.

O músculo **abdutor longo do polegar** abduz o polegar e estende-o na articulação carpometacarpal.

O músculo **extensor curto do polegar** estende a falange proximal do polegar na articulação metacarpofalângica e estende a articulação carpometacarpal.

O músculo **extensor longo do polegar** estende a falange distal do polegar na articulação interfalângica e estende as articulações metacarpofalângicas e carpometacarpais.

Os **músculos intrínsecos** da mão compreendem os músculos tenares (abdutor curto do polegar, flexor curto do polegar e oponente do polegar), o músculo adutor do polegar, os músculos hipotenares (abdutor do dedo mínimo, flexor curto do dedo mínimo e oponente do dedo mínimo) e os músculos curtos da mão (lumbricais e interósseos), Tabela 2.2.

O músculo **abdutor curto do polegar** além de abduzir o polegar, ajuda o oponente do polegar durante os estágios iniciais de oposição por meio de leve rotação medial da falange proximal.

O músculo **flexor curto do polegar** flete o polegar nas articulações carpometacarpais e metacarpofalângicas e ajuda na oposição do polegar.

Tabela 2.2. Músculos intrínsecos da mão (Adaptado de Moore; Dalley, 2007).

Músculos Intrínsecos	Principal Ação
Abdutor curto do polegar	Abduz o polegar; ajuda a opô-lo
Flexor curto do polegar	Flete o polegar nas articulações CMC e MCF
Oponente do polegar	Para se opor ao polegar, leva o 1º metacarpal medialmente até o centro da palma e gira-o medialmente
Adutor do polegar	Aduz o polegar em direção à margem lateral da palma
Abdutor do dedo mínimo	Abduz o dedo mínimo; ajuda na flexão de sua falange proximal
Flexor curto do dedo mínimo	Flete a falange proximal do dedo mínimo
Oponente do dedo mínimo	Desloca o 5º metacarpal anteriormente e gira-o, colocando o dedo mínimo em oposição com o polegar
Lumbricais	Fletam os dedos nas articulações MCF; estendem as articulações IF dos 2º ao 5º dedos
Interósseos dorsais	Abduzem 2º ao 4º dedos; atuam com os lumbricais na flexão das articulações MCF e extensão das articulações IF
Interósseos palmares	Aduzem o 2º, 4º e 5º dedos; atuam com os lumbricais na flexão das articulações MCF e extensão das articulações IF

O músculo **oponente do polegar** realiza a oposição do polegar, o movimento mais importante desse dedo. Ele flete e gira o 1º metacarpal medialmente na articulação carpometacarpal durante a oposição. Esse movimento ocorre ao pegar um objeto. Durante a oposição, a ponta do polegar é colocada em contato com a polpa do dedo mínimo.

O músculo **adutor do polegar** aduz o polegar, movendo o polegar em direção à palma da mão, dando assim força à preensão.

Dos músculos hipotenares, o músculo **abdutor do dedo mínimo** abduz o 5º dedo e ajuda a fletir sua falange proximal. O músculo **flexor do dedo mínimo** flete a falange proximal do 5º dedo na articulação metacarpofalângica. O músculo **oponente do dedo mínimo** desloca o 5º metacarpal anteriormente e gira-o lateralmente, aprofundando a cavidade da palma e colocando o 5º dedo em oposição ao polegar. Como o oponente do polegar, o oponente do dedo mínimo atua exclusivamente na articulação carpometacarpal.

Os músculos **lumbricais** fletam os dedos nas articulações metacarpofalângicas e estendem as articulações interfalângicas do 2º ao 5º dedo. Os músculos **interósseos dorsais**, localizados entre os metacarpais, abduzem os dedos e os músculos **interósseos palmares**, localizados nas superfícies palmares dos metacarpais, aduzem os dedos.

Agindo juntos, os interósseos dorsais e palmares e os lumbricais produzem flexão nas articulações metacarpofalângicas e extensão das articulações interfalângicas.

Em relação à amplitude dos movimentos dos dedos, às medidas dos mesmos e à força necessária para execução de tarefas realizadas pelas mãos, as bibliografias são diversas, porém grande parte delas não é completa em suas análises individuais.

A Tabela 2.3 apresenta dados da amplitude de movimento dos dedos, Fig. 2.17, de acordo com Kapandji (2000), onde a articulação interfalângica do polegar é classificada em interfalângica distal.

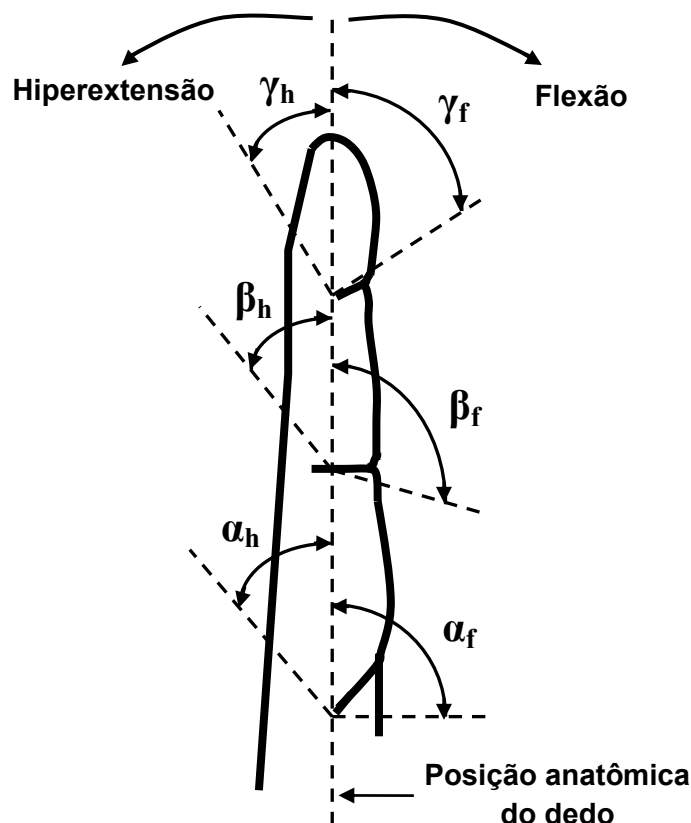


Figura 2.17. Dedo genérico na posição anatômica: α_f , β_f e γ_f correspondem aos ângulos de flexão e α_h , β_h e γ_h correspondem aos ângulos de hiperextensão das articulações metacarpofalângica (MCF), interfalângica proximal (IFP) e interfalângica distal (IFD), respectivamente.

Tabela 2.3. Amplitudes de movimentos de flexão e hiperextensão dos dedos em graus (Kapandji, 2000).

Articulações	Dedos	1	2	3	4	5
MCF	Flexão	60° a 70°	90°	aumenta até o quinto dedo		
	Hiperextensão	inexistente	30° a 40°			
IFP	Flexão	-	> 90°	aumenta até 135°		
	Hiperextensão	-	inexistente			
IFD	Flexão	75° a 85°	< 90°	aumenta até 90°		
	Hiperextensão	5° a 10°	inexistente ou muito pequena ~5°			

Segundo Floyd e Thompson (2002), as amplitudes dos movimentos dos dedos são as descritas na Tab. 2.4. Para esta referência, o grau de hiperextensão da articulação interfalângica do polegar não foi mencionado.

Tabela 2.4. Amplitudes de movimentos de flexão e hiperextensão dos dedos em graus (Floyd; Thompson., 2002).

Articulações	Dedos	1	2	3	4	5
MCF	Flexão	40° a 90°	85° a 100°			
	Hiperextensão	inexistente	0° a 40°			
IFP	Flexão	-	90° a 120°			
	Hiperextensão	-	inexistente			
IFD	Flexão	80° a 90°	80° a 90°			
	Hiperextensão		inexistente			

A amplitude de movimento dos dedos segundo Levangie e Norkin (2005) está apresentada na Tab. 2.5.

Tabela 2.5. Amplitudes de movimentos de flexão e hiperextensão dos dedos em graus (Levangie; Norkin, 2005).

Articulações	Dedos	1	2	3	4	5
MCF	Flexão	45°	90°	aumenta até 110°		
	Hiperextensão	inexistente				
IFP	Flexão	-	100° a 110°	aumenta até 135°		
	Hiperextensão	-				
IFD	Flexão		80°	aumenta até 90°		
	Hiperextensão					

A mão em movimento tem duas funções básicas: a **preensão** e a **pinça**, sendo de fundamental importância para as atividades da vida diária. A preensão envolve agarrar ou segurar um objeto entre a superfície da mão com a participação ou não do polegar. A pinça é a função mais especializada da mão, em que o polegar é uma das partes da pinça e a outra parte pode ser realizada com a polpa, ponta ou pelo lado de um dedo (Levangie e Norkin, 2005).

A importância dos movimentos da mão nessas atividades é evidenciada pela sua representação no córtex cerebral, sendo que a zona correspondente à mão é maior do que as zonas correspondentes às outras partes do corpo, e a zona correspondente ao polegar é maior do que a dos outros dedos (Shumway-Cook et al., 2003).

Para classificar os tipos de preensão da mão foram utilizados diferentes critérios funcionais como: a área de contato mão-objeto, número de dedos que participam ou o formato da mão na execução da preensão.

Napier (1956) classificou os movimentos de preensão humana em dois padrões básicos: a **preensão de força** e a **preensão de precisão** (pinça). A preensão de força, Fig. 2.18(a), consiste em segurar um objeto como em uma braçadeira formada pelos dedos parcialmente flexionados e pela palma, com contrapressão aplicada pelo polegar situada mais ou menos no plano da palma da mão. Na preensão de precisão o objeto pode ser

pinçado entre os dedos fletidos e com oponência do polegar, Fig. 2.18(b). Na Figura 2.19 são apresentados alguns tipos de preensão da mão.

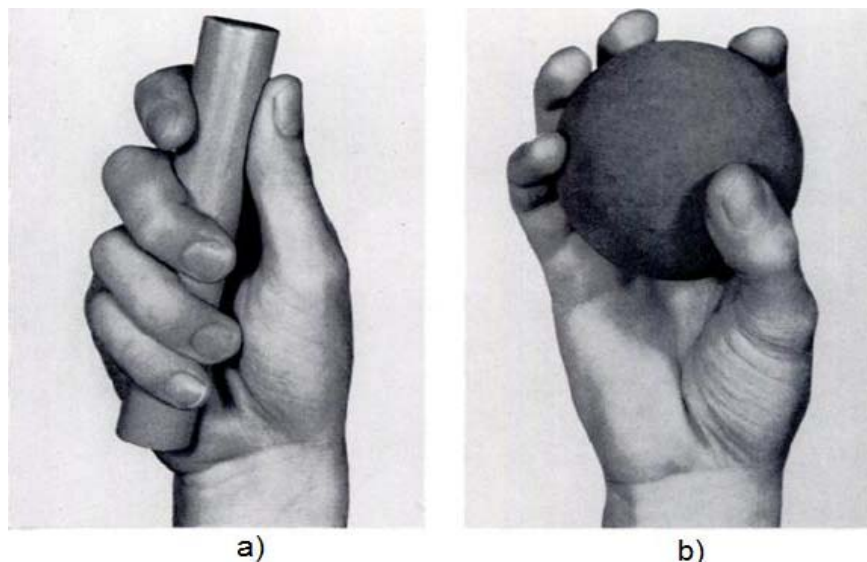


Figura 2.18. a) Postura de uma preensão de força; b) Postura de uma preensão de precisão (Napier, 1956).

Inúmeros estudos para a avaliação da força empregada nas funções da mão foram desenvolvidos tais como em Shim et al., 2004; Olafsdottir, Zatsiorsky e Latash, 2008; An et al., 1985 e 1986; Hertzberg, 1973; e Freund et al., 2002. Os valores médios da força do dedo indicador durante preensão de força e várias preensões de precisão são listados na Tab. 2.6 e as orientações dos ângulos das articulações que envolvem apenas posições de flexão para diferentes funções da mão são apresentadas na Tab. 2.7.

Tabela 2.6. Força média do dedo indicador durante funções isométricas da mão (An et al. 1985).

Função da mão*	Força (N)
Preensão em ponta	24 – 95
Preensão em chave	37 – 106
Preensão em polpa	30 – 83
Mão em garra	
Falange distal	38 – 109
Falange média	7 – 38
Falange proximal	23 – 73

* Para preensão em ponta e em polpa, as forças foram aplicadas na ponta e na polpa da falange distal, respectivamente. Para preensão em chave, essas forças foram aplicadas no lado radial da falange média. Para funções de garra, forças foram aplicadas no meio de cada falange.

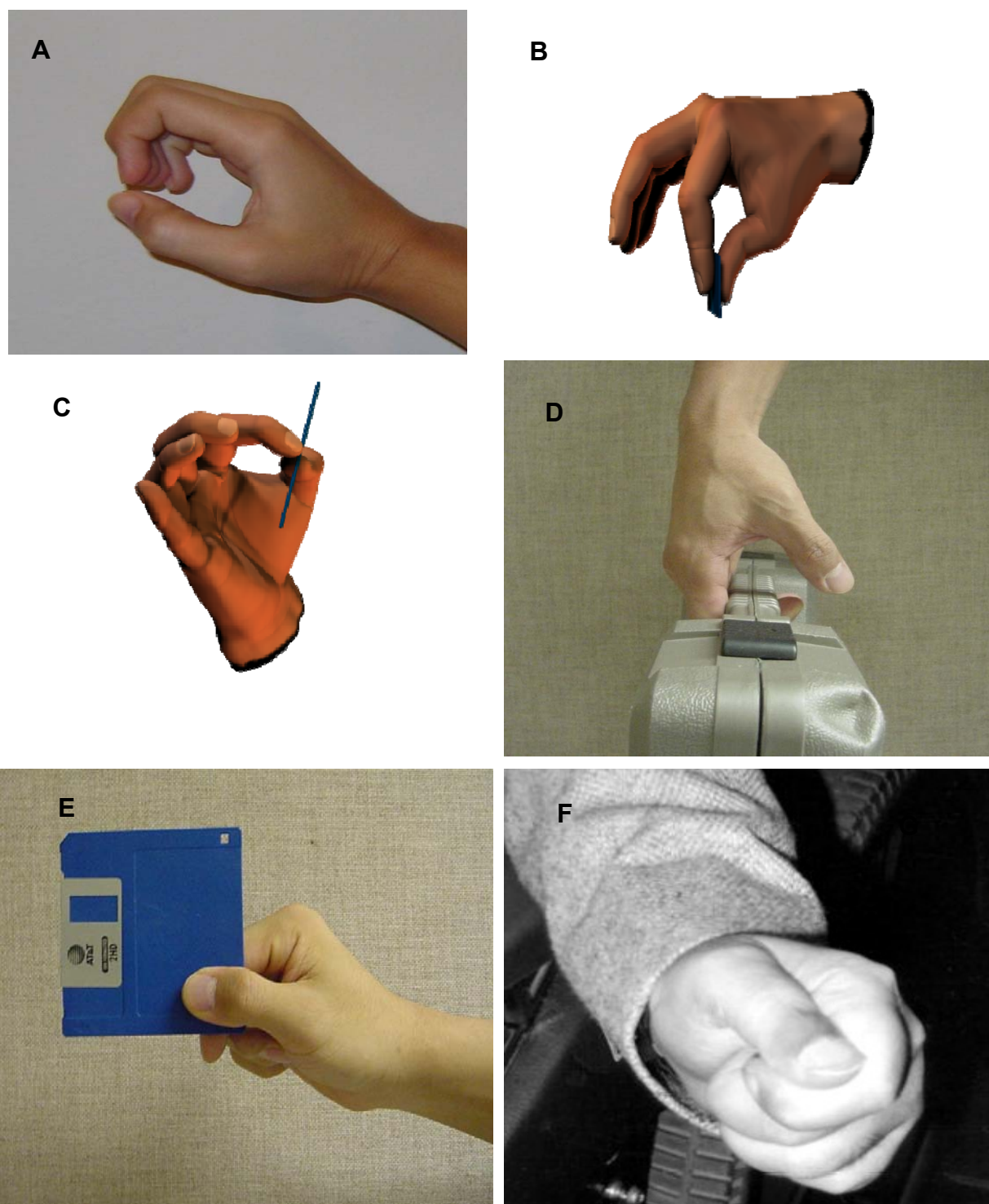


Figura 2.19. Exemplos de preensão: A - mão em garra; B- preensão em polpa; C - preensão em ponta; D - preensão em gancho; E - preensão lateral; F – preensão em chave (Shim, 2004; Human Grasping Database, 2008).

Tabela 2.7. Ângulos de orientação das articulações, dedo indicador (An et al. 1985).

Função da mão	Ângulo de flexão da articulação		
	IFD	IFP	MCF
Preensão em ponta	25°	50°	48°
Preensão em chave	20°	35°	20°
Preensão em polpa	0°	50°	48°
Mão em garra	23°	48°	62°
Segurando um copo	20°	48°	5°
Abertura de frasco	35°	55°	50°

Conforme citado por Freivalds (2004), a Tabela 2.8 contém forças relativas para diferentes tipos de preensão formuladas por An et al. (1986). Na tabela, para efeito de comparação entre as forças, a preensão de força foi considerada como 100% e as demais obtidas a partir dela. Na Tabela 2.9, são apresentadas as forças de flexão absoluta (ou forças de flexão estática) dos dedos obtidas por Hertzberg (1973). De forma similar, a força efetuada pelo polegar foi considerada como 100%.

Tabela 2.8. Forças relativas para diferentes tipos de preensão (An et al, 1986).

Preensão	Masculino (N)	Feminino (N)	% da Preensão de força
Preensão de força	400	228	100
Preensão em ponta	65	45	18
Preensão em polpa	61	43	17
Preensão lateral	109	76	30

Tabela 2.9. Forças de flexão estática máxima dos dedos (Hertzberg, 1973).

Dedo	Força Máxima (N)	% de Força do Polegar
Polegar	73	100
Indicador	59	81
Médio	64	88
Anular	50	69
Mínimo	32	44

Shim et al. (2004) estudaram as mudanças relacionadas com a idade no desempenho de força máxima e precisa na realização de tarefas das mãos. Idosos e jovens pressionaram uma placa de força que continha posições para os 5 dedos para a medição. Esses indivíduos foram instruídos a pressionar a placa tão forte quanto possível com todos os dedos juntos. Doze (6 homens e 6 mulheres) jovens e 12 (6 homens e 6 mulheres) idosos participaram do experimento. As características dos participantes encontram-se na Tabela 2.10 e, na Tabela 2.11, são apresentados os resultados de força durante os testes de contração voluntária máxima (CVM) compartilhada por quatro dedos. Os valores indicados correspondem aos valores médios $\pm$ desvio padrão entre os participantes de cada subgrupo.

Tabela 2.10. Características físicas dos participantes dos testes realizados por Shim et al., 2004.

	Massa (kg)	Altura (mm)	Comprimento da mão (mm)	Largura da mão (mm)
Homem idoso	72,7 ± 13,2	1752 ± 100	208 ± 16	90 ± 4
Mulher idosa	62,2 ± 14,6	1622 ± 58	185 ± 18	80 ± 3
Homem jovem	72,6 ± 4,4	1772 ± 48	198 ± 11	91 ± 3
Mulher jovem	60,0 ± 5,1	1648 ± 43	186 ± 8	79 ± 4

Tabela 2.11. Forças normais e tangenciais dos dedos durante testes de contração voluntária máxima compartilhada por quatro dedos (Shim et al., 2004).

Forças Normais, N				
	Indicador	Médio	Anular	Mínimo
Homem jovem	29,40 ± 7,27	27,42 ± 8,44	24,48 ± 7,28	15,20 ± 5,59
Mulher jovem	26,27 ± 4,84	20,47 ± 8,58	21,45 ± 2,59	13,50 ± 5,23
Homem idoso	16,28 ± 4,95	22,28 ± 6,94	14,19 ± 7,78	7,25 ± 5,81
Mulher idosa	20,57 ± 7,42	13,69 ± 2,28	10,21 ± 1,81	6,84 ± 1,80
Forças Tangenciais, N				
Homem jovem	14,53 ± 5,42	4,14 ± 1,85	4,57 ± 2,41	4,77 ± 2,39
Mulher jovem	7,69 ± 3,33	1,33 ± 1,11	1,58 ± 0,53	1,56 ± 0,84
Homem idoso	8,18 ± 2,82	2,12 ± 0,86	1,38 ± 0,68	1,71 ± 0,41
Mulher idosa	7,88 ± 3,45	1,77 ± 0,87	0,88 ± 0,51	0,92 ± 0,21

Freund et al. (2002) desenvolveram um modelo para preensão de força em alça cilíndrica da mão. O modelo matemático fornece as forças dos dedos quando a preensão de força (soma das forças dos dedos), o diâmetro da alça, e o tamanho da mão são conhecidos. Dados da literatura foram usados para estimar os parâmetros do modelo. Um experimento também foi considerado para verificar que a distribuição de forças nos dedos é independente do nível da preensão de força aplicada, Tab. 2.12.

Tabela 2.12. Média dos valores da distribuição de força dos dedos (Adaptado de Freund et al., 2002).

Referência	Indicador	Médio	Anular	Mínimo
Modelo	0,35	0,31	0,22	0,12
Estimativa prática para modelagem	1/3	1/3	2/9	1/9

O trabalho de Fu; Wang, P.; e Wang, S. (2008), com propósito de desenvolver um exoesqueleto para dedos, constou também de experiências para estabelecer os módulos funcionais do dedo indicador. Portanto, o comprimento do cada falange, a amplitude de movimento e a força motriz para a movimentação de cada articulação de um conjunto de sessenta pessoas de diferentes faixas etárias foram medidos. A Tabela 2.13 apresenta a força motriz para a movimentação do dedo indicador.

Tabela 2.13. Força para o movimento de flexão de cada articulação do dedo indicador (Fu; Wang, P.; e Wang, S., 2008).

Articulação	MCF	IFP	IFD	
Força Motriz (N)	Máxima	35,0	20,0	16,1
	Mínima	11,0	9,0	7,0

Caporrino et al. (1998) avaliaram a força de preensão palmar em 800 indivíduos de ambos os sexos através do dinamômetro Jamar[®]. Esta força foi correlacionada com as variáveis: faixa etária, sexo e dominância, e os resultados foram submetidos à análise estatística. Concluíram que a força de preensão palmar é significativamente maior nos homens, comparada com a das mulheres, em todas as faixas etárias e em ambos os lados (lado dominante e lado não dominante), Tabela 2.14.

Tabela 2.14. Média geral da força de preensão palmar (N) para os lados dominante (LD) e não dominante (LND) para ambos os sexos (Caporrino et al. 1998).

	Sexo Masculino		Sexo Feminino	
	Média Geral LD	Média Geral LND	Média Geral LD	Média Geral LND
Média	433,5	397,2	309,9	278,5
Desvio padrão	87,3	83,3	73,5	68,6

Em relação aos dados antropométricos (medidas do corpo humano), geralmente, a coleta dos dados é uma atividade cara, demorada e relativamente árdua, exigindo observadores habilitados, sobretudo se o objetivo for a obtenção de uma amostra nacional verdadeiramente representativa. Portanto, a maior parte das pesquisas nessa área é relativa ao setor militar, e não aos civis da população mundial. A desvantagem básica em levantamentos militares de massa desse tipo repousa geralmente nas restrições de sexo e idade. Além disso, com frequência, as medidas têm-se limitado a altura e peso (Panero e Zelnik, 2002).

A Tabela 2.15 citada por Panero e Zelnik (2002), fornece as dimensões das mãos de um adulto, sexo masculino e por percentis selecionados. Um percentil 95 significa que 95% da população do grupo analisado têm dimensões inferiores à dimensão definida por este percentil.

Tabela 2.15. Dimensões das mãos de um adulto, sexo masculino e por percentis selecionados (AFSC *Design Handbook*, 1977).

Percentil	Comprimento (mm)	Largura (mm)
95	205	96
5	178	82

Modelos tridimensionais da mão foram desenvolvidos a partir da colocação de marcadores invasivos em cadáveres para análise cinemática. An et al. (1979) desenvolveram um modelo tridimensional para as articulações metacarpofalângicas, interfalângicas proximais e interfalângicas distais da mão de 10 cadáveres frescos. Marcadores invasivos confeccionados com fios de aço de diferentes espessuras e comprimentos foram inseridos nos tendões e músculos no lado proximal e distal de cada articulação do polegar e dos dedos. A Figura 2.20 mostra a localização desses marcadores nos dedos e a Tab. 2.16, as distâncias entre esses pontos em relação ao comprimento da falange média do dedo. Para a análise, os autores utilizaram além de raio-X, a tomografia e o scanner ultrassônico. Deste trabalho, foram extraídas as localizações dos centros das articulações dos dedos conforme apresentado na Tab. 2.17.

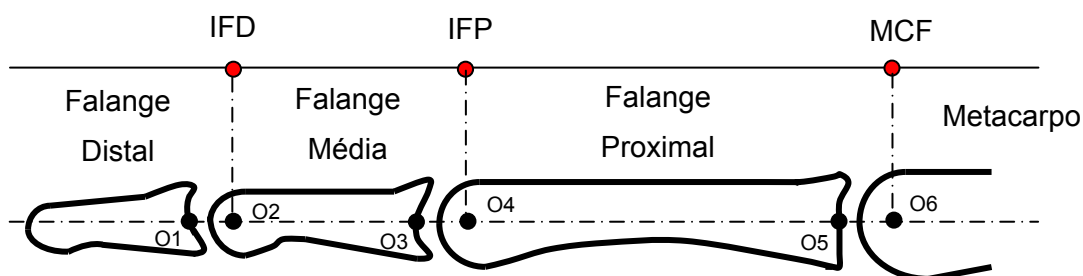


Figura 2.20. Localização dos marcadores invasivos do trabalho de An et al., 1979.

Tabela 2.16. Distância normalizada entre os marcadores invasivos em relação ao comprimento da falange média do dedo (An et al., 1979).

Pontos	Indicador	Médio	Anular	Mínimo
O1O2	0,2240	0,1840	0,1660	0,2300
O2O3	1,0000	1,0000	1,0000	1,0000
O3O4	0,2880	0,2330	0,2240	0,3040
O4O5	1,9190	1,6080	1,5760	1,7970
O5O6	0,4320	0,3650	0,3460	0,5060

Tabela 2.17. Localização dos centros das articulações dos dedos do fim distal de cada falange e do fim distal do metacarpo (Adaptado de An et al., 1979).

Dedo	IFD	IFP	MCF
Indicador	18	13	20
Médio	15	12	20
Anular	13	12	19
Mínimo	17	14	24

Nota: Distância IFD em relação à % do comprimento da falange média. Distâncias IFP e MCF em relação à % do comprimento da falange proximal.

Paschoarelli et al. (2007) realizaram uma avaliação biomecânica da força de preensão pulpo-lateral em um grupo de indivíduos universitários brasileiros, a fim de verificar a influência da antropometria, da dominância e do gênero naquela variável. Para o estudo, foram também medidos os comprimentos de todos os dedos da mão e a força de preensão pulpo-lateral de homens e mulheres com idade média de 19,80 anos (desvio padrão de 1,95 anos). Os dados encontram-se na Tab. 2.18.

Tabela 2.18. Resultados gerais (médias e desvio padrão, DP) das variáveis antropométricas da mão (mm) e forças de preensão (N) dos participantes (Paschoarelli et al., 2007).

Variáveis	Mão Direita				Mão Esquerda			
	Homens		Mulheres		Homens		Mulheres	
	Média	DP	Média	DP	Média	DP	Média	DP
Comprimento da mão	185,6	9,0	173,0	10,0	186,8	8,9	172,9	9,9
Largura da mão	86,3	3,5	78,7	6,6	85,0	4,1	78,3	4,9
Comprimento do polegar	68,4	4,4	62,2	5,6	69,1	6,0	62,7	6,9
Comprimento do indicador	71,9	4,5	68,3	4,3	72,1	4,6	69,4	4,6
Comprimento do médio	79,9	4,2	74,1	4,7	79,9	4,6	74,9	4,8
Comprimento do anular	73,5	3,7	68,6	4,8	73,8	3,7	68,2	4,2
Comprimento do mínimo	60,5	3,9	54,4	5,5	60,4	4,0	53,4	4,7
Força	92,2	13,1	67,8	15,0	87,9	17,6	64,4	14,9

Na Tabela 2.19 são apresentadas as dimensões de espessura e largura das articulações interfalângicas dos dedos e na Tab. 2.20, as porcentagens dos comprimentos das falanges em relação ao comprimento da mão para homens e mulheres, ambas as tabelas foram citadas por Freivalds (2004).

Tabela 2.19. Dimensões das articulações interfalângicas dos dedos. Médias $\pm$ Desvio Padrão (Garrett, a e b, 1970).

Articulação	Largura (mm)		Espessura (mm)	
	Homem	Mulher	Homem	Mulher
IF (I)	22,9 $\pm$ 3,8	19,1 $\pm$ 1,3	20,1 $\pm$ 1,5	16,8 $\pm$ 1,0
IFP (II)	21,3 $\pm$ 1,3	18,3 $\pm$ 1,0	19,6 $\pm$ 1,3	16,3 $\pm$ 1,0
IFD (II)	18,3 $\pm$ 1,3	15,5 $\pm$ 1,0	15,5 $\pm$ 1,3	13,0 $\pm$ 1,0
IFP (III)	21,8 $\pm$ 1,3	18,3 $\pm$ 1,0	20,1 $\pm$ 1,5	16,8 $\pm$ 1,0
IFD (III)	18,3 $\pm$ 1,3	15,2 $\pm$ 1,0	16,0 $\pm$ 1,3	13,2 $\pm$ 1,0
IFP (IV)	20,1 $\pm$ 1,3	18,3 $\pm$ 1,0	18,8 $\pm$ 1,3	15,8 $\pm$ 1,0
IFD (IV)	17,3 $\pm$ 1,0	14,5 $\pm$ 0,8	15,2 $\pm$ 1,3	12,5 $\pm$ 0,8
IFP (V)	17,8 $\pm$ 1,5	14,5 $\pm$ 0,8	16,8 $\pm$ 1,3	14,0 $\pm$ 1,0
IFD (V)	15,8 $\pm$ 1,3	13,2 $\pm$ 0,8	13,7 $\pm$ 1,3	11,4 $\pm$ 0,8

Nota: I = polegar, II = indicador, III = médio, IV = anular, V = mínimo.

Tabela 2.20. Porcentagens dos comprimentos das falanges em relação ao comprimento da mão para homens e mulheres (Davidoff, 1990; Davidoff e Freivalds, 1993).

Falange	Proximal	Média	Distal
Polegar	17,1	-	12,1
Indicador	21,8	14,1	8,6
Médio	24,5	15,8	9,8
Anular	22,2	15,3	9,7
Mínimo	17,7	10,8	8,6

Wu et al. (2009) propuseram um modelo universal da mão para avaliar os momentos das articulações dos dedos durante tarefas de garra. Apenas quatro dedos (indicador, médio, anular e mínimo) foram incluídos no modelo. As dimensões das seções dos dedos foram resumidas numa escala de comprimento e largura da mão por Buchholz et al. (1992), assumindo dimensões de uma mão “unissex” (comprimento = 177mm; largura = 77mm), que são médias típicas de mãos adultas de homens e mulheres. Com base nestas dimensões, Wu et al. (2009) determinaram as dimensões de cada seção dos dedos, conforme listado na Tab. 2.21. As seções falângicas são aproximadas por corpos com áreas de seções transversais elipsoidais sendo: **a** a largura (eixo maior da seção elíptica), **b** a espessura (eixo menor da seção elíptica) e **l** o comprimento da falange.

Tabela 2.21. Dimensões das seções falângicas dos dedos (Wu et al., 2009).

Dedo – tecido externo (mm)			
Seções	a	b	l
Indicador			
Distal	15,2	12,6	17,0
Média	16,8	14,8	25,3
Proximal	17,8	17,4	43,4
Médio			
Distal	15,6	13,4	19,1
Média	16,6	15,2	30,1
Proximal	17,2	18,8	47,1
Anular			
Distal	14,8	12,8	18,9
Média	15,4	14,6	29,3
Proximal	16,2	18,6	43,2
Mínimo			
Distal	13,6	11,4	16,5
Média	14,4	13,6	20,7
Proximal	15,2	16,4	36,1

2.4 Conclusões

As estruturas robóticas encontradas na literatura para a reabilitação de dedos apresentam, cada uma, suas limitações e vantagens conforme citadas anteriormente.

O dispositivo mecatrônico para reabilitação deve permitir a aplicação de forças em todos os dedos, simultaneamente com a realização de movimentos de flexão/extensão e abdução/adução; deve ser leve a fim de evitar fadiga do usuário; ser seguro e confortável; deve preservar ao máximo o movimento natural tanto da mão/dedos e do braço; fácil de manipular e controlar as forças envolvidas na reabilitação bem como a variação dos movimentos dentro dos limites específicos previstos para cada paciente, e capaz de acomodar diferentes faixas de tamanho de mãos/dedos (Wang et al, 2009; Wege, Hommel, 2005).

Dessa forma, é importante desenvolver um novo sistema, com estrutura mais simples que os encontrados na literatura, para reabilitação levando-se em consideração o maior número de características desejáveis para o adequado funcionamento do equipamento e do processo de reabilitação. A simplicidade está relacionada com a facilidade de operação do dispositivo, tanto do ponto de vista do controle de forças e movimento como da manipulação, seja pelo paciente ou pelo terapeuta.

No que diz respeito aos diversos dados apresentados para os parâmetros relacionados à biomecânica da mão humana bem como sua estrutura anatômica, os dados encontrados não foram, em sua maioria, completos.

Com relação à força empregada na execução de tarefas e aos dados dimensionais da mão e dos dedos, Tabelas 2.6 e 2.8 a 2.21, houve também diferença acentuada nos dados colhidos. Nas pesquisas analisadas para a força, houve apenas uma fonte que informou a força necessária para o movimento de flexão de cada articulação e somente para o dedo indicador (Tab. 2.13).

Para os dados dimensionais da mão e dos dedos, as populações consideradas não representam a população de forma geral (por ex. dados de uma população de militares, dados de indivíduos selecionados para experimento específico).

Entretanto, os parâmetros colhidos neste estudo são proveitosos, pois representam uma pequena síntese de dados encontrados na literatura e servem de apoio no desenvolvimento de trabalhos relacionados à biomecânica da mão humana.

CAPÍTULO III

MODELAGENS DO DEDO E DO MECANISMO

3.1 Considerações Preliminares

Os dedos, com exceção do polegar, possuem três articulações e quatro graus de liberdade; cada articulação possui um grau de liberdade para realizar flexão/extensão, e a articulação MCF possui mais um grau de liberdade para realizar movimentos de abdução/adução.

Assim, um dedo pode ser visto como uma estrutura robótica serial onde a base pode ser considerada como sendo a mão e o elemento terminal a ponta do dedo, conforme esquematizado na Fig. 3.1. Para o estudo apresentado não foram considerados os movimentos de abdução/adução.

Desta forma, a análise do dedo (dedos II ao V) é similar, sendo escolhido o dedo indicador para a definição e modelagem de sua estrutura.

As posições esquemáticas das articulações do dedo e das falanges proximal (L_p), média (L_m) e distal (L_d) encontram-se na Fig. 3.1.

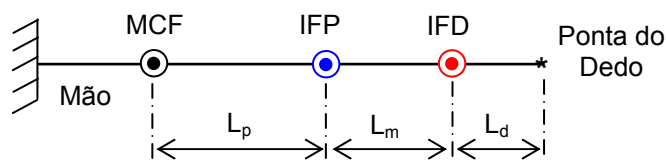


Figura 3.1. Posições esquemáticas das articulações e comprimentos das falanges de um dedo genérico.

Os parâmetros utilizados para o projeto do exoesqueleto foram obtidos de trabalhos realizados por outros pesquisadores, citados no capítulo anterior. No entanto, a dificuldade de definir os valores mais adequados reside no fato de que, nas publicações, os autores não detalham como os experimentos foram realizados para sua obtenção. Embora não esteja

citado explicitamente nos trabalhos publicados, pode-se perceber que a força é considerada como perpendicular à falange conforme os estudos de Cutkosky e Howe (1990) e Lelieveld, Maeno e Tomiyama (2006), e aplicada na extremidade da falange de acordo com testes realizados por Burdea (1999).

Para a modelagem do exoesqueleto proposto neste trabalho, os parâmetros de força foram baseados nos trabalhos de Fu; Wang, P.; e Wang, S. (2008) e as amplitudes de movimento em Kapandji (2000); Floyd e Thompson (2002); e Levangie e Norkin (2005), conforme apresentado na Tabela 3.1. As dimensões das falanges foram obtidas em Wu et al. (2009), Tabela 3.2.

Tabela 3.1. Amplitude de movimento (Kapandji, 2000; Floyd; Thompson, 2002; Levangie; Norkin, 2005) e força de movimento para flexão (Adaptado de Fu; Wang, P.; Wang, S., 2008).

Dedo Indicador	Movimento (graus)	Articulação	MCF	IFP	IFD
		Flexão	0 – 90	0 – 110	0 – 80
		Hiperextensão	0 – 40	inexistente	0 – 5
	Força Motriz (N)	Máxima	35,0	20,0	16,1
		Mínima	11,0	9,0	7,0
		Média	23,0	14,5	11,5

Tabela 3.2. Dimensões das seções falângicas do dedo indicador em mm (Wu et al., 2009).

Falange	Proximal	Média	Distal
Comprimento	43,4	25,3	17,0
Largura	17,8	16,8	15,2
Espessura	17,4	14,8	12,6

3.2 Modelagem Geométrica e Espaço de Trabalho do Dedo

A fronteira exterior de todos os pontos que o dedo pode alcançar com sua ponta define seu espaço de trabalho. Este espaço depende somente dos comprimentos das falanges do dedo e das amplitudes de movimentação de cada articulação.

Para determinar o espaço de trabalho do dedo analisado, a movimentação foi considerada em um plano, ou seja, flexão e extensão para as três articulações. A Figura 3.2 apresenta um desenho esquemático de um dedo genérico para estabelecer a localização da ponta do dedo, definida pelo ponto P, e os referenciais cartesianos associados a cada articulação. O eixo MCF- x_0 representa o dedo na posição anatômica.

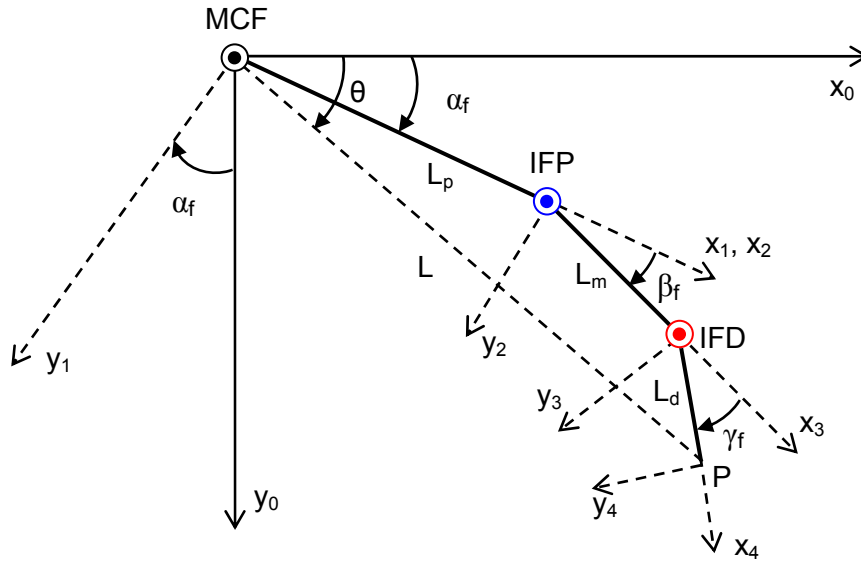


Figura 3.2. Dedo genérico em flexão.

Utilizando as matrizes de transformação homogênea (Tsai, 1999), $T_{i,i+1}$ ($i=0,1,2,3$), pode-se obter as coordenadas x e y relativas à extremidade do dedo, ponto P , a partir da articulação metacarpofalângica, ou seja:

$$T_{0,1} = \begin{bmatrix} \cos(\alpha_f) & -\text{sen}(\alpha_f) & 0 & 0 \\ \text{sen}(\alpha_f) & \cos(\alpha_f) & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (3.1)$$

$$T_{1,2} = \begin{bmatrix} \cos(\beta_f) & -\text{sen}(\beta_f) & 0 & L_p \\ \text{sen}(\beta_f) & \cos(\beta_f) & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (3.2)$$

$$T_{2,3} = \begin{bmatrix} \cos(\gamma_f) & -\text{sen}(\gamma_f) & 0 & L_m \\ \text{sen}(\gamma_f) & \cos(\gamma_f) & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (3.3)$$

$$T_{3,4} = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & L_d \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (3.4)$$

e

$$T_{0,4} = T_{0,1} \cdot T_{1,2} \cdot T_{2,3} \cdot T_{3,4} = \begin{bmatrix} \cos(\alpha_f + \beta_f + \gamma_f) & -\sin(\alpha_f + \beta_f + \gamma_f) & 0 & x \\ \sin(\alpha_f + \beta_f + \gamma_f) & \cos(\alpha_f + \beta_f + \gamma_f) & 0 & y \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (3.5)$$

onde as coordenadas x e y são dadas por:

$$x = L_p \cos(\alpha_f) + L_m \cos(\alpha_f + \beta_f) + L_d \cos(\alpha_f + \beta_f + \gamma_f) \quad (3.6)$$

$$y = L_p \sin(\alpha_f) + L_m \sin(\alpha_f + \beta_f) + L_d \sin(\alpha_f + \beta_f + \gamma_f) \quad (3.7)$$

A distância L entre a articulação metacarpofalângica e a extremidade do dedo pode ser obtida por:

$$L = \sqrt{x^2 + y^2} \quad (3.8)$$

e a orientação da falange distal, em relação à posição anatômica do dedo, é dada pela soma das variações angulares de cada articulação, ou seja:

$$\theta = \alpha_f + \beta_f + \gamma_f \quad (3.9)$$

Utilizando-se dos dados das Tabelas 3.1 e 3.2 e as Equações 3.6 e 3.7, obtém-se o espaço de trabalho mostrado na Fig. 3.3.

3.3 Modelagem da Estrutura Mecânica

Para promover a completa amplitude de movimentação do dedo e prevenir interferências com outros dedos, o exoesqueleto foi projetado para ser montado no dorso da mão. A partir do estudo de diversos tipos de mecanismos articulados, suas capacidades de movimentação e de transmissão de esforços, atendendo às limitações definidas para os objetivos do exoesqueleto proposto, e simplicidade de montagem, ou seja, poucos elementos estruturais, foi definido que cada falange seria movimentada utilizando-se um mecanismo articulado de seis barras com cursor, sendo o movimento do cursor fornecido por um cilindro pneumático que é fixo e inclinado.

Embora os atuadores pneumáticos ofereçam dificuldades elevadas de controle preciso devido ao tipo de fonte de energia utilizada (ar pressurizado), por outro lado são de baixo custo, sensíveis, rápidos, leves, operam a baixa pressão e o ar pressurizado é de fácil obtenção.

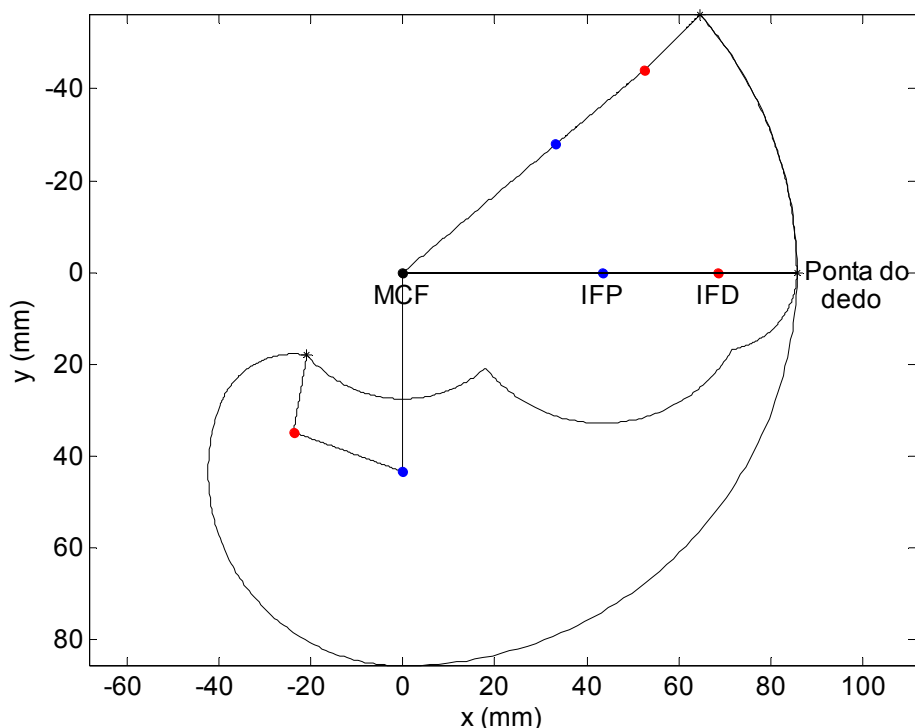


Figura 3.3. Espaço de trabalho do dedo indicador.

O mecanismo escolhido tem como vantagens permitir completa flexão e extensão (avanço e retorno) do dedo e ser capaz de mover cada falange independentemente. Cada articulação recebe um mecanismo completo para sua movimentação, sendo então necessárias três montagens do mesmo mecanismo para cada dedo, variando-se apenas as dimensões de seus componentes de acordo com a falange a ser movimentada. Este tipo de montagem permite incluir, futuramente, o movimento de adução e abdução da articulação MCF. As Figuras 3.4 e 3.5 apresentam a estrutura mecânica do dispositivo, na posição anatômica de uma falange e flexionada, respectivamente.

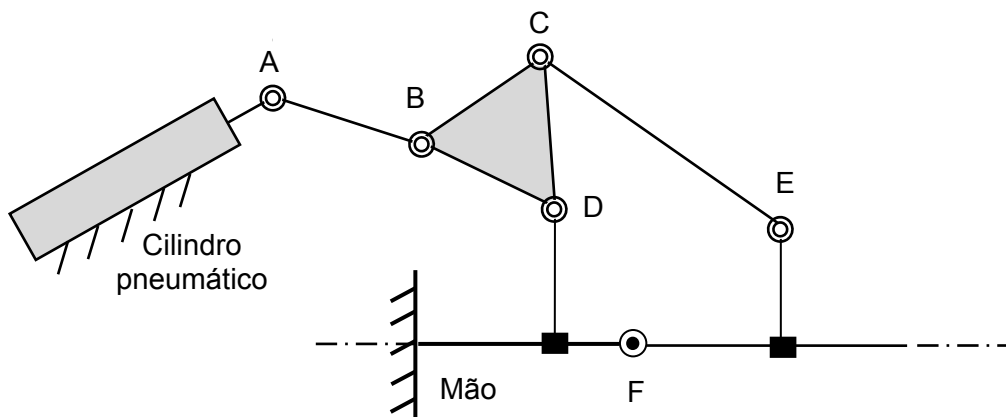


Figura 3.4. Desenho esquemático do dispositivo na posição anatômica do dedo para movimento da articulação MCF (representada pelo ponto F).

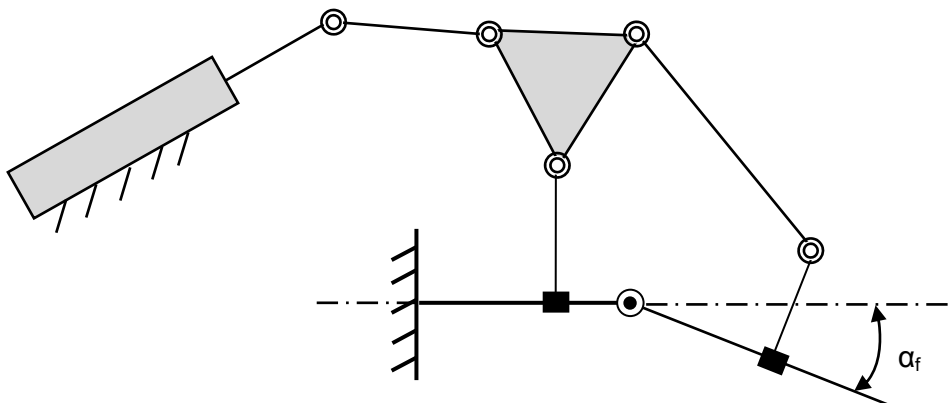


Figura 3.5. Desenho esquemático do dispositivo em flexão da articulação MCF após o acionamento do cilindro.

Nas Figuras. 3.6 e 3.7 são apresentados os parâmetros utilizados para obter o curso de movimentação do cilindro de forma que a articulação possa flexionar no ângulo previsto. De forma a facilitar a aplicação das equações para qualquer falange, um referencial x-y foi considerado no centro da articulação, ponto F. Assim, as coordenadas cartesianas de cada ponto representado, A~E, são relativas a este referencial, Fig. 3.7. As coordenadas referentes à posição inicial (posição anatômica) levam sub-índice “o”.

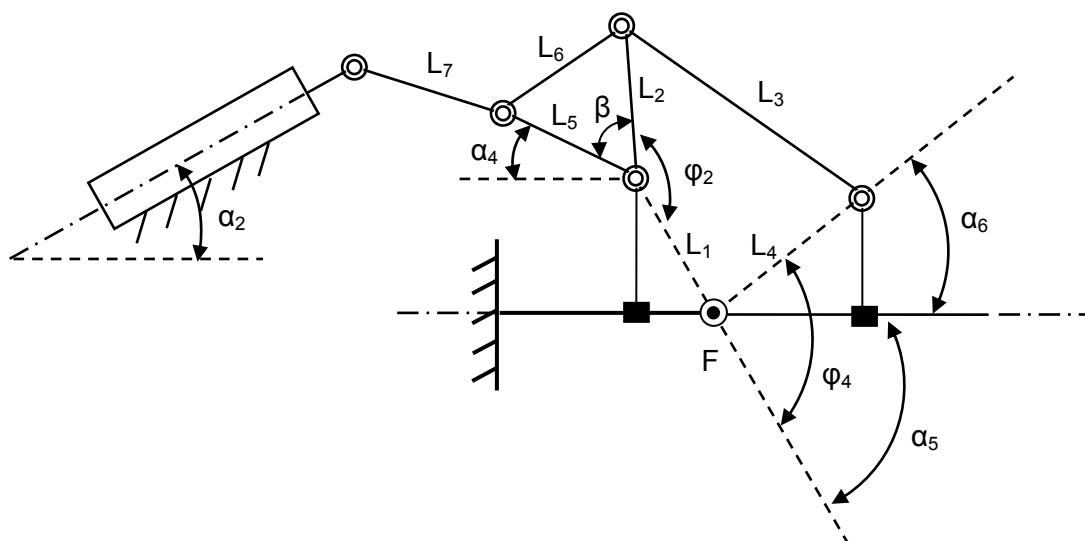


Figura 3.6. Parâmetros utilizados na modelagem da estrutura – posição inicial.

Conhecidos os valores das coordenadas x_{A0} , x_D , y_D , x_{E0} , y_{E0} , x_F e y_F e os comprimentos das barras L_2 , L_3 , L_5 , L_6 e L_7 é possível calcular o curso do cilindro para a posição de flexão desejada assim como os demais parâmetros, como descrito a seguir.

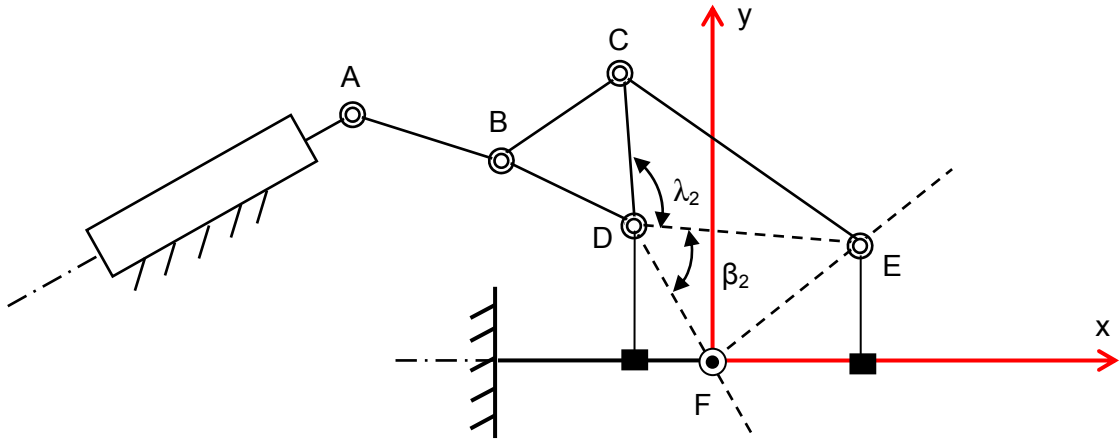


Figura 3.7. Ângulos auxiliares para a modelagem.

Os parâmetros fixos são dados por:

$$L_1 = \sqrt{x_D^2 + y_D^2} \quad (3.10)$$

$$L_4 = \sqrt{x_{E0}^2 + y_{E0}^2} \quad (3.11)$$

$$\alpha_5 = \tan^{-1}\left(\left|\frac{y_D}{x_D}\right|\right) \quad (3.12)$$

$$\beta = \cos^{-1}\left(\frac{L_2^2 + L_5^2 - L_6^2}{2L_2L_5}\right) \quad (3.13)$$

Os parâmetros iniciais que são referentes à posição inicial do mecanismo são dados por:

$$\alpha_{60} = \tan^{-1}\left(\left|\frac{y_{E0}}{x_{E0}}\right|\right) \quad (3.14)$$

$$\varphi_{40} = \alpha_5 + \alpha_{60} \quad (3.15)$$

$$\beta_{20} = \cos^{-1}\left(\frac{L_1 + L_4 \cos(\varphi_{40})}{\sqrt{L_1^2 + L_4^2 + 2L_1L_4 \cos(\varphi_{40})}}\right) \quad (3.16)$$

$$\lambda_{20} = \cos^{-1}\left(\frac{L_1^2 + L_2^2 - L_3^2 + L_4^2 + 2L_1L_4 \cos(\varphi_{40})}{2L_2\sqrt{L_1^2 + L_4^2 + 2L_1L_4 \cos(\varphi_{40})}}\right) \quad (3.17)$$

$$\varphi_{20} = \beta_{20} + \lambda_{20} \quad (3.18)$$

$$\alpha_{4o} = \pi - \varphi_{2o} + \alpha_5 - \beta \quad (3.19)$$

$$x_{Bo} = x_D - L_5 \cos(\alpha_{4o}) \quad (3.20)$$

$$y_{Bo} = y_D + L_5 \sin(\alpha_{4o}) \quad (3.21)$$

$$y_{Ao} = y_{Bo} + \sqrt{L_7^2 - (x_{Ao} - x_{Bo})^2} \quad (3.22)$$

Para uma dada variação de φ_4 , tem-se:

$$\varphi_4 = \varphi_{4o} - \Delta\varphi_4 \quad (3.23)$$

onde $\Delta\varphi_4$ consiste na variação de flexão desejada na articulação correspondente. É possível calcular as coordenadas x_A e y_A para determinar o curso do cilindro, recalculando as variáveis iniciais, ou seja:

$$\varphi_4 = \alpha_5 + \alpha_6 \Rightarrow \alpha_6 = \varphi_4 - \alpha_5 \quad (3.24)$$

$$\beta_2 = \cos^{-1} \left(\frac{L_1 + L_4 \cos(\varphi_4)}{\sqrt{L_1^2 + L_4^2 + 2L_1L_4 \cos(\varphi_4)}} \right) \quad (3.25)$$

$$\lambda_2 = \cos^{-1} \left(\frac{L_1^2 + L_2^2 - L_3^2 + L_4^2 + 2L_1L_4 \cos(\varphi_4)}{2L_2 \sqrt{L_1^2 + L_4^2 + 2L_1L_4 \cos(\varphi_4)}} \right) \quad (3.26)$$

$$\varphi_2 = \beta_2 + \lambda_2 \quad (3.27)$$

$$\alpha_4 = \pi - \varphi_2 + \alpha_5 - \beta \quad (3.28)$$

$$x_B = x_D - L_5 \cos(\alpha_4) \quad (3.29)$$

$$y_B = y_D + L_5 \sin(\alpha_4) \quad (3.30)$$

Resolvendo as Equações 3.31 e 3.32, simultaneamente, obtém-se as coordenadas x_A e y_A , relativas ao ponto A após a flexão da falange:

$$(x_A - x_B)^2 + (y_A - y_B)^2 - L_7^2 = 0 \quad (3.31)$$

$$y_A - y_{Ao} - (x_A - x_{Ao}) \tan(\alpha_2) = 0 \quad (3.32)$$

E, portanto, o curso é dado por:

$$CURSO = \sqrt{(x_A - x_{A0})^2 + (y_A - y_{A0})^2} \quad (3.33)$$

Para obter as dimensões do mecanismo articulado pode-se utilizar basicamente dois métodos: o primeiro que consiste em utilizar os métodos de otimização (método numérico) e o segundo que utiliza as famílias de curvas.

Sendo que existem várias variáveis no sistema, a aplicação dos métodos de otimização poderia levar a resultados que não atendessem às necessidades para esta aplicação. Então, optou-se por utilizar o método da família de curvas que, embora seja um método que depende em muito da observação do projetista, permite definir as dimensões do mecanismo de forma satisfatória.

Assim, a partir das dimensões das falanges e das amplitudes de movimento de cada articulação, foram estabelecidas as dimensões básicas do mecanismo. A partir dessas dimensões básicas foram traçadas as curvas do movimento da falange em função da variação dimensional de cada segmento do mecanismo separadamente.

Das famílias de curvas obtidas, aquelas dimensões onde não era possível atingir a flexão prevista e/ou ocorria a colisão com outra falange, foram automaticamente descartadas.

A partir das dimensões restantes foram traçadas novas curvas fazendo-se uma variação mais fina das dimensões dos segmentos.

Pela análise das curvas pôde-se verificar quais eram as dimensões mais adequadas para o mecanismo considerando a facilidade de fabricação e montagem, bem como dimensões compatíveis com a mão e com o cilindro pneumático comercial.

As dimensões finais para o mecanismo de cada falange, o ângulo de flexão máxima e o curso necessário do cilindro para atingir a flexão máxima de cada articulação estão apresentados na Tab. 3.3 e que serão utilizados na construção do protótipo.

Com vistas também à facilidade de fabricação e montagem do mecanismo, o ângulo de inclinação do cilindro foi escolhido de 10 graus, o que implica na redução das dimensões do suporte de fixação do cilindro.

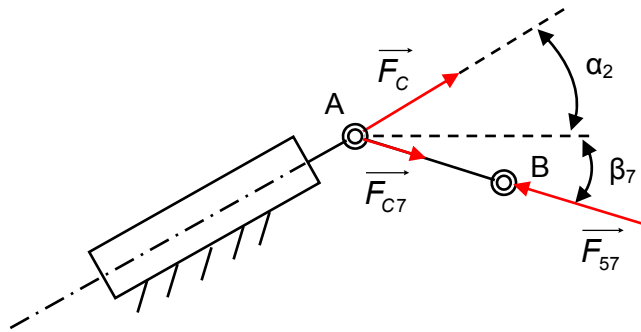
3.4 Modelagem Estática

A modelagem estática foi realizada com propósito de determinar o momento na articulação a ser flexionada (ponto F) e a força aplicada em cada falange.

Tabela 3.3. Dados para a modelagem do mecanismo.

Cilindro Inclinado de 10°			
Falange			
Parâmetros (mm)	Proximal	Média	Distal
x_{Ao}	-62,0	-71,0	-72,5
x_D	-12,0	-17,0	-24,0
y_D	23,0	49,0	68,0
x_{Eo}	22,0	12,0	10,0
y_{Eo}	22,0	20,4	19,3
x_F	0,0	0,0	0,0
y_F	0,0	0,0	0,0
L_2	22,0	24,0	20,0
L_3	40,0	60,0	73,0
L_5	20,0	20,0	20,0
L_6	20,0	20,0	20,0
L_7	35,0	40,0	40,0
Flexão			
$\Delta\phi_4$ (graus)	90	110	80
Curso (mm)	34,5	36,3	33,7

A análise parte da força exercida pelo cilindro pneumático, Fig. 3.8, sendo esta força determinada pela pressão de operação e área do cilindro (as especificações completas do atuador encontram-se no Cap. IV).

Figura 3.8. Análise de força na barra AB, de comprimento L_7 .

A partir da Fig. 3.8 têm-se as seguintes relações:

$$F_{C7} = F_C \cos(\alpha_2 + \beta_7) \quad (3.34)$$

$$\vec{F}_{C7} = -\vec{F}_{57} \quad (3.35)$$

$$\beta_7 = \tan^{-1} \left(\left| \frac{y_A - y_B}{x_A - x_B} \right| \right) \quad (3.36)$$

Em seguida, pode-se analisar a barra triangular BCD para obter a força atuante na barra CE, Fig. 3.9.

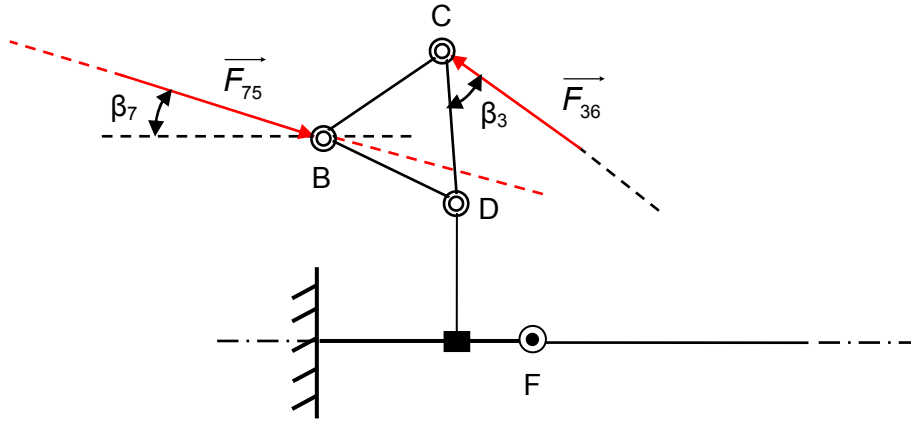


Figura 3.9. Análise da barra triangular BCD.

Da Figura 3.9 pode-se escrever as relações:

$$\vec{F}_{75} = -\vec{F}_{57} \quad (3.37)$$

$$\sum \vec{M}_D = 0 \quad (3.38)$$

$$-F_{75} \cdot L_5 \sin(\alpha_4 - \beta_7) + F_{36} \cdot L_2 \cos(\pi/2 - \beta_3) = 0 \quad (3.39)$$

$$F_{36} = \frac{F_{75} \cdot L_5 \sin(\alpha_4 - \beta_7)}{L_2 \cos(\pi/2 - \beta_3)} \quad (3.40)$$

E o ângulo auxiliar β_3 é dado por:

$$\beta_3 = \cos^{-1} \left(\frac{L_2^2 + L_3^2 - L_1^2 - L_4^2 - 2L_1L_4 \cos(\varphi_4)}{2L_2L_3} \right) \quad (3.41)$$

A Figura 3.10 apresenta a relação das forças aplicadas nos pontos D e E sendo dada pelas Equações 3.42 e 3.43.

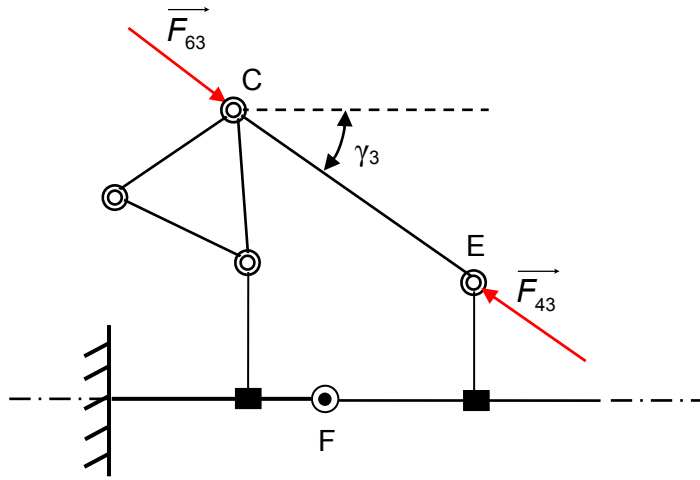


Figura 3.10. Análise de força na barra L_3 .

$$\vec{F}_{63} = -\vec{F}_{36} \quad (3.42)$$

$$\vec{F}_{43} = -\vec{F}_{63} \quad (3.43)$$

Por fim, a análise de momento em relação ao ponto F, é apresentada na Fig. 3.11. A força aplicada na falange é dada pela Eq. 3.44 e o momento em F é dado pela Eq. 3.47.

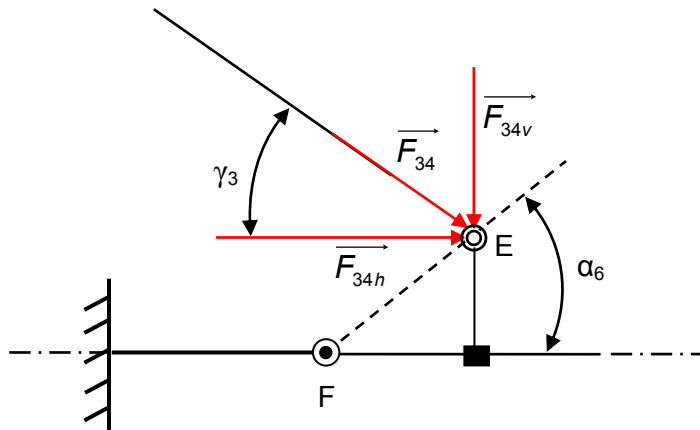


Figura 3.11. Análise de momento no ponto F.

$$\vec{F}_{34} = -\vec{F}_{43} \quad (3.44)$$

$$F_{34h} = F_{34} \cos(\gamma_3) \quad (3.45)$$

$$F_{34v} = F_{34} \sin(\gamma_3) \quad (3.46)$$

$$\sum M_F = -F_{34v} L_4 \cos(\alpha_6) - F_{34h} L_4 \sin(\alpha_6) \quad (3.47)$$

E o ângulo auxiliar γ_3 é dado por:

$$\gamma_3 = \pi - \varphi_2 + \alpha_5 - \beta_3 \quad (3.48)$$

3.4.1 Análise de Forças

A força que será aplicada na falange a ser movimentada foi analisada considerando a faixa de variação angular de cada articulação e a faixa de variação de pressão de operação do cilindro pneumático, tendo em vista os dados de força da Tab. 3.1. Nesta tabela foi adicionada a força média (entre o valor máximo e mínimo dos resultados obtidos por Fu; Wang, P.; e Wang, S. (2008) em suas experiências) que será a força usada na especificação da pressão de operação do cilindro.

A pressão do cilindro pode variar de 0 a 17 bar porém, as análises foram feitas até a pressão de 10 bar para observar o comportamento da força e do momento. Pressões maiores não são viáveis para o trabalho porque acarretam altas forças aplicadas nas falanges podendo ocasionar lesões no paciente ao usar o dispositivo, embora o sistema de controle possa limitar o seu funcionamento nestes casos.

Para melhor visualização do comportamento das forças e momentos, as Figuras 3.12, 3.13 e 3.14 apresentam o comportamento do momento para cada articulação e a força aplicada em cada falange para as pressões no cilindro de 2, 4, 6, 8 e 10 bar.

Pode-se observar nas Figs. 3.12, 3.13 e 3.14 que a força máxima ocorre entre 25° e 35° da flexão da falange, mantendo-se praticamente estável, exceto para a articulação IFP que apresenta uma redução de cerca de 20% até o final da flexão. Simultaneamente, o momento tem variação de cerca de duas vezes seu valor inicial.

Como o momento e a força só ocorrem quando existir restrição ao movimento, devido às limitações do paciente, é possível fazer o controle do esforço máximo, força e/ou momento, que pode ser aplicado à falange do paciente.

Com base nos valores médios das forças apresentadas nas Tab. 3.1 pode-se utilizar como pressão de controle de 6 bar para a articulação MCF; de 4 bar para a articulação IFP; e de 3,3 bar para a articulação IFD, cujas curvas de variação são apresentadas nas Figs. 3.15, 3.16 e 3.17, respectivamente.

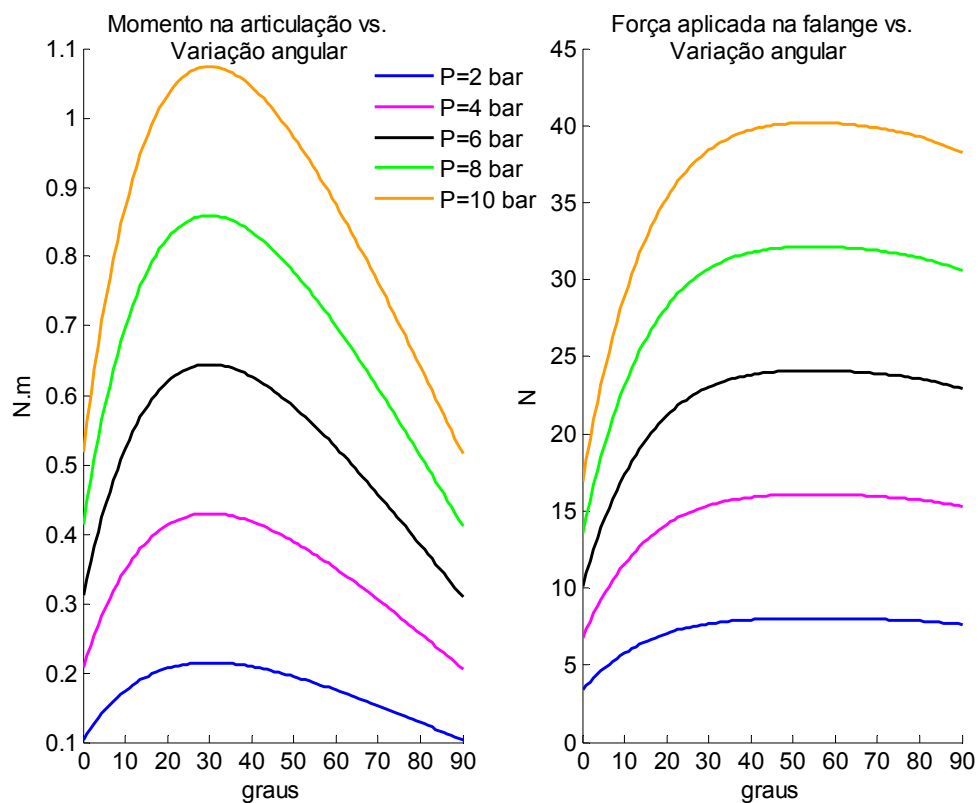


Figura 3.12. Comportamento do momento e força aplicados em função variação angular da articulação MCF e em função da pressão de atuação do cilindro.

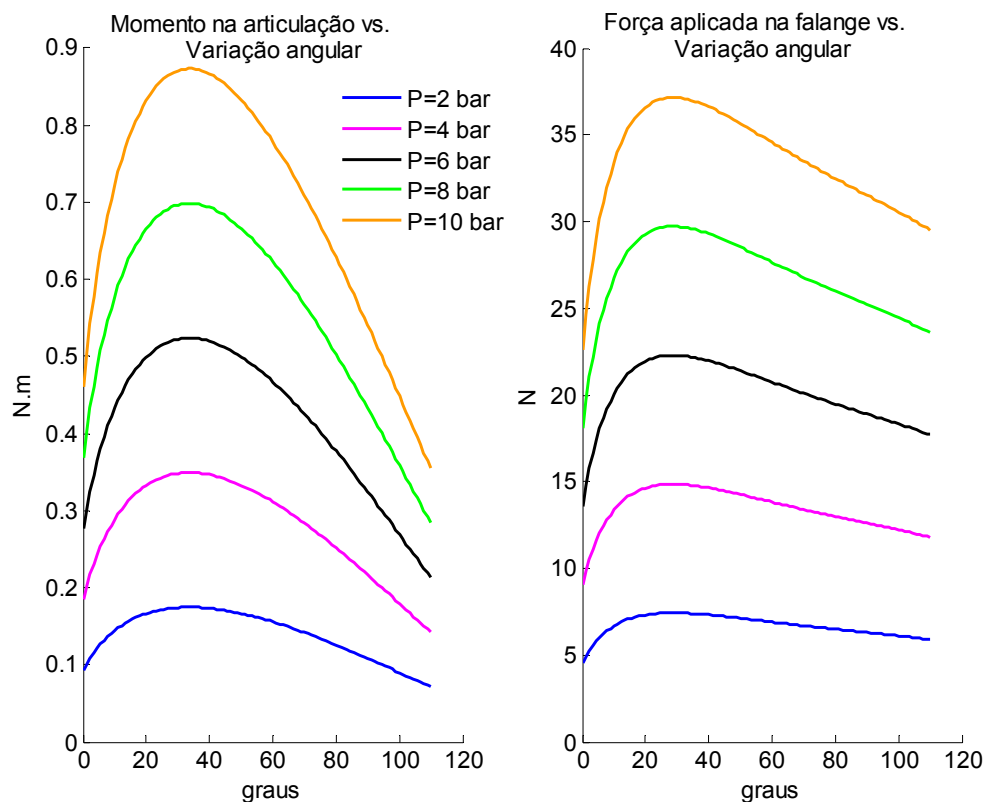


Figura 3.13. Comportamento do momento e força aplicados em função variação angular da articulação IFP e em função da pressão de atuação do cilindro.

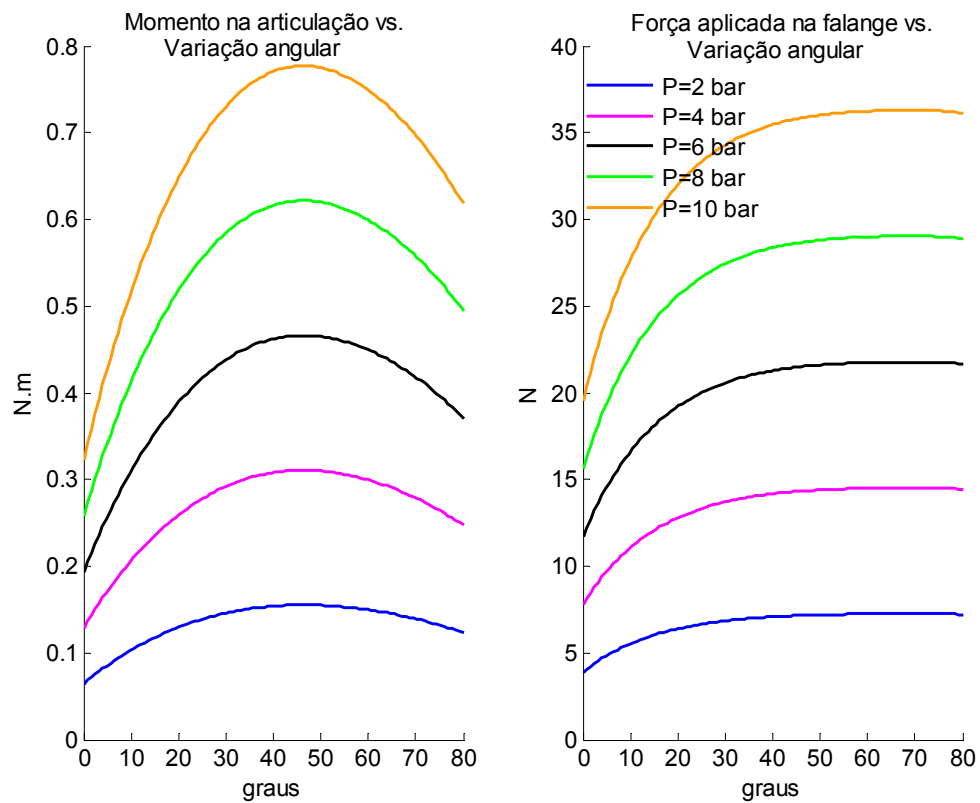


Figura 3.14. Comportamento do momento e força aplicados em função variação angular da articulação IFD e em função da pressão de atuação do cilindro.

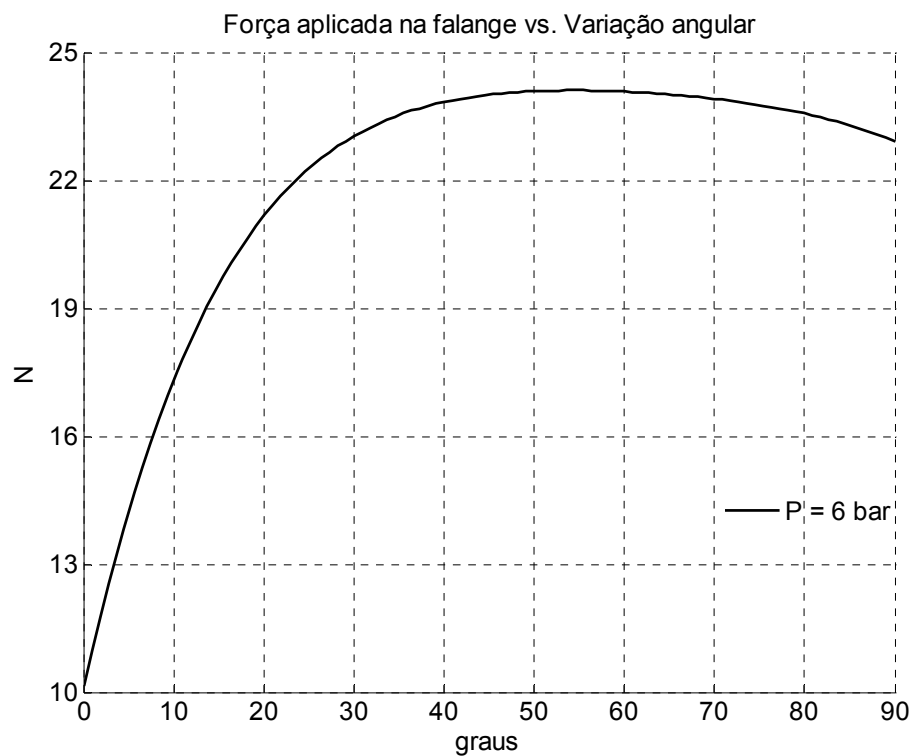


Figura 3.15. Força aplicada em função da variação angular da articulação MCF para a pressão de atuação do cilindro.

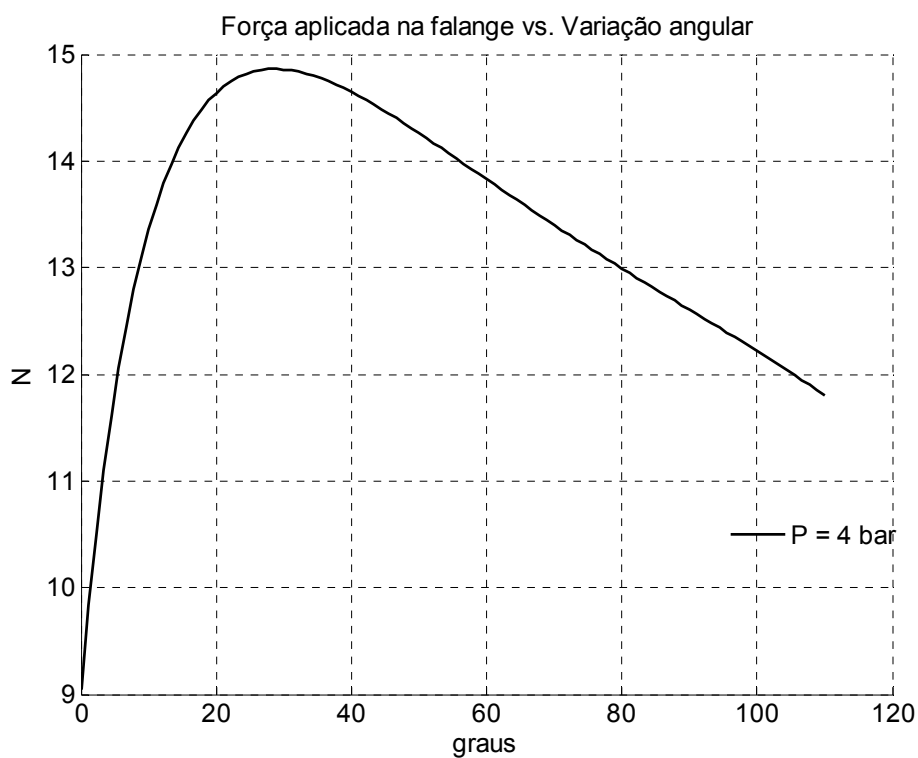


Figura 3.16. Força aplicada em função da variação angular da articulação IFP para a pressão de atuação do cilindro.

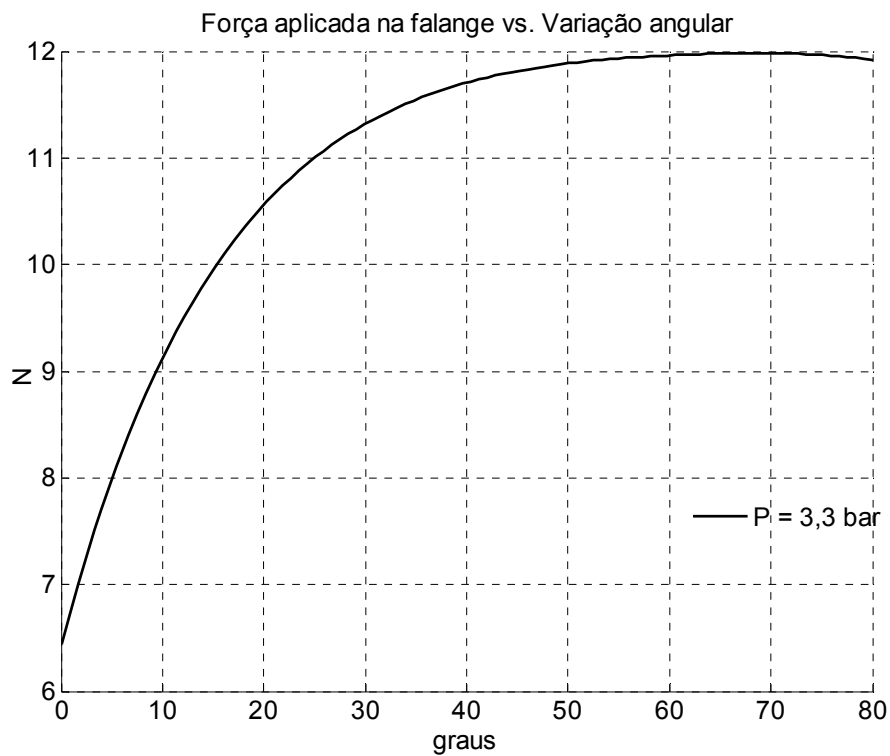


Figura 3.17. Força aplicada em função da variação angular da articulação IFD para a pressão de atuação do cilindro.

No entanto, o terapeuta deve definir a força e/ou momento máximos que devem ser aplicados a cada falange e então, efetuar/selecionar a pressão de operação do sistema.

Deve-se salientar que cada cilindro pneumático deve possuir um regulador de vazão de ajuste fino para permitir um movimento suave do cilindro mesmo na ausência de carga, evitando variações bruscas de força/momento na região de sequela do dedo do paciente.

Lelieveld, Maeno e Tomiyama (2006) citam que experimentos realizados com homens e mulheres adultos permitiram obter os momentos para a contração voluntária máxima (CVM) para o dedo indicador, tanto para a flexão quanto para a extensão. Com base nos trabalhos de Wiker, Hershkowitz e Zik (1989), que estudaram os efeitos da fadiga para operações de prensão de precisão e levantamento de cargas, Lelieveld, Maeno e Tomiyama (2006) adotaram para o projeto de um sistema de reabilitação do dedo indicador acionado por cabos, o valor de 15% da CVM, seja para carga ou momento.

Para efeito de comparação, visto que neste trabalho a força é utilizada como referência para o dimensionamento do exoesqueleto, pode-se verificar que considerando 50% da CVM como esforço limite e a força considerada aplicada no extremo da falange, o mecanismo atende aos estudos realizados por Lelieveld, Maeno e Tomiyama (2006), conforme apresentado na Tabela 3.4.

Tabela 3.4. Momento para as articulações do dedo indicador (Adaptado de Lelieveld, Maeno e Tomiyama, 2006).

Articulação	Movimento	CVM (N m)	15% CVM	50% CVM
MCF	Flexão	1,63	0,24	0,82
	Extensão	0,93	0,14	0,47
IFP	Flexão	0,75	0,11	0,38
	Extensão	0,53	0,08	0,27
IFD	Flexão	0,53	0,08	0,27
	Extensão	0,25	0,04	0,13

Cabe salientar ainda que o cilindro pneumático previsto apresenta redução de força de retorno da ordem de 16%, dessa forma, o movimento de extensão também é atendido pelo sistema proposto.

3.4 Conclusões

A análise das famílias de curvas do mecanismo de movimentação das falanges permitiu efetuar seu dimensionamento considerando as dimensões das falanges e os limites de movimentação angular.

A partir de suas dimensões foi possível efetuar a análise estática, determinando o comportamento do momento fletor e das forças atuantes em cada articulação. Utilizando um cilindro pneumático comercial foram traçadas curvas de comportamento das forças e momentos em função da pressão de operação facilitando a tarefa do usuário/terapeuta na seleção da pressão a ser utilizada.

Como tanto a força como o momento só existirão caso exista lesão no dedo que impeça seu movimento, e para evitar variações bruscas de seus valores, é necessário que cada cilindro possua um ajuste fino de vazão para que ele execute seu movimento de forma suave.

Além disso, o sistema de controle deve permitir a parada imediata do sistema quando ele atingir a força máxima e/ou o ângulo máximo permitido para a movimentação da falange, bem como dispor de uma chave de emergência para desligamento do sistema, cancelando a aplicação de força/deslocamento.

CAPÍTULO IV

ESTRUTURA MECÂNICA

4.1 Projeto Mecânico

Uma das preocupações na definição das dimensões do mecanismo era garantir que o centro de massa do sistema, seja do conjunto ou de cada um, não sobrecarregasse a falange, ou seja, ficasse posicionado sobre a mão. Para isso o cilindro deveria ficar na parte anterior da articulação como pôde ser verificado no esquema apresentado na Fig. 3.4. Isso significa que a articulação D da barra triangular e o cilindro ficam fixos no membro anterior ao da falange a ser movimentada, ou seja: o mecanismo que movimenta a falange proximal é fixado na mão (dorso); o da falange média sobre a falange proximal e o mecanismo da falange distal fixado na falange média, como pode ser observado na Fig. 4.1.

O projeto mecânico e simulação de funcionamento do sistema foram realizados no software SolidWorks® a partir dos dados da Tab. 3.3. Nas Figuras 4.1 e 4.2 estão apresentadas as vistas lateral, frontal, superior e inclinada para a posição anatômica do dedo, sendo representado o centro de massa do conjunto na Fig. 4.1.

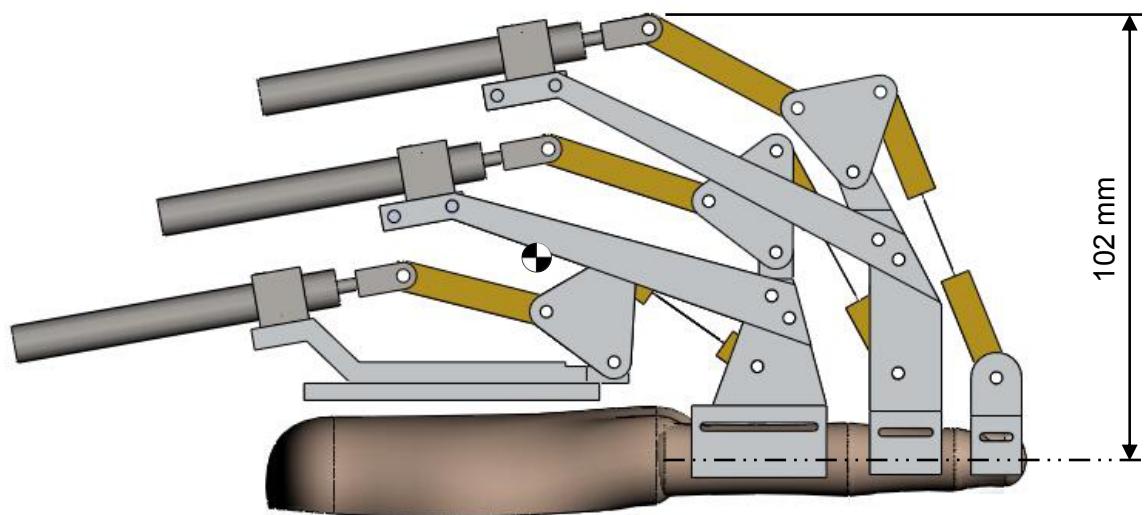


Figura 4.1. Vista lateral do mecanismo e seu centro de massa (●).

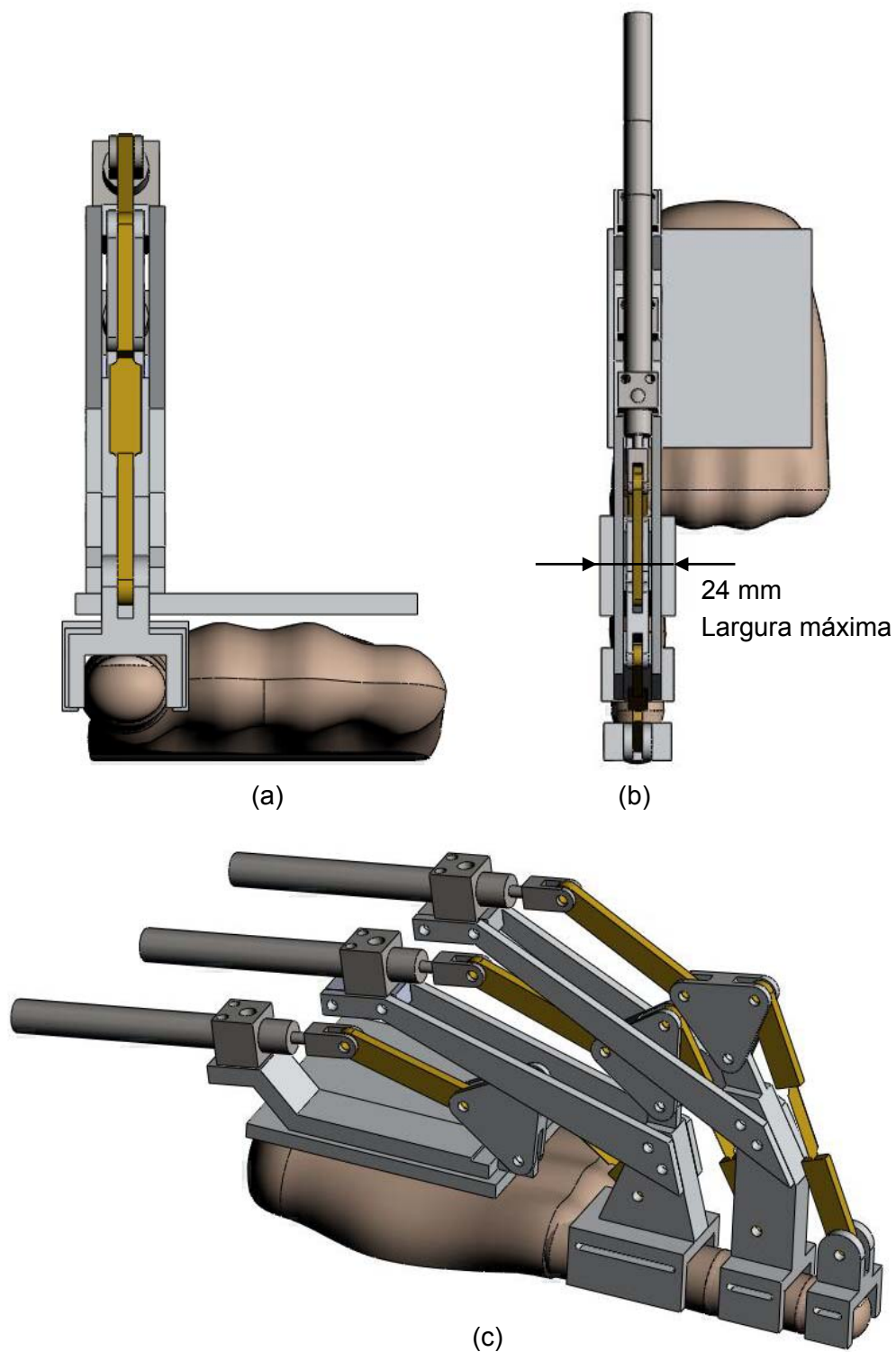


Figura 4.2. a) Vista frontal, b) Vista superior e c) Vista inclinada do mecanismo.

Todas as peças do dispositivo projetado são de alumínio com exceção das barras AB e CE que são de latão, evitando a utilização de buchas que provocariam o aumento das

dimensões das barras. Os parafusos e pinos utilizados são de aço. A barra CE, Fig. 3.7, possui estreitamento de sua espessura para a colagem do extensômetro.

Na parte das peças que estão em contato com as falanges, há ranhuras laterais para a passagem de velcro para sua fixação. Para a fixação da peça no dorso da mão, será utilizado um tipo de abraçadeira adaptada para suportar o mecanismo.

O atuador (os três atuadores são iguais) consiste em um cilindro pneumático comercial de dupla ação em aço inoxidável, de diâmetro 5/16", área de 0,07 in² e curso de 1 1/2", modelo Minimatic® SDR-05 (Clippard Instrument Laboratory, 2010).

A massa total do sistema é de aproximadamente 350 gramas, incluindo a placa posicionada sobre o dorso da mão.

As Figuras 4.3, 4.4 e 4.5 apresentam o mecanismo para as posições de flexão máxima para cada articulação do dedo e a Fig. 4.6 mostra a flexão em conjunto das articulações, todas as figuras com os respectivos centros de massa, cujas coordenadas são indicadas na Tab. 4.1.

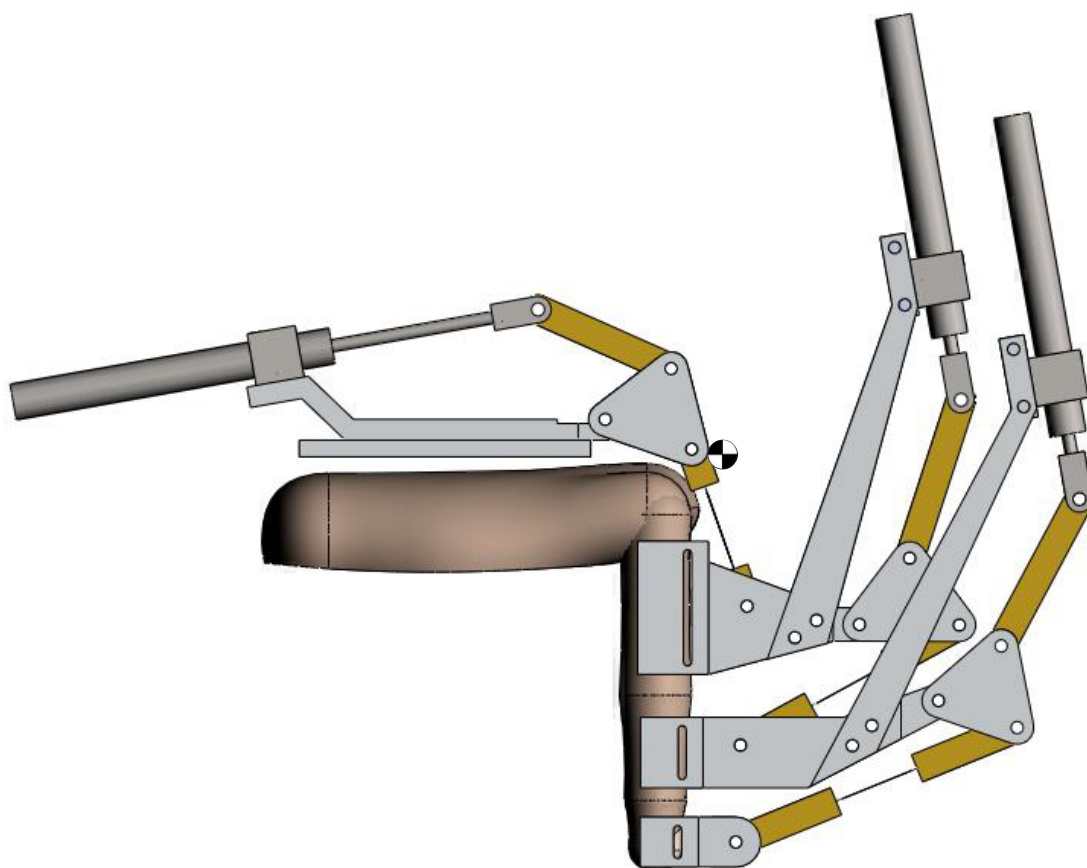


Figura 4.3. Dispositivo em flexão da articulação MCF.

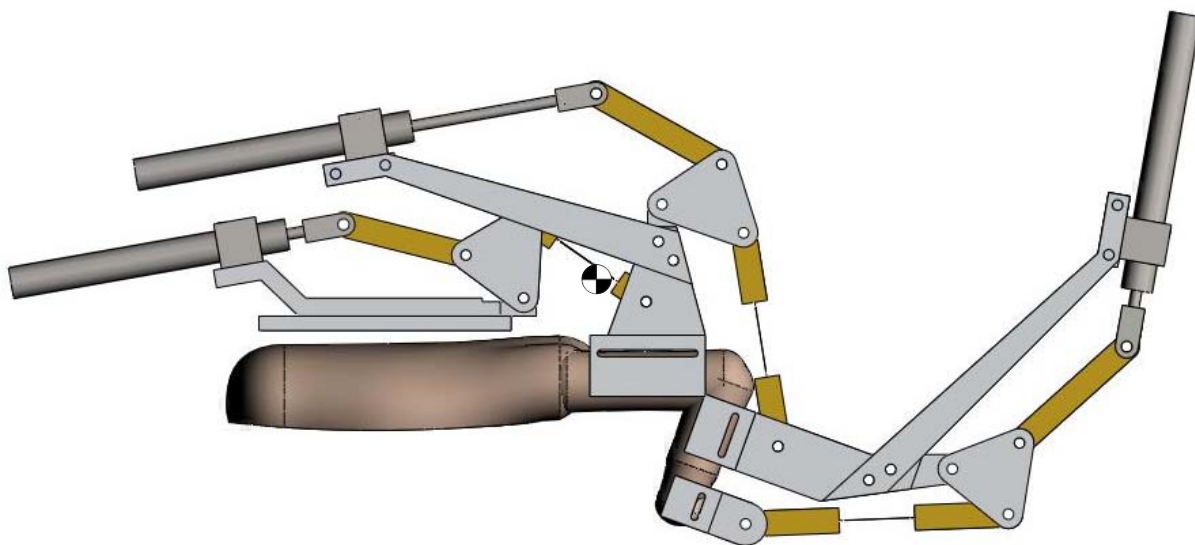


Figura 4.4. Dispositivo em flexão da articulação IFP.

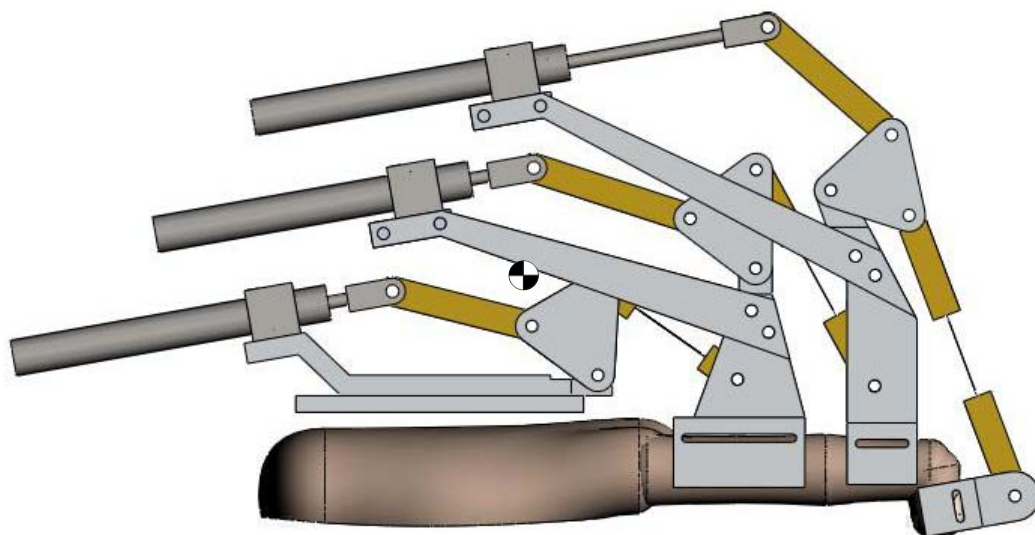


Figura 4.5. Dispositivo em flexão da articulação IFD.

Tabela 4.1. Coordenadas dos centros de massa do mecanismo em diferentes posições.

Eixos	Posição em mm				
	Extensão Fig. 4.1	Flexão MCF Fig. 4.3	Flexão IFP Fig. 4.4	Flexão IFD Fig. 4.5	Flexão Fig. 4.6
x	-30,8	15,5	9,5	-29,0	-5,0
y	48,0	15,2	28,8	46,9	-23,5

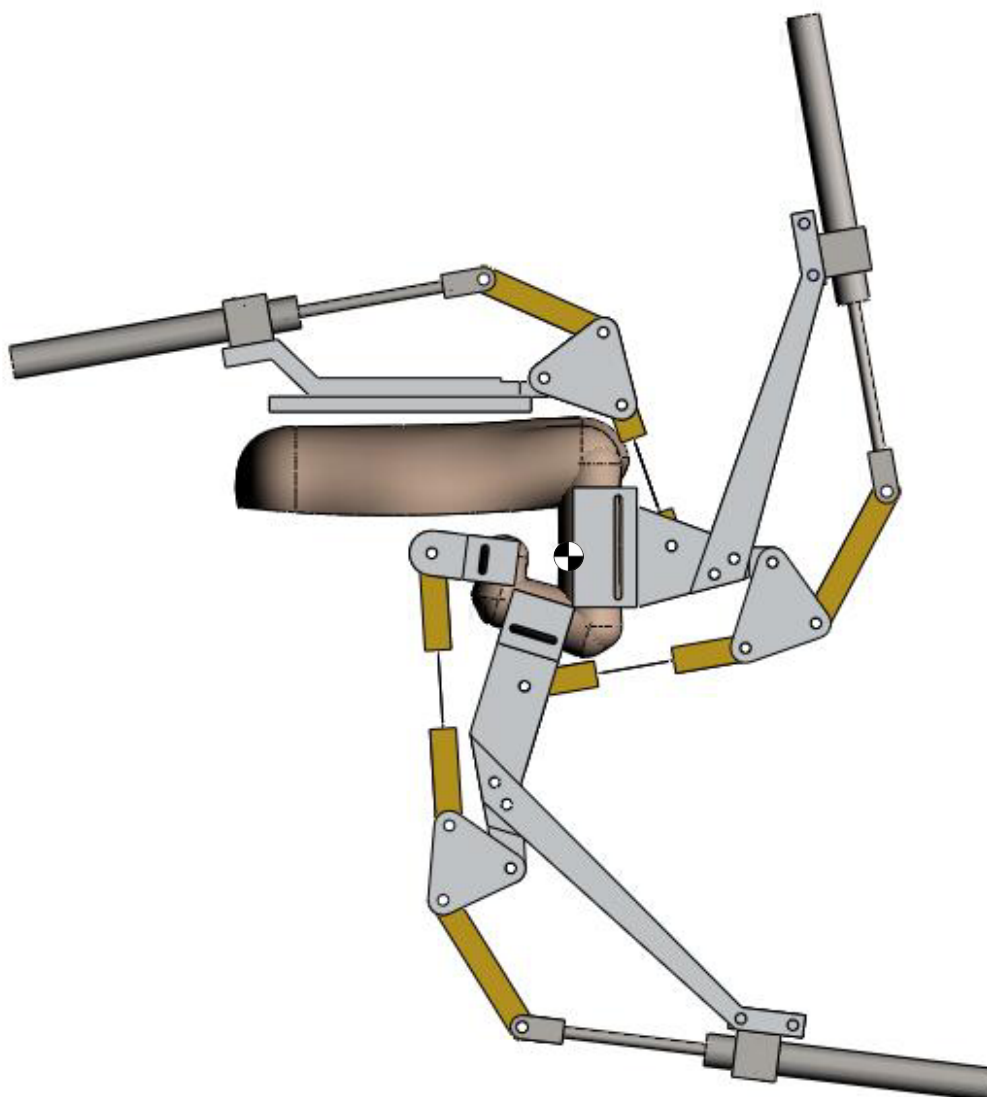


Figura 4.6. Flexão simultânea das três articulações do dedo.

As coordenadas indicadas na Tab. 4.1 referem-se a um sistema de coordenadas com origem na articulação MCF, com o eixo x na direção longitudinal do dedo e apontando para sua extremidade e o eixo y na vertical ascendente.

Cabe salientar que o mecanismo é simétrico, então, o centro de massa está localizado no plano vertical de simetria do dedo que coincide com o plano vertical de simetria do sistema.

Considerações sobre alterações previstas em função de resultados de testes experimentais com o modelo proposto são apresentadas no Apêndice A.

4.2 Sensoriamento do Sistema

Para controlar o movimento de cada falange serão utilizados dois sensores: um sensor de força para o controle da força máxima a ser aplicada à falange, e um sensor de posição angular para verificar a flexão da falange.

Para o sensor de força será utilizado extensômetros (*strain gage*) colados na barra CE, Fig. 3.7, isso justifica sua forma laminar vista nas Figs. 4.1 a 4.6. A aplicação do extensômetro na barra CE permite verificar a força realmente aplicada sobre a falange, evitando os problemas dos atritos no cilindro e nas articulações.

O *strain gage* comercial a ser usado está representado na Fig. 4.7 e seus dados técnicos são mostrados na Tab. 4.2.

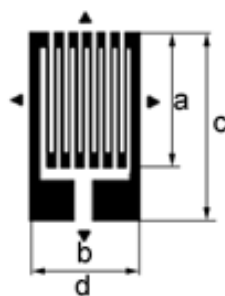


Figura 4.7. Desenho esquemático do *strain gage* (Excel Sensores, 1995).

Para medir a variação angular da falange será utilizado um potenciômetro rotativo, no caso um *trimpot*, fixado entre a base da barra triangular BCD e o eixo de sua articulação.

Tabela 4.2. Dados do *strain gage* (Excel Sensores, 1995).

Dimensões				Resistência
Grelha		Total		
a	b	c	d	
comprimento	largura	comprimento	largura	
3,18mm	3,18mm	6,35mm	3,18mm	120 Ohms

Os potenciômetros são resistores que variam sua resistência através de contato deslizante. Isto é possível devido ao fato de que a resistência de um componente é proporcional ao comprimento do resistor e a resistividade do material (uma propriedade do material) e inversamente proporcional à área da seção transversal. São geralmente usados como sensores de posicionamento rotacional em aplicações de média acuracidade e baixa velocidade que não envolvam rotação contínua. O princípio de funcionamento é o mesmo do divisor de tensão de resistência variável, ou seja, aplica-se a tensão de referência nos dois

pólos de entrada do potenciômetro e então, mede-se a tensão de saída, a qual será alterada em função do comprimento da resistência (Pieri, 2002), Fig. 4.8.

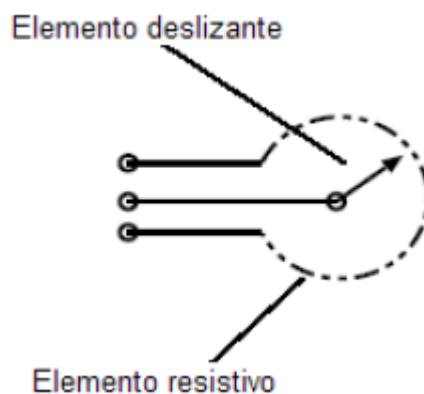


Figura 4.8. Sensor Potenciométrico (Pieri, 2002).

4.3 Conclusões

Através do projeto mecânico e simulação de funcionamento do mecanismo foi possível verificar os dados da Tab. 3.3 quanto a não ocorrência de colisão entre os componentes do mecanismo e o dedo, bem como a disposição do mecanismo sobreposto ao dedo humano.

Os extensômetros acoplados às barras CE dos mecanismos limitarão as forças aplicadas nas falanges e os potenciômetros rotativos permitirão o controle da variação angular das articulações do dedo.

CAPÍTULO V

ESTRATÉGIAS DE CONTROLE DO SISTEMA

5.1 Considerações Preliminares

O sistema de controle deve permitir controlar a força aplicada em cada falange bem como o deslocamento angular de cada articulação.

O valor de referência da magnitude da força considerada para controle neste trabalho corresponde à força média mencionada na Tab. 3.1. No entanto, na prática, a força que será aplicada em cada falange é relativa a cada paciente, já que depende do estado clínico em que o mesmo se encontra, sendo definida pelo terapeuta assim como os limites de movimentação das articulações.

Devido a este fato, a interface de comunicação entre o sistema e o usuário deve ser bastante flexível para aceitar os diversos tipos de sequenciamento de movimentos e magnitudes de forças recebidos pelo paciente.

5.2 Controle do Sistema

No fluxograma da Fig. 5.1, são apresentados os passos para o processo de reabilitação do dedo utilizando o exoesqueleto projetado para execução de movimentos de flexão e extensão.

Cada paciente apresenta uma mobilidade específica dos dedos, assim, a primeira etapa a ser analisada é a posição inicial do dedo do paciente, podendo esta ser a anatômica ou com flexão inicial. A posição apresentada é então memorizada e considerada como referencial zero.

A partir desse ponto, é possível conhecer qual tipo de movimento deverá ser aplicado ao dedo, ou seja, se haverá avanço ou retorno do atuador, promovendo a flexão ou extensão, respectivamente.

Definido o tipo de movimento, o terapeuta define os limites da força e da variação angular de cada falange do paciente.

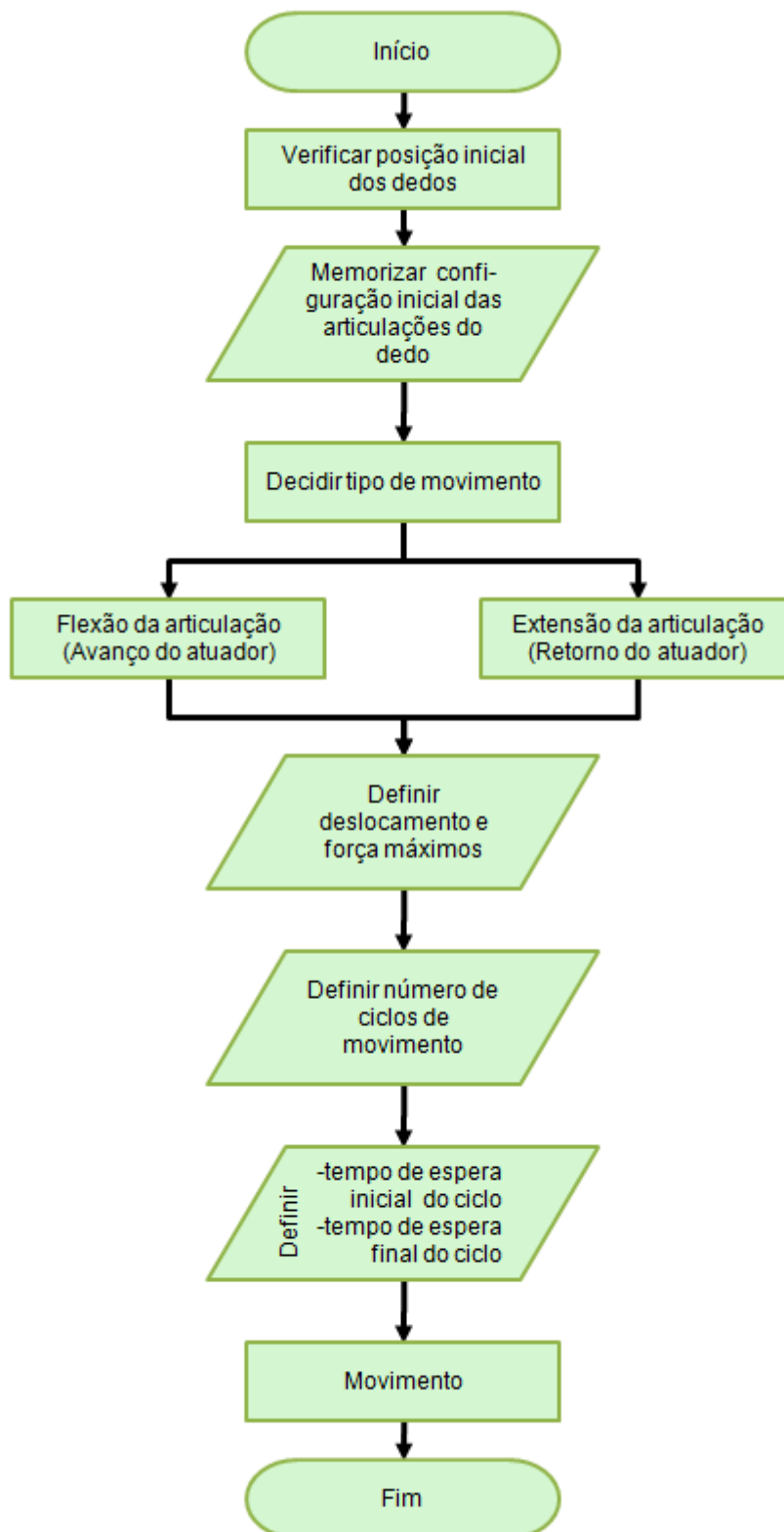


Figura 5.1. Fluxograma da movimentação do exoesqueleto.

O sistema de controle permite que o terapeuta programe a execução somente de um ciclo de movimento, possibilitando ajustes e análise do comportamento do paciente, bem como a execução repetitiva dos movimentos. Neste caso, o terapeuta deve definir a quantidade de ciclos que será executada. É possível também programar um intervalo de parada entre os ciclos de movimento.

No processo de controle previsto, o terapeuta, em função das necessidades do paciente, deve definir a pressão de trabalho dos cilindros pneumáticos e fazer a regulação manualmente. No entanto, é possível executar o controle automático da pressão em função da força limite a ser aplicada.

Para facilitar a operação do sistema, todas as informações necessárias serão apresentadas em um monitor onde o terapeuta pode ajustar os parâmetros de deslocamento e força, assim como fazer o acompanhamento da movimentação realizada. As informações podem ser armazenadas em um arquivo de dados para análise posterior dos progressos obtidos pelo paciente.

Os testes serão realizados com um controlador lógico programável (CLP).

É possível prever no sistema de controle de força a aplicação de uma sobrecarga no final de curso para as terapias que necessitam de aumento da capacidade de movimentação/carga.

5.2 Conclusões

Através dos sensores de força e posição angular integrados ao exoesqueleto, o sistema pode medir as forças exercidas sobre as falanges e os ângulos das articulações durante o processo de reabilitação e os dados podem ser armazenados para análise pelo terapeuta a curto e longo prazo.

Os sensores serão interligados ao sistema através do CLP garantindo facilidade de operação do controle pelo usuário/terapeuta.

Além disso, todos os dedos e todas as articulações podem ter controle simultâneo de acordo com a escolha do terapeuta, o que permite maior aproveitamento do sistema no procedimento de reabilitação do membro do paciente.

CAPÍTULO VI

CONCLUSÕES E TRABALHOS FUTUROS

6.1 Conclusões

O novo exoesqueleto desenvolvido neste trabalho é capaz de fornecer movimentos de flexão e extensão para os dedos no processo de reabilitação bem como controlar cada articulação independentemente.

Como todos os dedos da mão humana podem ser modelados similarmente, com exceção do polegar, o projeto do mecanismo para o dedo indicador, incluindo o controle, pode ser adotado para os demais dedos.

Diferentemente dos demais dispositivos mecatrônicos encontrados na literatura para reabilitação de dedos, o exoesqueleto desenvolvido neste estudo é capaz de realizar a flexão e extensão do dedo através de um mesmo mecanismo. Além disso, é possível acrescentar o movimento de adução e abdução da articulação MCF.

O sistema como um todo possui componentes de fácil obtenção além de o projeto ter sido direcionado para a modelagem de seus componentes de forma compacta e possuindo materiais de baixa densidade, o que reduz o tamanho e a massa total do sistema para melhor acomodação ao usuário do exoesqueleto.

6.2 Trabalhos Futuros

As sugestões para trabalhos futuros são listadas a seguir:

- Construção do protótipo para o dedo indicador;
- Implementação do sistema de controle e realização de testes experimentais;
- Construção do protótipo para os demais dedos, exceto o polegar;

- Adequação do mecanismo para expansão de movimentos incluindo adução, abdução e hiperextensão;
- Estudo do polegar.

É importante que estudos e experimentos sejam realizados para determinar a contração voluntária máxima, seja força e/ou momento, para a movimentação dos dedos aplicados à população brasileira.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- ABB, 2008. Disponível <<http://www.abb.com.br/product/pt/9AAC100735.aspx?country=B>>. Acesso em: 02 março 2010.
- AFSC Design Handbook, 1977. *Human Factors Engineering*, 3 ed. Department of the Air Force, Headquarters Air Force Systems Command Andrews AFB, DC 20334.
- An, K.N., Askew, L.J., Chao, E.Y., 1986. Biomechanics and Functional Assessment of Upper Extremities, in W. Karwowski, Ed., *Trends in Ergonomics/Human Factors III*, Amsterdam: Elsevier, 573–580.
- An, K. N., Chao, E.Y, Cooney, W.P., Linscheid, R.L., 1985. Forces in the Normal and Abnormal Hand. *Journal of Orthopaedic Research* 3, 202-211.
- An, K. N., Chao, E.Y., Cooney, W.P.; Linscheid, R.L., 1979. Normative Model of Human Hand for Biomechanical Analysis, *Journal of Biomechanics*, 12:775–788.
- Barrette, G., Gosselin, C. M., 2005. Determination of the Dynamic Workspace of Cable Driven Planar Parallel Mechanisms, *Journal of Mechanical Design*, Transactions of the ASME, Vol. 127, No 2, pp. 242-248.
- Barros Filho, T. E. P.; Taricco, M. A.; Oliveira, R. P.; Greve, J. M. A.; Santos, J. C. R; Napoli, M. M. M., 1990. Estudo Epidemiológico dos pacientes com traumatismo da coluna vertebral e deficit neurológico, internados no instituto de ortopedia e traumatologia do Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina da USP. *Rev. Hosp. Fac. Med. S. Paulo*, 45(3):123-6.
- Bouzit, M., Burdea, G., Popescu, G., Boian, R., 2002. The Rutgers Master II - New Design Force-Feedback Glove, *IEEE/ASME Transactions on Mechatronics*, Vol. 7, No. 2, pp. 256-263.
- Buchholz, B.; Armstrong, T.J.; Goldstein, S.A., 1992 Anthropometric Data for Describing the Kinematics of the Human Hand. *Ergonomics*; 35(3):261–73.
- Burdea, G. C., 1999. Haptic Feedback for Virtual Reality. *Virtual Reality and Prototyping Workshop*, France.
- Cailliet, R., 1976. *Hand Pain and Impairment*. 2 ed., Philadelphia: F. A. Davis Company.

- Cannella, G.; Ottaviano, E.; Castelli, G., 2008. A Cable-Based System for Aiding Elderly People in Sit to Stand Transfer, MUSME 2008, The International Symposium on Multibody Systems and Mechatronics, San Juan (Argentina), 8-12 April.
- Caporrino, F..A., Faloppa, F., Santos, J.B.G., Réssio, C., Soares, F.H.C. et al., 1998. Estudo populacional da força de preensão palmar com dinamômetro Jamar®. *Revista Brasileira de Ortopedia*, 33(2): 150-4.
- Cavenaghi, A., Utiumi, C. M., Falkowski, R. S., 2002. Disponível em: <<http://www.din.uem.br/ia/vida/robomedicina>>. Acesso em: 27 novembro 2011.
- Centro de Referência em Educação Mário Covas, 2008. Disponível em: <<http://www.crmariocovas.sp.gov.br/noticia.php?it=11639>>. Acesso em: 12 abril 2010.
- Chase, R. A., 1973. *Atlas of Hand Surgery*. London: W. B. Saunders Company.
- Clippard Instrument Laboratory, 2010. Disponível em: <<http://www.clippard.com/cylinders/>>. Acessado em: 02 agosto 2010.
- Cutkosky, M.; Howe, R., 1990. Human Grasp Choice and Robotic Grasp Analysis. S. Venkataraman and T. Iberall Eds. *Dextrous Robot hands*, Springer Verlag, New York, pp. 5-31.
- Cyberdyne, 2008. Disponível em: <<http://www.cyberdyne.jp/english/robotsuithal/index.html>>. Acesso em: 18 março 2010.
- Cyber Glove Systems, 2000. Disponível em: <<http://www.cyberglovesystems.com>>. Acesso em: 05 julho 2010.
- Davidoff, N.A., 1990. *The Development of a Graphic Model of a Human Hand*, M.S. thesis. University Park, PA: Pennsylvania State University.
- Davidoff, N.A.; Freivalds, A., 1993. A Graphic Model of the Human Hand Using CATIA, *International Journal of Industrial Ergonomics*, 12:255–264.
- Dellon, B., Matsuoka, Y., 2007. Prosthetics, Exoskeletons, and Rehabilitation. *IEEE Robotics and Automation Magazine*, IEEE March 2007.
- Dubowsky, S., Genot, F., Godding, S., Kozono, H., Skwersky, A., Yu, H., Yu, L. S., 2000. PAMM – A Robotic Aid to the Elderly for Mobility Assistance and Monitoring, *Proceedings of the IEEE International Conference on Robotics and Automation*, San Francisco, Vol. 1, pp. 570-576.
- Excel Sensores, 1995. Disponível em: <<http://www.excelsensor.com.br>>. Acesso em: 03 dezembro 2010.

- Fanin, C., Gallina, P., Rossi, A., Zanatta, U., Masiero, S., 2003. Nerebot: A Wire-Based Robot for Neurorehabilitation, in Proceedings of the IEEE 8th International Conference on Rehabilitation Robotics ICORR2003, Daejeon, Republic of Korea, April.
- Fischer, H.C., Stubblefield, K., Kline, T., Luo, X., Kenyon, R. V., and Kamper, D. G., 2007, "Hand Rehabilitation Following Stroke: A Pilot Study of Assisted Finger Extension Training in a Virtual Environment", *Topics in Stroke Rehabilitation*, Vol. 14, No. 1, pp. 1–12.
- Flores, L. P., 2006. Estudo epidemiológico das lesões traumáticas de plexo braquial em adultos. *Arq. Neuro-Psiquiatr.*, 64(1):88-94.
- Floyd, R.T.; Thompson, C. W., 2002. *Manual de Cinesiologia Estrutural*. 14 ed. Barueri, SP: Editora Manole LTDA.
- Freivalds, A., 2004. *Biomechanics of the Upper Limbs: Mechanics, Modeling, and Musculoskeletal Injuries*. 1. ed. Boca Raton, FL: CRC Press LLC.
- Freund, J; Toivonen, R.; Takala, E.P., 2002. Grip Forces of the Fingertips. *Clinical Biomechanics*, v. 17, issue 7, p. 515-520.
- Fu, Y., Wang, P., Wang, S., 2008, "Development of a Multi-DOF Exoskeleton Based Machine for Injured Fingers", 2008 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems, Acropolis Convention Center Nice, France.
- Garrett, J.W., 1970 a. Anthropometry of the Air Force Female Hand, AMRL-TR-69-26, Wright Patterson Air Force Base, OH: Aerospace Medical Research Laboratory.
- Garrett, J.W., 1970 b. Anthropometry of the Hands of Male Air Force Flight Personnel, AMRL-TR-69-42, Wright Patterson Air Force Base, OH: Aerospace Medical Research Laboratory.
- Hertzberg, H., 1973. Engineering Anthropometry, in Van Cott, H. and Kincaid, R., Eds., *Human Engineering Guide*, Washington, D.C.: U.S. Government Printing Office, 467–584.
- Hesse, S., Kuhlmann, H., Wilk, J., Tomelleri, C., Kirker, S. GB, 2008, "A New Electromechanical Trainer for Sensorimotor Rehabilitation of Paralysed Fingers: A Case Series in Chronic and Acute Stroke Patients", *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, Vol. 5, pp. 21–26 .
- Hiller, M., Hirsch, K., Bruckmann, T., Brandt, T., Schramm, D., 2009. Common Aspects in Methods for the Design of Mechatronic Systems - Applications in Automotive and Robotic Systems U. of Duisburg-Essen, Germany, XII International Symposium on Dynamic Problems of Mechanics, Angra dos Reis, RJ.
- Homma, K., Fukuda, O., Nagata, Y., 2002. Study of a Wire-Driven Leg Rehabilitation System, in *Proceedings of the IEEE International Conference on Intelligent Robots and Systems*, vol. 2, Lausanne, Switzerland, pp. 1451–1456.

Human Grasping Database, 2008. Disponível: <<http://web.student.tuwien.ac.at/~e0227312/>>. Acesso em: 27 outubro 2009.

Kahn, L. E., Zygmans, M. L., Rymer, W. Z., Reinkensmeyer, D. J., 2006. Robot-Assisted Reaching Exercise Promotes Arm Movement Recovery in Chronic Hemiparetic Stroke: A Randomized Controlled Pilot Study, *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, p 1-13.

Kapandji, A. I., 2000 *Fisiologia articular*. 5 ed. v. 1. Pinheiros, SP: Panamericana.

Krebs, H. I., Finley, M. A., Dipietro, L., Ohlhoff, J., Whittall, J., Bever, C. T., 2004. Does MIT-MANUS Upper Extremity Robot Testing Create a Learning Effect in Healthy Adults?

Lelieveld, M. J., Maeno, T., Tomiyama, T., 2006. Design and Development of Two Concepts for a 4 DOF Portable Haptic Interface with Active and Passive Multi-Point Force Feedback for the Index Finger. *Proceedings of IDETC/CIE 2006 - ASME 2006 International Design Engineering Technical Conferences and Computers and Information in Engineering Conference*, Pennsylvania, USA.

Levangie, P.K., Norkin, C.C., 2005. *Joint Structure and Function: A Comprehensive Analysis*. 4. ed. Philadelphia: F.A. Davis Company.

Lianza, S., 2001. *Medicina de Reabilitação*. 3a ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan.

Lum, P.S., Burgar, C.G., Shor, P.C., Majmundar, M., Van Der Loos, M., 2002. Robot Assisted Movement Training Compared with Conventional Therapy Techniques for the Rehabilitation of Upper-Limb Motor Function After Stroke. *Archives of Physical Medicine & Rehabilitation*, 83(7):952-959.

Mali, U.; Goljar, N.; Munih, M., 2006. Application of Haptic Interface for Finger Exercise, *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, v. 14, issue 3, p. 352- 360.

Melchiorri, C., 2005. Design and Application of Advanced Haptic Interface: Soft Contact, Multi Point, and Multimodal Integration (AIDA) (in Italian), Progetto dell'Unità di Ricerca dell'Università degli Studi di Bologna.

Merlet, J. P., 2004. Analysis of the Influence of Wires Interference on the Workspace of Wire Robots, *On Advances in Robot Kinematics*, Kluwer Academic Publishers, pp. 211-218.

Moore, K.L.; Dalley, A.F., 2007. *Anatomia Orientada para a Clínica*. 5. ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan.

Napier, J., 1956. The Prehensile Movements of the Human Hand, *Journal of Bone and Joint Surgery*, 38B:902-913.

- Nef, T., Riener, R., 2005. ARMin: Design of a Novel Arm Rehabilitation Robot, in Proc. IEEE 9th Int. Conf. Rehabilitation Robotics ICORR2005, Chicago, IL, Jun. 2005, pp. 57–60.
- Nunes, W. M., Gonçalves, R. S., Carvalho, J. C., 2010. Desenvolvimento de uma Estrutura Robótica para Reabilitação Dos Movimentos do Ombro. Simpósio do Programa De Pós-Graduação em Engenharia Mecânica, Universidade Federal De Uberlândia. 20ªPOSMEC.
- Netter, F. H. , 2001. *Atlas de anatomia humana*. 2. ed. Porto Alegre: Artmed.
- Olafsdottir, H. B, Zatsiorsky, V. M. e Latash, M. L., 2008. The effects of strength training on finger strength and hand dexterity in healthy elderly individuals. *Journal of Applied Physiology* 105: 1166–1178.
- Ossur, 2006. Disponível em: <<http://www.ossur.com/pages/12702>>. Acesso em: 10 janeiro 2010.
- Panero, J.; Zelnik, M., 2002. Dimensionamento Humano para Espaços Interiores – Um Livro de Consulta e Referência para Projetos. 1. ed. Barcelona: Gustavo Gili.
- Paschoarelli, L. C., Razza, B. M., Falcão, F. S., Lucio, C. C., 2007. Influência do Gênero, Antropometria e Dominância em Forças de Preensão Digital: A Contribuição da Biomecânica ao Design Ergonômico. XII Congresso Brasileiro de Biomecânica, Estância de São Pedro – SP.
- Pieri, E. R., 2002. Curso de Robótica Móvel. Universidade Federal de Santa Catarina: Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica, Florianópolis.
- Portal da Saúde, 2005. Portugal: Ministério da Saúde. Disponível em: <<http://www.portaldasaude.pt/portal/conteudos/informacoes+uteis/reabilitacao/reabilitacao.htm>>. Acesso em: 12 abril 2010.
- Riechel, A., Bosscher, P., Lipkin, H., Ebert-Uphoff, I., 2004. Concept Paper: Cable-Driven Robots for Use in Hazardous Environments, Proc. 10th International Topical Meeting Robot Remote Systems Hazardous Environment, Gainesville, pp. 310-317.
- Rosati, G., Andreolli, M., Biondi, A., Gallina, P., 2007, “Performance of Cable Suspended Robots for Upper Limb Rehabilitation”, Proceedings of the 2007 IEEE 10th International Conference on Rehabilitation Robotics, Paper No.82, Noordwijk.
- Rosati, G., Gallina, P., Masiero, S., Rossi, A., 2005. Design of a New 5 D.O.F. Wire-Based Robot for Rehabilitation, Proceedings of the 2005 IEEE 9th International Conference on Rehabilitation Robotics, Chicago, USA.
- Shields, B.L., Main, J.A., Peterson, S.W., Strauss, A.M., 1997. An Anthropomorphic Hand Exoskeleton to Prevent Astronaut Hand Fatigue During Extravehicular Activities, *IEEE Trans. on Systems, Man, and Cybernetics - Part A: Systems and Humans*, Vol. 27, No. 5, pp. 668-673.

- Shim, 2004. Disponível <<http://www.bsu.edu/web/jkshim/handfinger/overview/overview.htm>>. Acesso em: 03 novembro 2009.
- Shim, J. K.; Lay, B. S.; Zatsiorsky, V. M.; Latash, M. L., 2004. Age-Related Changes in Finger Coordination in Static Prehension Tasks. *Journal of Applied Physiology*. 97: 213–224.
- Sobotta, J., 2006. *Atlas de anatomia humana*. 22.ed. 2 v. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan.
- Solino, J.L., Melo, M.F., Silva, D.H., Elias, N., 1990. Traumatismos da coluna vertebral. Avaliação de etiologia, incidência e frequência. *Rev Bras Ortop.*, 25(3):185-90.
- Shumway-Cook, A.; Woollacott, M.H., 2003. *Controle Motor: Teoria e Aplicações Práticas*. 2. ed. São Paulo: Manole.
- Surdilovic, D., Bernhardt, R., 2007. String-Man-Wire Robot for Gait Rehabilitation : Further Development and Testing, European Symposium, Berlin.
- Touch Bionics, 2008. Disponível em: <<http://www.touchbionics.com/i-LIMB>>. Acesso em: 10 janeiro 2010.
- Tsai, L. W., 1999. *Robot Analysis - The Mechanics of Serial and Parallel Manipulators*. Wiley & Sons, USA.
- Tubiana, R., 1981. *The Hand*. New York: W. B. Saunders Publishers.
- Tulińsk, J., Jasińska-Choromańska, D., 2009. Design of the exoskeleton as a rehabilitation system. *Proceedings in Applied Mathematics and Mechanics*, v.9, issue 1, p.175-176.
- VIPO, 2009. Valley Institute of Prosthetics and Orthotics, Inc. Disponível em: <<http://www.vipoinc.com/prosthetics-and-orthotics.html>>. Acesso em: 23 março 2011.
- Wang, J.; Li, J.; Zhang, Y.; Wang, S.; 2009. Design of an Exoskeleton for Index Finger Rehabilitation, *Proc. 31st IEEE EMBS Intl. Conf. of the Engineering in Medicine and Biology Society*, Minneapolis, MN, 5957-5960.
- Wege, A.; Hommel, G., 2005. "Development and control of a hand exoskeleton for rehabilitation of hand injuries". *IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems (IROS 2005)*, pp. 3046-3051.
- Wiker, S.F., Hershkowitz, E., Zik, J., 1989. Teleoperator Comfort and Psychometric Stability: Criteria for Limiting Master-Controller Forces of Operation and Feedback During Telemanipulation. *Proc. NASA Conference on Space Telerobotics*, Vol. I, Pasadena, CA, January/February, pp. 99-107.

- Worsnopp, T.T., Peshkin, M.A., Colgate, J.E. and Kamper, D.G., 2007. "An Actuated Finger Exoskeleton for Hand Rehabilitation Following Stroke", IEEE 10th International Conference on Rehabilitation Robotics, pp. 896-901.
- Wu, J. Z.; Dong, R. G.; Mcdowell, T. W. Welcome, D. E., 2009. Modeling the Finger Joint Moments in a Hand at the Maximal Isometric Grip: The Effects of Friction. *Medical Engineering and Physics*. v. 31, issue 10, p. 1214-1218.

APÊNDICE A

Considerações sobre Modificações no Projeto do Sistema para o Processo de Reabilitação

As considerações apresentadas a seguir têm como objetivo garantir a segurança e o conforto do paciente, evitando que ele sinta dor durante o processo de reabilitação.

No processo de reabilitação deve-se estar atento para as reações do paciente quanto à dor porque, algumas vezes, esta sensação de dor permitirá definir os limites de movimentação e de aplicação de forças nas falanges.

O terapeuta pode utilizar o próprio exoesqueleto para verificar os limites de movimentação e carga a serem aplicados para a reabilitação. Para isso, após a fixação do exoesqueleto à mão do paciente, o terapeuta deve efetuar a movimentação de cada falange partindo de uma pressão de trabalho reduzida, por exemplo 0,5 bar, o que produz um momento máximo na MCF de 0,06 N m, representando 3,7% da CVM para flexão, Tab. 3.4, e com baixa velocidade de atuação (usando pequena vazão de ar nos cilindros). Desta forma, é possível obter a movimentação das falanges de forma lenta e com baixo esforço, até verificar o limite de movimentação de cada falange.

O exoesqueleto apresentado no Capítulo IV será construído para a realização de testes experimentais que, inicialmente, serão realizados com um boneco antropomórfico e antropométrico de madeira, relativo a um homem de 1,80 m de altura, para análise do comportamento mecânico do exoesqueleto.

No entanto, para aplicação à mão humana deve-se analisar criteriosamente alguns fatores, visto que o boneco não sente dor e não apresenta problemas de circulação sanguínea periférica.

A primeira consideração está relacionada com a sela utilizada para a fixação do exoesqueleto sobre as falanges. A sela apresentada no Capítulo IV tem a grande vantagem de permitir uma boa fixação nas falanges, garantindo a perfeita movimentação do exoesqueleto. Entretanto, ela apresenta as seguintes desvantagens: é larga (24 mm), dificultando a movimentação livre e natural da falange proximal de dedos vizinhos, e não é adequada para diversas larguras de falange, mesmo sendo almofadada internamente.

Esta sela pode ser alterada com a eliminação das abas laterais e fazendo-se um apoio com formato semelhante à parte superior da falange, conforme apresentado na Fig. A.1.

Embora esta fixação permita liberar as laterais assim como ser utilizada para diversas larguras de falanges, é necessário imprimir grande pressão no velcro para que a fixação seja adequada, ou seja, impeça a movimentação do exoesqueleto sobre o dedo. Uma grande pressão do velcro pode comprometer a circulação periférica nas falanges. Uma alternativa seria utilizar uma forração adequada que não permitisse o deslizamento do exoesqueleto.

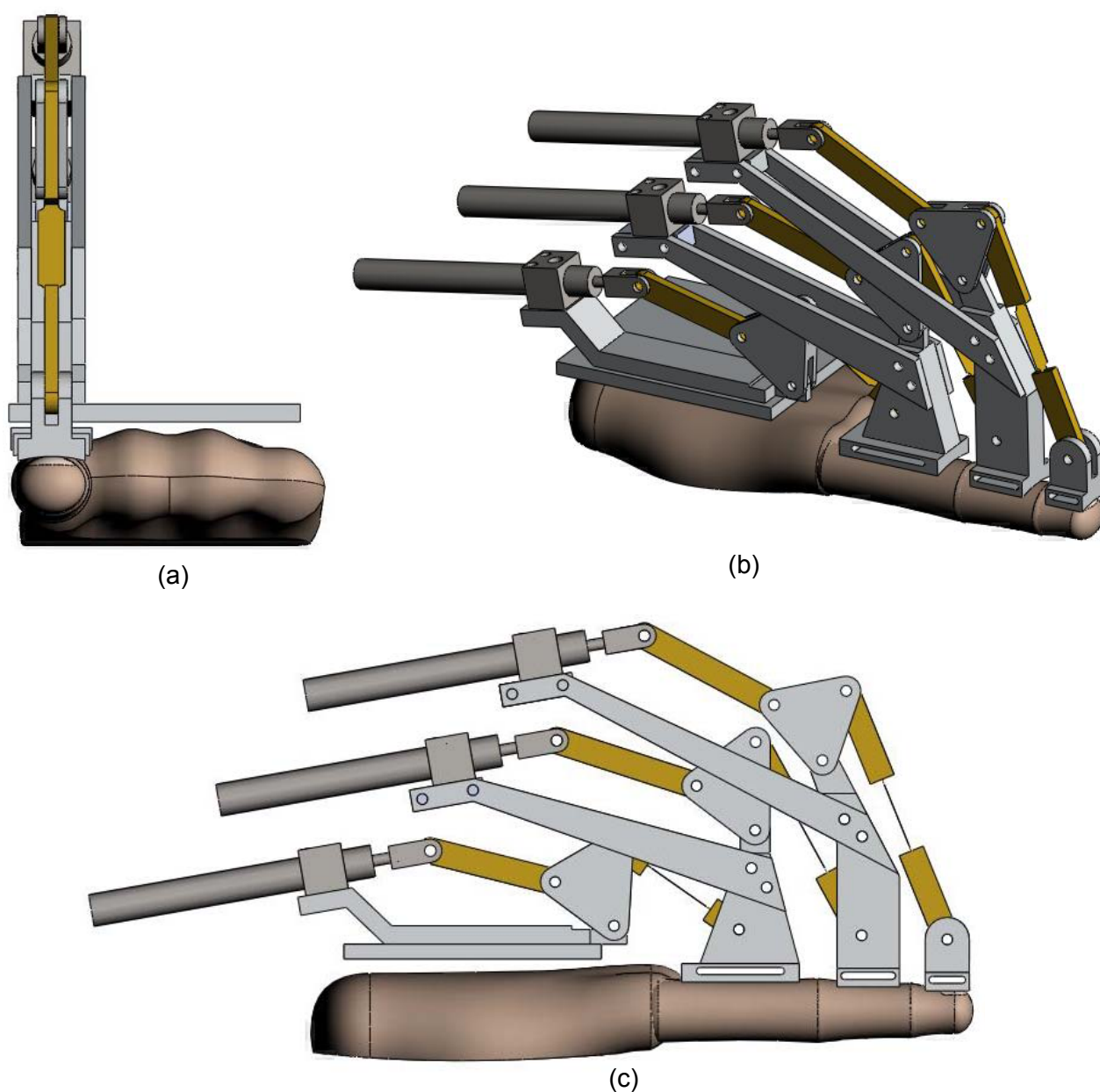


Figura A.1. Apoio do exoesqueleto sobre as falanges sem a utilização de abas: a) vista frontal, b) vista inclinada e c) vista lateral.

Caso o exoesqueleto se desloque durante sua operação, pode provocar movimentos e esforços indesejáveis para a reabilitação. Então, deve-se elaborar procedimentos experimentais de forma a definir a estrutura mais adequada da fixação do exoesqueleto sobre as falanges.

A segunda consideração está relacionada com a movimentação dos dedos: quando a mão se fecha cada dedo é naturalmente direcionado para o escafoide. Assim, é necessário que o terapeuta possa definir o plano de movimentação do dedo para evitar desconforto e/ou dor no paciente. Testes devem ser realizados para análise deste movimento de forma que, no movimento de adução/abdução na articulação MCF, possa ser previsto um sistema que permita esse movimento.

No exoesqueleto proposto, está em análise a utilização de um sistema mecânico tipo mola-amortecedor que, neste caso, a mola deve garantir o retorno do mecanismo de um dedo para a posição inicial e o amortecedor garante a suavidade do movimento lateral.

A última consideração é relativa ao peso total do exoesqueleto. Considerando que o mecanismo de movimentação de um dedo tem aproximadamente 300 gramas (excluindo a placa sobre o dorso da mão), e considerando também que ele seja igual para os demais dedos e não incluindo o polegar, tem-se um total de 1250 gramas. Esta massa, para diversos pacientes, pode ser considerada como excessiva para um processo de reabilitação do movimento dos dedos. Então, neste caso, é necessário complementar o exoesqueleto com a sua conexão em uma tala para fixação ao antebraço, permitindo a distribuição da carga. Esta tala deve permitir o ajuste da posição do punho/mão.