

WILGO MOREIRA NUNES

**DESENVOLVIMENTO DE UMA ESTRUTURA
ROBÓTICA ATUADA POR CABOS PARA
REABILITAÇÃO/RECUPERAÇÃO DOS
MOVIMENTOS DO OMBRO HUMANO**



**UNIVERSIDADE FEDERAL DE UBERLÂNDIA
FACULDADE DE ENGENHARIA MECÂNICA
2012**

WILGO MOREIRA NUNES

**DESENVOLVIMENTO DE UMA ESTRUTURA
ROBÓTICA ATUADA POR CABOS PARA
REABILITAÇÃO/RECUPERAÇÃO DOS
MOVIMENTOS DO OMBRO HUMANO**

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
Co-orientador: Prof. Dr. Rogério Sales Gonçalves

UBERLÂNDIA – MG
2012

FICHA CATALOGRÁFICA

N972d Nunes, Wilgo Moreira, 1985-
2012 Desenvolvimento de uma estrutura robótica atuada por cabos para reabilitação/recuperação dos movimentos do ombro humano / Wilgo Moreira Nunes. - 2012.
132 f.:il.
Orientador: João Carlos Mendes Carvalho.
Coorientador: Rogério Sales Gonçalves
Dissertação (mestrado) – Universidade Federal de Uberlândia,
Programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica.
Inclui bibliografia.
1. Engenharia mecânica - Teses. 2. Robótica - Teses. 3. Ombro - Teses.
4. Reabilitação - Teses. I. Carvalho, João Carlos Mendes. II. Gonçalves, Rogério Sales.
III. Universidade Federal de Uberlândia. Programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica. IV. Título.

CDU: 621

AGRADECIMENTOS

À Deus.

À minha família.

À Universidade Federal de Uberlândia e à Faculdade de Engenharia Mecânica pela oportunidade de realizar este Curso.

Aos colegas do laboratório.

À CAPES pelo apoio financeiro.

Ao CNPq (processo 471968/2009-9) pelo apoio financeiro.

NUNES, W. M. **Desenvolvimento de uma Estrutura Robótica atuada por Cabos para Reabilitação/Recuperação dos Movimentos do Ombro.** 2012. 132f. Dissertação de Mestrado, Universidade Federal de Uberlândia, Uberlândia.

Resumo

Os robôs tem sido muitos utilizados em várias áreas, não somente nas indústrias. Estudos com robôs aplicados na reabilitação humana são desenvolvidos visando um maior bem estar ao paciente, para estas tarefas estes podem ser mais eficientes na realização destes exercícios do que os humanos, por poderem, geralmente, gravar informações como posição, trajetória, força, velocidade e explorar o desempenho do motor durante os movimentos para guiar o membro do paciente. As estruturas paralelas atuadas por cabos têm atraído a atenção dos pesquisadores por causa de uma série de benefícios que os tornam adequados para fins de reabilitação como: espaço de trabalho maior que as estruturas paralelas convencionais e que podem ser adaptados a diferentes pacientes e terapias; estrutura mecânica de fácil montagem e desmontagem; podem ser transportados e a principal vantagem é a aceitação do paciente já adaptado a terapias que utilizam cordas. Este trabalho visa construir uma estrutura robótica paralela atuada por cabos voltada para reabilitação do membro superior com ênfase no ombro. Para atingir o objetivo desta dissertação, primeiramente é realizado o estudo das estruturas robóticas existentes para reabilitação do membro superior. Após, é apresentado o membro superior com os seus principais movimentos e amplitudes. Na seqüência é apresentada a estrutura proposta e sua modelagem matemática. O estudo do espaço de trabalho da estrutura proposta é realizado em função dos movimentos do ombro humano. Finalmente, são apresentados o protótipo do CaMaReS (Cable Manipulator for Rehabilitation of Shoulder), simulações gráficas e numéricas e os testes experimentais realizados.

Palavras Chave: Robótica, Estruturas paralelas, Reabilitação humana, Ombro.

NUNES, W. M. **Development of Cable-based Parallel Manipulator for Rehabilitation/ Recovery of Shoulder Movements.** 2012. 132f. M.Sc. Dissertation, Universidade Federal de Uberlândia, Uberlândia.

Abstract

The robots have been used in many different areas, not only in industry. Studies with robots applied in human rehabilitation are developed to a greater well-being of the patient, for these tasks can be more efficient in performing these exercises than humans, because they can usually record information such as position, trajectory, power, speed and exploit the engine performance during movements to guide the limb of the patient. Thus, robots actuated by parallel cables have attracted researchers' attention because of a number of benefits that make them suitable for rehabilitation purposes as workspace larger than the conventional parallel structures that can be adapted to different patients and therapies; easy assembly and disassembly mechanical structure, can be transported, the main advantage is the acceptance of patients already adapted therapies using cables. Thus, this work aims to build a parallel robotic structure actuated by cables toward the upper limb rehabilitation with emphasis on the shoulder. To achieve the goal of this dissertation, it is first carried out the study of existing structures for robotic rehabilitation of upper limb. After the upper limb is presented with its main movements and amplitudes. Following is presented the proposed structure and its mathematical modeling. The study of the workspace of the proposed structure is performed in accordance with movements of the human shoulder. Finally, is presented the prototype of CaMaReS (Cable Manipulator for Rehabilitation of Shoulder), graphical and numerical simulations and experimental tests performed.

Keywords: Robotics, Cable parallel manipulator, Shoulder, Rehabilitation.

Lista de Figuras

Figura 1.1 - Robo Da Vinci®; (a) Console do Robô onde é feito o controle; (b) Robô que realiza a cirurgia; (c) Hack de imagem que processa a visualização em três dimensões; (d) Como é feita a cirurgia, visualização do cirurgião através do console; (e) Detalhes do joystick que o cirurgião opera	23
Figura 2.1 - (a) Robô industrial (antropomórfico) IRB 5400; (b) Robo FlexPicker.....	28
Figura 2.2 - Classificação das estruturas atuadas por cabos: a) totalmente restringida; b) sub-restringida.....	30
Figura 2.3 - Mecanismos “amplificadores” (a) Sistema com 1 grau de liberdade; (b) sistema com 3 graus de liberdade.....	32
Figura 2.4 - Dispositivo para reabilitação dos membros superiores. (a) Esquema do mecanismo; (b) Usuário utilizando-o.....	32
Figura 2.5 - ARM (<i>Assisted Rehabilitation and Measurement</i>).....	33
Figura 2.6 - Paciente utilizando-se o protótipo do MIME (<i>Mirror-Image Movement Enabler</i>).....	33
Figura 2.7 - Sistema robótico REHAROB.....	34
Figura 2.8 - Paciente usando o protótipo Gentle/s.....	34
Figura 2.9 - (a) Dispositivo HARMiS; (b) Detalhes do mecanismo usado para prender a mão do paciente.....	35
Figura 2.10 - Individuo utilizando o MGA.....	35
Figura 2.11 - Dampace sendo demonstrado. (a) modelo da estrutura; (b) um paciente utilizando-o juntamente com o ambiente virtual.....	36

Figura 2.12 - (a) IntelliArm; (b) dispositivo na mão de abrir e fechar; (c) Esquema dos movimentos feitos pelo IntelliArm.....	36
Figura 2.13 - (a) Visão lateral do EMAS II; (b) Pessoa utilizando o EMAS II para comer.....	37
Figura 2.14 - Robô para reabilitação MIT-Manus.....	38
Figura 2.15 - Esquema do SEGESTA	39
Figura 2.16 - (a) Protótipo do CALOWI; (b) CALOWI para ajudar pessoas para levantar/sentar; (c) Aplicação no membro superior; (d) Aplicação no membro inferior.....	40
Figura 2.17 - Protótipo do STRING-MAN.....	40
Figura 2.18 - a) Protótipo NeReBot; b) NeReBot em um ambiente hospitalar; c) O paciente deitado fazendo exercícios; d) Protótipo do MariBot.....	41
Figura 2.19 - Dispositivo CDHD ('cable driven haptic device').....	42
Figura 2.20 - (a) Estrutura que o Sophia foi baseado, FeRiBa3; (b) Sophia-4 com os quatros cabos; (c) Sophia-3 com os três cabos.....	43
Figura 2.21 - Estrutura do MACARM.....	43
Figura 2.22 - Sistema de compensação de gravidade 'Freebal' combinado com o jogo de reabilitação 'FurballHunt' na tela da mesa.....	44
Figura 2.23 - Fluxograma dos procedimentos a serem tomados para implementação de robôs com estrutura paralela atuada por cabos.....	45
Figura 3.1 - (a) Segmentos do membro superior; (b) Articulação do ombro.....	48
Figura 3.2 - (a) Complexo cotovelo; (b) Mão.....	48
Figura 3.3 - (a) Representação dos eixos (1) Eixo transverso,	

(2) eixo ântero-posterior, (3) eixo vertical e eixo longitudinal (tracejado); (b) Representação dos planos (A) Plano sagital, (B) plano frontal, (C) plano horizontal.....	49
Figura 3.4 - (a) Extensão em sua amplitude máxima; (b) Flexão a 90º(amplitude máxima de 180ºindicada).....	50
Figura 3.5 - Movimento de adução associado a (a) extensão e a (b) flexão.....	50
Figura 3.6 - A abdução, (a) partindo da posição anatômica e (b, c, d) passando por suas três Fases.....	51
Figura 3.7 - (a) posição anatômica horizontal, (b) flexão horizontal, (c) extensão horizontal.....	51
Figura 3.8 - (a) posição de referência associada a uma rotação medial de 30º, (b) rotação lateral, (c) rotação interna máxima associada à extensão.....	52
Figura 3.9 - Movimentos de exploração global do ombro. (a) Pentear-se; (b) vestir uma Camisa.....	53
Figura 3.10 - (a) Posição de referência para flexão-extensão, (b) máxima flexão a 145º.....	54
Figura 3.11 - (a) Supinação a 90º, (b) posição de referência, (c) pronação a 85º.....	55
Figura 3.12 - Exemplo de um movimento de exploração global do cotovelo.....	55
Figura 3.13 - Plano frontal (AA'), plano sagital (BB').....	56
Figura 3.14 - (a) Flexão a 85º, (b) posição anatômica a 0º, (c) extensão a 85º.....	57
Figura 3.15 - (a) abdução ou desvio radial a 15º, (b) posição anatômica, (c) adução ou desvio ulnar, convencionalmente a 45º.....	57
Figura 3.16 - A circundução do punho.....	58

Figura 4.1 - Manipulador incompleto de cinemática restrita.....	64
Figura 4.2 - Manipulador de completo de cinemática restrita.....	64
Figura 4.3 - Manipulador atuado redundante.....	64
Figura 4.4 - a) Estrutura 1T ; b) Estrutura 2T ; c) Estrutura 1R2T ; d) Estrutura 3T ; e) Estrutura 2R3T ; b) Estrutura 3R3T.....	66
Figura 4.5 – Classificação quanto ao número de pontos de ligação dos cabos. (a) Estrutura 4 - 2; (b) Estrutura 4 – 4.....	66
Figura 4.6 - Parâmetros do modelo geométrico inverso.....	67
Figura 4.7 - Esquema do protótipo da estrutura.....	69
Figura 4.8 - (a) Parâmetros da estrutura paralela 4-2; (b) Esquema da estrutura paralela 4-2.....	70
Figura 4.9 - (a) Dimensões e posição do centro de gravidade (C.G.) da tala e membro superior; (b) Pontos na tala.....	72
Figura 4.10 - Esquema do modelo para analisar as força envolvidas na estrutura atuada por cabos proposta.....	74
Figura 4.11 - Representação da tala na posição inicial. (a) Vista frontal; (b) Vista lateral.....	75
Figura 5.1 - Movimento de circundução do ombro.....	81
Figura 5.2 - Espaço de trabalho inicial. (a) e (b) Vista tridimensional; (c) Vista de topo.....	82
Figura 5.3 - Algoritmo para determinar o espaço de trabalho estaticamente alcançável.....	83

Figura 5.4 - (a) Tala na posição inicial 0°; (b) Abdução de 45°, (c) Abdução de 120°; (d) Espaço de trabalho.....	85
Figura 5.5 - (a) Tala na posição inicial 0°; (b) Flexão vertical 100° (c) Extensão vertical 50°, (d) Espaço de trabalho.....	85
Figura 5.6 - (a) Tala na posição inicial 90°; (b) Flexão horizontal -50° (c) Extensão horizontal 50°, (d) Espaço de trabalho.....	86
Figura 5.7 - (a) Tala na posição inicial 0°; (b) rotação em Z de 50°, (c) rotação em Z de - 50°, (d) Espaço de trabalho.....	86
Figura 5.8 - (a) Tala na posição inicial 0°; (b) Rotação em X (45 °) e y (50°); (c) Rotação em X (45 °) e Y (-50°); (d) Espaço de trabalho.....	87
Figura 5.9 - (a) Espaço de Trabalho com $\theta_2 = -50^\circ$ (rotação Z) constante; (b) Espaço de Trabalho com $\theta_2 = 0^\circ$ (rotação Z) constante; (c) Espaço de Trabalho com $\theta_2 = 50^\circ$ (rotação Z) constante.....	88
Figura 5.10 - (a) Espaço de trabalho combinado com valores de θ_2 ; (b) Gráfico com vários ângulos θ_2 e seus respectivos pontos no espaço de trabalho.....	89
Figura 6.1 - (a) e (b) Esquema da estrutura proposta; (c) e (d) Protótipo CaMaReS; (e) Módulo de tração.....	92
Figura 6.2 - Projeto da Tala (plataforma móvel).....	93
Figura 6.3 - Seqüência do movimento de abdução.....	95
Figura 6.4 - Gráficos para o movimento de abdução de 0° a 90°.....	95
Figura 6.5 - Seqüência do movimento de flexão.....	96

Figura 6.6 - Gráficos para o movimento de flexão-extensão vertical de -100° a 50°.....	97
Figura 6.7 - Seqüência do movimento de flexão horizontal.....	98
Figura 6.8 - Gráficos para o movimento de flexão-extensão horizontal de -50° a 50°.....	98
Figura 6.9 - Teste experimental abdução.....	99
Figura 7.1 - Esquema de interpolação por spline no espaço das articulações.....	102
Figura 7.2 - Diagrama de blocos do sistema de controle.....	104
Figura 7.3 - Controle do comprimento do cabo 1.....	105
Figura All.1 - Dois sistemas coordenados de referência com um vetor \vec{p}	123
Figura All.2 - Rotação em torno do eixo x_0	127
Figura All.3 - Rotação em torno do eixo y_0	128
Figura All.4 - Rotação em torno do eixo z_0	129
Figura All.5 - Translação do sistema de referência.....	131

Lista de tabelas

Tabela 3.1 - Valores do comprimento do braço de acordo com a norma DIN 33402 de 1981	59
Tabela 3.2 - Valores do comprimento do braço de acordo com um levantamento brasileiro	60
Tabela 3.3 - Valores das proporções dos segmentos do corpo humano.....	60
Tabela 5.1 - Parâmetros utilizados para o traçado do espaço de trabalho inicial.....	82
Tabela 5.2 - Parâmetros utilizados nas simulações.....	84
Tabela 5.3 - Parâmetros utilizados nas simulações.....	84
Tabela 6.1 - Parâmetros da estrutura.....	94
Tabela 6.2 - Parâmetros da estrutura.....	94
Tabela I.1 - Trabalhos com estruturas robóticas para aplicações médicas	119

Lista de símbolos

- m número de cabos
- n número de graus de liberdade do sistema
- \vec{p}_i vetor posição do ponto P_i com componentes X_i , Y_i e Z_i em relação ao referencial fixo
- \vec{v}_i vetor posição do ponto V_i com componentes x_i , y_i e z_i em relação ao referencial móvel
- \vec{c}_i vetor posição do centro de gravidade, origem do referencial móvel em relação ao referencial fixo
- $[Q]$ matriz de rotação entre o referencial móvel e o referencial fixo
- \vec{p} vetor entre os pontos P_i e V_i . O módulo desse vetor corresponde ao comprimento do cabo
- b primeira coluna da matriz de rotação $[Q]$
- o segunda coluna da matriz de rotação $[Q]$
- a terceira coluna da matriz de rotação $[Q]$
- F módulo da força
- $\hat{\rho}_i$ vetor unitário para cada cabo
- \vec{P}_{eso} peso total (membro superior mais tala)

\vec{M}_g	momento das forças em relação ao centro de gravidade
\vec{W}	vetor com os valores de forças e momentos aplicados ao sistema
$[J]$	matriz Jacobiana
\vec{R}	vetor reação no ombro
M	massa do sistema
\vec{a}_g	aceleração da gravidade
I	momento de inércia da plataforma
\vec{w}	velocidade angular
β	arco tangente
δ	arco tangente
μ	arco tangente
σ	tensão do cabo
E	modulo de elasticidade
ε	deformação do cabo
ΔL	variação do comprimento do cabo
L	comprimento do cabo
θ_0	ângulo de rotação em torno do eixo x

θ_1 ângulo de rotação em torno do eixo y

θ_2 ângulo de rotação em torno do eixo z

ρ_{\max} comprimento máximo do cabo

F_{\max} força máxima no cabo

F_{\min} força mínima no cabo

Sumário

CAPÍTULO I – INTRODUÇÃO.....	21
CAPÍTULO II - REVISÃO BIBLIOGRÁFICA – ESTRUTURAS ROBÓTICAS APLICADAS À REABILITAÇÃO DO MEMBRO SUPERIOR.....	27
2.1 Introdução.....	27
2.2 Equipamentos robóticos aplicados na medicina.....	31
2.2.1 Estruturas robóticas seriais aplicadas na reabilitação do membro Superior.....	31
2.2.2 Estrutura robótica paralela aplicada na reabilitação.....	37
2.2.3 Estruturas robóticas paralelas atuadas por cabos aplicados na Medicina.....	38
2.3 Requisitos médicos para utilizar estruturas com cabos.....	44
2.4 Conclusões.....	45
CAPÍTULO III - MOVIMENTOS DO MEMBRO SUPERIOR.....	47
3.1 Introdução.....	47
3.2. Esquema dos ossos dos membros superiores.....	47
3.3 Ombro.....	48
3.3.1 Flexão-extensão e a adução.....	49
3.3.2 A abdução.....	51
3.3.3 Flexão-extensão horizontal.....	51
3.3.4 Rotação no eixo longitudinal.....	52
3.3.5 Circundução.....	52
3.3.6 Movimentos de exploração global.....	52
3.4 Cotovelo.....	53
3.4.1 Flexão-extensão.....	53
3.4.2 Pronação-supinação.....	54
3.4.3 Movimentos de exploração global.....	55
3.5 Punho.....	56

3.5.1 Flexão-extensão.....	56
3.5.2 Abdução-adução.....	57
3.5.3 Circundução do punho.....	58
3.5.4 Movimentos de exploração global.....	58
3.6 Dimensões e massas do membro superior.....	59
3.7 Conclusões.....	61
 CAPÍTULO IV – PROPOSIÇÃO DE UMA ESTRUTURA PARALELA ATUADA POR CABOS PARA REABILITAÇÃO DOS MOVIMENTOS DO OMBRO HUMANO.....63	
4.1 Classificação das estruturas paralelas atuadas por cabos.....	63
4.2 Modelagem geométrica.....	67
4.3 Modelagem geométrica de um mecanismo tridimensional atuado por cabos.....	67
4.4 Estrutura Robótica 4-2 para Reabilitação dos Movimentos do Ombro.....	68
4.5 Modelagem da tala.....	72
4.6 Modelagem estática.....	73
4.7 Elasticidade dos cabos.....	76
4.8 Conclusões.....	77
 CAPÍTULO V – ESPAÇO DE TRABALHO DA ESTRUTURA PROPOSTA.....79	
5.1 Introdução.....	79
5.2 Espaço de trabalho para os movimentos do ombro aplicados a Reabilitação.....	84
5.3 Espaço de trabalho para os limites do movimento do ombro.....	87
5.4 Conclusões.....	89
 CAPÍTULO VI - CAMARES (CABLE MANIPULATOR FOR REHABILITATION OF SHOULDER).....91	
6.1 CaMaReS.....	91
6.2 Simulações Gráficas e Numéricas do CaMaReS.....	93
6.2.1 Abdução do Ombro.....	94

6.2.2 Flexão-extensão.....	96
6.2.3 Flexão-extensão horizontal.....	97
6.3 Testes experimentais.....	99
6.4 Conclusões.....	100
 CAPÍTULO VII - CONTROLE DA ESTRUTURA PROPOSTA.....	 101
 7.1 Introdução.....	101
7.2 Planejamento da trajetória.....	102
7.3 Sistema de controle da estrutura CaMaReS.....	103
7.4 Teste experimental.....	104
7.5 Conclusões.....	105
 CAPÍTULO VIII – CONCLUSÕES.....	 107
8.1 Conclusões.....	107
8.2 Sugestões de Temas para Pesquisas Futuras.....	109
 CAPÍTULO X – REFERÊNCIAS BIBLIOGRAFICAS.....	 111
 ANEXO I.....	 119
 ANEXO II.....	 123
II.1 Transformações de coordenadas de referências com rotação.....	123
II.2 Transformações de coordenadas de referências com rotação e translação.....	130
II.3 Matriz de passagem homogênea.....	132

CAPÍTULO I

INTRODUÇÃO

Os robôs existentes atualmente para aplicações médicas são dispositivos controlados remotamente que reproduzem os movimentos humanos. Estes, aliados aos recursos de vídeo-endoscopia e à realidade virtual estão começando a auxiliar cirurgiões de todo o mundo a realizar tarefas tais, como cirurgias de revascularização do miocárdio, de reparos de válvulas cardíacas e neurocirurgias estereotoráxicas.

Segundo o médico cirurgião americano Vipul Patel, que realizou o maior número de cirurgias robóticas no mundo; mais de 2500 operações de câncer de próstata e de rim, as aplicações mais comuns da cirurgia robótica são: na urologia, especialmente para combater câncer de próstata e de rim; o uso ginecológico tem se tornado cada vez mais comum, especialmente em cirurgias de extração de tumores no útero ou para a reversão de laqueaduras e até mesmo em procedimentos delicados como a realização de pontes de safena. (O Estado de São Paulo digital, 28-11-2008)

As principais vantagens da cirurgia robótica são: é minimamente invasiva, denominada laparoscopia, onde são feitas pequenas incisões na pele e colocados instrumentos e câmeras dentro do paciente através dos orifícios; é muito 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; do ponto de vista médico, a visão 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 médico 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 doentes. Além do mais, os robôs não apresentam fadiga muscular ou tremores podendo manipular instrumentos cirúrgicos muito 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, como por exemplo, operando um astronauta na estação espacial internacional. Desta forma, para o paciente o benefício é óbvio: pequenas incisões significam menos dor, menos sangramento, menor trauma cirúrgico e recuperação mais rápida (<http://www.einstein.br/pagina-einstein/Paginas/robotica-em-cirurgia-toracica.aspx> - acessado: 16/11/2011).

Uma desvantagem do uso de um equipamento robótico é que este não fornece a sensibilidade sobre a resistência que o tecido oferece ou a força que deve imprimir para dar um ponto, por exemplo, mas isto é minimizado devido à melhora da visão que compensa com muita vantagem a perda do tato tendo-se um controle muito maior sobre o que acontece com o paciente.

A grande desvantagem da cirurgia robótica é que esta é mais cara do que a convencional, por exemplo, uma cirurgia de prostatectomia custa R\$ 25 mil, quase o dobro de uma operação convencional.

Um exemplo desse tipo de robô é mostrado na Fig. 1.1, o robô Da Vinci®, que consiste em um aparelho criado com verbas do exército americano para realizar cirurgias à distância e atualmente é aplicado na medicina cotidiana. Este é utilizado em urologia, cirurgia do aparelho digestivo, ginecologia, cirurgia de cabeça e pescoço, tórax e cardíaca. O cirurgião realiza a cirurgia através de um console, visualizando as imagens em três dimensões e com as mãos operando os controles. (CIRURGIA ROBOTICA, 2011).



Figura 1.1 – Robo Da Vinci®; (a) Console do Robô onde é feito o controle; (b) Robô que realiza a cirurgia; (c) Hack de imagem que processa a visualização em três dimensões; (d) Como é feita a cirurgia, visualização do cirurgião através do console; (e) Detalhes do joystick que o cirurgião opera (CIRURGIA ROBOTICA, 2011).

Outro campo de aplicação da robótica na medicina é na reabilitação de pacientes com perda de movimentos.

A medicina física e de reabilitação pretende tratar ou atenuar as incapacidades causadas por doenças crônicas, seqüelas neurológicas ou lesões derivadas da gestação e do parto, acidentes de trânsito e de trabalho. A reabilitação é um processo orientado para a recuperação física e psicológica da pessoa portadora de deficiência, tendo em vista a sua reintegração social.

A reabilitação teve grande impulso e desenvolvimento no século XX, sobretudo, no período posterior às grandes catástrofes mundiais, como foram as guerras, em função das lesões e seqüelas provocadas.

Outro fator é que a evolução tecnológica e as alterações nos estilos de vida têm levado ao surgimento de um elevado número de vítimas de acidentes de trânsito, de trabalho e de doenças cardiovasculares em uma faixa de pacientes cada vez mais jovem e em fase produtiva.

O processo de reabilitação envolve: o diagnóstico e definição das diferentes patologias e incapacidades; definição do prognóstico e avaliação do potencial de reabilitação; planejamento e prescrição do tratamento; coadjuvação e apoio das diferentes ações médico-cirúrgicas; facilitação e estímulo dos processos de recuperação e regeneração natural; e, finalmente, o estímulo, maximização e compensação das capacidades residuais (<http://estarvivoeviver.wordpress.com/> acessado: 16/11/2011).

Desta forma, no processo de reabilitação as estruturas robóticas podem atuar na 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. Estas etapas do processo muitas vezes envolvem movimentos repetitivos que devem ser executados diversas vezes e em várias amplitudes pelos profissionais envolvidos na reabilitação.

Desta forma, esta dissertação tem como motivação o desenvolvimento de um equipamento robótico atuado por cabos que seja utilizado para reabilitação/recuperação dos movimentos do ombro humano. O uso de cabos é devido ao fato dos pacientes já estarem adaptados às terapias que utilizam cordas.

A estrutura do ombro humano é formada por um complexo de vinte músculos, três articulações ósseas e três superfícies móveis (articulações funcionais) (BELLIA, 1996). A maior mobilidade entre todas as articulações do corpo é encontrada no ombro. A articulação do ombro realiza os movimentos cinesiológicos de flexão e extensão, abdução e adução, adução e abdução horizontal, rotação medial e lateral. Desta forma, o equipamento desenvolvido nesta dissertação deve permitir a simulação dos movimentos do ombro possibilitando a alteração dos limites de movimentação e a variação da velocidade dos exercícios de reabilitação/recuperação.

O desenvolvimento deste dispositivo robótico tem como justificativas o número de pessoas com problemas nos ombros. Estes problemas têm como principais causas o AVC (acidente vascular cerebral), poliomielite, artrose, recuperação de acidentes, além de poder ser aplicado em movimentos fisioterápicos de recuperação, em atletas olímpicos, paraolímpicos e possivelmente em treinamento de força dinâmica.

Para atingir os seus objetivos, esta dissertação foi dividida em oito Capítulos, assim distribuídos:

O Capítulo I descreve a motivação e finalidade desta dissertação.

No Capítulo II é apresentada uma revisão das estruturas robóticas na área de saúde, voltadas para reabilitação do membro superior.

O Capítulo III apresenta os movimentos do membro superior.

A estrutura robótica proposta nesta dissertação, com sua modelagem matemática, é apresentada no Capítulo IV.

O Capítulo V apresenta o estudo do espaço de trabalho da estrutura proposta.

O Capítulo VI apresenta o protótipo com os movimentos e resultados obtidos nas simulações gráficas, numéricas e testes experimentais.

Já no Capítulo VII é apresentado de forma simplificada o controle da estrutura; e finalmente, no Capítulo VIII são apresentadas as conclusões do trabalho.

CAPÍTULO II

REVISÃO BIBLIOGRÁFICA – ESTRUTURAS ROBÓTICAS APLICADAS À REABILITAÇÃO DO MEMBRO SUPERIOR

Este Capítulo apresenta os dispositivos robóticos existentes para reabilitação do membro superior. Para um melhor entendimento das estruturas robóticas existentes primeiramente são apresentadas as estruturas robóticas seriais, paralelas e paralelas atuadas por cabos.

2.1 Introdução

As estruturas seriais, muito utilizadas em robôs manipuladores, têm sido construídas a partir de uma arquitetura antropomórfica, semelhante ao braço humano, Fig. 2.1(a), que têm sido estudadas e desenvolvidas principalmente para o uso industrial. A aplicação das estruturas seriais aos robôs manipuladores se deve, em parte, à idéia inicial de que o robô seria um sistema mecânico capaz de realizar os mesmos tipos de tarefas que o homem e com a mesma habilidade. Entretanto, viu-se, após inúmeras pesquisas e aplicações práticas, que o sonho de se construir uma máquina robótica semelhante ao homem e com a mesma habilidade não seria uma tarefa evidente. Podem-se enumerar diversos elementos que justificam esta dificuldade. No entanto, dois tipos de problemas são imperativos. Um deles está relacionado com a forma de controle: o comando do robô controla ângulos (articulações de rotação) para a execução de trajetórias e tarefas planejadas utilizando-se de coordenadas cartesianas (ou outras associadas a elas).

O modelo matemático consiste, então, em um sistema não linear com funções

acopladas tornando difícil sua solução em tempo real. Isto faz com que a grande maioria dos sistemas de comando utilize o controle do tipo ponto-a-ponto, onde o elemento terminal, que porta a ferramenta, descreve uma trajetória discretizada, partindo de cada ponto com velocidade nula e atingindo o ponto consecutivo também com velocidade nula (alguns sistemas têm utilizados trajetórias do tipo splines de forma a evitar as paradas intermediárias ponto-a-ponto). O segundo problema está relacionado com a inércia: partindo-se do elemento terminal, cada acionador deve suportar não só a carga manipulada, mas também o peso da estrutura e do acionador consecutivo. Isto faz com que a estrutura seja reforçada para evitar as flexibilidades e sustentar todo o peso do sistema. Desta forma, obtém-se uma estrutura extremamente pesada para manipular cargas relativamente pequenas. Tal construção compromete não só a eficiência massiva do robô como também cria problemas relativos à inércia, ou seja, impede a estrutura de operar a altas velocidades e altas taxas de aceleração, pois, poderiam criar vibrações indesejadas na estrutura e no posto de trabalho, comprometendo desta forma a precisão.



Figura 2.1- (a) Robô industrial (antropomórfico) IRB 5400 (ABB, 2011); (b) Robô FlexPicker (ABB, 2011)

Vários trabalhos de pesquisa têm sido realizados de forma a procurar soluções para estes tipos de problemas. Uma delas consiste em utilizar mecanismos articulados de cadeia fechada ao invés das cadeias cinemáticas seriais. Esta arquitetura tem sido denominada “arquitetura paralela”, ou “estrutura paralela”, pela aparente configuração de paralelismo entre os elementos estruturais do mecanismo articulado, Fig. 2.1(b), e também em oposição às estruturas seriais.

A configuração típica das estruturas paralelas consiste em uma cadeia cinemática fechada onde os segmentos (ou conjunto de segmentos articulados) unem, simultaneamente, a base ao elemento terminal (plataforma móvel). Sendo que, em várias formas construtivas, os acionadores podem ser instalados em uma base fixa, tornando-a mais leve, sem componentes de transmissão mecânica de movimento tais como correntes, correias, entre outros. Estas arquiteturas despertam grande interesse porque podem apresentar rigidez aliada à acuracidade e podem possuir capacidade de carga maior que as tradicionais arquiteturas seriais. Além disso, podem operar a grandes velocidades sem apresentar os mesmos níveis de problemas inerciais que as arquiteturas seriais (TAVOLIERI; CECCARELLI, 2008). Como exemplo de aplicação destas estruturas, pode-se citar: manipuladores e micro manipuladores (com resolução da ordem de $0.1\mu\text{m}$), simuladores de movimento, simuladores de terremoto, simuladores de vôo, punhos, sensores de força, centros de usinagem e brinquedos. A Fig. 2.1(b) apresenta um exemplo comercial de estrutura paralela.

Os robôs podem ser definidos também como híbridos, ou seja, combinação das arquiteturas seriais e paralelas.

A grande desvantagem das estruturas paralelas clássicas é seu espaço de trabalho limitado, principalmente pela limitação do curso dos atuadores lineares e pela possibilidade de colisões entre os segmentos (HILLER, 2008). Desta forma, em 1985 foi proposta por Landsberger e Sheridan a substituição dos atuadores lineares e ou segmentos por cabos (tendões, fios) nas plataformas de Stewart.

As estruturas robóticas paralelas atuadas por cabos são sistemas robóticos compostos por uma plataforma móvel (elemento terminal) ligada por múltiplos cabos que podem se estender ou retrair a uma base fixa, Fig. 2.2.

Uma estrutura robótica paralela atuada por cabos pode mover o elemento terminal pela mudança de comprimento dos cabos enquanto previne-se que qualquer cabo torne-se frouxo. Desta forma a plataforma móvel pode apenas puxar o elemento terminal, mas não empurrá-lo. Além disso, a tensão deve ser limitada para evitar forças excessivas o que pode causar deformações ou falhas nos cabos (HILLER, 2009).

Estas estruturas possuem como vantagens, quando comparadas com as estruturas paralelas tradicionais, um espaço de trabalho maior, poucas peças móveis e massas pequenas em movimento. Estas características as tornam viáveis para aplicações que requerem altas velocidades e acelerações (MELCHIORRI, 2005). Outras características são: elevada taxa peso manipulado/peso da estrutura, transportabilidade; construção econômica e modular permitindo a re-configuração da estrutura pela modificação da posição dos pontos de conexões dos cabos e/ou dos atuadores (MERLET, 2004). O sistema mecânico é

simples e de fácil fabricação e de custo baixo comparado com as estruturas seriais e paralelas tradicionais (BARRETTE; GOSSELIN, 2005), (MERLET, 2004) e (RIECHEL et al., 2004).

As principais desvantagens dos manipuladores paralelos de cabos são devidas à natureza dos cabos. A principal desvantagem é a possibilidade de colisões entre os cabos, entre os cabos e a carga e entre o elemento terminal e a base fixa. Estas colisões é um problema comum em sistemas tridimensionais redundantes, que podem ser evitados utilizando eficientes algoritmos de detecção de colisões (MERLET, 2004). Além disso, os cabos apenas podem puxar e não empurrar a plataforma móvel e, consequentemente, devem se manter tensionados enquanto o manipulador estiver operando.

Por causa das características físicas dos cabos, a análise do espaço de trabalho e seu projeto são diferentes daqueles das estruturas paralelas tradicionais.

Podem-se dividir os manipuladores atuados por cabos em: totalmente restringido (*fully-constrained*) e sub-restringidos (*underconstrained*), conforme Fig. 2.2. Estes são *fully-constrained* se a configuração do elemento terminal pode ser completamente determinada pela configuração dos cabos, Fig. 2.2(a). Para segunda classe a posição e orientação do elemento terminal não podem ser completamente definidas pela configuração dos cabos, e o efeito da gravidade deve ser considerado como sendo um cabo adicional o qual conecta o elemento terminal e o referencial fixo (plataforma fixa), Fig. 2.2(b), (CANNELLA E OTTAVIANO, 2008).

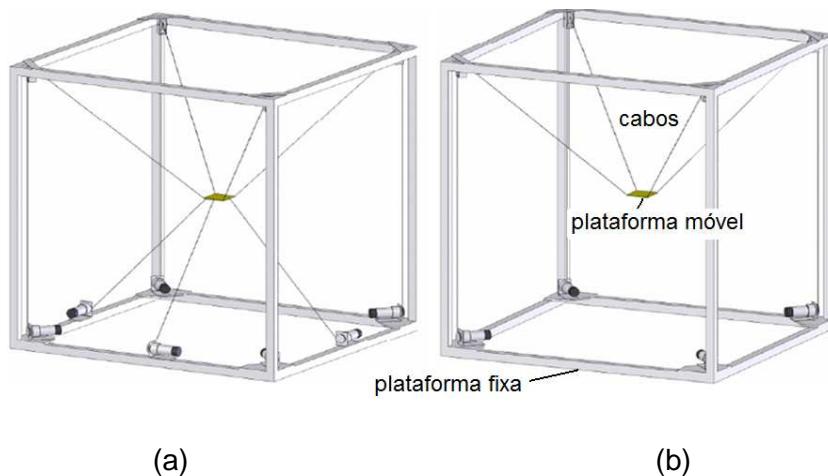


Figura 2.2 - Classificação das estruturas atuadas por cabos: a) totalmente restringida; b) sub-restringida (CANNELLA E OTTAVIANO, 2008).

2.2 Equipamentos robóticos aplicados na medicina

A ciência da reabilitação mostrou que na maioria dos casos em que se tem a repetição do movimento de um membro do corpo, o paciente é ajudado a ganhar novamente as funções deste membro.

Os robôs quando aplicado para essas tarefas podem ser mais eficientes em realizar esses exercícios do que humanos (CECCARELLI; ROMDHANE, 2010). Além disso, os sistemas com robôs podem estar acoplado a um simulador de realidade virtual que mostra os movimentos feitos pelo paciente, informando velocidade, tempo de exercício, médias e o trabalho mecânico feito. Tudo isso pode ser arquivado e depois comparado para verificar a evolução do paciente na terapia.

Diversos equipamentos robóticos têm sido desenvolvidos com aplicações específicas à medicina, podendo ser divididos em: próteses e roupas biônicas; robôs móveis aplicados à medicina; estruturas robóticas seriais aplicadas à medicina (englobando os exoesqueletos); estruturas robóticas paralelas e estruturas paralelas atuadas com cabos aplicadas à medicina.

Neste Capítulo são detalhadas as estruturas robóticas aplicadas à reabilitação do membro superior, excetuando-se a mão.

2.2.1 Estruturas robóticas seriais aplicadas na reabilitação do membro superior

Uma estrutura para reabilitação é considerada como sendo ativa quando o paciente precisa de sua força muscular para realizar a movimentação do dispositivo. Quando a máquina realiza a movimentação do membro, sem interferência do paciente, esta é considerada um sistema passivo.

As estruturas robóticas seriais aplicadas na reabilitação do membro superior podem ser divididas em: robôs industriais; estruturas robóticas seriais desenvolvidas para aplicações específicas e exoesqueletos.

Provavelmente as primeiras estruturas utilizadas para reabilitação eram usadas como um “amplificador” (termo usado para caracterizar a forma como o dispositivo trabalhava). A pessoa quando segurava um peso não sentia o peso total, sentia apenas uma parte, por exemplo, cerca de 10%, o restante (90%) era a máquina que absorvia devido a sua estrutura, Fig. 2.3. Na realidade, esta estrutura era um incremento para o músculo humano (ROSEN; PERRY, 2007), e que pode ser denominada como um sistema ativo.

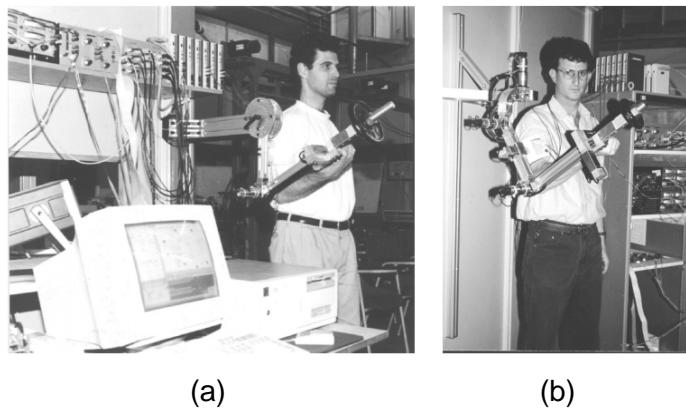


Figura 2.3 - Mecanismos “amplificadores” (a) Sistema com 1 grau de liberdade; (b) sistema com 3 graus de liberdade (ROSEN; PERRY, 2007).

O sistema apresentado na Fig. 2.4 mostra uma estrutura robótica serial, que inclui um dispositivo robótico *haptic* (palavra de origem grega *haptikós*, que significa próprio para tocar, sensível ao tato), sensores posturais para o tronco e um ambiente virtual. Os encoders na estrutura fornecem dados para indicar a posição da mão e do ombro durante o exercício, os sensores no tronco fornecem dados para indicar a compensação na rotação do tronco e, por fim, o ambiente virtual oferece ao usuário um retorno visual do local de destino e posição das mãos durante o exercício (KAN; HOEY; MIHAILIDIS, 2008).

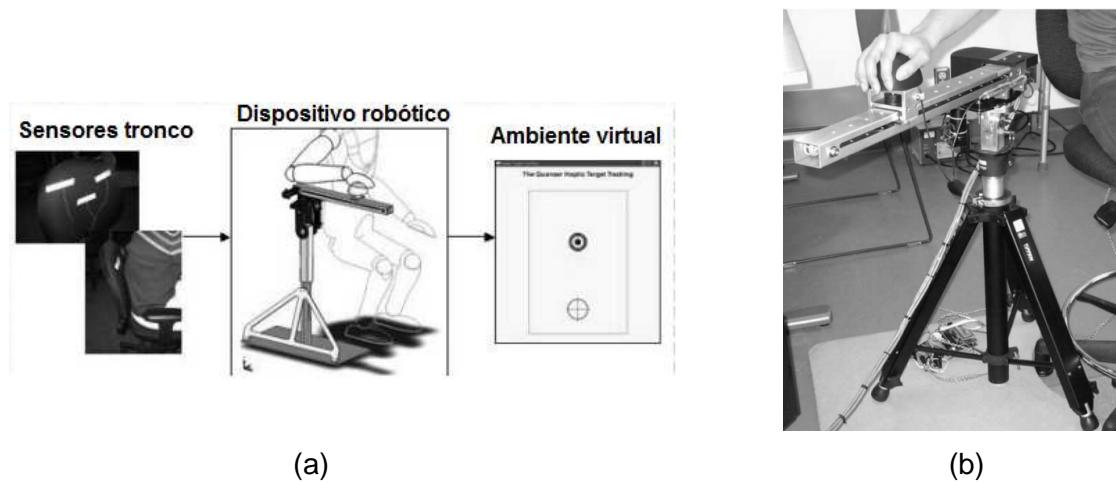


Figura 2.4 - Dispositivo para reabilitação dos membros superiores. (a) Esquema do mecanismo; (b) Usuário utilizando-o (KAN; HOEY; MIHAILIDIS, 2008).

O ARM (*Assisted Rehabilitation and Measurement*) foi desenvolvido no *Rehabilitation Institute of Chicago* e pela Universidade da Califórnia, Fig. 2.5. Apesar deste robô 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 - ARM (Assisted Rehabilitation and Measurement) (KAHN et al., 2006).

O MIME (*Mirror-Image Movement Enabler*) é 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/torque acoplados ao eixos de movimento, Fig. 2.6.



Figura 2.6 - Paciente utilizando-se o protótipo do MIME (*Mirror-Image Movement Enabler*) (LUM et al., 2002).

Outro sistema robótico aplicado à reabilitação é REHAROB (*Rehabilitation Robot*), que é baseado em dois robôs industriais da ABB (FAZEKAS et al., 2007) que permitem movimentos tridimensionais movimentando o antebraço e o braço, Fig. 2.7. Este sistema possui como desvantagens a impossibilidade de transporte e o custo proibitivo em torno de R\$ 400 mil.

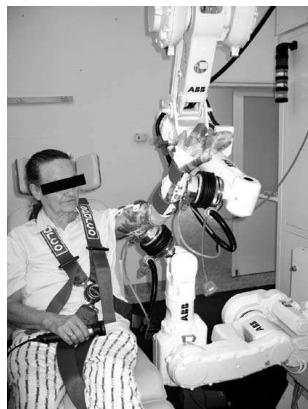


Figura 2.7 - Sistema robótico REHAROB (FAZEKAS et al., 2007).

O projeto Gentle/s foi fundado pela ‘European Comission’ para desenvolver uma máquina que atue na reabilitação de pessoas depois de um acidente. O projeto tem como meta reduzir custos e melhorar o tratamento oferecido a pacientes. O sistema é mostrado na Fig. 2.8. O braço do paciente é suspenso por cabos para reduzir o efeito da gravidade. Os exercícios são realizados em um espaço virtual com mobilidade para três graus de liberdade. O controle pode trabalhar em três diferentes modos: passivo, ativo assistido e ativo em função do progresso do paciente (HARWIN, PATTON; 2006)



Figura 2.8 - Paciente usando o protótipo Gentle/s (HARWIN, PATTON; 2006)

Outra estrutura para reabilitação dos membros superiores é o dispositivo HARMiS (*Hand and Arm Rehabilitation System*) desenvolvido para uso em neuroreabilitação e para prática de exercícios de alcançar, pegar e transportar objetos virtuais em um determinado ambiente. É um sistema que possui três graus de liberdade, Fig. 2.9 (PODOBNIK; MUNIH, 2008).

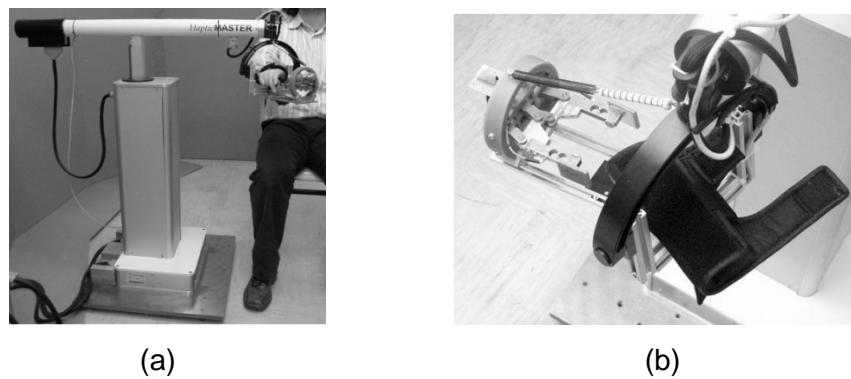


Figura 2.9 - (a) Dispositivo HARMiS; (b) Detalhes do mecanismo usado para prender a mão do paciente (PODOBNIK; MUNIH, 2008).

O MGA é uma estrutura desenvolvida para reabilitação do ombro. Esta possui 4 graus de liberdade (três graus para rotação e um grau para elevação), Fig. 2.10. O paciente acompanha o que está acontecendo através de um display que mostra as tarefas que ele está realizando. Os sensores são responsáveis em receber o estímulo do paciente quando ele faz o movimento no ambiente virtual, que logo em seguida envia uma resposta para o exoesqueleto. É uma estrutura ativa (RODERICK; CARIGNAN, 2007).



Figura 2.10 - Individuo utilizando o MGA (RODERICK; CARIGNAN, 2007).

Outro exemplo de estrutura para reabilitação do ombro é mostrado na Fig. 2.11, denominada Dampace (*dynamic force-coordinaton trainer*). Esta estrutura é um exoesqueleto que é acoplado junto ao membro superior e possui cabos que a suspendem. O Dampace pode ser usado para prática de exercícios intensos para o ombro, estimula a participação do paciente no processo na maioria dos movimentos do dia a dia que podem ser realizados a partir de ajustes nas juntas rotativas. Para que o paciente possa realizar por

mais tempo a terapia, o ambiente virtual é acoplado com jogos que servem como estímulo ao exercício e assim ele não se preocupe com o tempo de uso (STIENEN; HEKMAN, 2009).

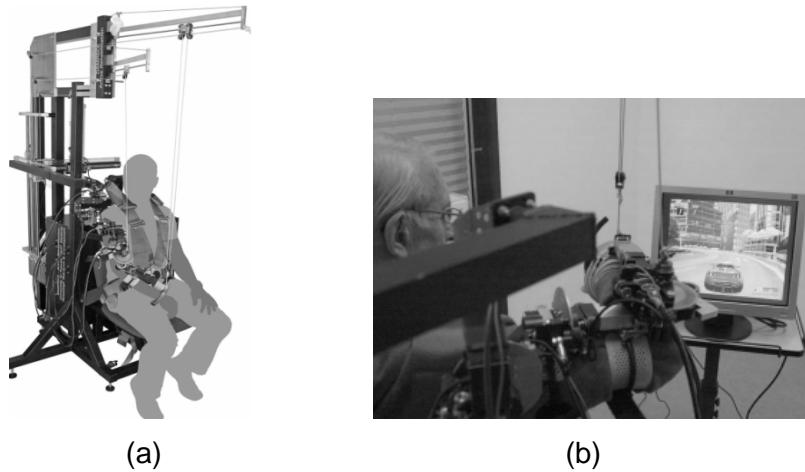


Figura 2.11 - Dampace sendo demonstrado. (a) modelo da estrutura; (b) um paciente utilizando-o juntamente com o ambiente virtual (STIENEN; HEKMAN, 2009).

O robô denominado IntelliArm, Fig. 2.12, foi desenvolvido para diagnosticar as alterações biomecânicas e acoplamentos anormais no ombro, cotovelo, punho, dedos e articulações do braço comprometidos por acidente vascular cerebral. O IntelliArm tem quatro graus de liberdade ativos e dois graus de liberdade passivos no ombro, dois graus de liberdade no cotovelo, e dois graus de liberdade no pulso. O sistema do robô foi projetado para permitir, anatomicamente, de forma natural os movimentos do membro superior e para executar as tarefas necessárias para o diagnóstico, tratamento, treinamento e avaliação dos resultados (REN; PARK; ZHANG, 2009). Existe também uma dificuldade em alinhar o ombro do paciente com o exoesqueleto.

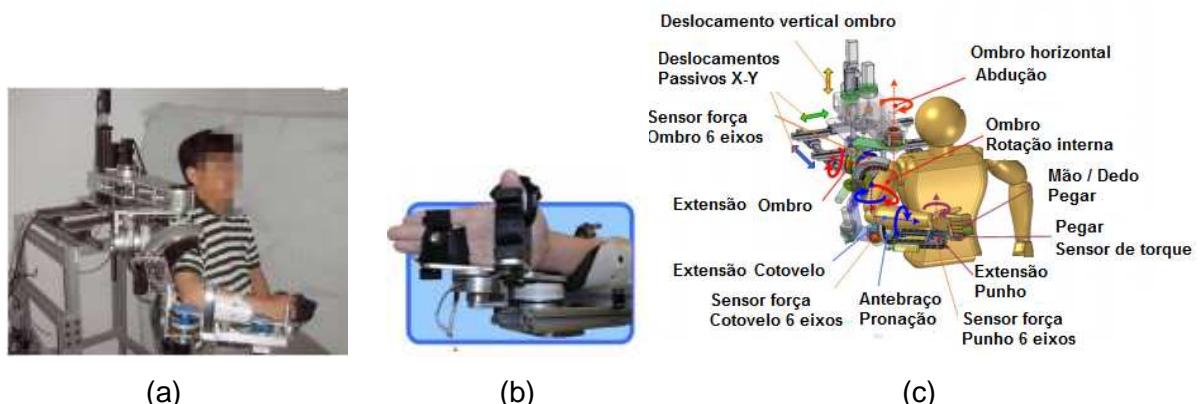


Figura 2.12 - (a) IntelliArm; (b) dispositivo na mão de abrir e fechar; (c) Esquema dos movimentos feitos pelo IntelliArm (REN; PARK; ZHANG, 2009).

O EMAS II (“*Exoskeleton Meal Assistance System*”), Fig. 2.13, é outra estrutura em forma de exoesqueleto com quatro graus de liberdade usado para pessoas com distrofia muscular. A estrutura é anexada na parte superior do braço e antebraco e ajuda, principalmente, o paciente a realizar o movimento de levar objetos à boca. Quando se projetou o sistema, a idéia foi obter um sistema de apoio versátil, com suporte ajustável e que pudesse melhorar a condição física do usuário. O sistema é leve e pequeno e a estrutura possui um pequeno joystick usado como dispositivo de interface para o usuário. A mão direita, presa no exoesqueleto, é movimentada pela mão esquerda que movimenta o joystick (HASEGAWA; OURA, 2011).

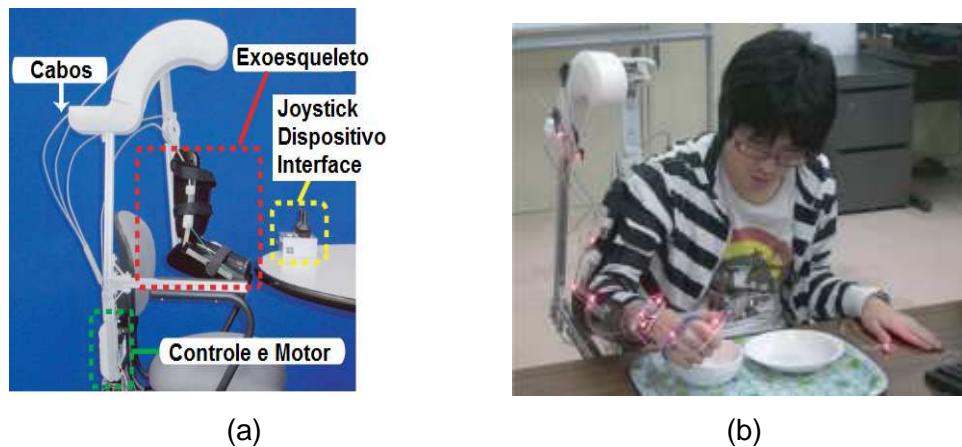


Figura 2.13 - (a) Visão lateral do EMAS II; (b) Pessoa utilizando o EMAS II para comer (HASEGAWA; OURA, 2011).

As estruturas seriais, geralmente, são máquinas pesadas que não são facilmente transportáveis, possuem preços elevados e apresentam riscos aos pacientes de fraturas. Mas a maior desvantagem destas estruturas é a resistência dos pacientes para utilizar estes sistemas.

Em função dos problemas apresentados na utilização das estruturas seriais no tratamento de reabilitações, as estruturas robóticas paralelas e paralelas atuadas por cabos podem ser uma alternativa.

2.2.2 Estrutura robótica paralela aplicada na reabilitação

O exemplo mais bem sucedido de um robô projetado para neuroreabilitação provavelmente é o MIT-Manus (KREBS et al., 2004), desenvolvido no *Massachusetts*

Institute of Technology (MIT). O nome do robô é derivado da expressão “means et manus - mind and hand”.

O MIT-Manus é constituído por um robô paralelo de 2 graus de liberdade, montado a partir da plataforma do mecanismo de 5 barras, tendo movimento plano. 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 movimentos requeridos pela terapia convencional, especialmente as foras do plano, Fig. 2.14, além do custo elevado de U\$ 90.000.

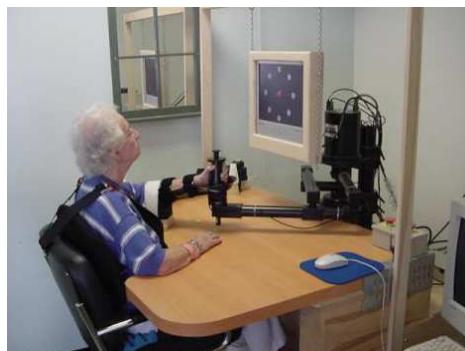


Figura 2.14 - Robô para reabilitação MIT-Manus (KREBS et al., 2004).

2.2.3 Estruturas robóticas paralelas atuadas por cabos aplicadas na medicina

Devido à sua arquitetura, estas estruturas possuem como vantagens, quando comparadas com as estruturas paralelas tradicionais, um espaço de trabalho maior, poucas peças móveis e massas pequenas em movimento tornando-as viáveis para aplicações que requerem altas velocidades e acelerações. Permitem elevada taxa peso manipulado/peso da estrutura, transportabilidade; construção econômica e modular permitindo a reconfiguração da estrutura pela modificação da posição dos pontos de conexões dos cabos e/ou dos atuadores (TAVOLIERI; CECCARELLI, 2008). Desta forma estas estruturas podem ser utilizadas nos procedimentos de reabilitação.

Assim, neste item são descritas as principais estruturas paralelas atuadas por cabos desenvolvidas.

O SEGESTA (*Segesta - Seilgetriebene Stewart-Plattformen in Theorie und Anwendung*), construído em *Duisburg* por Fang em 2005, é um protótipo composto por sete ou oito cabos para mover a plataforma móvel para as trajetórias desejadas, Fig. 2.15. A plataforma pode ser guiada usando um controle de posicionamento respeitando o domínio

dos comprimentos dos cabos. Ao longo da trajetória, posições intermediárias para cada tempo são calculadas. Para estes pontos, o modelo cinemático inverso fornece os correspondentes comprimentos dos cabos. Como os robôs atuados com cabos requerem cabos tensionados, as forças que agem nos cabos têm que ser pré-calculadas e controladas. Para prevenir que os cabos afrouxem e também para limitar as forças que possam romper os cabos, podem-se incluir limites inferiores e superiores para estas.

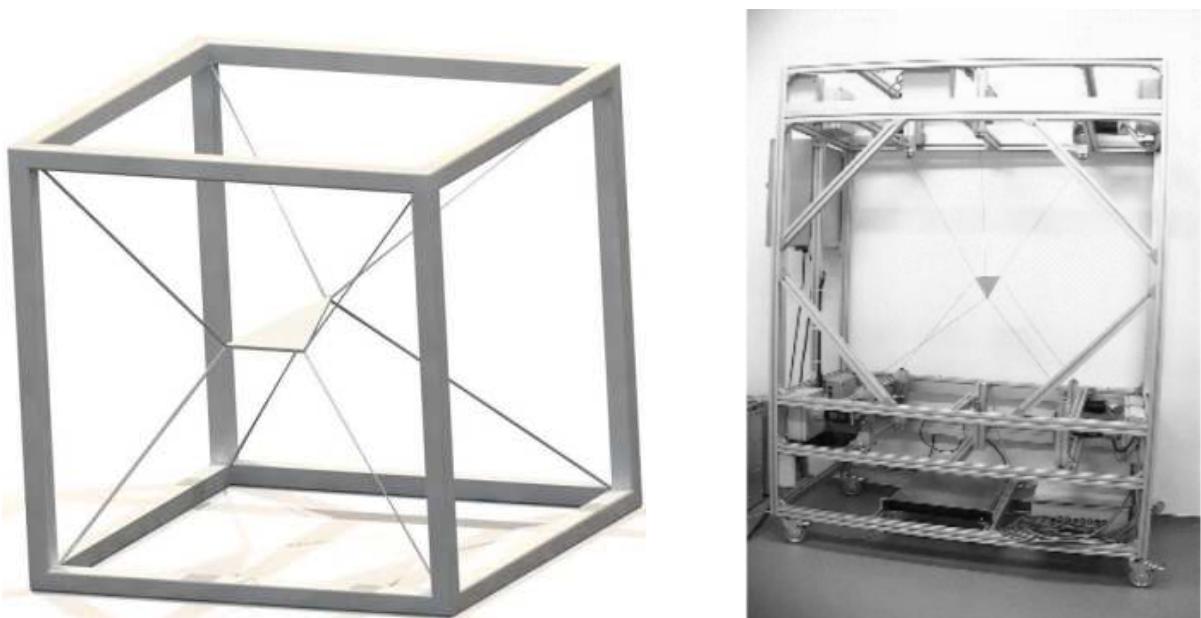


Figura 2.15 - Esquema do SEGESTA (FANG, 2005).

Outro protótipo desenvolvido foi o CALOWI (*CAssino LOw-cost WIre robot*) desenvolvido em Cassino, Itália (CANNELLA et al., 2008) com o objetivo de ser uma estrutura de baixo custo de fabricação com diferentes propósitos de aplicações como: ajudar pessoas idosas ou pacientes com problemas nos membros inferiores em operações de sentar-se e levantar-se; resgates em áreas de desastre, ou na locomoção de pessoas nos quartos de hospitais, Fig. 2.16. Esta estrutura possui arquitetura 4-4, isto é, quatro cabos conectados ao elemento terminal em quatro pontos diferentes com sistema de transmissão por polias. Os cabos são atuados por quatro motores de corrente contínua os quais podem estender e retrair os cabos. O CALOWI também vem sendo usado para reabilitação de pessoas com distúrbios nos membros superiores, como pode ser visto na Fig. 2.16(a), e outra aplicação em membros inferiores, Fig. 2.16(b) (CECCARELLI; ROMDHANE, 2010).

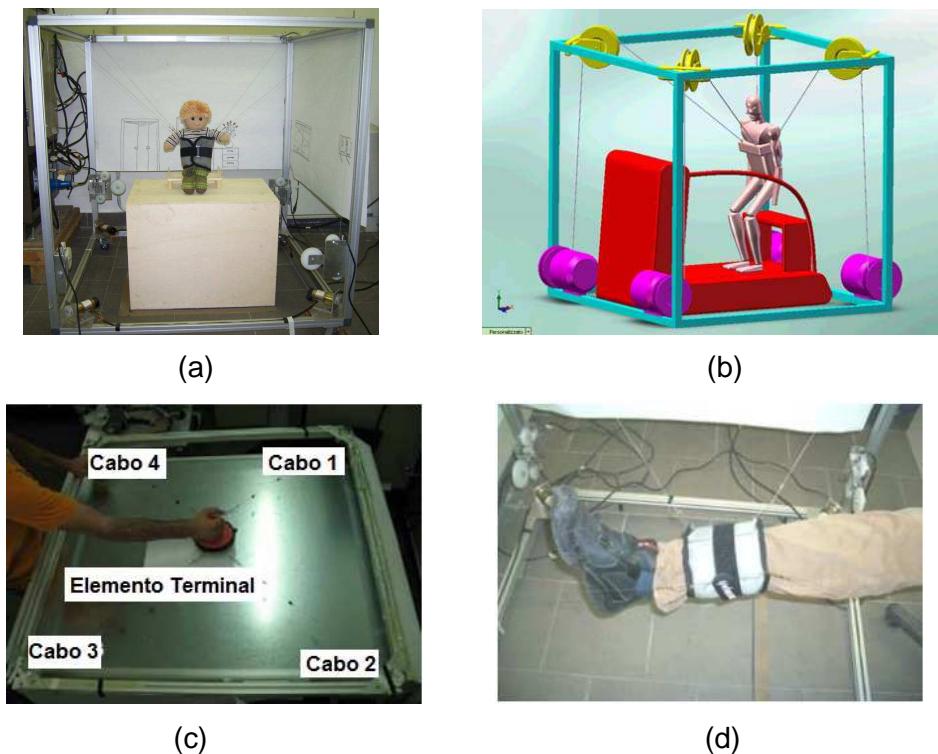


Figura 2.16 - (a) Protótipo do CALOWI; (b) CALOWI para ajudar pessoas para levantar/sentar; (c) Aplicação no membro superior; (d) Aplicação no membro inferior (CANNELLA et al., 2008).

Surdilovic e Bernhardt (2007) apresentaram o protótipo do STRING-MAN desenvolvido no *Fraunhofer IPK-Berlin*. Esta estrutura é formada por 7 cabos aderidos ao tronco do ser humano, conforme Fig. 2.17. A principal aplicação do STRING-MAN é na reabilitação de pacientes com problemas de locomoção para restabelecer o equilíbrio postural e as funções motoras do passo.

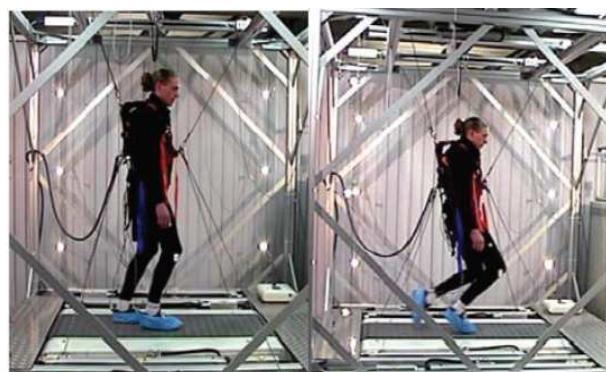


Figura 2.17 - Protótipo do STRING-MAN (SURDILOVIC; BERNHARDT, 2007).

O NeReBot (*NEuro REhabilitation roBOT*) foi projetado e desenvolvido no *Department of Innovation in Mechanics and Management*, Universidade de Pádua, Itália (FANIN et al., 2003), (ROSATI et al., 2005). Este robô possui três graus de liberdade e foi desenvolvido para reabilitação de pacientes com problemas nos membros superiores. Uma vez o antebraço do paciente fixado na tala (ou ortese) a máquina pode produzir estímulos nos membros superiores puxando-se três fios de nylon, Fig. 2.18(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. Comparados com outros robôs para reabilitação o NeReBot oferece a vantagem de ser de baixo custo de construção mecânica intrinsecamente seguro graças a utilização de cabos; de alta aceitação por parte do paciente que não se sente constrangido por um robô serial industrial; transportabilidade por poder ser facilmente colocado do lado de uma cama hospitalar e ou de uma cadeira de rodas, e de fácil controle devido ao número de graus de liberdade, mostrando-se eficiente em reabilitações. Uma pesquisa feita (MASIERO, 2007), indicou que a estimulação precoce com o NeReBot pode complementar eficazmente a reabilitação do paciente, os usuários que receberam a terapia reduziram os danos motores e melhoraram as habilidades funcionais. O tempo de uso, a intensidade e duração da terapia, ainda não foram bem definidas, mais estudos devem ser feitos para responder essas questões. A grande desvantagem desta estrutura é a limitação da quantidade de movimentos possíveis do membro superior.

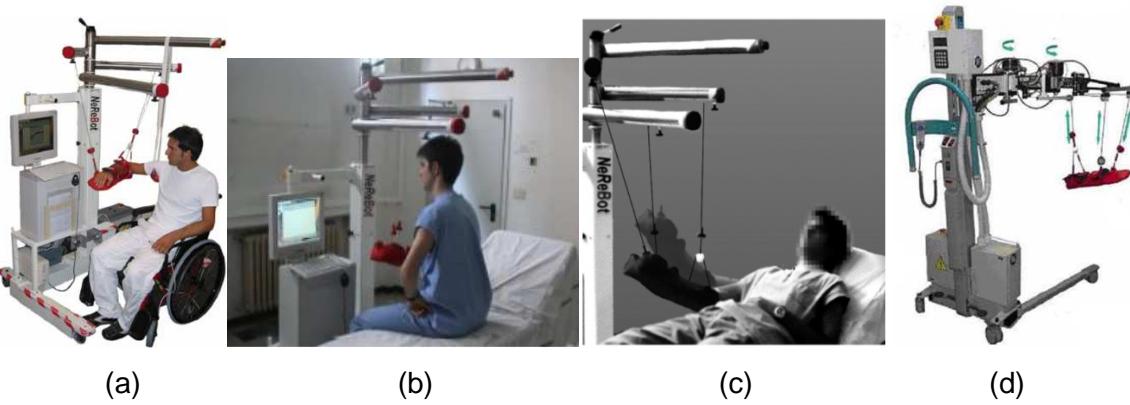


Figura 2.18 - a) Protótipo NeReBot; b) NeReBot em um ambiente hospitalar; c) O paciente deitado fazendo exercícios; d) Protótipo do MariBot (FANIN et al., 2003; ROSATI et al., 2005)

MariBot (*MARIsa roBOT*) é uma evolução do NeReBot possuindo cinco graus de liberdade. É um robô híbrido formado por um manipulador serial plano de 2 graus de liberdade, utilizado para posicionar o mecanismo no plano, e uma estrutura paralela atuada

por cabos de 3 graus de liberdade que permite a movimentação do membro superior de pacientes em tratamentos de reabilitação, Fig. 2.18(d) (ROSATI et al., 2005).

Outro dispositivo denominado CDHD ('cable-driven haptic device') também usado para reabilitação do membro superior a partir de cabos é mostrado na Fig. 2.19. O objetivo foi criar e desenvolver uma estrutura que possa simular a sensação cutânea (da pele) e a sensação cinestésica (percepção de movimento) em um ambiente virtual em escala humana. O dispositivo possui três graus de liberdade e o seu movimento é planar. O mecanismo fornece duas forças, um torque e uma tela palpável piezocerâmica. A plataforma móvel desliza sobre a tela palpável. A área de trabalho segue algumas regras ergonômicas, foi criado para um adulto sentado operando em uma mesa. Para o usuário interagir com o equipamento, ele deve operar a plataforma móvel como se estivesse mexendo com um mouse de computador, Fig. 2.19. O ângulo que ele faz na plataforma móvel vai determinar se o exercício é de adução ou abdução (YANG; ZHANG, 2009).

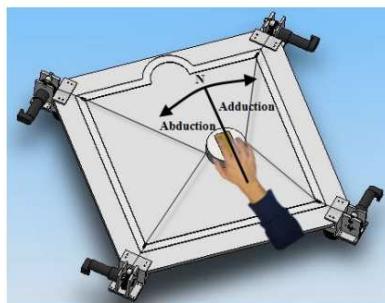


Figura 2.19 - Dispositivo CDHD ('cable driven haptic device') (YANG; ZHANG, 2009).

O Sophia-3 e Sophia-4 (*String Operated Planar Haptic Interface for Arm-rehabilitation*) são dois projetos que utilizam um elemento terminal para reabilitação do ombro, criados a partir do FeRiBa3, mostrado na Fig 2.20. O *Rehabrobotics Lab* (DIMEG) da Universidade de Pardua (Itália) são os responsáveis pelo desenvolvimento do Sophia-3 e Sophia-4 (também criaram o NeReBot e o MariBot). Os dois projetos (Sophia-3 e Sophia-4) são baseados em um conceito comum (atuação de cabos ao longo de um espaço de trabalho planar), a diferença é que um apresenta 3 cabos e o outro 4 cabos, respectivamente. Existe uma mesa de inclinação no projeto para melhor direcionar o ombro do paciente, além disso, polias são colocadas nos quatro cantos da mesa para melhorar a performance do paciente. A resultante das forças, posição do elemento terminal e tensões nos cabos são gravadas em tempo real pelo sistema. Os parâmetros do exercício são mostrados ao paciente através de uma tela de PC que fica à sua frente. A desvantagem deste mecanismo é não permitir o controle de uma única articulação, como ocorre nas estruturas seriais, dificultando a

medição de deslocamentos, velocidades e torques. Já os projetos simples as tornam estruturas de custo baixo e seguras para operar (ROSATI et. al., 2009).

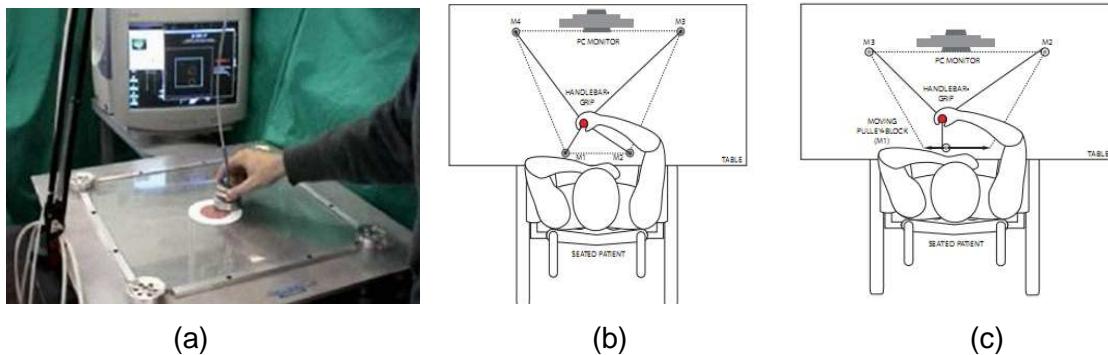


Figura 2.20 - (a) Estrutura que o Sophia foi baseado, FeRiBa3; (b) Sophia-4 com os quatros cabos; (c) Sophia-3 com os três cabos. (ROSATI et al., 2009)

Na Fig. 2.21 é mostrado o MACARM (*Multi-Axis Cartesian-Based Arm Rehabilitation Machine*). É uma estrutura robótica com 8 cabos ativos que permite 6 graus de liberdade ao sistema. A estrutura fixa é em forma de cubo, toda em alumínio. Os módulos ativos possuem um motor DC, um encoder, um *harmonic driver* e uma bobina para os cabos. Os módulos ativos são responsáveis em gerar as forças que irão interagir com o usuário, dependendo da aplicação, a disposição dos cabos pode se alterar em uma nova configuração (TAVOLIERI; CECCARELLI, 2008) e (MAYHEW et al., 2005).

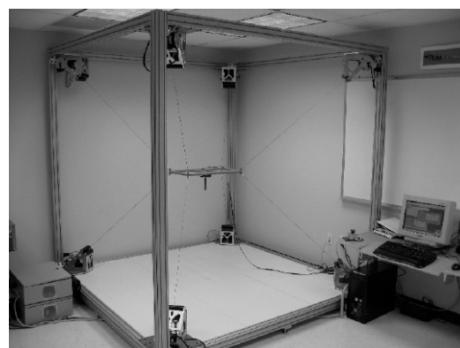


Figura 2.21 - Estrutura do MACARM (TAVOLIERI; CECCARELLI, 2008).

A Fig. 2.22 mostra uma estrutura robótica para reabilitação do membro superior cujo princípio de funcionamento é baseado em cabos que diminuem os esforços durante os movimentos. Um ambiente virtual mostrado na tela proporciona ao paciente um desafio para que ele se sinta estimulado a praticar os exercícios. Geralmente são jogos de reabilitação

baseados em realidade virtual. As forças nos cabos durante os movimentos podem ser aumentados ou diminuídos através de um sistema de molas, o profissional da saúde é quem determina o nível do jogo e, consequentemente, o nível de força para cada tipo de paciente. As melhorias na performance do movimento de alcançar objetos após várias sessões foi observado em pacientes que tiveram AVC crônico (PRANGE et. al, 2009) conforme os autores, mais testes com mais pessoas para verificar realmente a eficácia do equipamento precisam ser feitos.



Figura 2.22 - Sistema de compensação de gravidade 'Freebal' combinado com o jogo de reabilitação 'FurballHunt' na tela da mesa (PRANGE et. al, 2009).

No Anexo I é apresentada uma Tabela com mais trabalhos que utilizam estruturas robóticas em aplicações médicas para partes do membro superior. Algumas delas para reabilitação.

2.3 Requisitos médicos para utilizar estruturas com cabos

Em estruturas que utilizam cabos, a forma, o peso, o tamanho, a conexão dos cabos e a aparência podem ser considerados os principais fatores para o projeto da estrutura.

O equipamento tem que apresentar um formato ergonômico, isto é, ter a forma do membro a ser avaliado e se ajustar a cada paciente que utilizar.

Cabos vibrando devem ser evitados, pois podem deixar o paciente desconfortável durante o tratamento.

O dispositivo de interface com o membro do paciente deve ser limpo e de fácil operação e são exigências médicas para o uso.

Outra preocupação é com interferências que podem ocorrer com outras máquinas presentes no local, campos magnéticos, por exemplo, e a aceitação do paciente também deve ser avaliada como empecilho para utilizar a máquina (CECCARELLI e ROMDHANE, 2009).

A Fig. 2.23 apresenta os principais procedimentos que devem ser tomados para o sucesso do uso de estruturas atuadas por cabos na terapia de reabilitação.

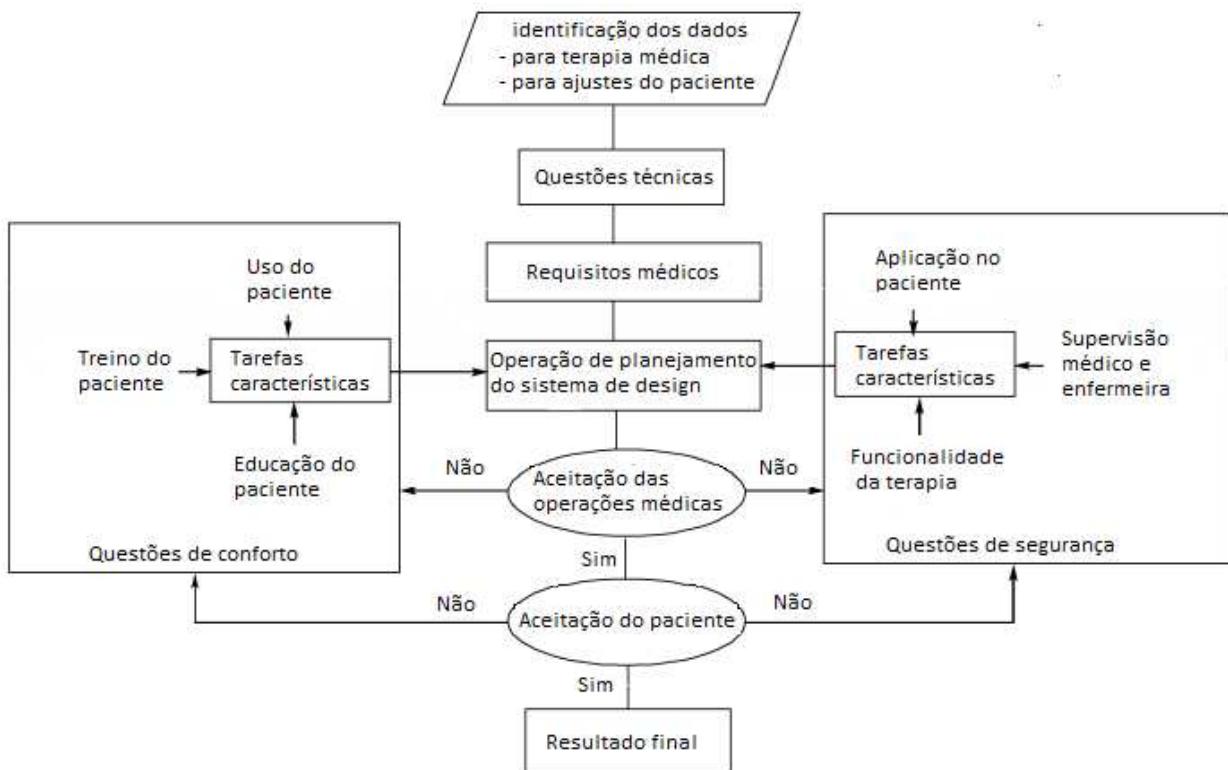


Figura 2.23 - Fluxograma dos procedimentos a serem tomados para implementação de robôs com estrutura paralela atuada por cabos (CECCARELLI, ROMDHANE, 2009).

2.4 Conclusões

Devido a 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. Outro limitador do uso dos robôs industriais é o seu controlador fechado com pouca flexibilidade de alterações.

Os exoesqueletos são estruturas de difícil aceitação por parte do paciente e possuem mecanismo de ajustes, em função das dimensões do membro superior humano, que geralmente não levam em consideração o centro de rotação das articulações humanas.

Com exceção do MariBot e NeReBot os robôs com cabos são formados por estruturas grandes que não podem ser transportados facilmente, pois requerem estruturas estáveis para suportar os cabos.

Devido às características das estruturas atuadas por cabos: estrutura adaptativa, segurança de operação, pois os cabos são leves e flexíveis e além do mais são “amigáveis” ao ser humano e seguros, e possuírem custos menores que as estruturas serias e paralelas tradicionais, nesta dissertação é apresentada uma estrutura paralela atuada por cabos para reabilitação do membro superior, focando-se na reabilitação dos movimentos do ombro.

CAPÍTULO III

MOVIMENTOS DO MEMBRO SUPERIOR

Este Capítulo apresenta de forma sucinta o membro superior humano. São apresentados os principais ossos, uma descrição dos principais movimentos do ombro, cotovelo e punho e, finalmente, as dimensões e massas médias do membro superior.

3.1 Introdução

Neste capítulo é abordado o estudo dos movimentos do membro superior do corpo humano, bem como suas amplitudes e limitações com o objetivo de desenvolver um equipamento robótico, atuado por cabos, o qual auxiliará no processo de reabilitação de seus movimentos.

A análise dos movimentos do membro superior foi realizada nas três articulações do mesmo, responsáveis pelo deslocamento de cada parte do membro. São estas articulações: o ombro, o cotovelo e o punho. O estudo da mão não está no escopo desta dissertação.

3.2. Esquema dos ossos dos membros superiores

Para facilitar o entendimento dos movimentos das articulações do membro superior as Figs. 3.1 a 3.2 apresentam os nomes dos ossos do membro superior.



Figura 3.1 - (a) Segmentos do membro superior (GOPURA e KIGUCHI, 2009); (b) Articulação do ombro (GOPURA e KIGUCHI, 2009).



Figura 3.2 - (a) Complexo cotovelo (GOPURA e KIGUCHI, 2009); (b) Mão (GOPURA e KIGUCHI, 2009).

3.3 Ombro

O ombro é a articulação do membro superior humano que permite a movimentação do braço em três direções distintas, tornando esta a articulação do corpo humano mais semelhante a uma articulação mecânica esférica, salvo as suas restrições de amplitude em cada movimento.

Para referenciar adequadamente os movimentos abordados, são definidos a seguir os planos e eixos de referência do membro, Fig. 3.3. O plano que corta ao meio o corpo humano separando-o em lado esquerdo e direito é denominado plano sagital (A). O outro que separa ao meio as costas e a frente do corpo é denominado plano frontal (B). O terceiro

e último plano, perpendicular aos outros dois, é denominado plano horizontal (C). Os eixos, o que está no plano sagital é chamado de eixo ântero-posterior (2), o outro que está no plano frontal é definido como eixo transverso (1), o terceiro eixo, perpendicular aos anteriores, denominado eixo vertical (3), e o último a ser referenciado é o eixo ao longo do braço chamado de eixo longitudinal.

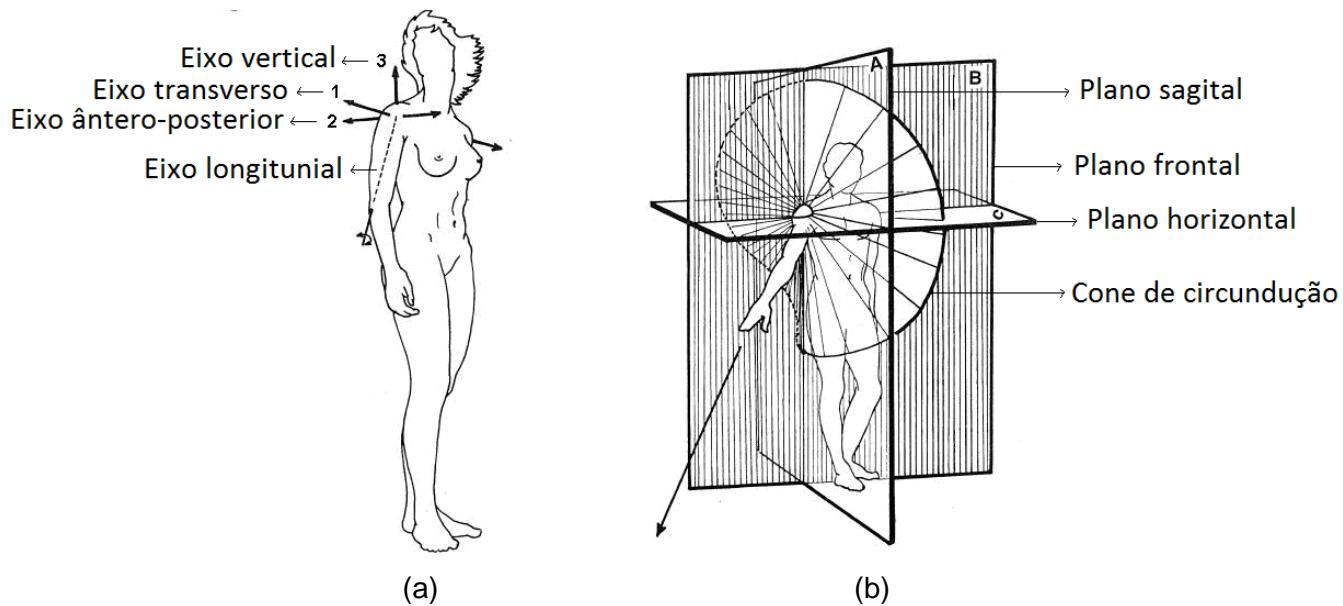


Figura 3.3 - (a) Representação dos eixos (1) Eixo transverso, (2) eixo ântero-posterior, (3) eixo vertical e eixo longitudinal (tracejado); (b) Representação dos planos (A) Plano sagital, (B) plano frontal, (C) plano horizontal (KAPANDJI, 2000).

3.3.1 Flexão-extensão e a adução

Uma vez definidas as referências geométricas do membro superior, inicia-se o estudo pelo movimento de flexão-extensão. Este movimento possui duas fases distintas e consiste no deslocamento do braço em torno do eixo transverso, fazendo com que o movimento ocorra no plano sagital.

Durante a primeira fase, a extensão, o braço se desloca para trás com uma amplitude variando de 45° a 50° em relação à posição anatômica, dependendo do tamanho e da forma do braço de cada indivíduo, Fig. 3.4(a).

Na flexão, o membro se desloca para frente podendo alcançar um ângulo de até 180° sem a necessidade da inclinação do lado oposto do corpo, Fig. 3.4(b).

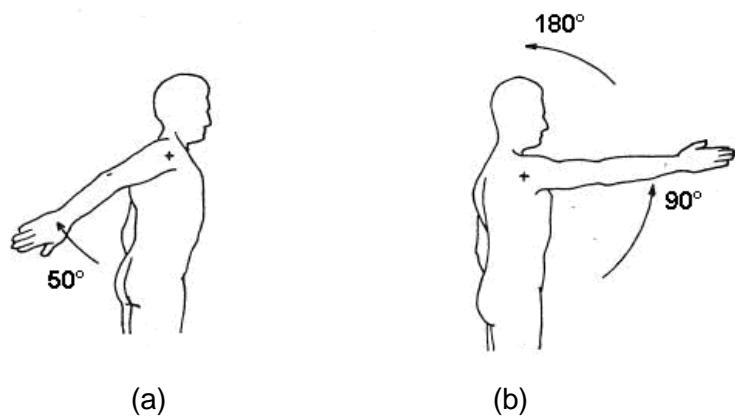


Figura 3.4 - (a) Extensão em sua amplitude máxima; (b) Flexão a 90º (amplitude máxima de 180º indicada) (KAP ANDJI, 2000).

Outro movimento que está diretamente conectado com a flexão-extensão é a adução, definida como o movimento de aproximação do membro em relação ao plano de simetria do corpo. A adução só pode ocorrer associada a outros movimentos, pois a partir da posição anatômica, a presença do tronco do corpo torna esta ação mecanicamente impossível. As amplitudes da adução dependem do movimento ao qual ela está associada. A extensão pode atingir de 30° a 45°, sua amplitude é muito pequena quando comparada a flexão, Fig. 3.5.

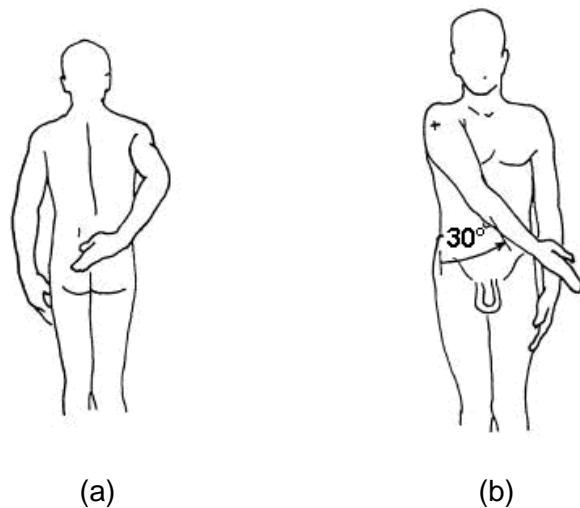


Figura 3.5 - Movimento de adução associado a (a) extensão e a (b) flexão (KAPANDJI, 2000).

3.3.2 A abdução

Por definição, o movimento de abdução é o afastamento do membro do plano de simetria do corpo. Este movimento ocorre em torno do eixo ântero-posterior no plano frontal e, assim como a flexão, pode alcançar os 180°. A adução é o movimento contrário da abdução em que o membro superior aproxima-se do plano de simetria.

A Figura 3.6 mostra a abdução em suas três fases.

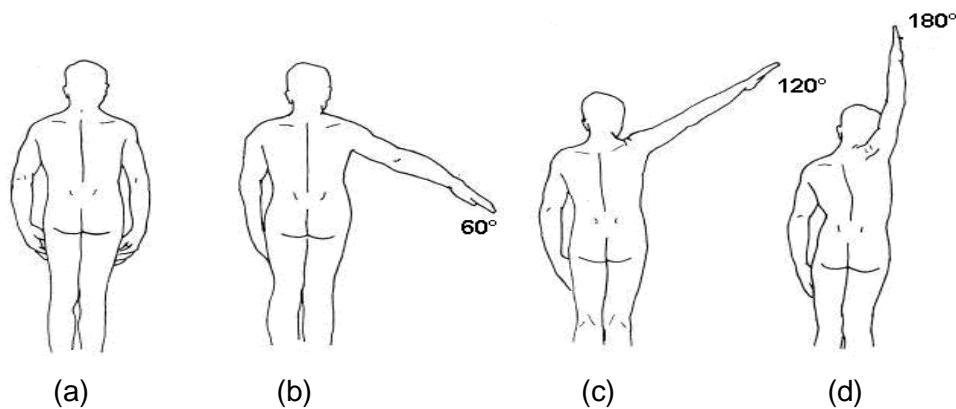


Figura 3.6 - A abdução, (a) partindo da posição anatômica e (b, c, d) passando por suas três fases (KAPANDJI, 2000).

3.3.3 Flexão-extensão horizontal

A Flexão e a extensão horizontal são movimentos que ocorrem em torno do eixo vertical no plano horizontal. Este movimento só é possível após uma abdução até 90°, chamada posição anatômica horizontal. A amplitude destes movimentos é reduzida quando comparada à flexão-extensão vertical. Para a flexão, o braço atinge até 140° e para a extensão, de 30 a 40°, Fig. 3.7.

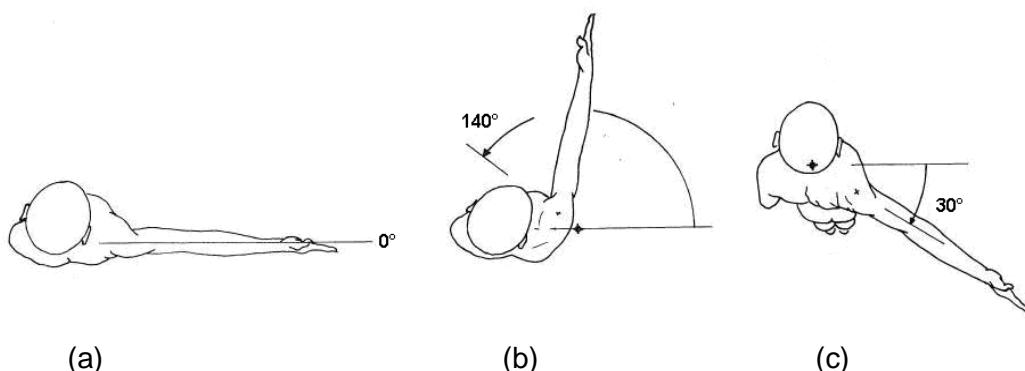


Figura 3.7 - (a) posição anatômica horizontal, (b) flexão horizontal, (c) extensão horizontal (KAPANDJI, 2000).

3.3.4 Rotação no eixo longitudinal

Este é um movimento possibilitado pelo ombro onde o braço realiza uma rotação em torno de seu eixo longitudinal, podendo ocorrer em qualquer plano. Para referenciar este movimento, adota-se a posição anatômica convencional com o cotovelo flexionado em 90° no plano sagital como posição inicial (0°). A partir desta posição, pode-se realizar uma rotação lateral com amplitude de 80°, ou uma rotação medial com no máximo 95°. Observa-se que para atingir 95° na rotação medial é necessária certa extensão, Fig. 3.8.

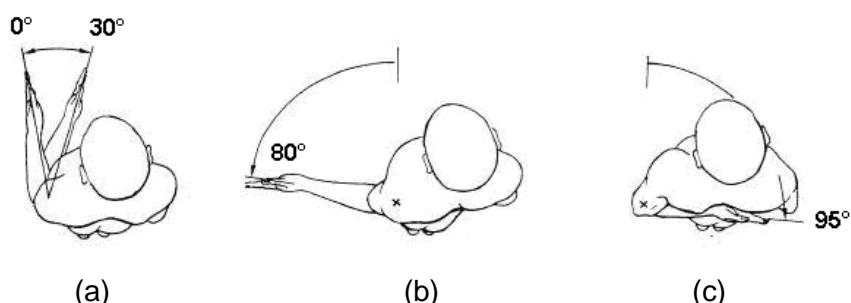


Figura 3.8 - (a) posição de referência associada a uma rotação medial de 30°, (b) rotação lateral, (c) rotação interna máxima associada à extensão (KAPANDJI, 2000).

3.3.5 Circundução

O movimento de circundução é a combinação dos quatro movimentos elementares do ombro citados anteriormente. Durante esta ação, o braço se desloca por todas as regiões do espaço tridimensional delimitadas pelos planos sagital, frontal e horizontal, descrevendo uma trajetória similar a um cone, conhecida como cone de circundução. Este movimento descreve a região de alcance efetivo da mão, sem que seja necessário o deslocamento do corpo, Fig. 3.3(b).

3.3.6 Movimentos de exploração global

Os movimentos desempenhados pela articulação do ombro citados anteriormente, por definição, são responsáveis pelo deslocamento do membro superior por todo o espaço definido pelos três planos de referência ilustrados na Fig. 3.3. Essa movimentação permite que o indivíduo alcance objetos dentro da área delimitada pelo cone de circundução sem a necessidade de deslocar o corpo.

Podem-se citar alguns exemplos de movimentos cotidianos que exploram as capacidades da articulação de forma geral. O ato de se pentear ou de levar a mão à nuca é uma tarefa que explora conjuntamente a abdução em 120° e a rotação de 90°, associada à flexão do cotovelo, que será abordada adiante, Fig. 3.9(a)

Outro exemplo pode ser ilustrado com o ato de vestir uma camisa ou casaco. Neste caso, o primeiro braço a ser introduzido na manga da camisa realiza uma combinação de flexão e abdução, com amplitudes variáveis, enquanto o outro braço efetua uma rotação medial para alcançar a outra manga, Fig. 3.9(b).

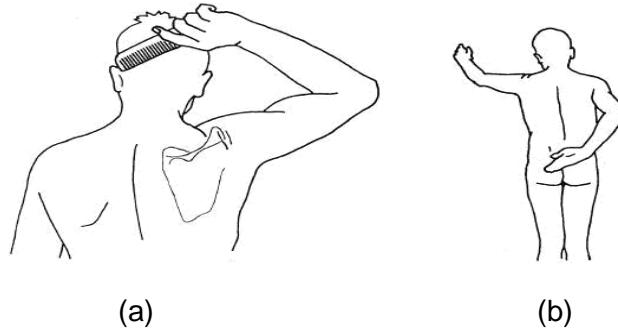


Figura 3.9 - Movimentos de exploração global do ombro. (a) Pentear-se; (b) vestir uma camisa (KAPANDJI, 2000).

3.4 Cotovelo

O cotovelo é a articulação que conecta o antebraço ao braço no membro superior. Possui dois graus de liberdade, possibilitando duas formas de movimento distintas: flexão-extensão, que se assemelha ao ombro; e a pronação-supinação.

3.4.1 Flexão-extensão

Para o estudo do movimento de flexão e extensão do cotovelo, primeiramente é necessário definir uma posição de referência para esta articulação. Para esta análise, define-se a posição inicial como sendo o eixo longitudinal do antebraço coincidente com o eixo longitudinal do braço.

A flexão é definida como o movimento de aproximação da mão em relação ao ombro a partir da posição de referência. Este movimento possui uma amplitude de até 145°, podendo ser reduzida dependendo do tamanho da musculatura do braço do indivíduo, Fig. 3.10.

A extensão corresponde ao movimento oposto da flexão, afastando a mão do ombro, retornando o antebraço para a posição de referência.

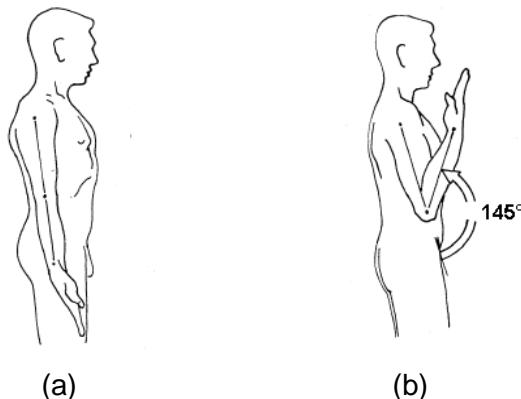


Figura 3.10 - (a) Posição de referência para flexão-extensão, (b) máxima flexão a 145° (KAPANDJI, 2000).

3.4.2 Pronação-supinação

Os movimentos de pronação e supinação são movimentos de rotação que ocorrem no antebraço e afetam diretamente a orientação da mão.

A posição inicial, definida como 0° , para o estudo da pronação e da supinação consiste no plano frontal da mão coincidente com o plano sagital e o braço em posição anatômica, Fig. 3.11(b).

A partir desta posição, inicia-se a análise pelo movimento de pronação. Esta ação ocorre quando o antebraço é rotacionado em torno de seu eixo longitudinal de forma a inclinar a palma da mão para baixo. Este movimento possui uma amplitude de 85° , Fig. 3.11(c).

A supinação consiste no movimento oposto da pronação, onde o antebraço realiza uma rotação de modo a virar a palma da mão para cima. A supinação é capaz de atingir 90° , Fig. 3.11(a).

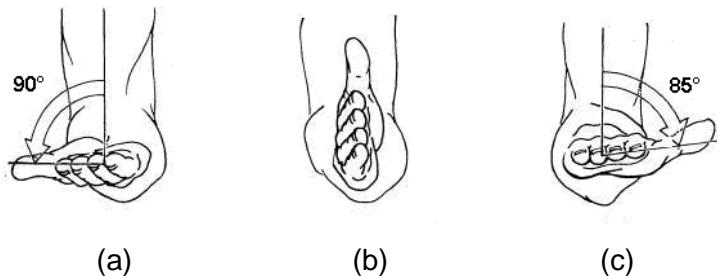


Figura 3.11 - (a) Supinação a 90°, (b) posição de referência, (c) pronação a 85°(KAPANDJI, 2000).

3.4.3 Movimentos de exploração global

A articulação do cotovelo, por definição, tem como principal função o deslocamento do órgão ativo (mão) do membro superior para mais perto ou mais longe do corpo através da flexão-extensão e a orientação do mesmo através da supinação-pronação.

Uma ação simples que exemplifica o funcionamento global destes movimentos é o ato de se pegar um alimento e levá-lo até a boca. Durante esta ação, a flexão do cotovelo permite que a mão se aproxime o suficiente da boca para que o alimento seja ingerido, enquanto a supinação posiciona-o adequadamente de frente para a boca. A Figura 3.12 ilustra esta ação.

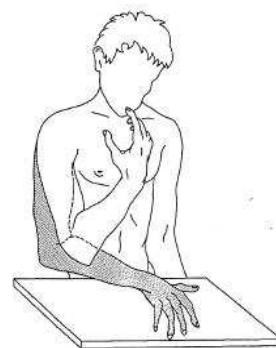


Figura 3.12 - Exemplo de um movimento de exploração global do cotovelo (KAPANDJI, 2000).

3.5 Punho

O punho, assim como o cotovelo, é uma articulação com dois graus de liberdade que conecta a mão ao antebraço. O punho é capaz de desenvolver movimentos de abdução-adução e flexão-extensão. Conforme apresentado anteriormente, a rotação da mão não ocorre especificamente no punho, mas sim nas articulações rádio-ulnares que pertencem ao cotovelo e ao antebraço.

Para o estudo do punho, é necessário definir, previamente, as referências geométricas da mão. Admite-se, o eixo longitudinal da mão como sendo o eixo definido pelo terceiro metacarpeano em posição reta e os planos frontal e sagital de acordo com a Fig. 3.13. A posição anatômica é definida como sendo a máxima supinação com o eixo longitudinal da mão coincidente com o do braço.

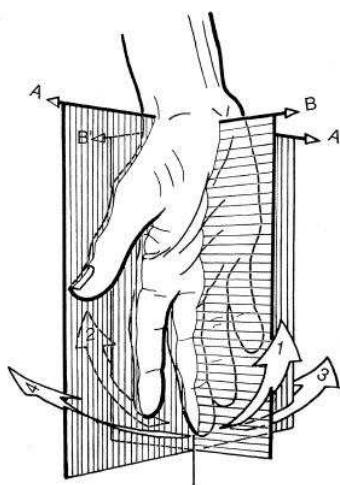


Figura 3.13 - Plano frontal (AA'), plano sagital (BB') (KAPANDJI, 2000).

3.5.1 Flexão-extensão

Para a flexão, a palma da mão se dirige para a superfície anterior do antebraço e na extensão, a superfície dorsal da mão se dirige para a superfície posterior do antebraço. A amplitude de ambos os movimentos é de 85°. Observa-se que o ângulo máximo só ocorre na ausência dos movimentos de abdução-adução do punho e na posição de supinação, Fig. 3.14

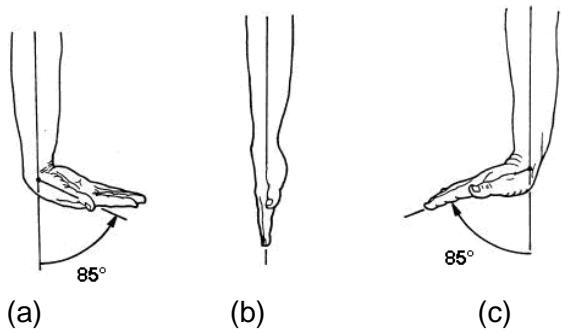


Figura 3.14 - (a) Flexão a 85°, (b) posição anatômica a 0°, (c) extensão a 85°(KAPANDJI, 2000).

3.5.2 Abdução-adução

A abdução e a adução no punho possuem a mesma definição adotada para a abdução e adução do ombro e também ocorrem em torno do eixo ântero-posterior no plano frontal. A abdução no punho também é chamada de desvio radial e alcança até 15°.

A adução ou desvio ulnar possui amplitudes diferentes de acordo com o referencial adotado. Para o ângulo na linha que une o centro do punho com a porção distal do terceiro dedo, a amplitude é de 45°, que é a utilizada na prática. Referenciando com o eixo da mão, a amplitude passa a ser de 30°. Pode-se ainda admitir a referência no eixo do dedo médio, onde a amplitude é de 55°, Fig. 3.15.

Deve-se destacar que a adução alcança de 25° a 30° quando a mão se encontra em pronação e que a amplitude dos movimentos de abdução-adução são mínimas quando o punho se encontra em flexão-extensão devido a tensão nos ligamentos do carpo, Fig. 3.15.

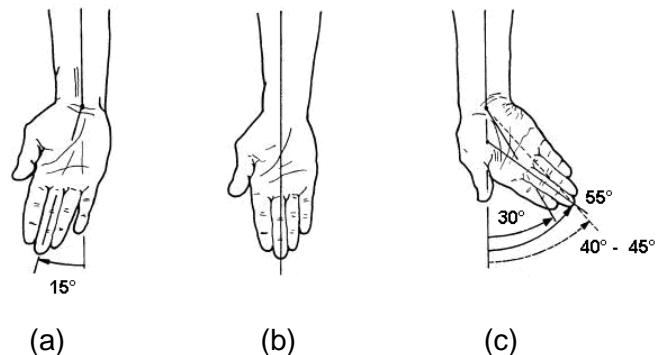


Figura 3.15 - (a) abdução ou desvio radial a 15°, (b) posição anatômica, (c) adução ou desvio ulnar, convencionalmente a 45°(KAPANDJI, 2000).

3.5.3 Circundução do punho

Assim como o ombro, o punho é capaz de descrever o movimento de circundução, realizando uma trajetória cônica. Por definição, a circundução do punho é a combinação dos movimentos de flexão-extensão e abdução-adução.

Conforme citado nos itens anteriores, estes dois movimentos elementares possuem diferenças em suas amplitudes, o que faz com que a base do cone de circundução do punho seja aproximadamente elíptica, Fig. 3.16

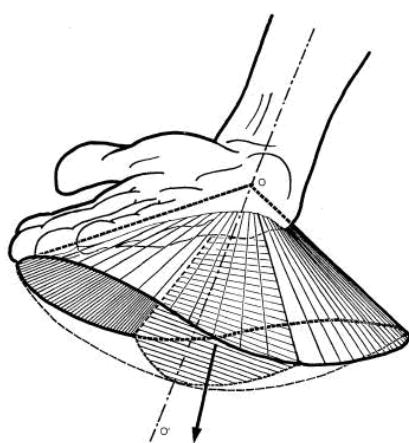


Figura 3.16 - A circundução do punho (KAPANDJI, 2000).

3.5.4 Movimentos de exploração global

O punho é a articulação que geralmente trabalha em conjunto com as ações do órgão ativo do membro superior, a mão. Basicamente, sua movimentação ocorre em função das ações da mão para adequar a ação desejada.

Ações como a de se pegar um copo ou de digitar um texto realizam uma exploração global dos movimentos do punho para o posicionamento correto da mão em cada ação.

Durante o ato de se pegar um copo, o punho sofre uma extensão para que o objeto seja inserido corretamente sobre a ação da mão. Posteriormente, ao se levar o copo à boca, o punho realiza uma abdução para despejar o conteúdo do copo.

Na digitação, o punho realiza diversos movimentos para deslocar os dedos até as regiões próximas das teclas a serem digitadas. Através da abdução-adução os dedos são deslocados, e a extensão do punho, controla a altura que a mão deve estar do teclado.

3.6 Dimensões e massas do membro superior

A Antropometria trata das medidas físicas do corpo humano. Aparentemente, medir pessoas seria uma tarefa fácil, bastando para isso ter uma régua, trena e balança. Entretanto, isso não é tão simples assim, quando se pretende obter medidas representativas e confiáveis de uma população, que é composta de indivíduos dos mais variados tipos e dimensões. Além disso, as condições em que essas medidas são realizadas (com roupa ou sem roupa, com ou sem calçado, ereto ou na postura relaxada) influem consideravelmente nos resultados. A indústria moderna precisa de medidas antropométricas cada vez mais detalhadas e confiáveis. Assim, até a década de 1940, as medidas antropométricas visavam determinar apenas algumas grandezas médias da população, como massas e estaturas. Depois, passou-se a determinar as variações e os alcances dos movimentos. Com o crescente volume do comércio internacional, pensa-se hoje, em estabelecer padrões mundiais de medidas antropométricas, para a produção de produtos universais, adaptáveis aos vários usuários (IIDA; 2005).

Os dados antropométricos podem ser expressos em percentis, que, por sua vez, significam a proporção da população cuja medida é inferior a um determinado valor. Um percentil de 95% indica que uma variável possui magnitude igual ou inferior a este valor, e que os 5% restantes correspondem ao extremo superior da variável (IIDA; 2005).

O Brasil é um país de grandes dimensões que possui uma população com características físicas muito variáveis, o que dificulta ainda mais um levantamento antropométrico (SCHLOSSER et. al, 2002).

As Tabelas 3.1 e 3.2 apresentam os comprimentos dos braços.

Tabela 3.1 - Valores do comprimento do braço de acordo com a norma DIN 33402 de 1981 (IIDA; 2005). Medidas em [cm].

Norma DIN 33402 de 1981 (IIDA; 2005)	Mulheres (Percentil)			Homens (Percentil)		
	5%	50%	95%	5%	50%	95%
Percentis						
Comprimento do braço, na horizontal até o centro da mão (cm)	61,6	69,0	76,2	66,2	72,2	78,7

Tabela 3.2 - Valores do comprimento do braço de acordo com um levantamento brasileiro (FERNANDES et. al; 2009). Medidas em [cm].

Medidas de trabalhadores brasileiros de uma empresa florestal em Minas Gerais no ano de 2009 (FERNANDES et. al, 2009)	Homem e Mulher (Percentil)		
	5%	50%	95%
Ombro até o Cotovelo (cm)	52,9	57,8	62,7
Cotovelo até a Mão (cm)	24,7	27,5	30,3
Mão até a ponta dos Dedos (cm)	17,7	20,0	22,3
Ombro até a ponta dos Dedos (cm)	69,9	76,5	83,0

As duas tabelas apresentam valores bem próximos. Essa diferença é devido à forma como foi realizada a medição. Na norma DIN, a medição foi realizada até o centro da mão, enquanto a medição brasileira foi feita até a ponta dos dedos. Esses valores de comprimento do membro superior são importantes para confeccionar uma tala (ortese) que seja compatível com a maioria das pessoas que utilizarem o equipamento proposto nesta dissertação.

A massa do membro superior é outra medida que varia bastante. O seu valor é uma relação de proporção com a massa corporal do indivíduo, Tab. 3.3.

Tabela 3.3 - Valores das proporções dos segmentos do corpo humano (IIDA; 2005).

Parte do corpo (IIDA; 2005)	% do peso total
Cabeça	6 a 8%
Tronco	40 a 46%
Membros superiores	11 a 14%
Membros inferiores	33 a 40%

3.7 Conclusões

Este Capítulo apresentou o estudo do membro superior, excetuando-se a mão. A partir deste estudo é possível identificar a dificuldade no desenvolvimento de uma estrutura “simples” que atenda todos os movimentos do membro superior, com suas respectivas amplitudes e levando-se em consideração a variabilidade de dimensões e massa dos membros superiores.

Baseado nas informações apresentadas neste Capítulo à estrutura proposta no Capítulo IV poderá viabilizar a execução de todos os movimentos do ombro (a flexão horizontal do ombro será possível, porém, com uma amplitude mais limitada) assim como a flexão e extensão do cotovelo.

CAPÍTULO IV

PROPOSIÇÃO DE UMA ESTRUTURA ROBÓTICA PARALELA ATUADA POR CABOS PARA REABILITAÇÃO DOS MOVIMENTOS DO OMBRO HUMANO

Este Capítulo apresenta a proposta de uma estrutura paralela atuada por cabos para reabilitação dos movimentos do ombro humano. Inicialmente é apresentada uma classificação para as estruturas paralelas a cabos e a modelagem matemática deste tipo de estrutura. Posteriormente, a estrutura proposta para reabilitação do ombro é apresentada e modelada.

4.1 Classificação das estruturas robóticas paralelas atuadas por cabos

O acionamento por cabos pode ser classificado de duas maneiras: pela redundância cinemática (número infinito de combinações de ângulos articulares que apresentam a mesma posição ou orientação espacial) ou pela diferença entre o número de cabos (RODRIGUES, 2009) e (VERHOEVEN; HILLER, 1998).

Com base na redundância cinemática, o acionamento por cabos é classificado de três maneiras:

- 1) Manipuladores incompletos de cinemática restrita: Nessa classificação, o número de cabos m da estrutura é menor do que o número de graus de liberdade do sistema n , ou seja, $m < n$. A Fig. 4.1 mostra a forma do mecanismo. A força da gravidade condiciona o seu posicionamento e a sua posição não está completamente especificada pelos comprimentos dos cabos, podendo existir mais de uma solução para a configuração solicitada (TRAVI; 2009).



Figura 4.1 – Manipulador incompleto de cinemática restrita (TRAVI; 2009).

- 2) Manipuladores completos de cinemática restrita: São mecanismos com o número de cabos m igual ao número de graus de liberdade do sistema n , ou seja, $m = n$, Fig. 4.2. Nesse sistema, a posição da plataforma é determinada cinematicamente pelo comprimento dos cabos. Entretanto, como o cabo pode apenas puxar e não empurrar objetos, uma condição dinâmica adicional é necessária para posicionar o objeto (ALBUS, J. S.; BOSTELMAN, 1992).



Figura 4.2 - Manipulador de completo de cinemática restrita (TRAVI; 2009).

- 3) Manipuladores atuados redundantes: Neste caso, o número de cabos m é maior que o número de graus de liberdade n , ou seja, $m > n$. Desta forma, o mecanismo atua de forma redundante, Fig. 4.3. Não há necessidade de condições dinâmicas a mais para posicionar o objeto, a posição da plataforma é completamente especificada pelos comprimentos dos cabos. Um sistema com maior redundância pode melhorar a manipulação da plataforma móvel, além de dar uma maior segurança contra ruptura de cabos. A desvantagem é a colisão de cabos que pode ocorrer devido à presença de mais cabos na estrutura (TRAVI; 2009).



Figura 4.3 - Manipulador atuado redundante (TRAVI; 2009).

Outra forma de classificação é baseada no numero de cabos, como:

- 1) Manipuladores paralelos incompletamente restritos: Neste manipulador, o número de cabos é menor que o número de graus de liberdade ($m < n$). Com isso, é necessária a adição de uma restrição lateral para posicionar a plataforma. Uma equação dinâmica é incluída no sistema.
- 2) Manipuladores paralelos completamente restritos: Uma condição deve ser sempre mantida, ($m = n + 1$). Sendo assim, a posição da plataforma é completamente determinada pela restrição cinemática definida pela tensão dos cabos.
- 3) Manipuladores paralelos redundantes restritos: A quantidade de cabos é maior que o número de graus de liberdade ($m > n + 1$). A posição da plataforma é totalmente determinada pela restrição cinemática, tendo mais de um cabo redundante (VERHOEVE, 2004).

Pode-se também em função do número de graus de liberdade controlados fazer uma classificação em função dos tipos de movimento: movimento linear de um ponto com uma translação (1T), Fig. 4.4(a); movimento de um ponto no plano com duas translações (2T), Fig. 4.4(b); movimento de um corpo no plano com uma rotação e duas translações (1R2T), Fig. 4.4(c); movimento de um ponto no espaço com três translações (3T), Fig. 4.4(d); movimento no espaço de uma barra com duas rotações e três translações (2R3T), Fig. 4.4.(e) e o movimento no espaço de um corpo com 3 rotações e 3 translações (3R3T), Fig. 4.4(f) (VERHOEVEN, 2004)

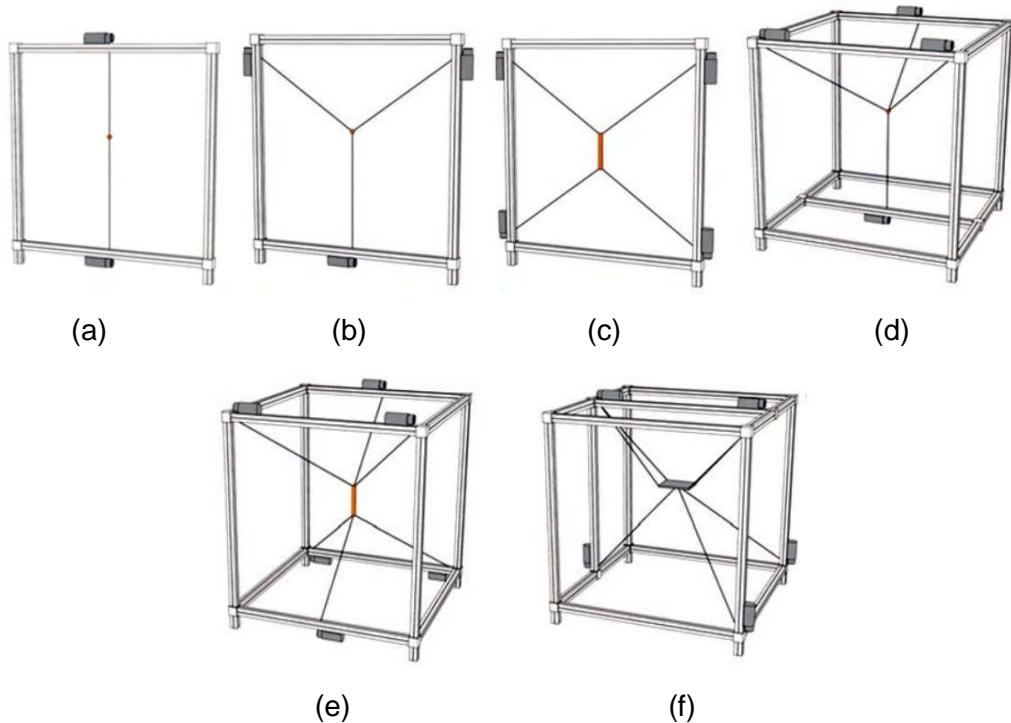


Figura 4.4 - a) Estrutura 1T ; b) Estrutura 2T ; c) Estrutura 1R2T ; d) Estrutura 3T ;
e) Estrutura 2R3T ; b) Estrutura 3R3T (TRAVI; 2009).

Outra classificação leva em consideração os pontos de fixação dos cabos nas plataformas fixa e móvel. A Fig. 4.5(a) mostra um exemplo de uma estrutura com quatro pontos de fixação na plataforma fixa, e dois pontos de fixação na plataforma móvel, sendo denominada de estrutura 4-2. Já a Fig. 4.5(b) mostra uma estrutura 4-4, isto é, quatro pontos de fixação na plataforma fixa e quatro pontos na plataforma móvel.

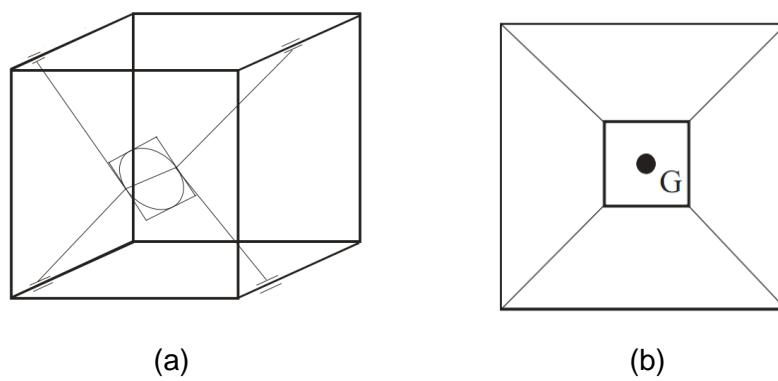


Figura 4.5 – Classificação quanto ao número de pontos de ligação dos cabos.
(a) Estrutura 4 - 2; (b) Estrutura 4 – 4.

4.2 Modelagem geométrica

O Anexo II apresenta as transformações de coordenadas, matriz de passagem clássica e matriz de passagem homogênea utilizadas na modelagem geométrica das estruturas robóticas e utilizadas neste capítulo.

4.3 Modelagem geométrica de um mecanismo tridimensional atuado por cabos

O modelo geométrico da estrutura robótica paralela atuada por cabos é obtido de forma semelhante ao modelo obtido de estruturas paralelas tradicionais (CÔTÉ, 2003). O modelo geométrico inverso permite, em função da configuração (posição e orientação) do elemento terminal, determinar o comprimento dos cabos necessários para atingir uma configuração conhecida.

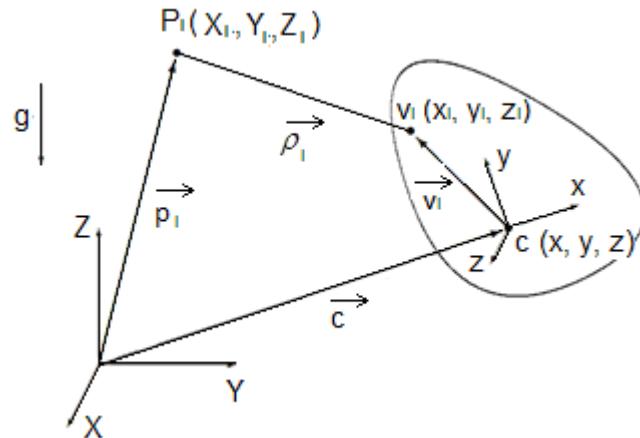


Figura 4.6 - Parâmetros do modelo geométrico inverso, (CÔTÉ, 2003).

Da Figura 4.6 pode-se escrever.

$$\begin{aligned}
 \rho_i &= \|\vec{c} + [Q]\vec{v}_i - \vec{p}_i\| \\
 \rho_i^2 &= (\vec{c} + [Q]\vec{v}_i - \vec{p}_i)^T (\vec{c} + [Q]\vec{v}_i - \vec{p}_i) \\
 \rho_i^2 &= \vec{c}^T \vec{c} + 2 \vec{c}^T [Q] \vec{v}_i - 2 \vec{c}^T \vec{p}_i + \vec{v}_i^T \vec{v}_i - 2 \vec{p}_i^T Q \vec{v}_i + \vec{p}_i^T \vec{p}_i
 \end{aligned} \tag{4.1}$$

Com i variando de 1 a m (número de cabos), sendo: \vec{p}_i o vetor posição do ponto P_i com componentes X_i , Y_i e Z_i em relação ao referencial fixo; \vec{v}_i o vetor posição do ponto V_i com componentes x_i , y_i e z_i em relação ao referencial móvel; \vec{c} o vetor posição do centro de

gravidade, origem do referencial móvel em relação ao referencial fixo; Q é a matriz de rotação entre o referencial móvel e o referencial fixo e ρ_i é distância entre os pontos P_i e V_i (comprimento do cabo i).

A Equação (4.1) pode ser escrita na forma matricial:

$$\begin{bmatrix} c_x \\ c_y \\ c_z \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} b_x & o_x & a_x \\ b_y & o_y & a_y \\ b_z & o_z & a_z \end{bmatrix} \begin{bmatrix} v_{ix} \\ v_{iy} \\ v_{iz} \end{bmatrix} - \begin{bmatrix} p_{ix} \\ p_{iy} \\ p_{iz} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \rho_{ix} \\ \rho_{iy} \\ \rho_{iz} \end{bmatrix} \quad (4.2)$$

Desenvolvendo a Eq. (4.2), tem-se:

$$\begin{bmatrix} c_x + b_x v_{ix} + o_x v_{iy} + a_x v_{iz} - p_{ix} \\ c_y + b_y v_{ix} + o_y v_{iy} + a_y v_{iz} - p_{iy} \\ c_z + b_z v_{ix} + o_z v_{iy} + a_z v_{iz} - p_{iz} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \rho_{ix} \\ \rho_{iy} \\ \rho_{iz} \end{bmatrix} \quad (4.3)$$

Da Equação (4.1) pode-se escrever as equações que relacionam os comprimentos dos cabos com a posição e a orientação do elemento terminal:

$$\begin{aligned} \rho_i^2 &= (\vec{c} + [Q]\vec{v}_i - \vec{p}_i)^2 \\ &2.v_{iz}(a_x c_x + a_y c_y + a_z c_z) + 2.p_{ix}(-c_x - b_x v_{ix} - o_x v_{iy} - a_x v_{iz}) + \\ &2.p_{iy}(-c_y - b_y v_{ix} - o_y v_{iy} - a_y v_{iz}) + 2.p_{iz}(-c_z - b_z v_{ix} - o_z v_{iy} - a_z v_{iz}) + \\ &(c_x^2 + c_y^2 + c_z^2) + v_i^2 + p_i^2 - \rho_i^2 = 0 \end{aligned} \quad (4.4)$$

4.4 Estrutura Robótica 4-2 para Reabilitação dos Movimentos do Ombro

O objetivo específico desta dissertação é o desenvolvimento e construção de uma estrutura robótica paralela atuada por cabos para reabilitação de pessoas com problemas de movimentação do ombro. Esta estrutura deve permitir a realização dos movimentos de reabilitação/recuperação do ombro permitindo diferentes velocidades e limites de operação.

A Fig. 4.7 mostra o esquema do protótipo. Este é composto por uma estrutura formada por perfis de alumínio que permitem flexibilidade de montagem (constituindo uma estrutura configurável), por quatro motores responsáveis pela movimentação da tala (órtese) fixada no membro superior do paciente, quatro encoders para realizar o controle da estrutura, células de carga, notebook, controladores e elementos de construção mecânica.

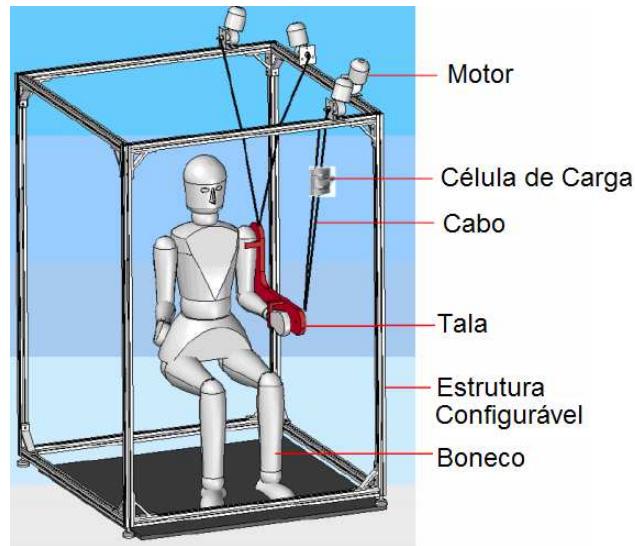


Figura 4.7 - Esquema do protótipo da estrutura.

A estrutura robótica 4-2, proposta nesta dissertação, é formada por quatro cabos dispostos em uma estrutura rígida (plataforma fixa) possuindo dois pontos de fixação na tala, Fig. 4.8. Os cabos são representados pelos comprimentos ρ_1 , ρ_2 , ρ_3 e ρ_4 que são ligados a motores acoplados a polias nos pontos P_1 , P_2 , P_3 e P_4 respectivamente. Os pontos $v_1 = v_3$ e $v_2 = v_4$ correspondem aos pontos de conexão dos cabos ρ_1 , ρ_3 , ρ_2 , ρ_4 na tala (plataforma móvel) respectivamente. A denominação 4-2 é derivada do fato da estrutura proposta possuir quatro cabos acionados em pontos distintos e 2 pontos de acoplamento em comum com a tala (órtese).

Para a modelagem geométrica da estrutura proposta são utilizados dois referenciais: o referencial fixo P_1XYZ , colocado na plataforma fixa e sua origem coincidente com o ponto P_1 e o referencial móvel c_{xyz} colocado no centro de gravidade da tala, Fig. 4.8(a).

Da Eq. 4.1 pode-se obter o modelo geométrico inverso que permite obter os comprimentos dos cabos em função da configuração (posição e orientação) da plataforma móvel, ou seja:

$$\begin{aligned}
 \rho_1 &= \sqrt{c^T c + 2 c^T Q v_1 - 2 c^T p_1 + v_1^T v_1 - 2 p_1^T Q v_1 + p_1^T p_1} \\
 \rho_2 &= \sqrt{c^T c + 2 c^T Q v_2 - 2 c^T p_2 + v_2^T v_2 - 2 p_2^T Q v_2 + p_2^T p_2} \\
 \rho_3 &= \sqrt{c^T c + 2 c^T Q v_3 - 2 c^T p_3 + v_3^T v_3 - 2 p_3^T Q v_3 + p_3^T p_3} \\
 \rho_4 &= \sqrt{c^T c + 2 c^T Q v_4 - 2 c^T p_4 + v_4^T v_4 - 2 p_4^T Q v_4 + p_4^T p_4}
 \end{aligned} \tag{4.5}$$

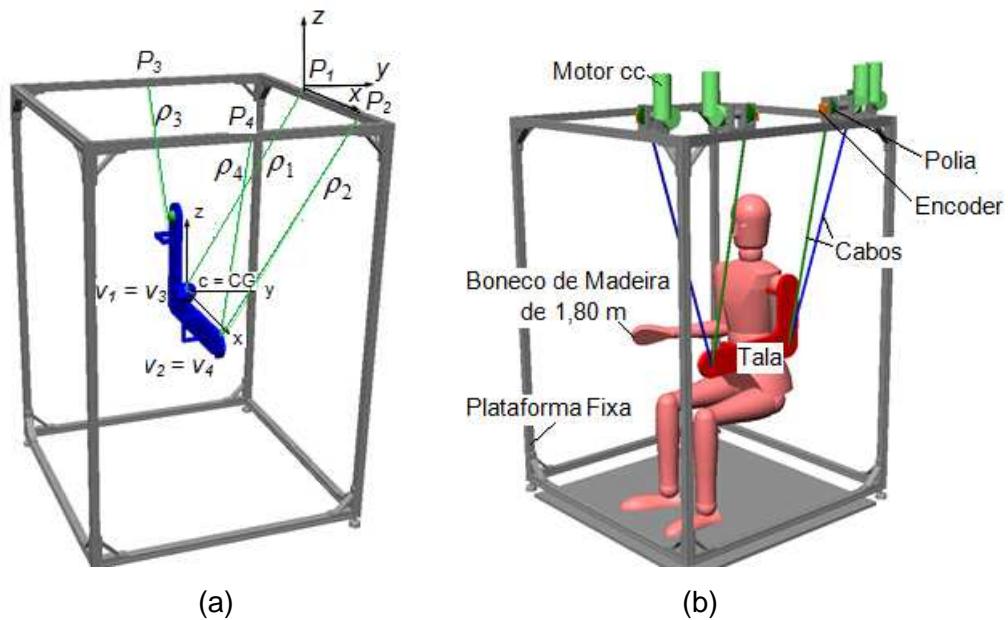


Figura 4.8 - (a) Parâmetros da estrutura paralela 4-2; (b) Esquema da estrutura paralela 4-2.

As distâncias entre os pontos P_1 e P_2 , v_1 e v_2 são ajustáveis em função das dimensões do membro superior do paciente.

A estrutura robótica 4-2 proposta permite o movimento tridimensional do membro superior a partir de uma trajetória desejada.

Em função da Fig. 4.8, tem-se:

$$P_1 = [0 \ 0 \ 0]^t \quad v_1 = [v_{1x} \ 0 \ v_{1z}] = v_3 \quad (4.6)$$

$$P_2 = [P_{2x} \ 0 \ 0]^t \quad v_2 = [v_{2x} \ 0 \ v_{1z}] = v_4$$

$$P_3 = [P_{3x} \ P_{3y} \ 0]^t$$

$$P_4 = [P_{4x} \ P_{4y} \ 0]^t$$

Para i (cabo da estrutura) de 1 até 4 aplicando-se a Eq. (4.4), obtém-se:

$i = 1$:

$$2.v_{1x}(b_x c_x + b_y c_y + b_z c_z) + 2.v_{1z}(a_x c_x + a_y c_y + a_z c_z) + (c_x^2 + c_y^2 + c_z^2) + v_1^2 - \rho_1^2 = 0 \quad (4.7)$$

$i = 2$:

$$\begin{aligned}
& 2.v_{2x}(b_x c_x + b_y c_y + b_z c_z) + 2.v_{2z}(a_x c_x + a_y c_y + a_z c_z) + \\
& 2.p_{2x}(-c_x - b_x v_{2x} - o_x v_{2y} - a_x v_{2z}) + (c_x^2 + c_y^2 + c_z^2) + v_2^2 + p_2^2 - \rho_2^2 = 0
\end{aligned} \tag{4.8}$$

$i = 3$:

$$\begin{aligned}
& 2.v_{3x}(b_x c_x + b_y c_y + b_z c_z) + 2.v_{3z}(a_x c_x + a_y c_y + a_z c_z) + \\
& 2.p_{3x}(-c_x - b_x v_{3x} - o_x v_{3y} - a_x v_{3z}) + 2.p_{3y}(-c_y - b_y v_{3x} - o_y v_{3y} - a_y v_{3z}) + \\
& (c_x^2 + c_y^2 + c_z^2) + v_3^2 + p_3^2 - \rho_3^2 = 0
\end{aligned} \tag{4.9}$$

$i = 4$:

$$\begin{aligned}
& 2.v_{4x}(b_x c_x + b_y c_y + b_z c_z) + 2.v_{4z}(a_x c_x + a_y c_y + a_z c_z) + \\
& 2.p_{4x}(-c_x - b_x v_{4x} - o_x v_{4y} - a_x v_{4z}) + 2.p_{4y}(-c_y - b_y v_{4x} - o_y v_{4y} - a_y v_{4z}) + \\
& (c_x^2 + c_y^2 + c_z^2) + v_4^2 + p_4^2 - \rho_4^2 = 0
\end{aligned} \tag{4.10}$$

O vetor c e a matriz de rotação Q são calculados de acordo com o movimento feito pela tala (plataforma móvel). O cálculo da matriz de rotação é apresentado no Anexo II.

$$[Q] = \begin{bmatrix} \cos \theta_1 \cos \theta_2 & -\cos \theta_1 \sin \theta_2 & \sin \theta_1 \\ \cos \theta_0 \sin \theta_2 + \sin \theta_0 \sin \theta_1 \cos \theta_2 & \cos \theta_0 \cos \theta_2 - \sin \theta_0 \sin \theta_1 \sin \theta_2 & -\sin \theta_0 \cos \theta_1 \\ \sin \theta_0 \sin \theta_2 - \cos \theta_0 \sin \theta_1 \cos \theta_2 & \sin \theta_0 \cos \theta_2 + \cos \theta_0 \sin \theta_1 \sin \theta_2 & \cos \theta_0 \cos \theta_1 \end{bmatrix} \tag{4.11}$$

onde

$$\begin{aligned}
b_x &= \cos \theta_1 \cos \theta_2 \\
b_y &= \cos \theta_0 \sin \theta_2 + \sin \theta_0 \sin \theta_1 \cos \theta_2 \\
b_z &= \sin \theta_0 \sin \theta_2 - \cos \theta_0 \sin \theta_1 \cos \theta_2 \\
o_x &= -\cos \theta_1 \sin \theta_2 \\
o_y &= \cos \theta_0 \cos \theta_2 - \sin \theta_0 \sin \theta_1 \sin \theta_2 \\
o_z &= \sin \theta_0 \cos \theta_2 + \cos \theta_0 \sin \theta_1 \sin \theta_2 \\
a_x &= \sin \theta_1 \\
a_y &= -\sin \theta_0 \cos \theta_1 \\
a_z &= \cos \theta_0 \cos \theta_1
\end{aligned} \tag{4.12}$$

O ângulo θ_0 é a rotação em torno do eixo X , o ângulo θ_1 é a rotação em torno do eixo Y , e o ângulo θ_2 é a rotação em torno do eixo Z .

4.5 Modelagem da tala

As dimensões da tala e a posição do centro de gravidade do conjunto formado pela tala mais o membro superior podem variar. A posição do centro de gravidade depende da posição que o membro superior do paciente pode permanecer. Há casos em que o cotovelo fica a 90° , outros casos, um ângulo menor ou maior, ou casos em que o braço pode ficar totalmente esticado. Quem determina este ângulo é o profissional responsável pela reabilitação do paciente.

Desta forma, é necessário modelar o conjunto de tal forma que o centro de gravidade possa ser calculado em qualquer posição a partir de uma posição inicial.

O comprimento e largura da tala são representados pelas distâncias d_1 , d_2 , d_3 , d_4 . O ângulo da tala pela variável α . Os pontos T_1 , T_2 , T_3 , T_4 , T_5 , T_6 são utilizados para representar a tala e posicioná-la em uma nova posição, Fig. 4.9(b).

A posição inicial utilizada é o membro superior e a tala na posição de 90° , mostrado na Fig. 4.9(a). A partir desta posição inicial, a parte vertical da tala, representada pelos pontos T_3 , T_4 e T_5 , permanece inalterada, enquanto a parte horizontal da tala é ajustada no braço do paciente.

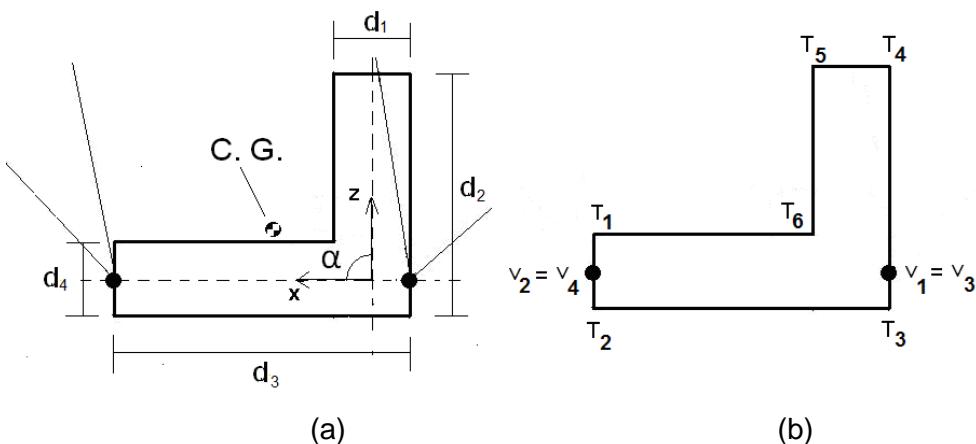


Figura 4.9 - (a) Dimensões e posição do centro de gravidade (C.G.) da tala e membro superior; (b) Pontos na tala.

No caso, os pontos T_1 , T_2 , v_2 , v_4 e o centro de gravidade (C. G.) são os pontos que sofrem rotação em torno do eixo y , Fig. 4.9(a). Os novos pontos são obtidos pela Eq. (4.13).

$$\begin{aligned}
T_1 &= Q(\alpha, \bar{y}).T_1 \\
T_2 &= Q(\alpha, \bar{y}).T_2 \\
v_2 &= Q(\alpha, \bar{y}).v_2 \\
v_4 &= Q(\alpha, \bar{y}).v_4 \\
c &= Q(\alpha, \bar{y}).c
\end{aligned} \tag{4.13}$$

4.6 Modelagem estática

Inicialmente é realizada a análise estática. Esta é feita considerando que todos os cabos devem permanecer tensionados. A análise estática é importante para determinar a qualidade de transmissão da força, um aspecto fundamental da eficiência energética do manipulador e, no caso de estrutura paralela com cabo, é necessária para a determinação do espaço de trabalho possível (OTTAVIANO,2007). Como a velocidade do cabo é baixa, devido ao uso da estrutura para reabilitação, a análise pode ser baseada em um modelo estático de forças.

A formulação das equações é feita a partir da utilização de vetores unitários nas direções dos cabos para os atuadores. A soma das forças (tensões nos cabos) é igual às forças externas agindo sobre o sistema por simplicidade nesta etapa do desenvolvimento. As forças externas agindo são: o peso do membro superior com a tala e as reações do ombro, Eq. (4.14). O mesmo ocorre com os momentos, a soma dos momentos é igual aos momentos externos aplicados ao sistema, Eq. (4.15).

$$\sum_{i=1}^n \vec{F}_i = \sum_{i=1}^n F_i \hat{\rho}_i + R_x \hat{i} + R_y \hat{j} + R_z \hat{k} = \vec{P}_{eso} \tag{4.14}$$

$$\sum_{i=1}^n \vec{t}_i = \sum_{i=1}^n \hat{\rho}_i \times [Q] \vec{v}_i = \vec{M}_g \tag{4.15}$$

Onde F_i é o valor da força em cada cabo, $\hat{\rho}_i$ é o vetor unitário para cada cabo, \vec{P}_{eso} é o peso total (membro superior mais tala). $[Q]$ é a matriz de rotação e v_i é a medida do centro de gravidade para cada cabo medida no referencial móvel. \vec{M}_g é o momento total gerado no

centro de gravidade. R_x , R_y e R_z é a reação no ombro em termos de suas coordenadas cartesianas.

No formato matricial pode-se escrever:

$$[J]^T [\vec{F}] = [\vec{W}] \quad (4.16)$$

O vetor $[\vec{F}]$ contém os valores das forças nos cabos junto com as reações no ombro, que são as variáveis a serem determinadas. $[\vec{W}]$ é o vetor com os valores de forças e momentos aplicados ao sistema. Neste caso, tem-se somente a força peso como força externa agindo sobre a plataforma móvel (tala), e o seu valor é conhecido. $[J]$ é a matriz Jacobiana.

A Fig. 4.10 mostra o modelo da análise de forças, que se assemelha a uma viga com uma articulação esférica. Esse modelo será usado para analisar a estrutura robótica proposta 4-2.

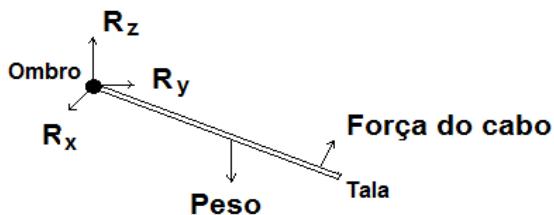


Figura 4.10 - Esquema do modelo para analisar as forças envolvidas na estrutura atuada por cabos proposta.

Apesar das velocidades envolvidas serem pequenas, foi realizado o cálculo do modelo dinâmico utilizando NEWTON-EULER. As equações de NEWTON-EULER são usadas para validar os resultados obtidos pelo modelo proposto, Eq. 4.17. M é a massa do sistema, \vec{a}_g é a aceleração da gravidade, I é o momento de inércia da plataforma, \vec{w} é a velocidade angular e \vec{M}_g é o momento das forças em relação ao centro de gravidade.

$$\begin{aligned}\sum \vec{F} &= M \cdot \vec{a}_g \\ \sum \vec{M}_g &= [I] \vec{w} + \vec{w} \times ([I] \vec{w})\end{aligned}\quad (4.17)$$

Como foi mencionado anteriormente, o movimento de reabilitação é lento, e as acelerações podem ser igualadas a zero na Eq. (4.17).

A Fig. 4.11 mostra a representação da estrutura com uma vista frontal, Fig. 4.11(a), e uma vista lateral, Fig. 4.11(b).

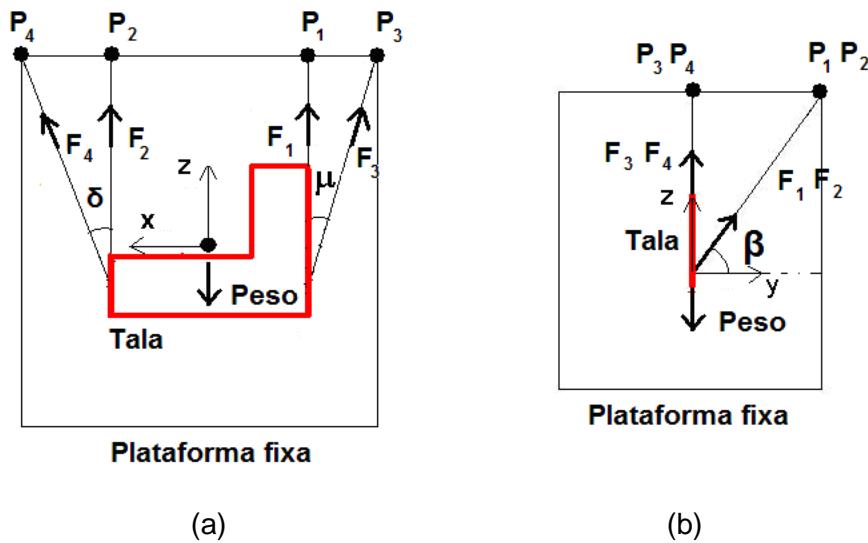


Figura 4.11 - Representação da tala na posição inicial. (a) Vista frontal; (b) Vista lateral.

Pela representação da Fig. 4.11, a equação pode ser escrita na seguinte forma:

$$F_1 \operatorname{sen}(\beta) + F_2 \operatorname{sen}(\beta) + F_3 \cos(\mu) + F_4 \cos(\delta) + \vec{R} = \vec{Peso} \quad (4.18)$$

Esta equação, Eq. (4.18), é a condição para validar o modelo. Os resultados obtidos das forças por meio da Eq. (4.16) são substituídos na Eq. (4.18) e verifica-se então se o valor do peso é o mesmo. Com isso, tem-se ou não a validação do modelo.

O ângulo β , δ e μ são obtidos por trigonometria. O ângulo β é o arco tangente que equivale a altura do cabo no eixo z pela distância do cabo ao motor 1 no eixo y . A altura em z é composta pela coordenada z da variável v_i no sistema de referência inercial (no caso pode ser v_1 , v_2 , v_3 , v_4 , pois apresentam o mesmo valor da coordenada z). A distância do

motor para o cabo é a coordenada y da variável v no sistema de referência inercial, Eq. (4.19).

O ângulo δ é o arco tangente que equivale à distância do motor 4 para o ponto v_4 na coordenada x pela altura do cabo 4 (corresponde à distância em z da variável v_2 ou v_4 no sistema de referência inercial), Eq. (4.20).

O ângulo μ é calculado de forma semelhante ao ângulo δ . O ângulo μ é o arco tangente que equivale à distância do motor 3 para o ponto v_3 na coordenada x pela altura do cabo 3 (corresponde à distância em z da variável v_2 ou v_4 no sistema de referência inercial), Eq. (4.21).

$$\beta = \text{arc tan} \left(\frac{P_{1,z} - v'_{1,z,inercial}}{P_{1,y} - v'_{1,y,inercial}} \right) \quad (4.19)$$

$$\delta = \text{arc tan} \left(\frac{P_{4,x} - v'_{4,x,inercial}}{P_{4,z} - v'_{4,z,inercial}} \right) \quad (4.20)$$

$$\mu = \text{arc tan} \left(\frac{P_{3,x} - v'_{3,x,inercial}}{P_{3,z} - v'_{3,z,inercial}} \right) \quad (4.21)$$

A variável $v'_{inercial}$ é o parâmetro v no sistema de referência inercial em que a matriz de rotação já foi aplicada sobre o ponto, Eq. (4.22).

$$v'_{inercial} = Q(\alpha, \bar{y}) \cdot v_{inercial} \quad (4.22)$$

4.7 Elasticidade dos cabos

O elemento terminal (órtese) é ligado à base fixa por cabos que podem ser feitos de diferentes materiais. A consideração a ser feita é que os materiais apresentam um comportamento elástico e a força agindo no material causa deformação. O material é dito tendo comportamento elástico se este voltar à sua forma inicial depois que ocorrer uma deformação e as forças pararem de agir sobre ele. O regime elástico é caracterizado por uma relação linear entre tensão e deformação.

A lei de Hook é dada pela Eq. (4.23)

$$\sigma = E\varepsilon \quad (4.23)$$

A tensão é dada por σ , o módulo de elasticidade do material por E , e a deformação por ε . A deformação do cabo pode ser substituída pela variação do cabo ΔL , onde L é comprimento do cabo (HIBBELER, 2009).

$$\Delta L = \frac{\sigma}{E} L \quad (4.24)$$

Com as Equações (4.23) e (4.24) é possível determinar a deformação do cabo escolhido e se este suporta os esforços aplicados.

4.8 Conclusões

Neste Capítulo foi apresentada a modelagem geral das estruturas robóticas paralelas atuadas por cabos.

O modelo matemático da estrutura robótica proposta 4-2 foi obtido. Este será utilizado na seqüência do trabalho para o estudo do espaço de trabalho da estrutura proposta, confecção do protótipo e testes experimentais.

CAPÍTULO V

ESPAÇO DE TRABALHO DA ESTRUTURA PROPOSTA

Neste Capítulo é feito um estudo sobre o espaço de trabalho das estruturas robóticas atuadas por cabos. É definido o espaço de trabalho da estrutura proposta, com suas regiões viáveis e não viáveis. Um algoritmo para obter estas regiões é apresentado.

5.1 Introdução

Uma das características mais importantes de um manipulador robótico é o espaço de trabalho, que pode ser dividido em diferentes categorias. Nesta dissertação é utilizado o espaço de trabalho estaticamente alcançável, isto é, o espaço composto por posições do elemento terminal a partir de um ponto de referência (centro de massa) que, sob aplicação de forças externas, tais como peso e ignorando os efeitos de inércia, o elemento terminal deve estar em equilíbrio estático. Os comprimentos de todos os cabos devem ser menores do que um valor máximo (comprimento máximo do cabo) e todos os cabos devem estar tensionados com valores de tensões menores que um determinado valor (tensão máxima do cabo) e as tensões não podem ser negativas (cabos frouxos).

Este espaço de trabalho é composto por todas as posições de movimento da plataforma que podemos aplicar cargas (forças e momentos).

Este espaço pode ser dividido em duas categorias: o primeiro é o espaço de trabalho de orientação constante e o segundo é o espaço de trabalho com orientação total.

O espaço de trabalho de orientação constante é o espaço em que o centro de massa se movimenta com uma determinada orientação.

Já o espaço de trabalho com orientação total é composto pelo espaço no qual o centro de massa da plataforma se movimenta considerando todas as orientações possíveis do elemento terminal (HAMEDI; ZOHOOR, 2008).

Neste Capítulo é obtido o espaço de trabalho estaticamente alcançável para a estrutura proposta. Todos os cabos estão tensionados, ou seja, seus valores não podem ser negativos. É desprezada a elasticidade dos cabos.

Resumindo, o espaço de trabalho a ser obtido é o conjunto de posições e orientações que a plataforma móvel é controlada. Algumas condições devem ser satisfeitas para a geração do espaço de trabalho. No caso em estudo, a plataforma móvel é a tala.

As condições são:

- 1) As tensões nos cabos devem ser sempre positivas;
- 2) O valor das forças não pode ultrapassar um valor máximo permitido pelo cabo;
- 3) O comprimento do cabo não pode ultrapassar um valor máximo permitido;
- 4) Evitar regiões de singularidade;
- 5) Não pode haver contato entre os cabos.

A primeira condição relata que todas as forças devem ser sempre positivas, inclusive seus valores não podem ser iguais a zero, pois zero indica que o cabo não está tracionado, tornando assim uma região não controlada. A segunda condição menciona o fato que se a força do cabo for maior que um valor permitido, no caso a resistência do cabo, por exemplo, pode ocorrer falha ou ruptura do cabo. A terceira condição também tem a mesma idéia da condição anterior, mas nesse caso, o movimento não se completa devido à limitação do cabo. A quarta condição menciona as singularidades, que são pontos em que a estrutura perde o controle. A quinta condição diz respeito ao contato entre os cabos. Deve-se evitar que um cabo toque o outro, pois o movimento de um pode interferir no movimento do outro, consequentemente, isso afetará o movimento geral da plataforma móvel.

Na primeira análise do espaço de trabalho da estrutura proposta, Fig. 4.7, todo espaço é considerado sem as condições anteriormente mencionadas.

Como o modelo é do movimento do ombro, deve-se traçar o espaço de trabalho a partir dos limites de seu movimento.

O movimento de circundução é o movimento que descreve essa movimentação do membro superior levando em consideração os limites de movimentação do ombro, esse movimento pode ser visto na Fig. 5.1. O movimento de circundução reúne rotação em torno dos três eixos (X, Y e Z). Quando a amplitude de circundução alcança seu valor máximo, o braço descreve no espaço um cone irregular: o cone da circundução. Este cone delimita uma esfera cujo centro é o ombro e cujo raio é o comprimento do membro superior,

denominado de setor de acessibilidade esférico, correspondente a uma região em que é possível o movimento de levar objetos até a boca sem mexer o tronco, (KAPANJI, 2000). Na Fig. 5.1, a curva representa a base do cone de circundução (trajetória da ponta do dedo), passando por diferentes setores do espaço, determinados pelos planos de referência da articulação: a) Plano Sagital (flexão-extensão verticais); b) Plano Frontal (abdução-adução); c) Plano Horizontal (flexão-extensão horizontais). A curva passa pelos setores: III – abaixo, frente e esquerda; II – acima, frente e esquerda; IV – acima, atrás e direita; V – abaixo, atrás e direita; VIII – abaixo, atrás e esquerda é uma trajetória muito curta, por causa da amplitude baixa da extensão-abdução, o setor VII não visível, fica em cima.

Desta forma, o estudo do espaço de trabalho é baseado no cone formado pelo movimento de circundução, Fig. 5.1

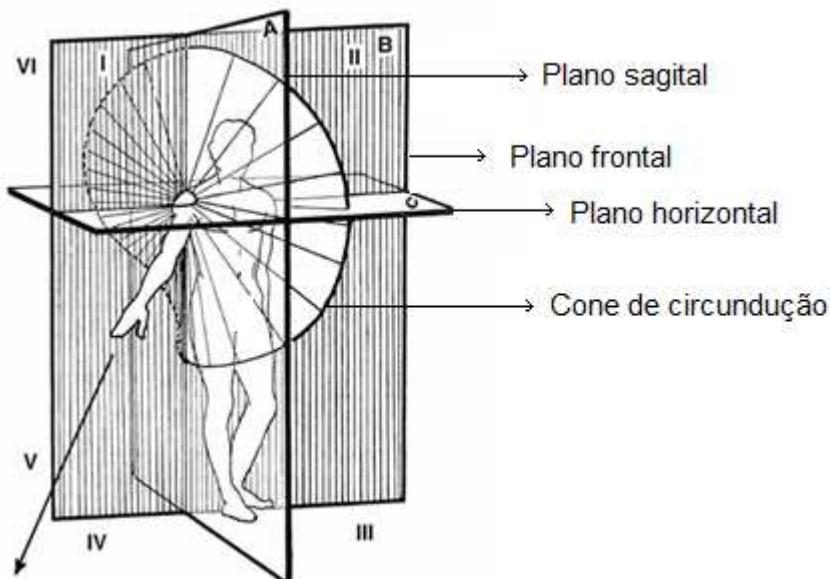


Figura 5.1 - Movimento de circundução do ombro (KAPANJI, 2000).

A Fig. 5.2 mostra o espaço de trabalho inicial da estrutura proposta, tendo em conta os limites de movimento da circundução $\theta_0 = 0^\circ$ a 180° , $\theta_1 = -50^\circ$ a 50° e $\theta_2 = 0^\circ$.

Os ângulos θ_0 , θ_1 e θ_2 , que são utilizados ao longo deste Capítulo, são os ângulos de rotação em torno de eixos fixos X, Y e Z, respectivamente, Anexo II.

Os parâmetros usados são os mesmos do protótipo experimental, apresentado no Capítulo 6. A Tabela 5.1 apresenta os valores utilizados para traçar o espaço de trabalho inicial.

Tabela 5.1 - Parâmetros utilizados para o traçado do espaço de trabalho inicial.

Parâmetros da Simulação (Eixo Inercial)	Valores [m]
Dimensões da Estrutura Fixa (X,Y,Z)	1,08 x 1,08 x 1,5
Posição do Ombro no Referencial Inercial (X,Y,Z)	0,0205 x -0,3850 x -0,5250
Tamanho do ombro até a ponta do dedo	0,675

O tamanho do ombro até a ponta do dedo, Tab. 6.1, foi medido no boneco antropométrico e antropomórfico, com altura total de 1,8 metro, utilizado nos testes experimentais, Capítulo 6.

Em uma primeira análise, é importante conhecer o espaço de trabalho inicial, sem restrições, seu tamanho e formato para o correto dimensionamento da plataforma fixa da estrutura proposta.

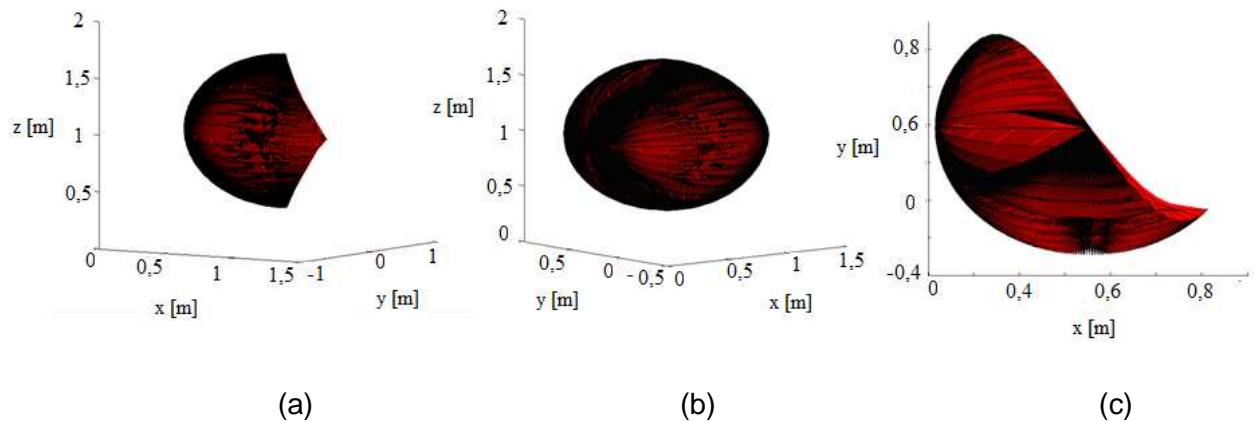


Figura 5.2 - Espaço de trabalho inicial. (a) e (b) Vista tridimensional; (c) Vista de topo.

Na seqüência, foi implementado outro programa em MATLAB®. Este programa checa todos os pontos do espaço para obter o espaço de trabalho estaticamente alcançável, partindo do espaço de trabalho inicial, Fig. 5.2.

Os pontos devem seguir as seguintes condições definidas anteriormente e a eq. 4.16

$$\begin{aligned}
 [F] = [J]^{-T} [W] \\
 \text{condição} \begin{cases} F_i \in [F_{\min}, F_{\max}] \\ F_i > 0 \rightarrow i = 1, 2, 3, 4 \\ l_i \leq l_{\max} \end{cases}
 \end{aligned} \tag{5.1}$$

O Algoritmo mostrado na Fig. 5.3 representa o procedimento para obter o espaço de trabalho estaticamente alcançável. O usuário inicialmente impõe os valores do comprimento máximo, força máxima e ângulos limites para o movimento. Todos os outros parâmetros do programa são conhecidos e específicos da estrutura proposta. Em seguida, o programa resolve a Eq. 4.1 e a Eq. 4.16, caso o valor esteja dentro do limite do comprimento máximo e força máxima, o ponto está numa região viável, senão está em uma região não viável. O cálculo é repetido para os vários ângulos que estão dentro do limite do movimento imposto pelo usuário. O número de ângulos a serem avaliados vai depender do incremento imposto, quanto menor o incremento, maior o número de cálculos (mais ângulos).

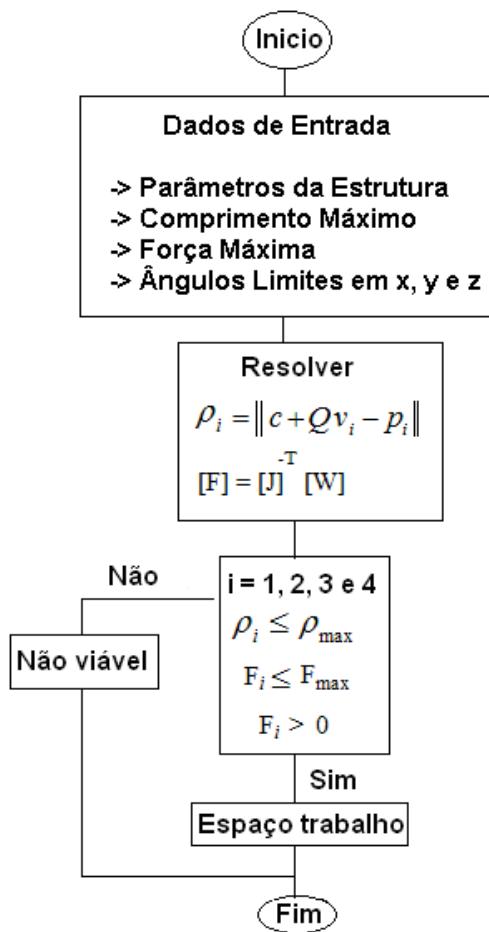


Figura 5.3. Algoritmo para determinar o espaço de trabalho estaticamente alcançável.

5.2 Espaço de trabalho para os movimentos do ombro aplicados à reabilitação

Nesta sessão é analisado o espaço de trabalho dos vários movimentos do ombro aplicados na sua reabilitação, conforme os principais movimentos apresentados no Capítulo 3.

O objetivo é obter o espaço de trabalho estaticamente alcançável a partir da teoria apresentada, Fig. 5.3. Existem alguns pontos que são possíveis, pertencentes ao espaço de trabalho e outros pontos que não são possíveis.

As Tabelas 5.1 a 5.3 apresentam os valores das variáveis necessárias para simulação obtidos do protótipo experimental.

Tabela 5.2 - Parâmetros utilizados nas simulações.

Parâmetros da Simulação (Eixo Inercial)	Valores [m]
Posição do Eixo de Referência Inercial (X,Y,Z)	0,75 x 0 x 1,5
Posição do Motor 1 no Referencial Inercial (X,Y,Z)	0 x 0 x 0
Posição do Motor 2 no Referencial Inercial (X,Y,Z)	0,38 x 0 x 0
Posição do Motor 3 no Referencial Inercial (X,Y,Z)	-0,33 x -0,32 x 0
Posição do Motor 4 no Referencial Inercial (X,Y,Z)	0,75 x -0,32 x 0

Tabela 5.3 - Parâmetros utilizados nas simulações.

Parâmetros da Simulação (Eixo Móvel)	Valores [m]
Posição do Eixo Móvel (C.G.) em relação ao ombro	0,095 x 0,062 x -0,22
Posição 1 de fixação do cabo na Tala no Eixo Móvel (X,Y,Z)	-0,14 x 0 x -0,055
Posição 2 de fixação do cabo na Tala no Eixo Móvel (X,Y,Z)	0,24 x 0 x -0,055
Posição 3 de fixação do cabo na Tala no Eixo Móvel (X,Y,Z)	-0,14 x 0 x -0,055
Posição 4 de fixação do cabo na Tala no Eixo Móvel (X,Y,Z)	0,24 x 0 x -0,055

Os parâmetros utilizados no algoritmo como condições são: $F_{min} = 0,00001\text{ N}$; $F_{max} = 400\text{ N}$ (limite de resistência do cabo de nylon utilizado no projeto da estrutura) e $\rho_{max} = 1,5\text{ m}$.

No movimento de abdução, os ângulos de rotação em torno de Y e Z são mantidos constantes, enquanto o ângulo em torno X varia de 0° até 120° com incremento de 5° . A Fig. 5.4 mostra a seqüência do movimento e o espaço de trabalho que, para esse movimento, possui 25 pontos possíveis e nenhum ponto na região não viável.

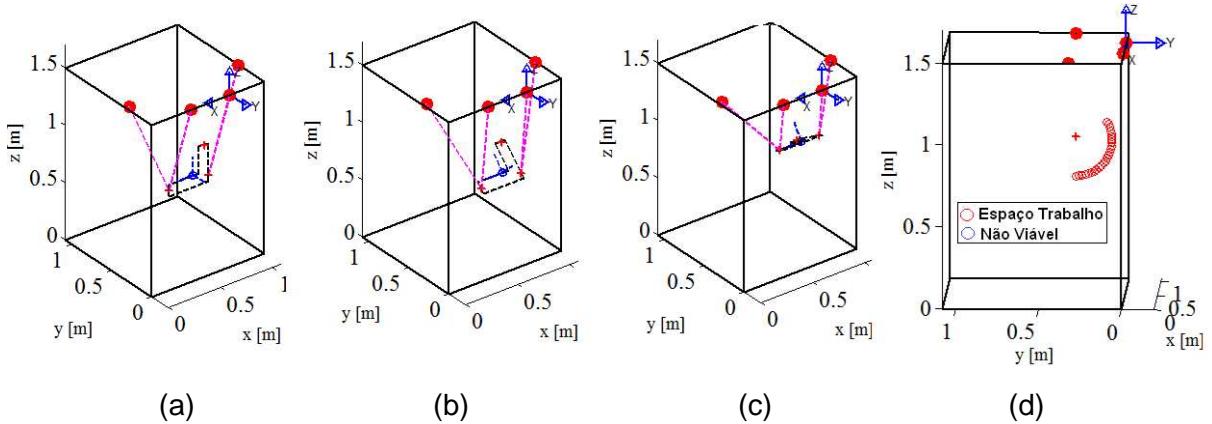


Figura 5.4 - (a) Tala na posição inicial 0° ; (b) Abdução de 45° , (c) Abdução de 120° ; (d) Espaço de trabalho.

No movimento de flexão-extensão vertical, os ângulos ao redor do eixo X e Z são mantidos constantes, enquanto o ângulo ao redor do eixo Y varia de 50° até -100° com incremento de 5° . A Fig. 5.5 mostra o movimento jun to com o espaço de trabalho, que para este movimento, possui 22 pontos possíveis e 9 pontos na região não viável. Durante parte do movimento ocorre violação de algumas das restrições, pois há uma região concentrada de pontos inviáveis, um dos cabos fica sem tração, frouxo, e para o espaço de trabalho isto não é permitido.

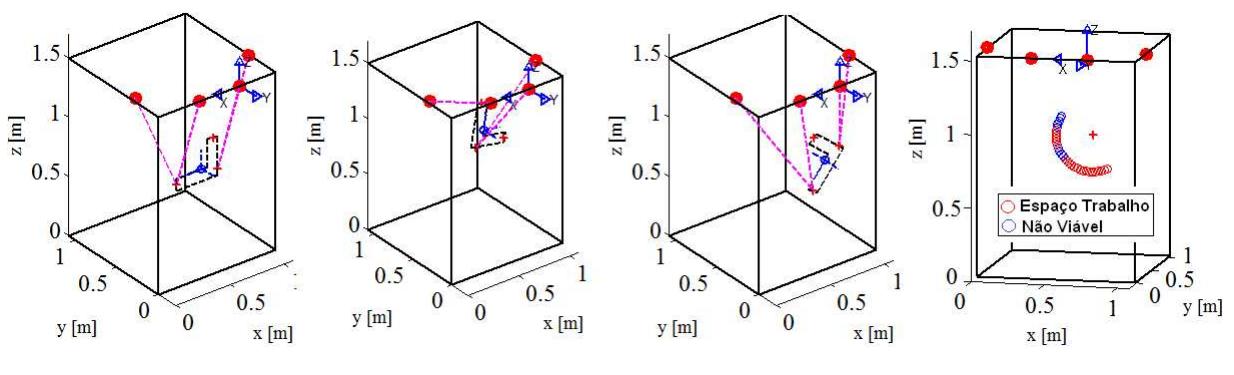


Figura 5.5 - (a) Tala na posição inicial 0° ; (b) Flexão vertical 100° ; (c) Extensão vertical 50° ; (d) Espaço de trabalho

O movimento de flexão e extensão horizontal tem as mesmas características do movimento anterior, flexão e extensão verticais. A diferença é a rotação em torno do eixo Y que ocorre quando a tala esta rotacionada em torno de X (90°), o incremento usado é de 5°. A rotação em Y é de -50° a 50°. Na Fig. 5.6 é mostrado o movimento junto com o seu espaço de trabalho, que tem 11 pontos possíveis e 10 pontos na região não viável.

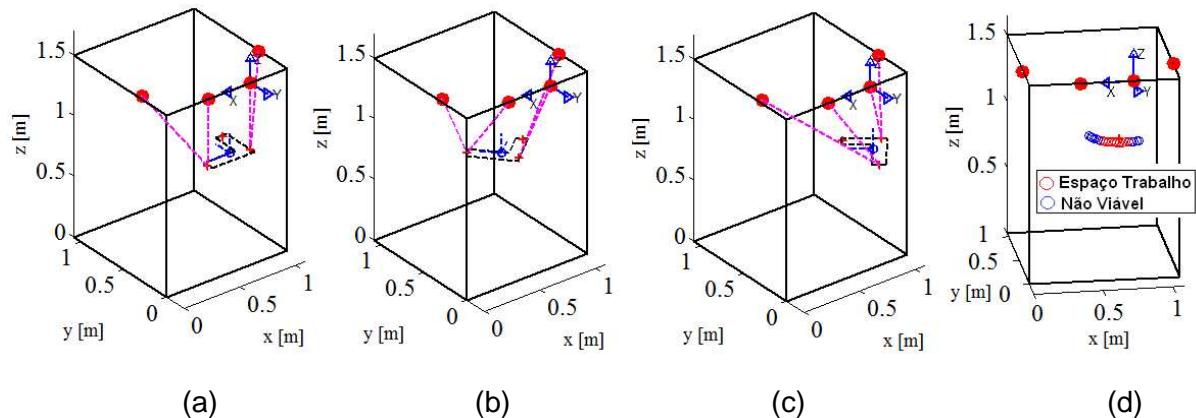


Figura 5.6 - (a) Tala na posição inicial 90°; (b) Flexão horizontal -50° (c) Extensão horizontal 50° (d) Espaço de trabalho

O movimento de rotação em torno do eixo Z, mantendo os ângulos de rotação em torno dos eixos X e Y constantes, é mostrado na Fig. 5.7. O movimento é feito de -50° a 50° com incremento de 5°. O espaço de trabalho do movimento apresenta 9 pontos possíveis e 12 pontos na região não viável.

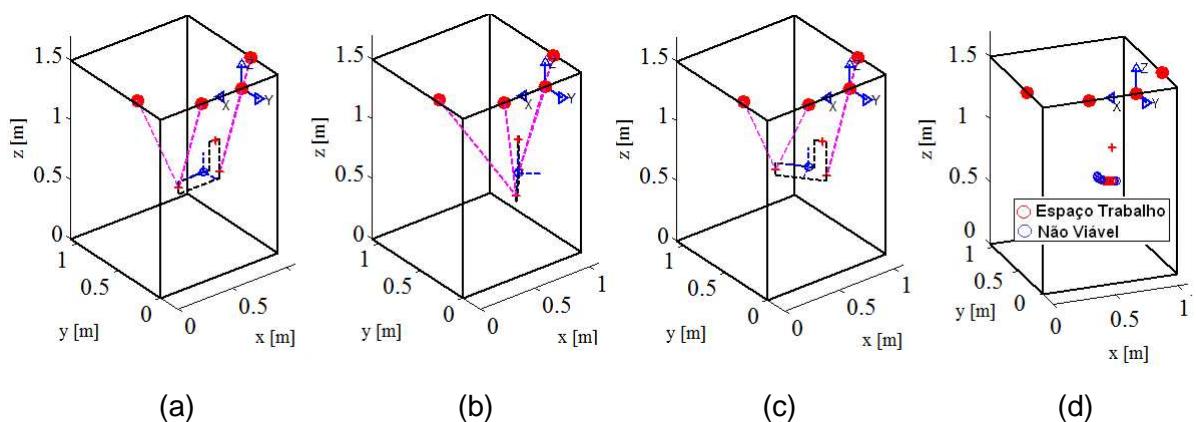


Figura 5.7 - (a) Tala na posição inicial 0°; (b) rotação em Z de 50°, (c) rotação em Z de - 50°, (d) Espaço de trabalho.

Combinando o movimento de abdução-adução com flexão e extensão é formado um movimento que reúne as rotações em torno dos eixos X e Y simultaneamente, mantendo constante o ângulo em Z . A Fig. 5.8 mostra o movimento e seu espaço de trabalho, que possui 29 pontos possíveis e 11 pontos na região não viável, o incremento usado é de $4,5^\circ$ em X e 5° em Y . Os valores diferentes do incremento afetam apenas a visualização das regiões viáveis e não viáveis, a opção desses incrementos foi devida à boa visualização fornecida.

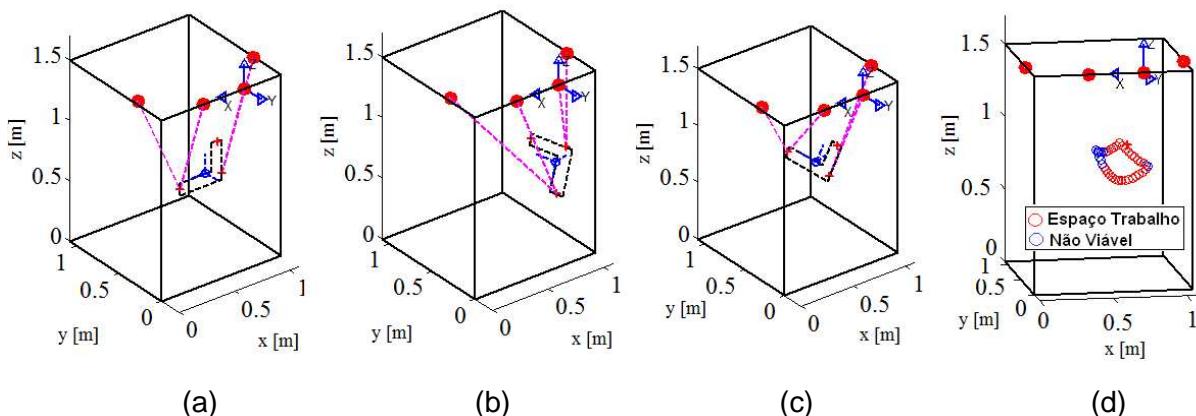


Figura 5.8 - (a) Tala na posição inicial 0° ; (b) Rotação em X (45°) e y (50°); (c) Rotação em X (45°) e Y (-50°); (d) Espaço de trabalho.

5.3 Espaço de trabalho para os limites do movimento do ombro

O espaço de trabalho mais geral é limitado pelo movimento global do ombro, que é representado pelo movimento de circundução, Fig. 5.2.

Nesta análise é avaliado o espaço gerado pela posição do centro de gravidade, formado pelo membro superior e pela tala. A rotação em torno de Z será considerada porque ela afeta a força e o comprimento do cabo. Os parâmetros usados são os mesmos das Tabs. 5.1 a 5.3.

A idéia é determinar o espaço de trabalho mais geral possível. Os limites do movimento são $\theta_0 = 0^\circ$ a 180° , $\theta_1 = -50^\circ$ a 50° e $\theta_2 = -50^\circ$ a 50° . O incremento do ângulo θ_0 é 18° e θ_1 é 10° .

A Fig. 5.9 mostra o espaço de trabalho obtido para diferentes ângulos Z com os incrementos propostos. Na Fig. 5.9(a) o espaço de trabalho possui 51 pontos possíveis e 59 pontos na região não viável, Fig. 5.9(b) o espaço de trabalho tem 51 pontos possíveis e 59 pontos na região não viável e na Fig. 5.9(c) o espaço de trabalho tem 33 pontos possíveis e 77 pontos na região não viável.

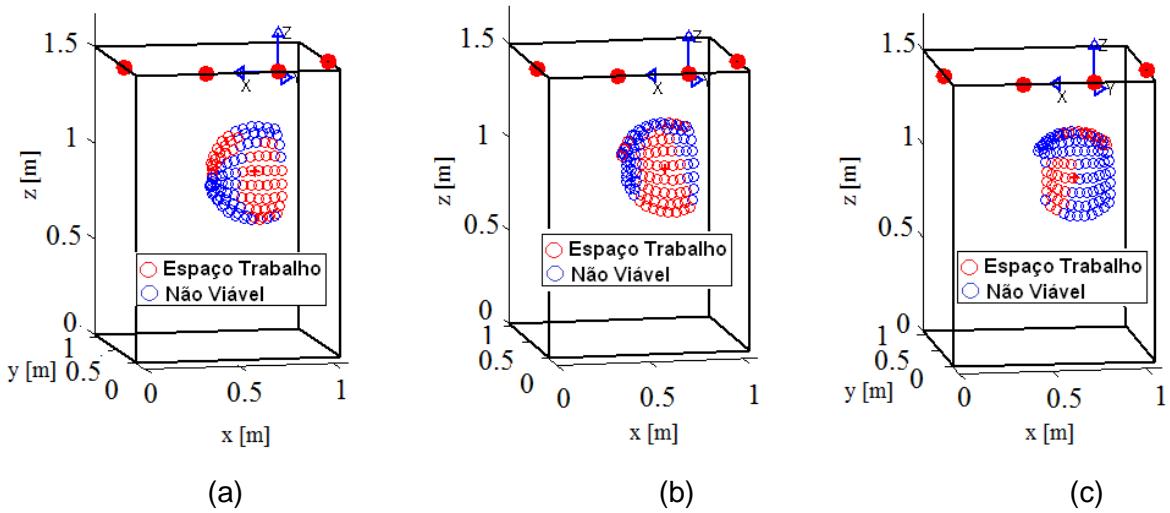


Figura 5.9 - (a) Espaço de Trabalho com $\theta_2 = -50^\circ$ (rotação Z) constante; (b) Espaço de Trabalho com $\theta_2 = 0^\circ$ (rotação Z) constante; (c) Espaço de Trabalho com $\theta_2 = 50^\circ$ (rotação Z) constante.

Finalmente, combinando algumas rotações em θ_2 , forma-se um único espaço de trabalho com incremento θ_2 de 25° . Este espaço de trabalho obtido, que pode ser visto na Fig. 5.10(a), apresenta 244 pontos possíveis e 306 pontos não viáveis, é denominado de estaticamente alcançável com orientação total, pois combina todas as orientações e posições do elemento terminal. Quando há variação de apenas uma orientação mantendo as demais constantes, denomina-se espaço de trabalho estaticamente alcançável com orientação constante, espaços mostrados anteriormente.

Pelo gráfico da Fig. 5.10(b), os pontos em relação ao ângulo podem ser também avaliados, dando uma idéia do comportamento do espaço de trabalho em relação à posição da tala em Z. A região que apresenta mais pontos viáveis é na posição em que Z está de 10° até 17° e a região que apresenta mais pontos não viáveis é próximo de 50° .

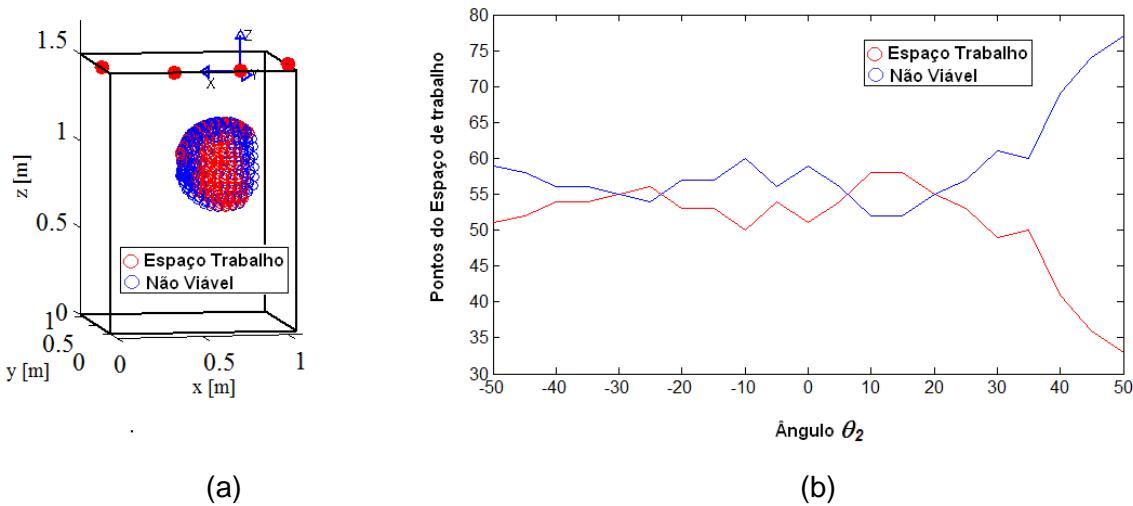


Figura 5.10 - (a) Espaço de trabalho combinado com valores de θ_2 ; (b) Gráfico com vários ângulos θ_2 e seus respectivos pontos no espaço de trabalho.

5.4 Conclusões

Neste Capítulo foi apresentada a análise matemática do espaço de trabalho da estrutura robótica paralela atuada por cabos para reabilitação dos movimentos do ombro.

O espaço de trabalho é fundamental para conhecer a região em que a estrutura irá se deslocar.

A análise dos espaços de trabalho para as regiões de cada movimento separado do ombro são necessárias para determinar os pontos em que o controle deverá agir e impedir que a estrutura se movimente de forma descontrolada.

Da Figura 5.10, a região não viável representa cerca de 56% do espaço de trabalho. Para diminuir, ou eliminar, esta região não viável pode-se, por exemplo, aumentar o número de cabos ou mudar a posição dos motores. Para isto é necessário o desenvolvimento de um programa de otimização não abordado nesta dissertação.

Dentro dos limites de movimentação do ombro a estrutura proposta pode ser aplicada para auxiliar o profissional da saúde no processo de reabilitação do paciente.

CAPÍTULO VI

CAMARES (CABLE MANIPULATOR FOR REHABILITATION OF SHOULDER)

Neste Capítulo é apresentado o protótipo da estrutura robótica paralela atuada por cabos proposta nesta dissertação e denominada CaMaReS (*Cable Manipulator for Rehabilitation of Shoulder*). São apresentadas também simulações gráficas tridimensionais e numéricas da estrutura proposta. Bem como resultado de testes experimentais.

6.1 CaMaReS

Com base no estudo dos movimentos do ombro humano, descritos no Capítulo III foi desenvolvido o projeto de uma estrutura robótica capaz de auxiliar no processo de reabilitação desta articulação.

A estrutura robótica paralela proposta atua sobre o paciente através de cabos acionados por motores elétricos acoplados a encoders, Fig. 6.1.

A modelagem matemática da estrutura foi apresentada no Capítulo IV e seu controle será apresentado no Capítulo VII.

Para as simulações gráficas, numéricas e testes experimentais foi utilizado um boneco de madeira comercial antropométrico e antropomórfico com estatura de 1,80m.

A plataforma fixa foi construída com perfis estruturais de alumínio que permitem flexibilidade de montagem e reconfiguração da estrutura. Para permitir o deslocamento da estrutura esta foi dotada de rodízios.

Na Figura 6.1(e) é mostrado em detalhe o módulo de tração do cabo que é composto por: um motor DC Bosch (modelo CEP 006 WMO 310) com 45RPM e alimentação

de 24 Volts; encoder modelo HEDS 5500 com alimentação de 5 Volts e 500 pulsos por volta; acoplamento elástico; mancais, polia e célula de carga.

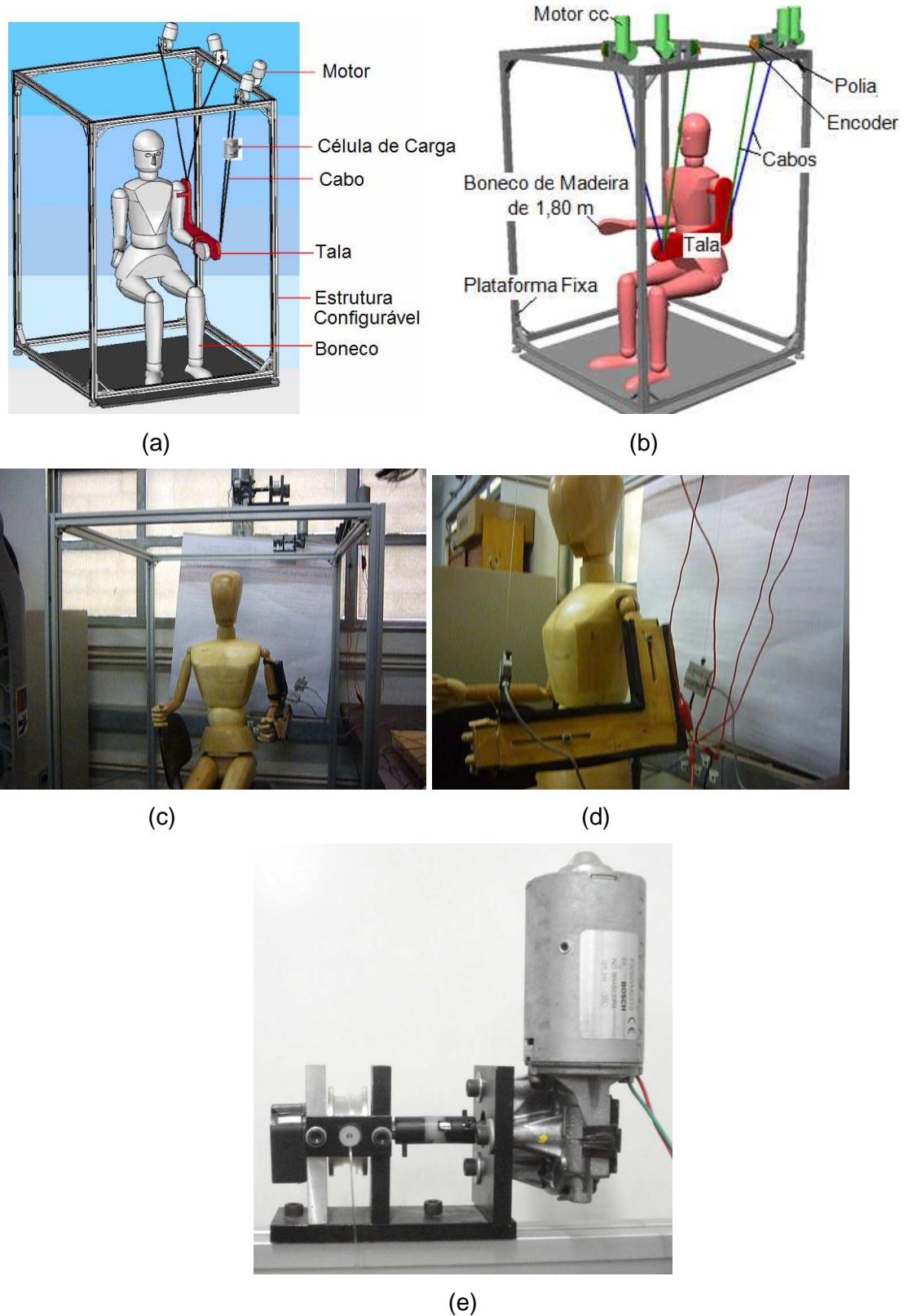


Figura 6.1 – (a) e (b) Esquema da estrutura proposta; (c) e (d) Protótipo CaMaReS; (e) Módulo de tração.

A plataforma móvel, neste primeiro protótipo, foi construída em madeira de tal forma que permita o ajuste em função do membro superior do paciente, Fig. 6.2 (NUNES et. al., 2011). Na versão comercial será utilizada uma órtese.



Figura 6.2 – Projeto da Tala (plataforma móvel).

A união da plataforma móvel (tala) com os módulos de tração dos cabos é realizada com cabos de nylon com 1 mm de diâmetro e limite de resistência a ruptura de 40 quilos.

6.2 Simulações Gráficas e Numéricas do CaMaReS

Neste item são apresentadas as simulações gráficas tridimensionais da estrutura CaMaReS, realizadas com o auxílio dos softwares SolidWorks® e Visual Nastran®. Os movimentos simulados são os apresentados no Capítulo III. Para estas simulações foram utilizados os parâmetros de construção do protótipo apresentados nas Tabs. 6.1 e 6.2.

Para facilitar o entendimento das simulações, adota-se como referência para descrição dos movimentos realizados pelo equipamento os dois atuadores ao lado do paciente como atuadores laterais, o atuador à frente do mesmo como anterior e o atrás como posterior.

Tabela 6.1 – Parâmetros da estrutura.

Parâmetros da Simulação (Eixo Inercial)	Valores
Dimensões da Estrutura Fixa (X, Y, Z)	1,08m x 1,08m x 1,5m
Posição do Eixo de Referência Inercial (X, Y, Z)	0,75m x 0m x 1,5m
Posição do Motor 1 no Referencial Inercial (X, Y, Z)	0m x 0m x 0m
Posição do Motor 2 no Referencial Inercial (X, Y, Z)	0,38m x 0m x 0m
Posição do Motor 3 no Referencial Inercial (X, Y, Z)	-0,33m x -0,32m x 0m
Posição do Motor 4 no Referencial Inercial (X, Y, Z)	0,75m x -0,32m x 0m
Posição do Ombro no Referencial Inercial (X, Y, Z)	0,045m x -0,38m x -0,575m

Tabela 6.2 – Parâmetros da estrutura.

Parâmetros da Simulação (Eixo Móvel)	Valores
Posição do Eixo Móvel (C.G.) em relação ao ombro	0,095m x 0,062m x -0,22m
Posição 1 de fixação do cabo na Tala no Eixo Móvel (x, y, z)	-0,14m x 0m x -0,055m
Posição 2 de fixação do cabo na Tala no Eixo Móvel (x, y, z)	0,24m x 0m x -0,055m
Posição 3 de fixação do cabo na Tala no Eixo Móvel (x, y, z)	-0,14m x 0m x -0,055m
Posição 4 de fixação do cabo na Tala no Eixo Móvel (x, y, z)	0,24m x 0m x -0,055m

6.2.1 Abdução do Ombro

Para o movimento de abdução do ombro, os atuadores localizados ao lado do paciente são acionados simultaneamente, elevando o braço da posição anatômica até a posição de 120°, amplitude máxima da abdução sem que seja necessário o deslocamento do lado oposto do corpo, Fig. 6.3. A Figura 6.4 apresenta a posição do centro de gravidade, ângulo de rotação e comprimentos dos cabos obtidos pelas equações do Capítulo VI.

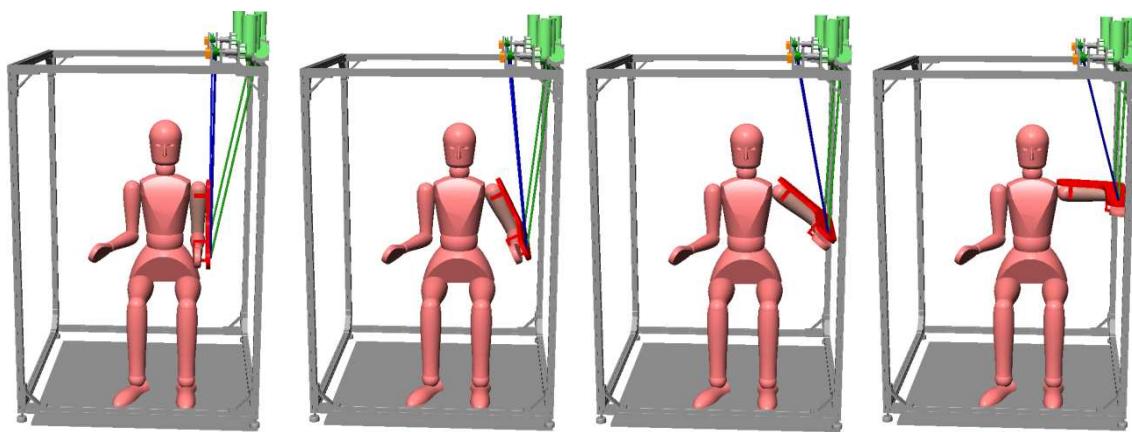


Figura 6.3 - Seqüência do movimento de abdução.

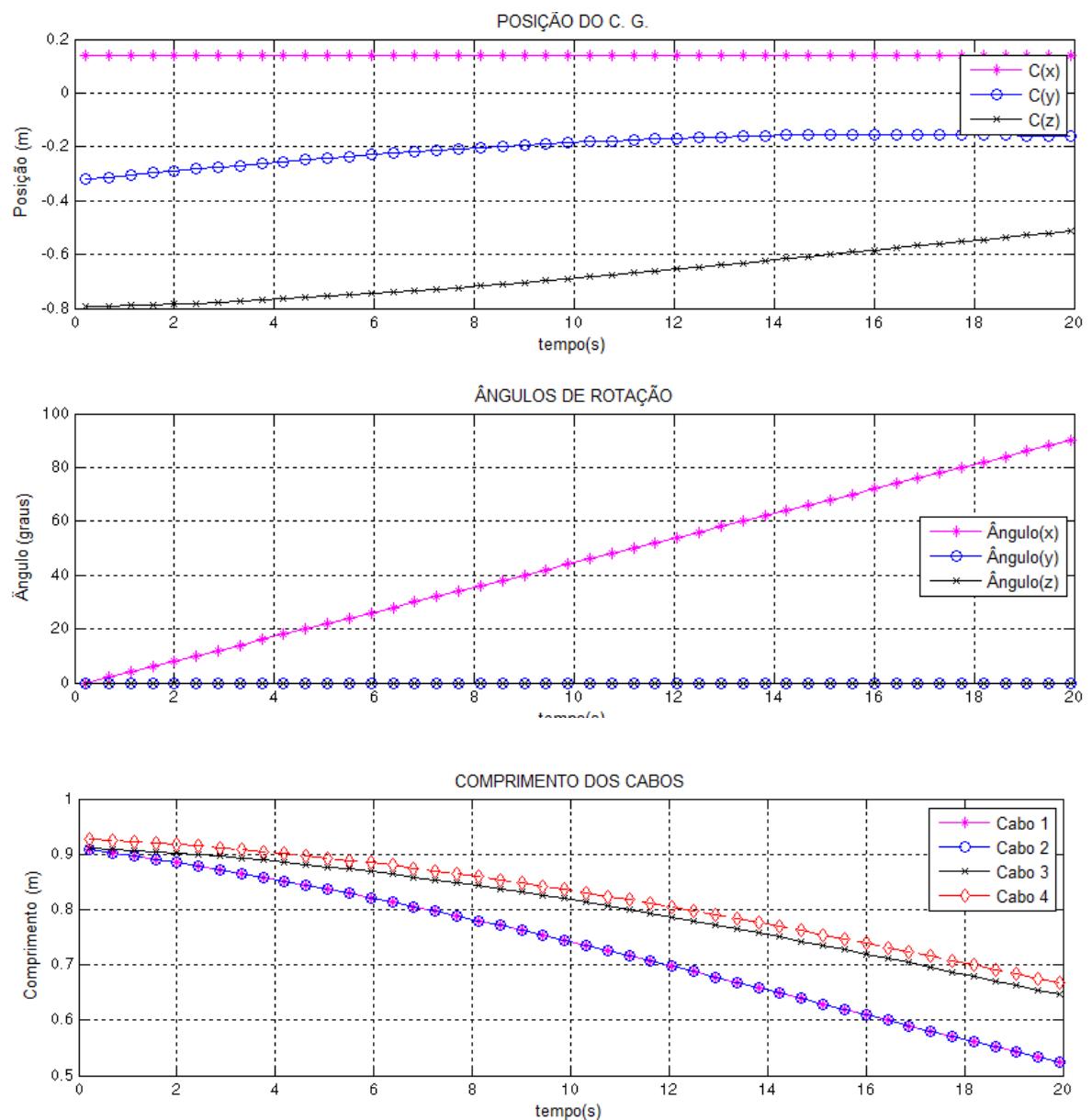


Figura 6.4 - Gráficos para o movimento de abdução de 0° a 90°

6.2.2 Flexão-extensão

Este movimento é obtido a partir do avanço e do retorno alternado dos atuadores anterior e posterior. Para a flexão, o atuador anterior avança e o posterior retorna para restringir o movimento e para a extensão ocorre o inverso.

O equipamento possibilita a exploração da máxima amplitude da extensão, porém o alcance da flexão não atinge os 180°, para a plataforma fixa construída, Fig. 6.5. A Figura 6.6 apresenta a posição do centro de gravidade, ângulo de rotação e comprimentos dos cabos obtidos pelas equações do Capítulo VI.

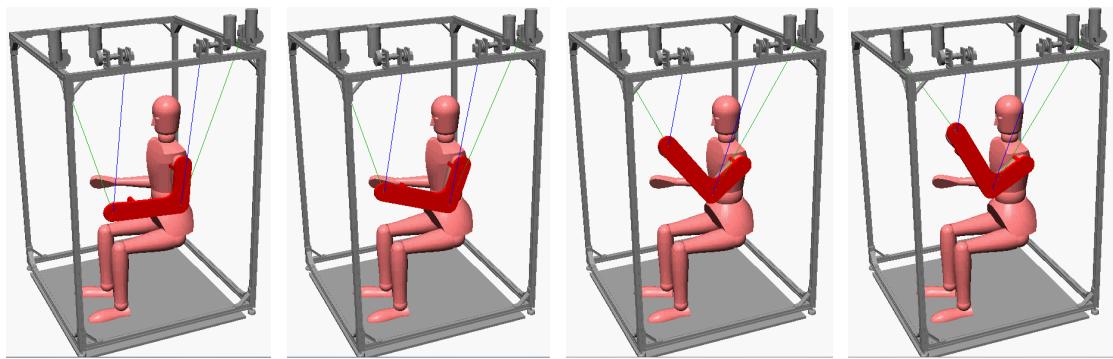


Figura 6.5 - Seqüência do movimento de flexão.

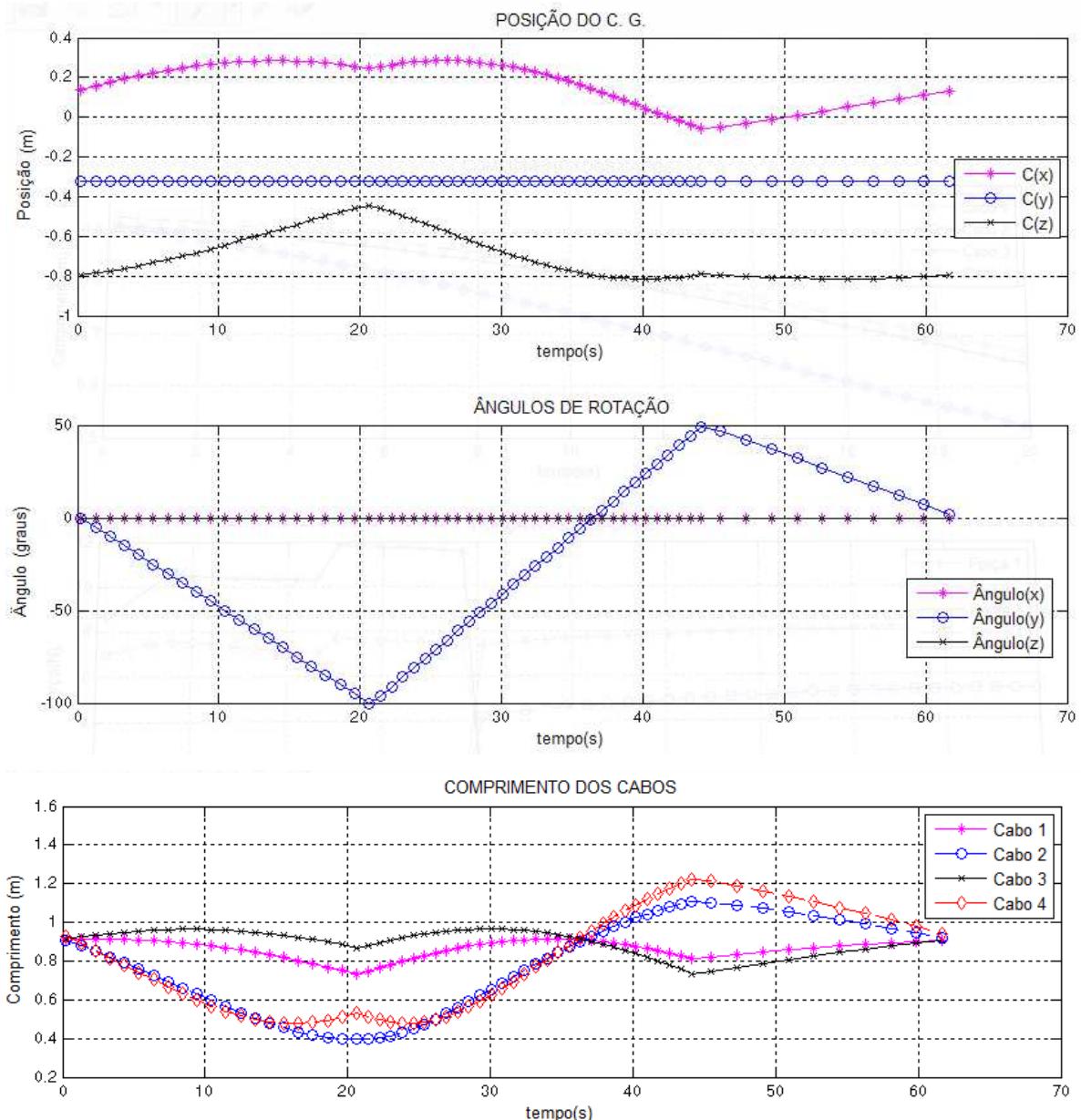


Figura 6.6 - Gráficos para o movimento de flexão-extensão vertical de -100° a 50° .

6.2.3 Flexão-extensão horizontal

Assim como a flexão vertical, este movimento é possível a partir da ação alternada dos atuadores anterior e posterior, sendo que o movimento é iniciado a partir de uma abdução de 90° acionada pelos atuadores laterais.

O equipamento também atinge a amplitude máxima da extensão horizontal e está restrito para os 140° de amplitude da flexão. Tal problema pode ser minimizado com o deslocamento do atuador anterior para direção do movimento de flexão, Fig. 6.7.

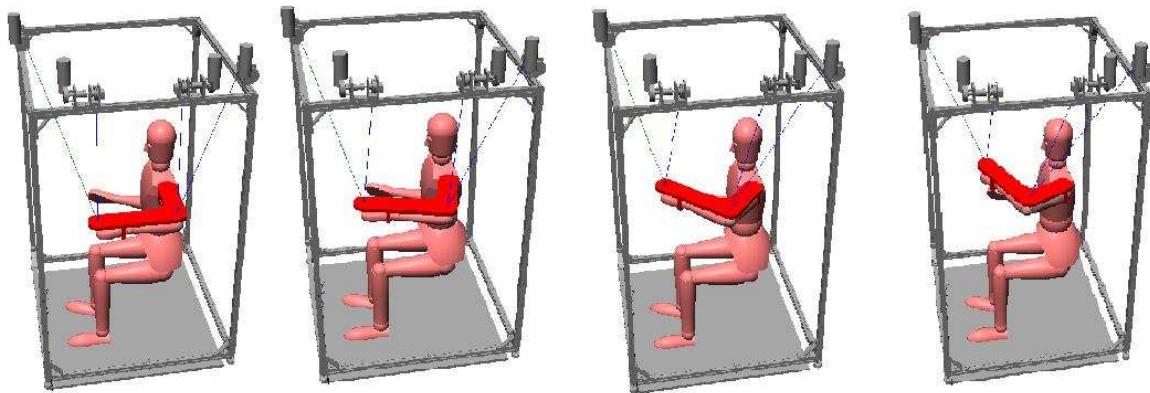


Figura 6.7 - Seqüência do movimento de flexão horizontal.

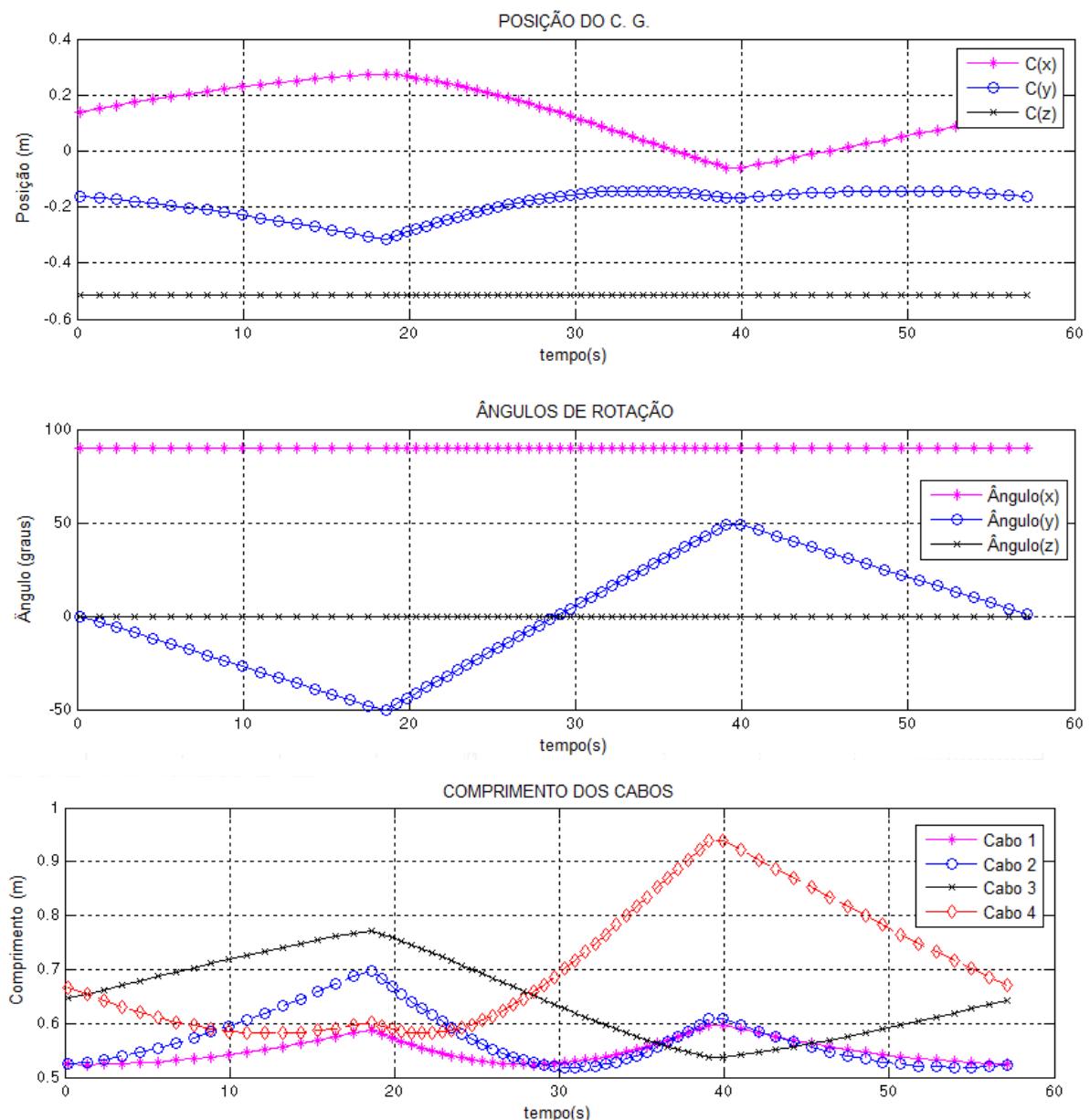


Figura 6.8 - Gráficos para o movimento de flexão-extensão horizontal de -50° a 50° .

Deve-se destacar que a estrutura proposta pode ser utilizada para a reabilitação do cotovelo e do pulso conforme apresentado em (NUNES et. al, 2011) e (RODRIGUES; GONÇALVES, 2011)

6.3 Testes experimentais

Foram realizados testes experimentais preliminares simulando o movimento de abdução do ombro, Fig. 6.9. Nestes testes a estrutura conseguiu reproduzir o movimento de abdução.

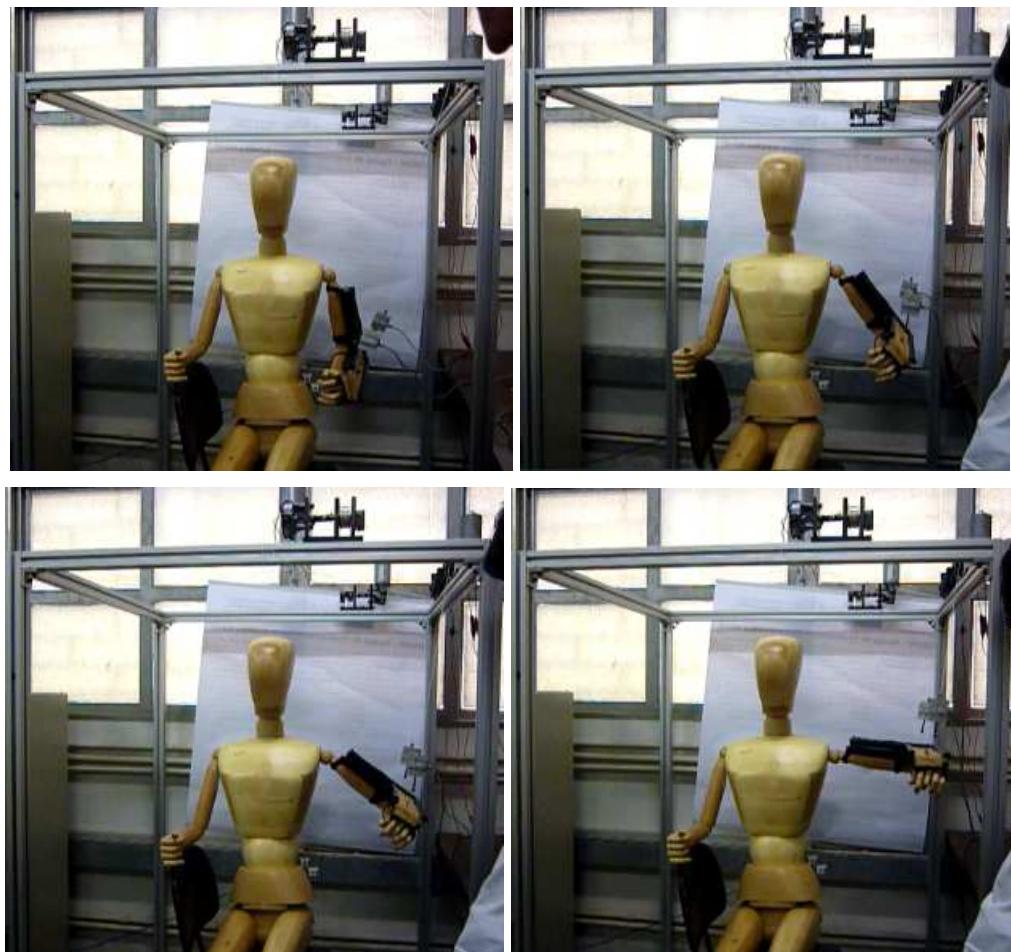


Figura 6.9 - Teste experimental abdução.

6.4 Conclusões

A estrutura proposta nesta dissertação, denominada de CaMaReS (*Cable Manipulator for Rehabilitation of Shoulder*), foi apresentada neste Capítulo.

Este Capítulo mostrou os componentes que fazem parte do protótipo, explicando o seu funcionamento.

Simulações gráficas e numéricas foram realizadas para os vários movimentos do ombro: adução, flexão-extensão vertical e horizontal com o intuito de serem usadas para validar, futuramente, o modelo experimental.

Foi realizado o teste experimental da abdução de 0° a 90° , mostrando que a estrutura conseguiu reproduzir este movimento.

CAPÍTULO VII

CONTROLE DA ESTRUTURA PROPOSTA

7.1 Introdução

Para o correto funcionamento da estrutura CaMaReS deve-se desenvolver um sistema de controle que atenda a função da estrutura, ou seja, a reabilitação dos movimentos do ombro, logo, o estudo da trajetória é fundamental para o controle da estrutura.

O objetivo deste Capítulo é desenvolver uma função de transferência para relacionar os parâmetros de controle da estrutura.

Desta forma, no estudo da trajetória, as posições articulares junto com o tempo são armazenadas para depois traçar uma curva que mais caracteriza o movimento. Existem várias formas para definir esta curva. Em muitos trabalhos tais como Biagiotti e Melchiorri (2008), Angeles (2003) é definido interpolação ponto a ponto, isto é, o elemento terminal parte do primeiro ponto e atinge o segundo com velocidade nula, parte do segundo até o terceiro, realizando este processo até que o ponto final seja atingido. Este tipo de movimento possui velocidade nula em todos os pontos de controle.

A fim de se obter uma trajetória onde as velocidades nos pontos de controle não sejam necessariamente nulas, pode-se utilizar interpolações polinomiais como Lagrange e Newton, porém estes tipos de polinômios aumentam a instabilidade, em função do aumento do número de pontos (BIAGIOTTI; MELCHIORRI, 2008).

Desta forma, nesta dissertação é utilizada a interpolação por splines, pois com ela é possível gerar curvas com polinômios de menor grau.

7.2 Planejamento da trajetória

O planejamento da trajetória para esta estrutura é executado no domínio das articulações. A partir dos pontos necessários para a realização dos movimentos cinesiológicos, a cinemática inversa é calculada e as coordenadas articulares são obtidas. Com as coordenadas articulares é realizada a interpolação por spline cúbica como mostrado no exemplo da Fig. 7.1.

Tem-se que q_j^i ($i = 1, \dots, 4$ e $j = 1, \dots, f$) são os pontos da interpolação, i representa cada atuador da estrutura e j a coordenada articular para os pontos do movimento cinesiológico desejado.

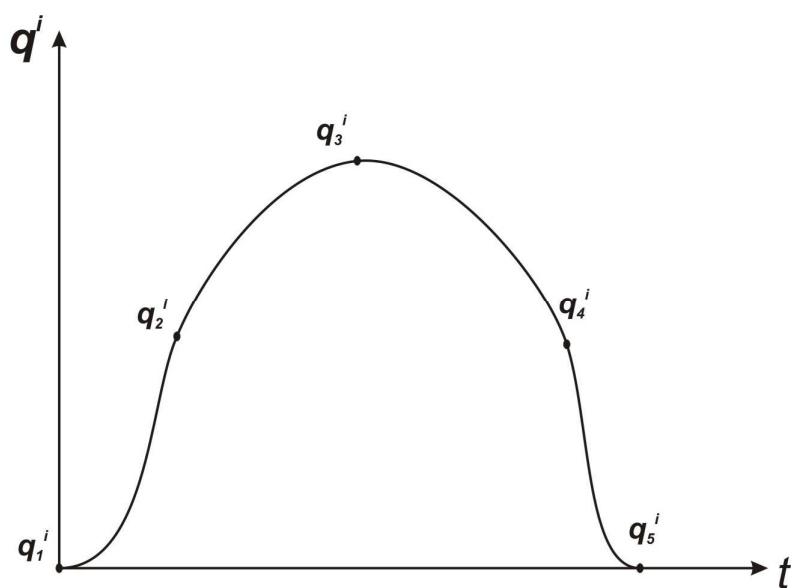


Figura 7.1 - Esquema de interpolação por spline no espaço das articulações.

Assim, a interpolação será realizada para as quatro articulações da estrutura e as curvas resultantes serão utilizadas como sinais de referência para o controle das articulações (NUNES et. al., 2011).

Como spline cúbica garante continuidade de posição, velocidade e aceleração para as trajetórias obtidas, espera-se que os movimentos sejam realizados suavemente, ou seja, tenham fluidez e não apresentem com isso desconforto ao paciente. O próximo passo é relacionar o valor da coordenada articular q_i com os parâmetros da estrutura. No caso, os parâmetros da estrutura são: o diâmetro da polia (D_i) e o número de voltas na polia (N_i).

$$q_i = \pi D_i N_i \quad (7.1)$$

7.3 Sistema de controle da estrutura CaMaReS

A estrutura robótica proposta utiliza 4 motores DC funcionando como atuadores (coordenadas articulares), que promovem os movimentos do membro superior do paciente através de cabos. O equipamento funciona utilizando a técnica “*teaching by showing*”, repetindo movimentos pré-determinados pelo profissional no paciente.

Para tanto, é necessário realizar o controle dos atuadores em duas etapas distintas: uma etapa “*teaching*”, em que o terapeuta “ensina” os movimentos a serem executados pela máquina, e outra etapa de “*playing*”, em que a máquina executa os movimentos pré-estabelecidos. O controle dos atuadores é realizado utilizando cinco controladores PIC18F4550, que comunicam entre si via interface I2C. Um deles é utilizado como “*master*”, de maneira a comandar os outros (*slaves*), e promove a comunicação com um notebook via interface USB.

A etapa “*teaching*”, em que os movimentos são ensinados à máquina, se dá através da aquisição dos dados de posição e velocidade dos eixos de cada motor, através de encoders. Cada movimento executado pelo profissional na tala onde o membro superior do paciente está posicionando, deve provocar um deslocamento no eixo dos motores. No entanto, como apenas cabos são usados para ligar a tala ao eixo dos atuadores, o movimento do profissional da saúde poderia apenas afrouxar os cabos, sem que qualquer movimento no eixo dos motores fosse provocado. Assim, é necessário haver uma malha de controle que mantenha a tensão dos cabos nesta etapa, de maneira a provocar o movimento dos atuadores quando o profissional mover a tala.

O sinal das células de cargas presas aos cabos são usados como variável de controle, e o sinal PWM dos microcontroladores PIC promove a rotação dos atuadores. Os dados de posição e velocidade angular de cada atuador são obtidos por encoders digitais, e guardados para serem repetidos durante a etapa de “*playing*”.

A etapa “*playing*”, em que a máquina repete os movimentos “ensinados” pelo profissional da saúde, se dá por meio do controle de velocidade e posição em malha fechada do eixo dos atuadores, usando os microcontroladores PIC. Este controle se dá via PWM, de forma a garantir a reprodução dos movimentos executados na etapa “*teaching*”.

Uma interface gráfica para PC/notebook também será desenvolvida, onde o usuário poderá escolher qual etapa de funcionamento a estrutura deverá executar. A comunicação da estrutura com o PC/notebook se dá via interface USB.

Desta forma, o sistema de controle deve seguir o sinal gerado para cada articulação. O controlador projetado é um PID, isto é, proporcional integral e derivativo. A parte

proporcional é responsável pela rapidez em que o sinal é acompanhado, o integral anula os erros de regime e o derivativo possui a característica de prever futuras mudanças no sinal de referência, com isso ele pode antecipar sua ação de controle.

O controlador projetado segue o sinal de velocidade, então a geração do sinal é composta por etapas:

- Definir quais os pontos que serão utilizados para a trajetória;
- Calcular a cinemática inversa para os pontos;
- Interpolar as coordenadas articulares com a spline cúbica;
- A partir dos polinômios obtidos para cada segmento da curva, realizar a derivada;
- Utilizar a derivada da spline para gerar o sinal de referência.

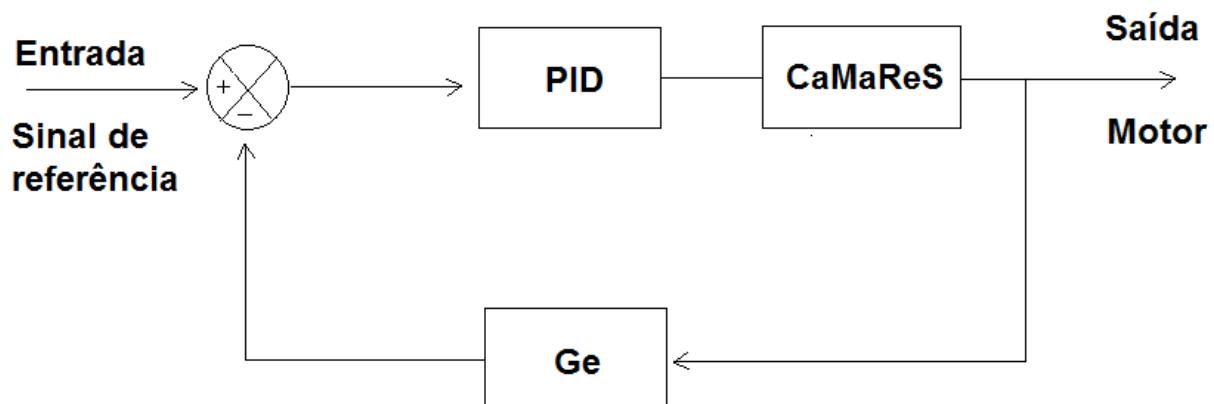


Figura 7.2 - Diagrama de blocos do sistema de controle.

Onde o Ge é a função de transferência do encoder.

7.4 Teste Experimental

Para o teste experimental, foi gerado um sinal de referência a partir da simulação do movimento de abdução de 0° a 90° .

Durante o movimento, alguns pontos foram armazenados. Em seguida, com a interpolação por spline, o sinal de referência foi obtido. O sistema de controle é encarregado de seguir a trajetória. No caso, o controle foi feito para velocidade.

A Fig. 7.3 apresenta as duas curvas. O gráfico relaciona o comprimento de cabo com o tempo do movimento.

O sistema de controle seguiu bem a trajetória. A pequena descontinuidade que ocorre em 6,7s é devido às folgas presentes no sistema mecânico e acontece quando há uma grande variação da velocidade.

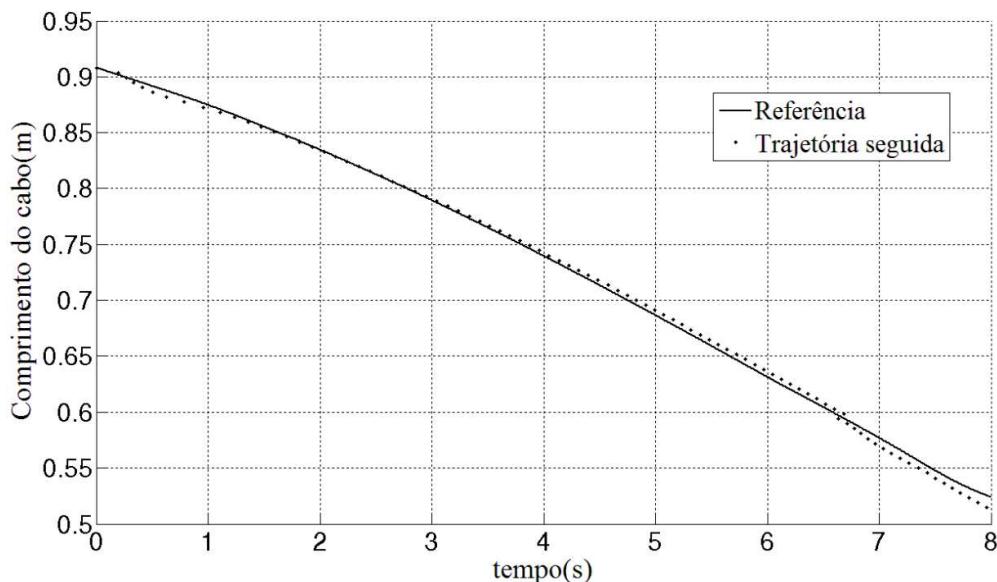


Figura 7.3 - Controle do comprimento do cabo 1.

7.5 Conclusões

Neste Capítulo foi apresentado como foi implementado o sistema de controle da estrutura CaMaReS. Este utiliza a técnica “*teaching by showing*”, onde o profissional da saúde “ensina” o equipamento e este repete durante uma quantidade de ciclos determinada pelo profissional da saúde.

O planejamento da trajetória para a estrutura é executado no domínio das articulações. A partir dos pontos necessários para a realização dos movimentos cinesiológicos, a cinemática inversa é calculada e as coordenadas articulares são obtidas. Com as coordenadas articulares é realizada a interpolação por spline cúbica. O sistema de controle então deve seguir o sinal gerado.

Foram realizados testes experimentais para um motor verificando que o controle proposto seguiu bem a trajetória.

CAPÍTULO VIII

CONCLUSÕES

8.1 Conclusões

O ser humano sempre teve a necessidade de inovar, criar algo novo, sair um pouco do tradicional e buscar novos caminhos e máquinas que valorizam mais ainda o trabalho feito. Os robôs para esta finalidade são ferramentas inovadoras em termos de benefícios na vida das pessoas, pois a maioria dos trabalhos são feitos de uma forma mais rápida e padronizada.

Desta forma esta dissertação visou desenvolver uma estrutura robótica mais simples que as estruturas presentes na literatura/mercado, com finalidade de promover a reabilitação dos movimentos do ombro humano.

O dispositivo desenvolvido é uma estrutura robótica paralela atuada por cabos, com uma série de vantagens em relação às estruturas convencionais seriais, entre elas, baixo custo, fácil fabricação e manutenção, espaço de trabalho viável para reabilitação e o profissional da saúde que irá realizar o tratamento terá mais uma opção visando a aceleração e otimização do processo de recuperação.

Os exoesqueletos aplicados à reabilitação precisam ser ajustados para cada paciente e há geralmente uma difícil aceitação do paciente para estas estruturas.

A grande desvantagem das estruturas paralelas atuadas por cabos, com exceção dos robôs MariBot e NeReBot, é a estrutura fixa grande que não é transportada facilmente. Esta estrutura fixa é necessária para suportar os cabos e permitir o espaço de trabalho necessário para os movimentos de reabilitação. Em compensação, as grandes vantagens são a estrutura ser adaptativa ao paciente e terapia, segurança na operação e a maior aceitação por parte dos pacientes acostumados a terapias que utilizam cordas.

A dificuldade de criar um mecanismo “simples” que atenda a maioria dos movimentos do membro superior, com a grande variabilidade de dimensões e massas deste, foi o grande desafio desta dissertação. Assim, a estrutura robótica proposta focou nos movimentos do

ombro atendendo a maioria dos movimentos (a flexão horizontal do ombro é possível, porém com uma amplitude mais limitada).

A modelagem matemática desenvolvida foi importante para identificar o espaço de trabalho da estrutura proposta de forma a se conhecer a região em que o robô pode se deslocar. A análise dos espaços de trabalho para cada movimento separado do ombro é necessária para determinar os pontos em que o controle deverá agir e impedir que a estrutura se movimente de forma descontrolada. Para diminuir ou eliminar estas regiões não viáveis pode-se, por exemplo, aumentar o número de cabos ou mudar a posição dos motores. Para isto é necessário o desenvolvimento de um programa de otimização não abordado nesta dissertação.

O Controle do mecanismo utiliza a técnica “*teaching by showing*”. O profissional da saúde “ensina” o equipamento e este repete durante uma quantidade de ciclos determinada pelo profissional da saúde os movimentos ensinados.

O planejamento da trajetória é executado no domínio das articulações. A partir dos pontos necessários para realização dos movimentos cinesiológicos, a cinemática inversa é calculada e as coordenadas articulares são obtidas, com as coordenadas articulares é realizada a interpolação por spline cúbica. O sistema de controle então deve seguir o sinal gerado. Os primeiros testes, para um módulo de controle, mostraram que o controle seguiu bem a curva gerada.

Os primeiros testes experimentais conseguiram reproduzir o movimento de abdução/adução do ombro em um boneco de madeira.

Desta forma a estrutura proposta nesta dissertação, nomeada CaMaReS (*Cable Manipulator for Rehabilitation of Shoulder*), conseguiu dar início a um trabalho de criar um equipamento para recuperação dos movimentos de pacientes com problemas vinculados ao membro superior, não somente do ombro (caso estudado neste trabalho), mas de todo o membro, exceto a mão.

8.2 Sugestões de Temas para Pesquisas Futuras

Para trabalhos futuros sugere-se:

- Término do sistema de controle;
- Testes experimentais de todos os movimentos do membro superior permitidos pela estrutura proposta;
- Otimização do espaço de trabalho;
- Confecção da versão comercial do protótipo;
- Testes experimentais em humanos.

CAPÍTULO X

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

ABB. Disponivel em: <<http://www.abb.com/product/pt/9AAC910011.aspx?country=BR>>. Acesso em 26/10/2011.

ALBUS, J. S.; BOSTELMAN, R. V. and DEGALAKIS, N. G., The NIST ROBOCRANE, A Robot Crane. **Journal of Robotic System**, July. 1992.

ANGELES, J., **Fundamentals of Robotic Mechanical Systems: Theory, Methods, and Algorithms**. 2003. Springer. 2º Edição.

BALL, S. J.; BROWN, I. E.; SCOTT, S. H., A Planar 3DOF Robotic Exoskeleton for Rehabilitation and assessment, in **Proc. IEEE Int Conf. on Eng. in Medicine and Biology Society**, Lyon, France, 2007 pp 4024-4027.

BALL, S. J.; BROWN, I. E.; SCOTT, S. H., MEDARM: A Rehabilitation Robot with 5DOF at the Shoulder Complex, in **Proc. IEEE/ASME Int Conf. on Advanced Intell. Mechatronics**, Zurich, Switzerland, 2007, pp 1-6.

BARRETTE, G.; GOSSELIN, C. M., 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, 2005.

BELLIA, Y.L.C., Instabilidade do ombro: reabilitação através de exercícios. **Medicina Desportiva**, n.08, p.18-21; 1996.

BEZERRA, C.A.D. Geometric Model of a Fully Cartesian Parallel Structure. **MSc Thesis**, Federal University of Uberlândia, Brazil , 1996. (Em Português)

BIAGIOTTI L.; MELCHIORRI, C, **Trajectory Planning for Automatic Machines and Robots**.

2008. Springer.

CANNELA, G.; OTTAVIANO, E.; CASTELLI G., A Cable-Based System for Aiding Elderly People in Sit to Stand Transfer, **The International Symposium on Multibody Systems and Mechatronics**, San Juan (Argentina), Paper n. 19, 2008.

CARIGNAN, C.; LISZKA, M.; RODERICK, S., Design of an Arm Exoskeleton with Scapula Motion for Shoulder Rehabilitation," in **Proc. Int. Conf. on Advanced Robotics**, Seattle, USA, 2005, pp. 524-531.

CECCARELLI, M.; ROMDHANE, L., Design Issues for Human-Machine Platform Interface in Cable Based Parallel Manipulators for Physiotherapy Applications, **Journal of Zhejiang University SCIENCE A**, 2010.

CIRURGIA ROBOTICA. Disponível em: <www.cirurgiarobotica.com.br>. Acesso em 02/11/2011.
COTE, G., **Analyse et Conception de Mécanismes Parallèles Actionnés par Câbles**. 2003. dissertação de mestrado, 135f, em Francês.

CRAMER, S. C.; TAKAHASHI, C. D.; DER-YEGHIAIAN, L.; SEE, J. ; MOTIWALA, R. R.; LE, V., Robot-Based Hand Motor Therapy after Stroke, in **Proc. Int. Stroke Conf.**, 2007.

FANIN, C.; GALLINA; P., ROSSI; A., ZANATTA; U., MASIERO, S., Nerebot: a Wire-based Robot for Neurorehabilitation, in Proceedings of the IEEE 8th **International Conference on Rehabilitation Robotics ICORR2003**, Daejeon, Republic of Korea, April, 2003.

FAZEKAS, G.; HORVATH, M.; TROZNAI T.; TOTH, A., Robot-Mediated Upper Limb Physiotherapy for Patients with Spastic Hemiparesis: A preliminary Study, **Journal of Rehabil Med**, V. 39, p. 580 582, 2007.

FERNANDES, H.,C.; DE BRITO, A., B.; SANTOS, N., T.; MINETTE, L., J.; RINALDI, P., C., N., Análise Antropométrica de um Grupo de Operadores Brasileiros de “feller-buncher”. **Scientia Forestalis**. 2009. Piracicaba, v. 37, n. 81, p. 017, março.

FRISOLI, A.; BORELLI, L.; MONTAGNER, A.; MARCHESCHI, S.; PROCOPIO, C.; SALSED, F.; BERGAMASCO, M.; CARBONCINI, M. C.; TOLAINI, M.; ROSSI, B., Arm rehabilitation with a robotic exoskeleton in Virtual Reality, in **Proc. of Int. Conf. on Rehabilitation Robotics**, Noordwijk, The Netherlands, 2007, pp. 631-642.

GOPURA, R. A. R. C.; KIGUCHI, K., Development of a 6DOF Upper-Limb Exoskeleton Robot, **Int. Conf. on Inform. Automat. for Sustainability**, Colombo, Sri Lanka, 2008, pp. 13-18

GOPURA, R. A. R. C.; KIGUCHI, K., Mechanical Designs of Active Upper-Limb Exoskeleton Robots State-of-the-Art and Design Difficulties. 2009. **IEEE 11th International Conference on Rehabilitation Robotics**. Kyoto International Conference Center, Japan

HAMEDI, J.; ZOHOOR, H., **Kinematic Modeling and Workspace Analysis of a Spartial Cable Suspended Robots as Incompletely Restrained Positioning Mechanism**. World Academy of Science, Engineering and Technology: Mechanical and Aerospace Engineering 2:2 2008.

HARWIN, W.; PATTON, J. L.; EDGERTON, V. R, Challenges and Opportunities for Robot-Mediated Neurorehabilitation. 2006. **Proceedings of the IEEE**. Vol. 94, n 9, pp. 1717 – 1726.

HASEGAWA, Y.; OURA, S., Exoskeletal Meal Assistance System (EMAS II) for Progressive Muscle Dystrophy Patient. 2011, **IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics**, Zurich Switzerland. page. 725-730.

HIBBEKER, R. C., **Resistência dos Materiais**. 7° Edição. São Paulo. Editora Prentice Hall, 2009 .

HILLER, M.; HIRSCH, K.; BRUCKMANN, T.; BRANDT, T.; SCHRAMM, D., 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, 2009.

HILLER, M.; HIRSCH, K.; BRUCKMANN, T.; BRANDT, T.; SCHRAMM, D., Common Aspects in the Mechatronic Design of Automotive and Robotic Systems, MUSME 2008, **The International Symposium on Multibody Systems and Mechatronics**, San Juan (Argentina), 8-12 April, 2008.

IIDA, I., **Ergonomia Projeto e Produção**. 2005. Editora Edgard Blucher. São Paulo. 2° Ediçā o. JOHNSON, G. R.; CARUS, D. A.; PARRINI, G.; SCATTAREGGIA MARCHESE S.,

VALEGGI, R., **The Design of a Five-Degree-of-Freedom Powered Orthosis for the Upper Limb**, Proc. of the Institution of Mechanical Engineers Part H-J. Eng. in Medicine, vol. 215, no. 3, pp. 276 284, 2001

KAHN, L. E.; ZYGMAN, M. L.; RYMER, W. Z.; REINKENSMEYER, D. J., Robot-assisted Reaching Exercise Promotes Arm Movement Recovery in Chronic Hemi Paretic Stroke: a Randomized Controlled Pilot Study, **Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation**, p 1-13, 2006.

KAHN, P.; HOEY, J.; MIHAILIDIS A., Automated Upper Extremity Rehabilitation for Stroke Patients Using a Partially Observable Markov Decision Process. **AAAI Fall Symposium**. 2008. Pag 52

KAPANDJI, A. I., 2000, **Fisiologia Articular – Membro Superior**, 5^a edição, Editorial Médica Panamericana.

KAWASAKI, H.; ITO, S.; ISHIGURE, Y.; NISHIMOTO, Y.; AOKI, T.; MOURI, T.; SAKAEDA, H.; ABE, M., Development of a Hand Motion Assist Robot for Rehabilitation Therapy by Patient Self-Motion Control, in **Proc. IEEE Int. Conf. on Rehabil. Robotics**, Noordwijk, The Netherlands, 2007, pp. 234-240.

KOBAYASHI, H.; HIRAMATSU, K., Development of Muscle Suit for Upper Limb, in **Proc. IEEE Int. Conf. on Robotics and Automat.**, vo. 3, New Orleans, USA, 2004, pp. 2480-2485.

KREBS, H. I.; FINLEY, M. A.; DIPIETRO, L.; OHLHOFF, J.; WHITALL, J.; BEVER, C. T., **Does MIT MANUS Upper Extremity Robot Testing Create a Learning Effect in Healthy Adults?**, 2004.

LANDSBERGER, S.E.; SHERIDAN, T.B., **A new design for parallel link manipulator. In International Conference on Cybernetics and Society**, pages 812–814, Tucson, Arizona, 1985.

LUCAS, L.; DICICCO, M.; MATSUOKA, Y., An EMG-Controlled Hand Exoskeleton for Natural Pinching, **J. Robotics and Mechatronics**, vol.16-B, no 5, 2004, pp. 482-488.

LUM, P.S.; BURGAR, C.G.; SHOR, P.C.; MAJMUNDAR, M.; VAN DER LOOS, M., Robot Assisted Movement Training Compared with Conventional Therapy Techniques for the Rehabilitation of Upper Limb Motor Function Sfter Stroke. **Archives of Physical Medicine & Rehabilitation**, 83(7):952-959, 2002.

MASIERO, S.; CÉLIA, A; MD, GIULIO ROSATI, G; ARMANI, M., Robotic-Assisted Rehabilitation of the Upper Limb After Acute Stroke. 2007. **Phys Med Rehabil.** Vol 88.

MAYHEW, D.; BACHRACH, B.; RYMER, W. Z.; BEER, R. F, Development of the MACARM – a Novel Cable Robot for Upper Limb Neurorehabilitation, Proceedings of the 2005 IEEE, **9th International Conference on Rehabilitation Robotics**, Chicago, USA, 2005.

MELCHIORRI, C., 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**, 2005.

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

MIHELJ, M.; NEF, T.; RIENER, R., ARMin II-7 DOF Rehabilitation Robot: Mechanism and

Kinematics, in **Proc. IEEE Int. Conf. on Robotics and Automat.**, Roma, Italy, 2007, pp. 4120-4125.

MISTRY, M.; MOHAJERIAN, P.; SCHAAAL, S., An Exoskeleton Robot for Human Arm Movement Study, in **Proc. IEEE/RSJ Int. Conf. on Intell. Robots and Syst.**, Alberto, Canada, 2005, pp. 4071-4076.

MULAS, M.; FOLGHERAITER, M.; GINI, G., An EMG-Controlled Exoskeleton for Hand Rehabilitation, in **Proc. Int. Conf. on Rehabil. Robotics**, Chicago, Illinois, USA, 2005, pp. 371-374.

NEF, T.; MIHELJ, M.; COLOMBO, G.; RIENER, R., ARMin-Robot for Rehabilitation of the Upper Extremities, in **Proc. IEEE Int. Conf. on Robotics and Automat.**, Orlando, USA, 2006, pp. 3152-3157.

NORITSUGU, T.; SASAKI, D.; YAMAMOTO, H.; TAKAIWA, M., Wearable Power Assist Device for Hand Grasping Using Pneumatic Artificial Rubber Muscle, in **Proc. SICE Annu. Conf. in Sapporo**, Hokkaido, Japan, 2004, pp. 420-425.

NUNES, W. M.; RODRIGUES, L. A. O.; OLIVEIRA, L. P.; FERREIRA, W. R. B.; RIBEIRO, J. F.; CARVALHO, J. C. M.; GONÇALVES, R. S.; Sistema de Controle do CaMaReS. 2011. **DINCON 10 conferencia brasileira de dinâmica, controle e aplicações**. São Paulo.

NUNES, W. M.; RODRIGUES, L. A. O.; OLIVEIRA, L. P.; RIBEIRO, J. F.; CARVALHO, J. C. M.; GONÇALVES, R. S.; Cable-Based Parallel Manipulator for Rehabilitation of Shoulder and Elbow Movements. 2011. **2011 IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics**. Rehab Week Zurich, ETH Zurich Science City, Switzerland, June 29 - July 1, 2011

OTTAVIANO, E.; A System for Tension Monitoring in Cable-Based Parallel Architectures. 2007. **12th IFToMM World Congress**, Besançon (France), June 18-21.

PAPADOPOULOS, E.; PATSIANIS G., Design of an Exoskeleton Mechanism for the Shoulder Joint, in Proc. **Twelfth World Congr. in Mechanism and Machine Sci.**, Besancon, France, 2007, pp. 1-6.

PARK, W.; KWON, S.; LEE, H.; KIM, J., Thumb-Tip Force Estimation from sEMG and Musculoskeletal Model for Real-Time Finger Prostheses. **IEEE 11th International Conference on Rehabilitation Robotics**. Kyoto. Japan. June 23-26.

PERRY, J. C.; ROSEN, J., Upper-Limb Powered Exoskeleton, **Int. J. Humanoid Robotics**, vol. 4, no. 3, 529-548, 2007.

PODOBNIK, J.; MUNIH, M.; CINKELJ, J.; HARMiS – Hand and Arm Rehabilitation System, Proc. **7th ICDVRAT with ArtAbilitation**, Maia, Portugal, 2008.

PRANGE, G.B.; KRABBEN, T.; RENZENBRINK, G.J.; DE BOER J.; HERMENS, H.J.; JANNINK M.J.A.. An explorative Study Into Changes in Reach Performance After Gravity Compensation Training in Chronic Stroke Patients. 2009. **IEEE 11th International Conference on Rehabilitation Robotics**. Kyoto International Conference Center, Japan.

REN, Y.; PARK, H.; ZHANG, L.; Developing a Whole-Arm Exoskeleton Robot with Hand Opening and Closing Mechanism for Upper Limb Stroke Rehabilitation. 2009. **IEEE 11th International Conference on Rehabilitation Robotics**. Kyoto International Conference Center, Japan

RIECHEL, A.; BOSSCHER, P.; LIPKIN, H.; AND EBERT-UPHOFF, I., Concept Paper: Cable-Driven Robots for Use in Hazardous Environments, Proc. **10th International Topical Meeting Robot Remote Systems Hazardous Environment**, Gainesville, pp. 310-317, 2004.

ROCON, E.; RUIZ, A. F.; PONS, J. L.; BELDA-LOIS, J. M.; SANCHEZ-LACUESTA, J. J., Rehabilitation Robotics: A Wearable Exoskeleton for Tremor Assessment and Suppression, in **Proc. Int. Conf. on Robotics and Automat.**, Barcelona, Spain, 2005, pp. 241-246.

RODERICK, S.; CARIGNAN, C., **Designing Safety-Critical Rehabilitation Robots**, University of Maryland, USA, 2007.

RODRIGUES, L. A. O.; GONÇALVES, R. S.; Projeto de uma Estrutura para Reabilitação do Movimentos do Membro Superior. 2011. **3º National Meeting of Biomechanical Enginering. ENEBI**. 18-20 May, Iguazu Falls – Paraná, Brazil

ROSATI, G.; GALLINA, P.; MASIERO, S.; ROSSI, A., 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, 2005.

ROSATI, G.; ZANOTTO, D.; SECOLI, R.; ROSSI, A.; Design and control of two planar cable-driven robots for upper-limb neurorehabilitation. 2009. **11th International Conference on Rehabilitation Robotics**. Kyoto International Conference Center, Japan.

ROSEN, J.; PERRY, J., Upper Limb Powered Exoskeleton. **International Journal of Humanoid Robotics**, USA, 2007.

SARAKOGLOU, I.; TSAGARAKIS, N. G.; CALDWELL, D. G., Occupational and Physical Therapy Using A Hand Exoskeleton Based Exerciser, in **Proc. IEEE Int. Conf. on Intell. Robots and Syst.**,

vol. 3, Sendai, Japan, 2004, pp 2973- 2978.

SASAKI, D.; NORITSUGU, T.; TAKAIWA, M.; Development of Active Support Splint Driven by Pneumatic Soft Actuator (ASSIST), **J. Robotics and Mechatronics**, vol. 16, pp. 497-502, 2004.

SCHLOSSER, J.F.; DEBIASI, H.; PARCIANELLO, G.; RAMBO, L., **Antropometria aplicada ao operadores de tratores agrícolas**. Ciência Rural, Santa Maria, v.32, n.6, p.983-988, 2002.

STIENEN, A.; HEKMAN, E.; PRANGE, G., Dampace: Design of an Exoskeleton for Force Coordination Training in Upper-Extremity Rehabilitation. **Journal of Medical Devices**. Vol. 3, 2009.

SUGAR, T. G.; HE, J.; KOENEMAN, E. J.; KOENEMAN, J. B.; HERMAN, R.; HUANG, H.; SCHULTZ, R. S.; HERRING, D. E.; WANBERG, J.; BALASUBRAMANIAN, S.; SWENSON, P.; WARD, J. A., Design and Control of RUPERT: A Device for Robotic Upper Extremity Repetitive Therapy, **IEEE Trans. Neural Syst. Rehabil. Eng.**, vol. 15, Issue 3, pp. 336-346, 2007.

SURDILOVIC, D.; BERNHARDT, R., String-Man-Wire Robot for Gait Rehabilitation: **Further Development and Testing, European Symposium**, Berlin, 2007.

TAVOLIERI, C., **Design of a Cable-Based Parallel Manipulator for Rehabilitation Applications**. 2008. 136 f. PhD Thesis in Mechanical Engineering, University of Cassino.

TRAVI, A. B., **Plataforma de Stewart acionada por cabos**. 2009. 114 f. Dissertação de Mestrado. Instituto Militar de Engenharia, Rio de Janeiro.

TSAGARAKIS, N. G.; CALDWELL, D. C., Development and Control of a 'Soft-Actuated' Exoskeleton for Use in Physiotherapy and Training, **J. Autonomous Robots**, vol. 15, pp. 21-33, 2003.

VERHOEVEN, R.; HILLER, M., and TAKODORO, S., **Workspace, Stiffness, Singularities and Classification of Tendon-driven Stewart Platform**. in Jadran Lenarcic and Manfred L. Husty (editors), Advanced in Robot Kinematics: Analysis and Control, pp. 105-114, Strobl/Salzburg, Austria, June 1998, Kluwer Academic Publishers. 1998.

VERHOEVEN, R. **Analysis of the Workspace of Tendon-based Stewart Platforms**. Ph.D. dissertation. University Duisburg-Essen. Duisburg, Germany. 2004

WEGE, A.; HOMMEL, G., Development and Control of a Hand Exoskeleton for Rehabilitation of Hand Injuries, **in Proc. IEEE/RSJ Int. Conf. on Intell. Robots and Syst.**, Alberto, Canada, 2005,

pp. 3046-3051

YANG, Y., ZHANG, Y., A New Cable-driven Haptic Device for Integrating Kinesthetic and Cutaneous Display, Reconfigurable Mechanisms and Robots. 6p. State Key Laboratory of Virtual Reality Technology and Systems, Robotics Institute, Beihang University, **37th Xueyuan Road**, Haidian District, 100191, Beijing, China.

ANEXO I

Tabela I.1. Trabalhos com estruturas robóticas para aplicações médicas (Adaptado de GOPURA; KIGUCHI, 2009)

Referência	Localização da aplicação	gdl ativos	Atuadores	Método de transmissão da força	Finalidade do rôbo
Gopura e Kiguchi, 2008	Ombro, cotovelo, antebraço e punho	6	Servo motores DC	Cabos e engrenagem	Assistência de força
Papadopoulos e Patsianis, 2007	Ombro	2	Servo motores	Mecanismo Geneva com mecanismo de quatro barras	Acelerar recuperação e ajudar pessoas com músculos atrofiados
Mulas et. al., 2005	Mão	2	Servo motores	Fio	Reabilitação da mão
Rosen et. al., 2007	Ombro e cotovelo	2	Motores DC	Cabos e engrenagem	Assistência de força
Perry e Rosen, 2007	Ombro, cotovelo, antebraço e punho	7	Motores escovados	Cabos	Assistência de força, reabilitação e realidade virtual

Referência	Localização da aplicação	gdl ativos	Atuadores	Método de transmissão da força	Finalidade do robô
Kawasaki et. al., 2007	Antebraço, punho e dedos	18	Servo motores	Sistema articulado e engrenagem	Terapia de reabilitação
Gupta, 2006	Cotovelo, antebraço e punho	5	Motores elétricos	Acionamento direto	Exercícios e reabilitação em ambientes virtuais
Nef et. al., 2006	Ombro e cotovelo	4 (2 passivos)	Motores DC	Sistema articulado, engrenagem e cabos	Reabilitação dos membros superiores
Mihelj et. al., 2007	Ombro, cotovelo, antebraço e punho	4 (3 passivos)	Motores DC	Sistema articulado, engrenagem e cabos	Reabilitação dos membros superiores
Johnson et. al., 2001	Ombro, cotovelo e antebraço	3	Motores elétricos	Cabos	Reabilitação dos membros superiores

Referência	Localização da aplicação	gdl ativos	Atuadores	Método de transmissão da força	Finalidade do robô
Sarakoglou et. Al, 2004	Dedos	7	Motores DC	Barras	Robô de apoio e reabilitação
Wege e Hommel, 2005	Dedo	4	Motores DC	Cabos e engrenagem	Exercícios para mão
Carignan et. al., 2005	Ombro, cotovelo, antebraço e punho	6	Servo motores DC	Cabos e engrenagem	Assistência de força

Ball et. al.,2007	Ombro	2	Servo motores	Mecanismo Geneva com mecanismo de quatro barras	Acelerar recuperação e ajudar pessoas com músculos atrofiados
Ball et. al.,2007	Mão	2	Servo motores	Fio	Reabilitação da mão

Referência	Localização da aplicação	gdl ativos	Atuadores	Método de transmissão da força	Finalidade do rôbo
Rocon et. al., 2005	Cotovelo, antebraço e punho	3	Motores de corrente contínua	Engrenagem	Reabilitação
Frisoli et. al., 2007	Ombro e cotovelo	4 (1 passivo)	Motor de torque magnético DC	Barras	Avaliação tremor e repressão
Lucas et. al., 2004	Dedo indicador	3 (1 passivo)	Atuadores e cilindro pneumático	Sistema articulado e cabos	Assistência para pegar
Kobayashi e Hiramatsu, 2004	Ombro, cotovelo e punho	6	Atuadores pneumáticos	Pneumáticos	Fornecer apoio muscular
Cramer et. al., 2007	Mão e punho	3	Atuador pneumático	Pneumáticos	Terapia da mão

Referência	Localização da aplicação	gdl ativos	Atuadores	Método de transmissão da força	Finalidade do rôbo
Sugar et. al., 2007	Ombro, cotovelo e punho	4	Músculos pneumáticos	Pneumáticos	Terapia dos membros superiores
Sasaki et. al., 2004	Punho	1	Músculos pneumáticos do tipo McKibben	Pneumáticos	Assistência para o movimento
Noritsugu et. al., 2004	Dedos	15	Curvado e linear interruptor de borracha	Interruptor pneumático	Assistência de força para agarrar com a mão
Tsagarakis e Caldwell, 2003	Ombro, cotovelo, antebraço e punho	7	Atuadores músculos pneumáticos	Pneumáticos	Reabilitação dos membros superiores
Mistry et. al., 2005	Ombro, cotovelo, antebraço e punho	7	Atuadores hidráulicos	Óleo hidráulico	Estudo do movimento do braço humano

ANEXO II

Neste anexo são apresentadas as matrizes de passagem clássicas e homogêneas utilizadas na modelagem matemática das estruturas robóticas.

II.1 Transformações de coordenadas de referências com rotação

As equações para o movimento relativo de rotação entre dois referenciais são apresentadas neste tópico.

Considerando dois sistemas cartesianos com mesma origem, o sistema (O, x_0, y_0, z_0) denominado " B_0 " e o sistema (O, x_1, y_1, z_1) , denominado " B_1 " e sendo \vec{p}_0 (p_{0x}, p_{0y}, p_{0z}) e \vec{p}_1 (p_{1x}, p_{1y}, p_{1z}) as representações de um vetor \vec{p} escrito nos referenciais B_0 e B_1 , Fig. All.1.

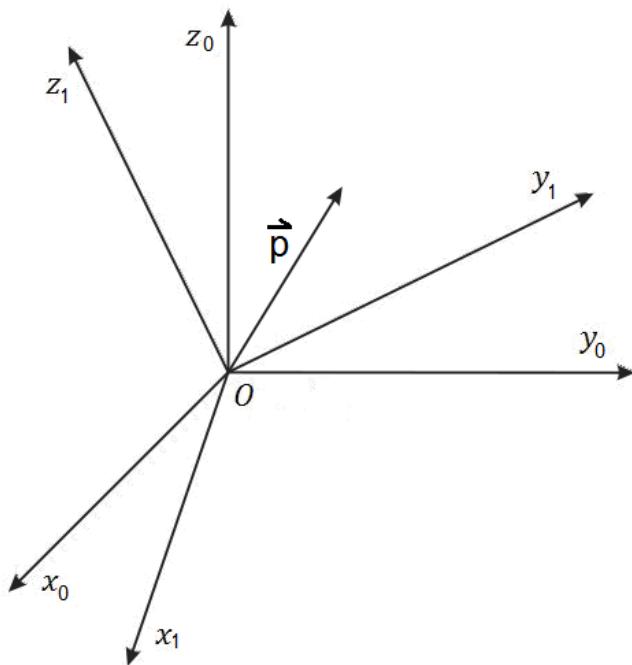


Figura All.1 - Dois sistemas coordenados de referência com um vetor \vec{p} .

A representação do vetor \vec{p} nos dois sistemas em função dos vetores unitários $(\hat{i}_0, \hat{j}_0, \hat{k}_0)$ e $(\hat{i}_1, \hat{j}_1, \hat{k}_1)$ é dada por:

$$\begin{aligned}
\vec{p}_{0x} &= p_{0x} \hat{i}_0 \\
\vec{p}_{0y} &= p_{0y} \cdot \hat{j}_0 \\
\vec{p}_{0z} &= p_{0z} \cdot \hat{k}_0 \\
\vec{p}_{1x} &= p_{1x} \cdot \hat{i}_1 \\
\vec{p}_{1y} &= p_{1y} \cdot \hat{j}_1 \\
\vec{p}_{1z} &= p_{1z} \cdot \hat{k}_1
\end{aligned} \tag{All.1}$$

$$\vec{p} = p_{0x} \hat{i}_0 + p_{0y} \cdot \hat{j}_0 + p_{0z} \cdot \hat{k}_0 = p_{1x} \cdot \hat{i}_1 + p_{1y} \cdot \hat{j}_1 + p_{1z} \cdot \hat{k}_1 \tag{All.2}$$

É possível relacionar o vetor \vec{p} em um referencial em função do outro referencial.

Fazendo o produto escalar do vetor \vec{p} com os vetores unitários $(\hat{i}_0, \hat{j}_0, \hat{k}_0)$, respectivamente, e igualando termo a termo tem-se:

$$\begin{aligned}
\vec{p} \cdot \hat{i}_0 &= p_{1x} \cdot \hat{i}_1 \cdot \hat{i}_0 + p_{1y} \cdot \hat{j}_1 \cdot \hat{i}_0 + p_{1z} \cdot \hat{k}_1 \cdot \hat{i}_0 = p_{0x} \\
\vec{p} \cdot \hat{j}_0 &= p_{1x} \cdot \hat{i}_1 \cdot \hat{j}_0 + p_{1y} \cdot \hat{j}_1 \cdot \hat{j}_0 + p_{1z} \cdot \hat{k}_1 \cdot \hat{j}_0 = p_{0y} \\
\vec{p} \cdot \hat{k}_0 &= p_{1x} \cdot \hat{i}_1 \cdot \hat{k}_0 + p_{1y} \cdot \hat{j}_1 \cdot \hat{k}_0 + p_{1z} \cdot \hat{k}_1 \cdot \hat{k}_0 = p_{0z}
\end{aligned} \tag{All.3}$$

Escrevendo em formato matricial tem-se:

$$\begin{bmatrix} \vec{p}_{0x} \\ \vec{p}_{0y} \\ \vec{p}_{0z} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \hat{i}_1 \cdot \hat{i}_0 & \hat{j}_1 \cdot \hat{i}_0 & \hat{k}_1 \cdot \hat{i}_0 \\ \hat{i}_1 \cdot \hat{j}_0 & \hat{j}_1 \cdot \hat{j}_0 & \hat{k}_1 \cdot \hat{j}_0 \\ \hat{i}_1 \cdot \hat{k}_0 & \hat{j}_1 \cdot \hat{k}_0 & \hat{k}_1 \cdot \hat{k}_0 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} p_{1x} \\ p_{1y} \\ p_{1z} \end{bmatrix} \tag{All.4}$$

Ou

$$\vec{p}_0 = \begin{bmatrix} Q_0^1 \end{bmatrix} \vec{p}_1 \tag{All.5}$$

$\begin{bmatrix} Q_0^1 \end{bmatrix}$ é denominado de matriz de transformação de coordenadas entre os referenciais B_0 e B_1 , também denominado de matriz de passagem clássica. Ela possui os produtos

escalares dos vetores unitários dos dois sistemas. Cada coluna dessa matriz possui a projeção do vetor unitário do referencial B_1 no referencial B_0 (BEZERRA, 1996).

Para o caso inverso, pode-se multiplicar o vetor \vec{p} pelos vetores unitários $(\hat{i}_1, \hat{j}_1, \hat{k}_1)$ obtendo:

$$\begin{aligned}\vec{p} \cdot \hat{i}_1 &= p_{0x} \cdot \hat{i}_0 \cdot \hat{i}_1 + p_{0y} \cdot \hat{j}_0 \cdot \hat{i}_1 + p_{0z} \cdot \hat{k}_0 \cdot \hat{i}_1 = p_{1x} \\ \vec{p} \cdot \hat{j}_1 &= p_{0x} \cdot \hat{i}_0 \cdot \hat{j}_1 + p_{0y} \cdot \hat{j}_0 \cdot \hat{j}_1 + p_{0z} \cdot \hat{k}_0 \cdot \hat{j}_1 = p_{1y} \\ \vec{p} \cdot \hat{k}_1 &= p_{0x} \cdot \hat{i}_0 \cdot \hat{k}_1 + p_{0y} \cdot \hat{j}_0 \cdot \hat{k}_1 + p_{0z} \cdot \hat{k}_0 \cdot \hat{k}_1 = p_{1z}\end{aligned}\quad (\text{All.6})$$

Sob formato matricial:

$$\begin{bmatrix} \vec{p}_{1x} \\ \vec{p}_{1y} \\ \vec{p}_{1z} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \hat{i}_0 \cdot \hat{i}_1 & \hat{j}_0 \cdot \hat{i}_1 & \hat{k}_0 \cdot \hat{i}_1 \\ \hat{i}_0 \cdot \hat{j}_1 & \hat{j}_0 \cdot \hat{j}_1 & \hat{k}_0 \cdot \hat{j}_1 \\ \hat{i}_0 \cdot \hat{k}_1 & \hat{j}_0 \cdot \hat{k}_1 & \hat{k}_0 \cdot \hat{k}_1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} p_{0x} \\ p_{0y} \\ p_{0z} \end{bmatrix} \quad (\text{All.7})$$

Ou

$$\vec{p}_1 = [Q_1^0] \vec{p}_0 \quad (\text{All.8})$$

Nota-se que $[Q_0^1]$ é a transposta de $[Q_1^0]$: $[Q_0^1] = [Q_1^0]^T$ e $[Q_1^0] = [Q_0^1]^T$

Na modelagem das estruturas robóticas é necessário trabalhar com diversos referenciais e conveniente adotar uma notação para identificar quais referenciais estão sendo relacionados. Assim, neste trabalho é utilizada a notação:

$$B_0 = [Q_0^1] B_1 \quad (\text{All.9})$$

A matriz $[Q_0^1]$ Eq. (All.9), é a matriz de passagem clássica do referencial 0 ao referencial 1.

Se

$[Q_i^{i+1}]$ é a matriz de passagem de B_i para B_{i+1} , pode-se escrever:

$$B_0 = [Q_0^1] B_1 \quad (\text{AII.10})$$

$$B_1 = [Q_1^2] B_2 \quad (\text{AII.11})$$

⋮

$$B_{n-2} = [Q_{n-2}^{n-1}] B_{n-1} \quad (\text{AII.12})$$

$$B_{n-1} = [Q_{n-1}^n] B_n \quad (\text{AII.13})$$

Substituindo, tem-se:

$$B_0 = [Q_0^1] B_1 \quad (\text{AII.14})$$

$$B_0 = [Q_0^1] [Q_1^2] B_2 \quad (\text{AII.15})$$

$$B_0 = [Q_0^1] [Q_1^2] [Q_2^3] B_3 \quad (\text{AII.16})$$

⋮

$$B_0 = [Q_0^1] [Q_1^2] [Q_2^3] \dots [Q_{n-1}^n] B_n \quad (\text{AII.17})$$

$$B_0 = [Q_0^n] B_n \quad (\text{AII.18})$$

$$[Q_0^n] = [Q_0^1] [Q_1^2] [Q_2^3] \dots [Q_{n-1}^n] \quad (\text{AII.19})$$

Sendo $[Q_0^n]$ a matriz de passagem clássica do referencial B_0 ao referencial B_n , e define a orientação do referencial B_n em relação ao referencial B_0 .

A seguir serão detalhados os casos das rotações individuais em torno dos eixos x , y e z .

a) CASO 1: Rotação em torno do eixo x_0 com um ângulo θ_0 , Fig. AII.2.

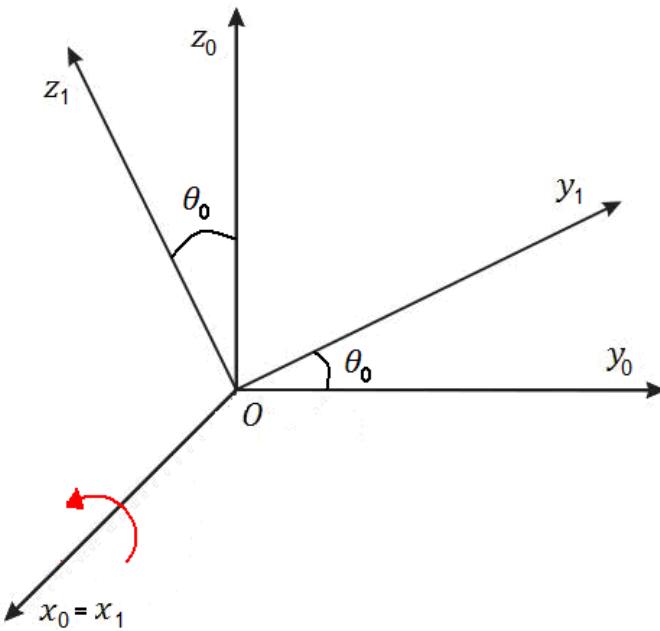


Figura AII.2 - Rotação em torno do eixo x_0 .

Neste caso os produtos escalares dos vetores unitários são dados por:

$$\hat{i}_0 \cdot \hat{i}_1 = |\hat{i}_0| \cdot |\hat{i}_1| \cdot \cos(0) = 1$$

$$\hat{j}_0 \cdot \hat{i}_1 = |\hat{j}_0| \cdot |\hat{i}_1| \cdot \cos(90) = 0$$

$$\hat{k}_0 \cdot \hat{i}_1 = |\hat{k}_0| \cdot |\hat{i}_1| \cdot \cos(90) = 0$$

$$\hat{i}_0 \cdot \hat{j}_1 = |\hat{i}_0| \cdot |\hat{j}_1| \cdot \cos(0) = 1$$

$$\hat{j}_0 \cdot \hat{j}_1 = |\hat{j}_0| \cdot |\hat{j}_1| \cdot \cos(\theta_0) = \cos \theta_0$$

$$\hat{k}_0 \cdot \hat{j}_1 = |\hat{k}_0| \cdot |\hat{j}_1| \cdot (-\cos(90 - \theta_0)) = -\sin \theta_0 \quad (\text{AII.20})$$

$$\hat{i}_0 \cdot \hat{k}_1 = |\hat{i}_0| \cdot |\hat{k}_1| \cdot \cos(90) = 0$$

$$\hat{j}_0 \cdot \hat{k}_1 = |\hat{j}_0| \cdot |\hat{k}_1| \cdot (\cos(90 - \theta_0)) = \sin \theta_0$$

$$\hat{k}_0 \cdot \hat{k}_1 = |\hat{k}_0| \cdot |\hat{k}_1| \cdot \cos(\theta_0) = \cos \theta_0$$

Desta forma a matriz de rotação, Eq. AII.8, para rotação em torno do eixo x_1 de um ângulo θ_0 é:

$$[Q_{1,x}^0] = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & \cos\theta_0 & -\sin\theta_0 \\ 0 & \sin\theta_0 & \cos\theta_0 \end{bmatrix} \quad (\text{All.21})$$

b) CASO 2: Rotação em torno do eixo y_0 com um ângulo θ_1 :

A análise é semelhante à apresentada anteriormente para a rotação em torno do eixo x_0 . A Fig. All.3 mostra esta rotação.

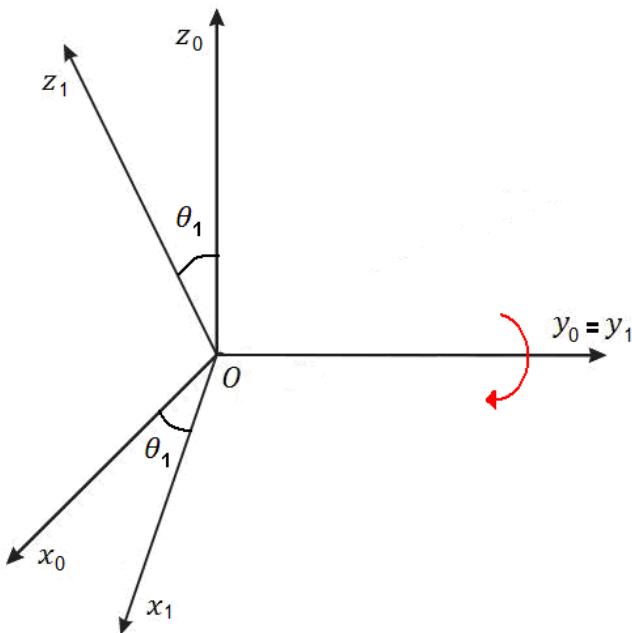


Figura All.3 - Rotação em torno do eixo y_0 .

Neste caso a matriz de Rotação é:

$$[Q_{1,y}^0] = \begin{bmatrix} \cos\theta_1 & 0 & \sin\theta_1 \\ 0 & 1 & 0 \\ -\sin\theta_1 & 0 & \cos\theta_1 \end{bmatrix} \quad (\text{All.22})$$

c) CASO 3: Rotação em torno do eixo z_0 com um ângulo θ_2 , Fig. All.4.

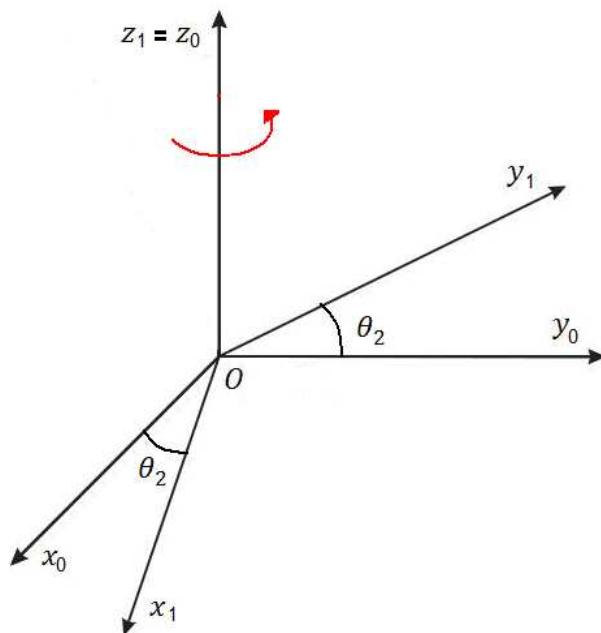


Figura All.4 - Rotação em torno do eixo z_0 .

A Matriz de Rotação é:

$$[Q_{1,z}^0] = \begin{bmatrix} \cos \theta_2 & -\sin \theta_2 & 0 \\ \sin \theta_2 & \cos \theta_2 & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (\text{All.23})$$

d) CASO 4: Rotação em torno dos três eixos x , y e z

Nesse caso, basta fazer o produto matricial das matrizes de rotações em torno de x , y e z , respectivamente:

$$[Q_{1,x}^0] = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & \cos \theta_0 & -\sin \theta_0 \\ 0 & \sin \theta_0 & \cos \theta_0 \end{bmatrix} \quad (\text{All.24})$$

$$[Q_{1,y}^0] = \begin{bmatrix} \cos \theta_1 & 0 & \sin \theta_1 \\ 0 & 1 & 0 \\ -\sin \theta_1 & 0 & \cos \theta_1 \end{bmatrix} \quad (\text{All.25})$$

$$[Q_{1,z}^0] = \begin{bmatrix} \cos \theta_2 & -\sin \theta_2 & 0 \\ \sin \theta_2 & \cos \theta_2 & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (\text{All.26})$$

$$[Q_1^0] = [Q_{1,x}^0] [Q_{1,y}^0] [Q_{1,z}^0] \quad (\text{All.27})$$

$$[Q_1^0] = \begin{bmatrix} \cos \theta_1 \cos \theta_2 & -\cos \theta_1 \sin \theta_2 & \sin \theta_1 \\ \cos \theta_0 \sin \theta_2 + \sin \theta_0 \sin \theta_1 \cos \theta_2 & \cos \theta_0 \cos \theta_2 - \sin \theta_0 \sin \theta_1 \sin \theta_2 & -\sin \theta_0 \cos \theta_1 \\ \sin \theta_0 \sin \theta_2 - \cos \theta_0 \sin \theta_1 \cos \theta_2 & \sin \theta_0 \cos \theta_2 + \cos \theta_0 \sin \theta_1 \sin \theta_2 & \cos \theta_0 \cos \theta_1 \end{bmatrix} \quad (\text{All.28})$$

II.2 Transformações de coordenadas de referências com rotação e translação

Neste item será levada em consideração a possibilidade de translação entre os referenciais.

Considerando que o referencial $O_0x_0y_0z_0$ tenha sofrido uma translação, conforme a Fig. All.5.

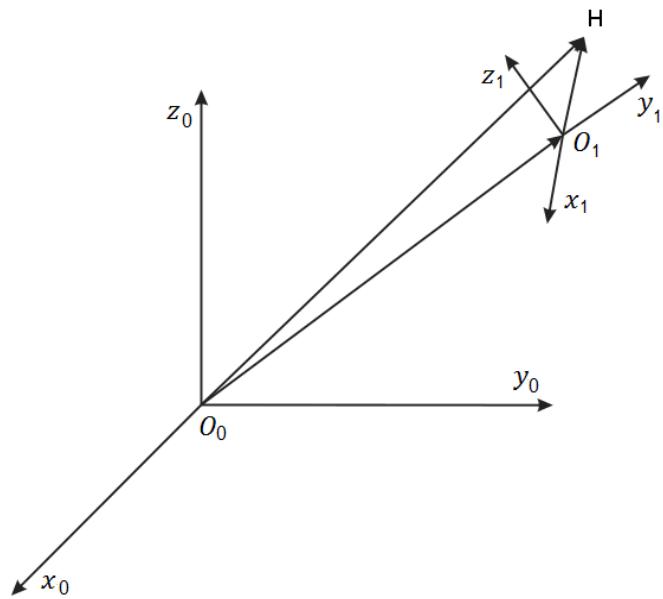


Figura AII.5 - Translação do sistema de referência.

O vetor $\overline{O_1H}$ é dado por

$$(\overline{O_0H})_{O_0x_0y_0z_0} = (\overline{O_0O_1})_{O_0x_0y_0z_0} + (\overline{O_1H})_{O_0x_0y_0z_0} \quad (\text{AII.29})$$

mas

$$(\overline{O_1H})_{O_0x_0y_0z_0} = [Q_0^1](\overline{O_1H})_{O_1x_1y_1z_1} \quad (\text{AII.30})$$

então

$$(\overline{O_0H})_{O_0x_0y_0z_0} = (\overline{O_0O_1})_{O_0x_0y_0z_0} + [Q_0^1](\overline{O_1H})_{O_1x_1y_1z_1} \quad (\text{AII.31})$$

se

$$(\overline{O_0H})_{O_0x_0y_0z_0} = \vec{A}_0 \quad (\text{AII.32})$$

$$(\overline{O_0O_1})_{O_0x_0y_0z_0} = \vec{T} \quad (\text{AII.33})$$

$$\left(\overline{O_0 H} \right)_{O_l x_l y_l z_l} = \vec{A}_l \quad (\text{All.34})$$

Tem-se:

$$\vec{A}_0 = \begin{bmatrix} Q_0^1 \end{bmatrix} \vec{A}_l + \vec{T} \quad (\text{All.35})$$

Desta forma o vetor \vec{T} representa a posição e a matriz $\begin{bmatrix} Q_0^1 \end{bmatrix}$ a orientação.

II.3 Matriz de passagem homogênea.

A matriz de passagem homogênea permite agrupar a orientação e a posição de um referencial B_{n+1} em relação a outro referencial B_n em uma só matriz.

$$t = \begin{bmatrix} [Q] & \vec{T} \\ 000 & 1 \end{bmatrix} \quad (\text{All.36})$$

Onde $[Q]$ é a matriz de rotação obtida pela Eq. All.28 e \vec{T} é o vetor posição obtido pela Eq. All.33