

ANDREY BUGARIN WOISKI MIRANDA

EXOESQUELETO ROBÓTICO DE MEMBRO
SUPERIOR COM TRÊS GRAUS DE
LIBERDADE ATIVOS

FD-7097
versão corr.

São Paulo
2015

08/15

ANDREY BUGARIN WOISKI MIRANDA

**EXOESQUELETO ROBÓTICO DE MEMBRO
SUPERIOR COM TRÊS GRAUS DE
LIBERDADE ATIVOS**

Dissertação apresentada à Escola Politécnica da Universidade de São Paulo para obtenção do Título de Mestre em Ciências.

Área de concentração:
Engenharia de Controle e Automação
Mecânica

Orientador:
Prof. Dr. Arturo Forner-Cordero

São Paulo
2015

DEDICATÓRIA

Dedico este trabalho à minha família.

AGRADECIMENTOS

Agradeço à minha família.

Agradeço ao professor Arturo Forner-Cordero.

Agradeço ao técnico Raphael Ferreira.

Agradeço, por fim, a todos que diretamente e indiretamente contribuíram para a realização deste trabalho.

RESUMO

Exoesqueletos robóticos são mecanismos artificiais vestidos externamente ao corpo humano que atuam paralelamente ao membro humano com os objetivos de entender, complementar, restaurar ou melhorar as funções e capacidades humanas. Seus principais desafios de projeto são acoplá-lo ao ser humano de modo a não existirem forças hiperestáticas ou de montagem, mantê-lo na posição relativa desejada por todo seu volume de trabalho, implementar um controle que permita a cooperação do exoesqueletos com o humano, minimizar sua massa e seu consumo energético. Além disso, o desenvolvimento de exoesqueletos robóticos ainda é um campo em amadurecimento. Problemas como o alinhamento entre eixos de rotação humano e biológico ainda são alvos de diversos estudos, sem uma convergência aparente das soluções. Até mesmo conceitos aparentemente básicos, como o desenvolvimento de mecanismos com cinemática antropomórfica, não são consenso na área. O presente trabalho desenvolveu-se no Laboratório de Biomecatrônica da EPUSP, cujo principal objetivo é explicar como o sistema nervoso humano planeja, codifica e controla nossos movimentos. O objetivo desse trabalho é fornecer uma ferramenta que possibilite tal estudo. Para isso, fabricaram-se alguns protótipos de 1 GdL para estudar as seguintes características de exoesqueletos: (i) fixação; (ii) instrumentação e (iii) controle. Após essa etapa, iniciou-se a fabricação do exoesqueleto com 3 graus de liberdade. Dada a importância da fixação, dedicou-se a ela um estudo abordando a modelagem de sua interação com o membro humano. Em conjunto, realizaram-se simulações baseadas nessa modelagem para avaliar o desempenho de dois tipos de controladores não lineares: (i) *Sliding Mode Control* e (ii) *Feedback Linearization*. Um exoesqueleto bilateral plano de 3 GdL foi fabricado, montado e seus principais componentes mecânicos foram ensaiados para se determinar seu comportamento e para levantar dados experimentais que possibilitem a melhoria futura de seu projeto. As contribuições dessa dissertação foram: (i) protótipo de 1 grau de liberdade, com a mecânica e a instrumentação, que é utilizado para estudos de controle motor; (ii) protótipo mecânico bilateral com 3 graus de liberdade; (iii) estudo teórico da fixação com controladores não lineares e (iv) sistema de segurança de exoesqueletos baseados em embreagem de fricção.

Palavras-chave: Exoesqueleto robótico. Membro superior. Controle motor humano. Interação humano-robô.

ABSTRACT

Robotic exoskeletons are mechanisms acting in parallel with human limbs. The major goals of exoskeletons are to extend, complement or improve the capabilities of the user wearing them. The main challenges in the design of an exoskeleton are: the coupling between human and exoskeleton in order to minimize hyperstaticity; keep the arm at the desired relative positions at the whole workspace without violating joint range of motion restrictions; implement a controller that allows human-exoskeleton cooperation and minimize its mass and energy consumption of the system. The current work was developed at the Biomechatronics Laboratory of EPUSP. The main goal of this laboratory is to study how the human nervous system plans, codifies and controls our movements. The goal of this work is to design a useful tool for experimental motor control studies. In order to achieve this goal, several simplified prototypes with only 1 DoF were developed and built to investigate the following exoskeleton issues: (i) fixation; (ii) human limb coupling; (iii) integration of sensors and (iv) control. After that, a 3 DoF exoskeleton was designed and built. The fixation is very important to determine the exoskeleton performance, thus a dedicated study about it was conducted in order to model its interaction with human limb. Additionally, based on that model a simulation was carried out in order to compare two nonlinear controllers: Sliding Mode Control and Feedback Linearization. The different subsystems of the bilateral 3 DoF exoskeleton were tested to characterize their behaviour. The main contributions of this work are: (i) 1 DoF prototype which is used to motor control studies. (ii) bilateral 3 DoF exoskeleton mechanism; (iii) model for fixation and (iv) safety system based on friction clutch. Exoskeletons are a growing field in Robotics. Issues like alignment between human and robot axes, or even the anthropomorphism in the desing of the exoskeletons segments still remain open.

Keywords: Robotic exoskeleton. Upper limb. Human motor control. Human-machine interaction.

LISTA DE FIGURAS

1.1	Taxonomia dos exoesqueletos	25
1.2	Exoesqueleto <i>Hardiman</i>	26
1.3	Exoesqueleto servo-controlado <i>Myotron</i>	27
1.4	Exoesqueleto iugoslavo de membro inferior	28
1.5	Exoesqueleto para ambiente virtual	29
1.6	Exoesqueletos para teleoperação da KIST	29
1.7	Exoesqueletos para auxiliar o antebraço	30
1.8	Exoesqueleto Salford	30
1.9	Exoesqueleto Power Assist Suit	31
1.10	Exoesqueleto HAL-5	31
1.11	Exoesqueleto CADEN-7	31
1.12	Exoesqueleto ARMin-II	32
1.13	Exoesqueleto SUEFUL-7	33
1.14	Áreas de pesquisa por aplicação	33
2.1	Metodologia Adotada	46
3.1	Exemplo de exoesqueleto robótico	47
3.2	Movimentos do membro superior humano	48
4.1	Exemplificação do conceito de hiperestaticidade	53
4.2	Exoesqueleto de cotovelo	58
4.3	Fixações de fibra de carbono para interface homem-robô	59
4.4	Segurança mecânica contra hiperflexão do cotovelo	59
5.1	Modelo da fixação como mola-amortecedor	62
5.2	Modelo dos tecidos moles e sua simplificação	62
5.3	Origem física da força de interação	63

8.9	Transmissão de torque do acoplamento torcional	99
8.10	Bancada para ensaio da fixação	100
8.11	Resultado do ensaio da fixação: defasagem	100
8.12	Defasagem na interação pessoa-robô	102
8.13	Resultado do ensaio da fixação: rotação lateral	103
8.14	Músculos da rotação lateral do braço	103
8.15	Bico devido à concentração de tensão	104
8.16	Resultado do ensaio da fixação: lâmina 0,1 mm	104
8.17	Resultado do ensaio da fixação: lâminas	104

LISTA DE TABELAS

1.1	Pesquisas mundiais em exoesqueletos	34
4.1	Escolha de motores	54
4.2	Torques isométricos no membro superior	54
4.3	Torques isocinéticos do ombro	55
4.4	Torque do cotovelo	55
4.5	Comparando torque e potência do cotovelo	55
4.6	Torques isocinéticos do punho	55
4.7	Ensaio isocinéticos no Instituto Vita	56
4.8	Requisitos de projeto	57
6.1	Comparação final entre os controladores	77

LISTA DE SÍMBOLOS

F	força
k	coeficiente de rigidez de um sistema físico
c	coeficiente de amortecimento de um sistema físico
K_f	coeficiente de rigidez da fixação do exoesqueleto
B_f	coeficiente de amortecimento da fixação do exoesqueleto
K_b ou k_b	coeficiente de rigidez dos tecidos biológicos
F_e	força de interação entre exoesqueleto e usuário
θ	posição angular da junta do exoesqueleto
θ_b	posição angular da articulação humana
l_f	distância entre o eixo de rotação e o centro de pressão da fixação
M_e	momento da força F_e
E_{pele}	módulo de elasticidade da pele do antebraço
$E_{musculo}$	módulo de elasticidade do músculo do antebraço
l_0	comprimento inicial
A	área de contato da fixação
R_x	força de reação do vínculo do exoesqueleto na direção x
R_y	força de reação do vínculo do exoesqueleto na direção y
M_m	torque aplicado pelo motor no segmento do exoesqueleto
M_d	torque dissipativo devido ao amortecimento
m	massa do segmento do exoesqueleto
g	aceleração da gravidade local
M_c	carga aplicado ao exoesqueleto pelo meio
l_1	distância entre o eixo de rotação e o centro de gravidade
L_1	comprimento total do segmento do exoesqueleto
J	momento de inércia do segmento do exoesqueleto
M_e^d	torque de interação desejado
X_e	força de interação na direção x
Y_e	força de interação na direção y
Z_e	força de interação na direção z
β ou θ_i	ângulo de rotação devido às curvas do membro humano
L_f	comprimento total da fixação
L	comprimento total da lâmina de acoplamento

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	23
1.1	Definição	23
1.2	Taxonomia dos Exoesqueletos	24
1.3	Histórico Evolutivo	26
1.4	Estado da Arte	28
2	OBJETIVO E METODOLOGIA	41
2.1	Contexto da Pesquisa	41
2.2	Objetivo	41
2.3	Metodologia	42
2.4	Desafios Científicos e Tecnológicos	44
3	PROJETO CONCEITUAL	47
3.1	Aplicação do EXO-OCP	47
4	EXOESQUELETO DE COTOVELO	51
4.1	Requisitos	51
4.1.1	Ergonomia	51
4.1.2	Torque e Velocidade	53
4.2	Ensaio Isocinéticos para Cotovelo e Ombro	54
4.3	Resultados	57
5	MODELO DE FIXAÇÃO	61
5.1	Modelo dos Tecidos Moles	64
6	CONTROLADOR	65

8.5	Lâmina de Acoplamento	101
9	CONCLUSÃO	105
9.1	Trabalhos Futuros	106
	REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	109
A	DESENHOS DO EXOESQUELETO OCP	119
B	FOLHA DE DADOS DO MOTOR	135
C	FOLHA DE DADOS DO <i>Harmonic Drive</i>	137
D	FOLHA DE DADOS DO <i>Encoder US</i>	141

1 INTRODUÇÃO

1.1 Definição

Etimologicamente, exoesqueleto é uma palavra formado pelo prefixo *exo* (exprime a noção de exterior ou externo) e a palavra *esqueleto* (conjunto completo dos ossos do corpo dos animais vertebrados) (BUENO, 1996). Literalmente, então, exoesqueleto é um esqueleto externo ao corpo dos vertebrados. Contudo, a Zoologia utiliza o termo para designar a cutícula resistente e flexível que reveste o corpo dos artrópodes (e.g. escorpião, cigarra, camarão). As funções desse exoesqueleto são as de proteger os órgãos internos, fornecer suporte aos músculos, evitar a desidratação e prover informações sensoriais do meio (YANG et al., 2008).

Recentemente, a comunidade científica começou a fazer uso do termo para designar órteses robóticas que atuam em paralelo com os membros humanos. As funções mais comuns, atualmente, de exoesqueletos robóticos são: (i) aumentar as capacidades físicas; (ii) reabilitação neuromotora, (iii) teleoperação (GOPURA; KIGUCHI, 2009) e (GOPURA; KIGUCHI; BANDARA, 2011) e (iv) estudo do controle motor humano (MISTRY; MOHAJERIAN; SCHAAL, 2005). Eu incluo à lista as potenciais aplicações de (v) ensino motor e (vi) aprimoramento neuromuscular.

Em uma extensão um pouco ousada do conceito, mas perfeitamente plausível, Yang et al. afirmam que as armaduras dos cavaleiros medievais também podem ser chamadas de exoesqueletos porque têm a função de uma casca rígida que protege o cavaleiro em uma batalha (YANG et al., 2008).

Ruiz et al. (RUIZ et al., 2006) definem um exoesqueleto como um sistema mecatrônico que é vestido por uma pessoa:

Exoskeletons are mechatronic systems worn by a person in such a way that the physical interface permits a direct transfer of mechanical power and exchange of information.

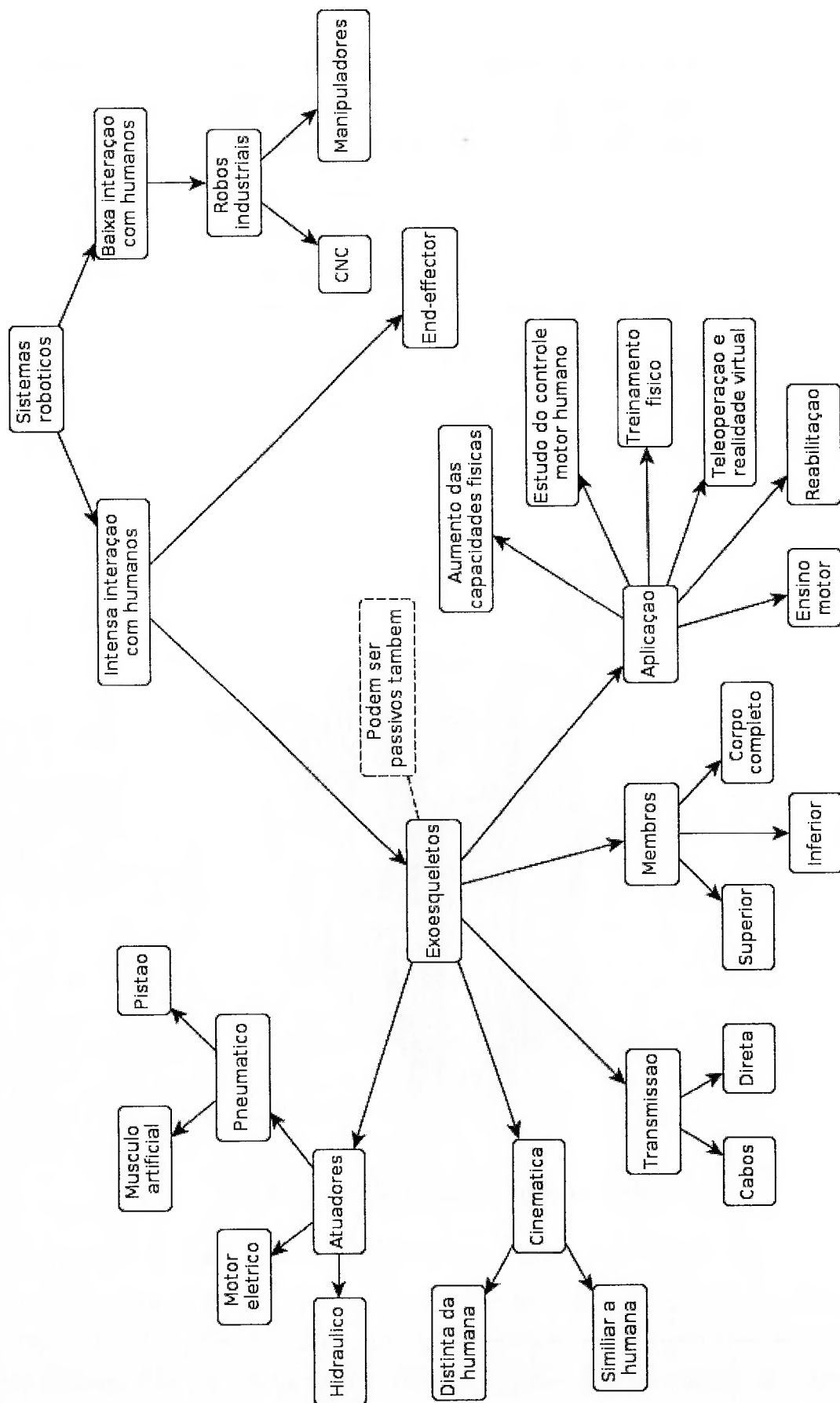


Figura 1.1: Taxonomia dos exoesqueletos dentro da Robótica.

Hospital, em Buffalo (MILLAR, 1968).

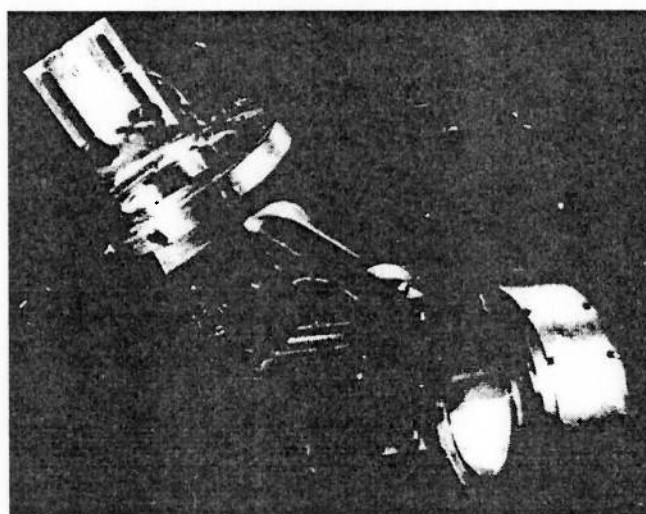


Figura 1.3: Exoesqueleto servo-controlado *Myotron* para medição da cinemática muscular. Extraído de (MILLAR, 1968).

O estudo de exoesqueletos não foi exclusividade estadunidense. De 1970 a 1974, no Institute for Automation and Telecommunications Milhailo Pupin, na Iugoslávia, foi desenvolvido um exoesqueletos de membros inferiores para a reabilitação e o estudo da dinâmica de sistemas antropomórficos. O exoesqueleto possuía 8 GdL atuados pneumáticamente e era preso no usuário através de tiras de couro, figura 1.4. O projeto foi financiado pela Social Rehabilitation Service, de Washington DC (VUKOBRATOVIC; HRISTIC; STOJILJKOVIC, 1974).

Na década de 1990, a nacionalidade das pesquisas diversifica-se. Um exemplo é o trabalho do ARTS Lab, da Scuola Superiore Sant'Anna, na Itália. O laboratório desenvolveu, em 1994, um exoesqueleto para teleoperação em ambiente virtual com *feedback* sensorial (figura 1.5). É um robô de membro superior com 7 GdL, todos atuados com motores elétricos (BERGAMASCO et al., 1994).

No ano de 1998, na Coréia do Sul, o Advanced Robotics Research Center da Korea Institute of Science and Technology (KIST) desenvolveu um exoesqueleto de membro superior com atuação pneumática para teleoperação com realimentação de força (LEE et al., 1998). Sete anos mais tarde, em 2005, o mesmo grupo apresenta a continuidade desse trabalho, utilizando freios elétricos como atuador do exoesqueleto (KIM et al., 2005). A figura 1.6 exhibe os dois exoesqueletos.

Também em 1998, é a vez do Japão publicar um trabalho na área. A Ritsumeikan University desenvolveu um exoesqueleto para auxiliar os movimentos do antebraço humano (figura 1.7). Ele é composto por 8 GdL atuados por servomotores DC com potência entre 6,2 watts e 60 watts, utilizando redutores



Figura 1.5: Exosqueleto para realimentação de força em ambiente virtual. Extraído de (BERGAMASCO et al., 1994).

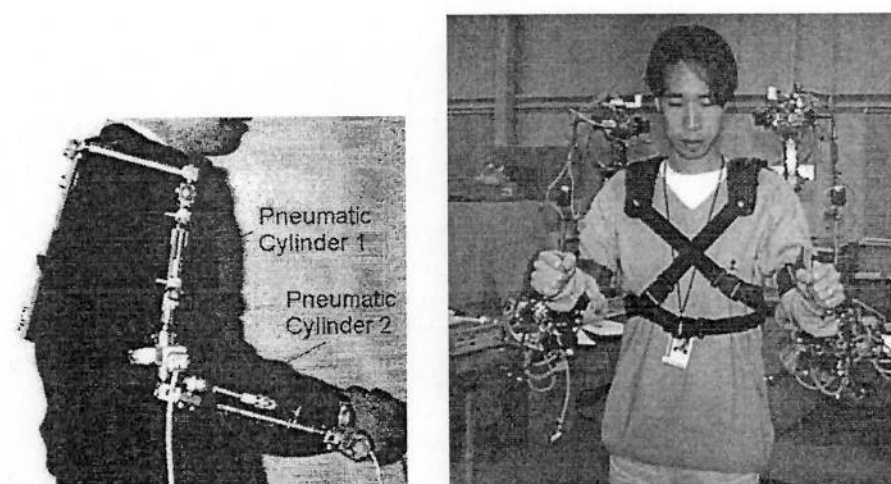


Figura 1.6: Exoesqueletos para teleoperação desenvolvida na KIST, Coréia do Sul: à esquerda, o primeiro robô (1998) e à direita, a evolução do trabalho (2005). Extraído de (LEE et al., 1998) e (KIM et al., 2005).

ticulação e atuadores pneumáticos ligados diretamente nos cotovelos, quadril e joelhos. Foi desenvolvido para proporcionar às enfermeiras de hospitais e centros de cuidado a idosos a força extra necessária para levantar os pacientes sem sofrerem lesões na coluna por esforço repetitivo. O dispositivo permitiu levantar uma paciente de 85kg sem esforço (ISHII; YAMAMOTO; HYODO, 2005).

O HAL 5 é um exoesqueleto de corpo inteiro (figura 1.10) desenvolvido por Yoshiyuki Sankai, professor da Universidade de Tsukuba, Japão. É comercializado pela *Cyberdyne Inc.* e, por ser alimentado por baterias, é totalmente portátil, possuindo autonomia de duas horas. Inclui pequenos motores DC acoplados nas articulações dos ombros, cotovelos, quadril e joelhos, além de um computador sem fio em uma bolsa integrada na cintura (SANKAI, 2006). O exoesqueleto foi

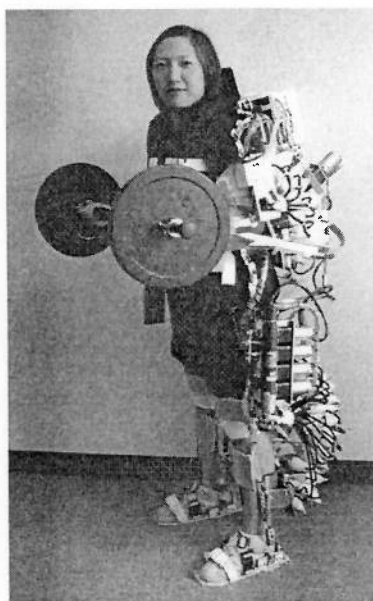


Figura 1.9: Exoesqueleto de corpo inteiro para evitar lesões na coluna de enfermeiras. (ISHII; YAMAMOTO; HYODO, 2005)

HAL-5

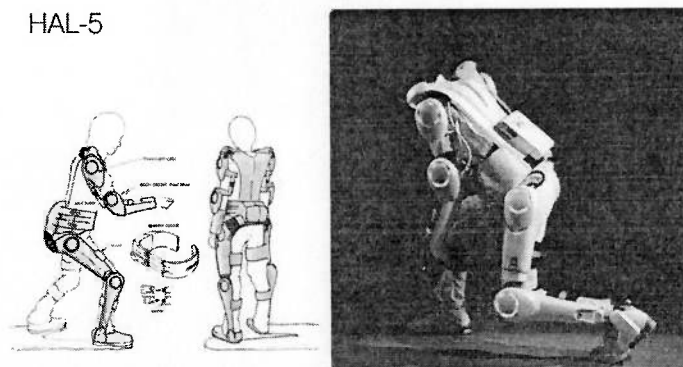


Figura 1.10: Exoesqueleto de corpo inteiro para atividades diárias. (SANKAI, 2006)

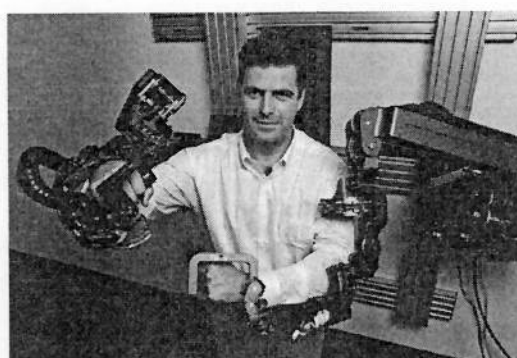


Figura 1.11: Exoesqueleto de membro superior com 7 DoF para reabilitação fisioterápica. (PERRY; ROSEN; BURNS, 2007)

O ARMin é um exoesqueleto com 4 graus de liberdade ativos (figura 1.12) aplicável em terapias para treinar as atividades do dia-a-dia em clínicas de reabilitação. O robô gera os movimentos de rotação vertical, rotação externa/interna e flexão/extensão horizontal do ombro e flexão/extensão do cotovelo. Possui senso-

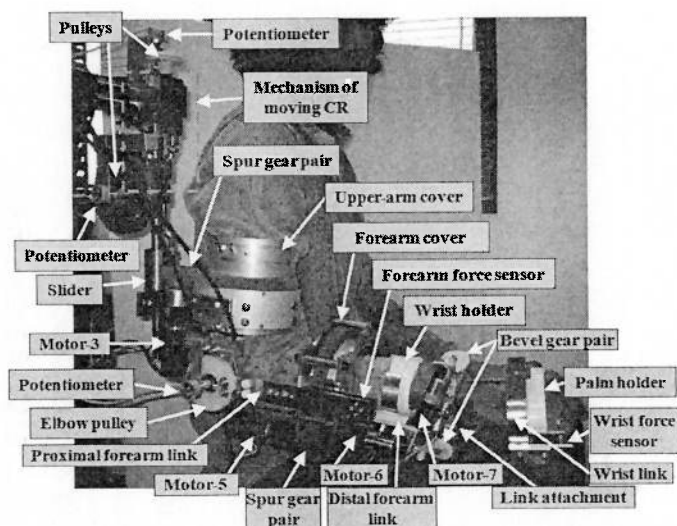


Figura 1.13: Exoesqueleto com 7 DoF com controle por EMG. (GOPURA; KIGUCHI; LIL, 2009)

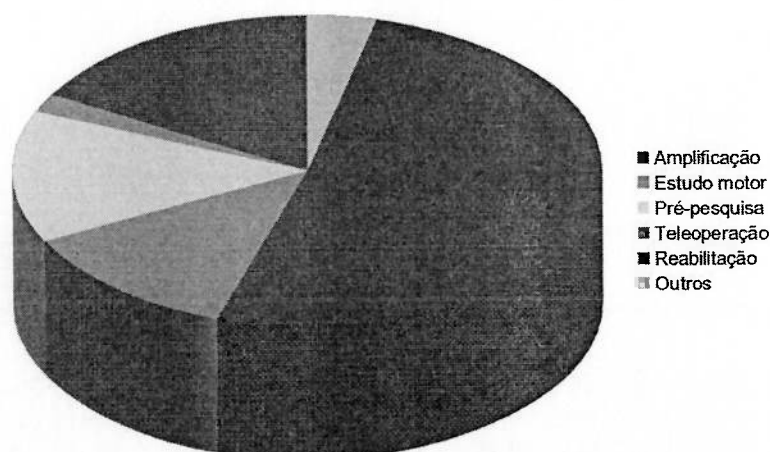


Figura 1.14: Quantidade de pesquisa por tipo de aplicação do exoesqueleto em todo o mundo; 102 publicações avaliadas no total.

para referenciar cada país. Para a coluna “Tipo”, a seguinte nomenclatura foi utilizada: (i) SUP: exoesqueleto de membro superior, (ii) INF: exoesqueleto de membro inferior e (iii) CRP: exoesqueleto de corpo inteiro. Para a coluna “Aplicação”, foi utilizada a seguinte nomenclatura: (i) Amplificação: amplificação das capacidades físicas, (ii) Controle Motor: estudo motor humano, (iii) Desenvolvimento: desenvolvimento tecnológico do exoesqueleto, (iv) Teleoperação: teleoperação, (v) Reabilitação: reabilitação neuromuscular e (vi) Outro: outras aplicações. Para a coluna “Atuador”, foi utilizada a seguinte nomenclatura: (i) MEL: motor elétrico, (ii) PNU: pneumático, (iii) MCB motor elétrico com cabos, (iv) MPN: músculo pneumático, (v) HID: hidráulico e (vi) FMG: freio magneto-reológico.

Tabela 1.1 – continuação

País	Ano	Aplicação	Nome do Robô	Tipo	GdL	Atuador	Controle	Referência
ITA	2005	Reabilitação	-	SUP	2	MEL	EMG	(MULAS; FOLGHERAITER; GINI, 2005)
GBR	2005	Reabilitação	-	INF	-	-	-	(ACOSTA-MARQUEZ; BRADLEY, 2005)
DEU	2005	Reabilitação	-	SUP	4	MCB	PID de posição	(WEGE; HOMMEL, 2005)
USA	2005	Reabilitação	PneuWREX	SUP	1	PNU	Controle de força não-linear	(SANCHEZ R. J. et al., 2005)
ESP	2005	Outro	WOTAS	SUP	1	MEL	Controle de impedância	(ROCON et al., 2005)
USA	2005	Reabilitação	MAHI	SUP	5	MEL	-	(GUPTA; O'MALLEY, 2006)
USA	2005	Reabilitação	-	SUP	5	MEL	-	(CARIGNAN; LISZKA; RODE-RICK, 2005)
CHE	2005	Reabilitação	ARMin	SUP	4	MEL	Vários modos de controle	(NEF; RIENER, 2005)
ITA	2005	Teleoperação	L-Exos	SUP	5	MEL	-	(FRISOLI et al., 2005)
NLD	2005	Reabilitação	LOPES	INF	1	MEL	-	(EKKELENKAMP; VENE-MAN; KOOLJ, 2005)
CHN	2005	Reabilitação	-	SUP	5	MEL	-	(LI et al., 2005)

continua na próxima página

Tabela 1.1 – continuação

País	Ano	Aplicação	Nome do Robô	Tipo	GdL	Atuador	Controle	Referência
FRA	2008	Reabilitação	ABLE	SUP	4	MEL	-	(GARREC et al., 2008)
USA e CHN	2008	Reabilitação	RUPERT IV	SUP	5	MPN	PID e Aprendi- zado Interativo	(BALASUBRAMANIAN et al., 2008)
ESP	2008	Amplificação	IKO	SUP	9	MEL	PID	(MARTINEZ et al., 2008)
USA	2008	Outro	-	SUP	3	MCB	PID	(SCOTT; BROWN; BALL, 2013)
JPN	2008	Amplificação	Power Pedal	INF	6	-	Controle de tor- que	(KANAOKA; SHIROGAUCHI; NAKAMURA, 2008)
USA	2009	Outro	IHMC	INF	5	MEL	Diversos (po- sição, força, impedância)	(KWA et al., 2009)
BRA	2009	Desenvolvimento	EXO- KANGUERA	INF	-	-	-	(GOMES; SILVEIRA; SI- QUEIRA, 2009)
ITA	2009	Desenvolvimento	NEUROExos	SUP	-	HID	-	(LENZI et al., 2009)
JPN	2009	Amplificação	Wearable Agri- Robot	CRP	10	MEL	Exoesqueleto como sombra do usuário	(TOYAMA; YAMAMOTO, 2009)
USA	2009	Reabilitação	IntelliArm	SUP	10	MEL	-	(REN; PARK; ZHANG, 2009)

continua na próxima página

Tabela 1.1 – continuação

País	Ano	Aplicação	Nome do Robô	Tipo	GdL	Atuador	Controle	Referência
CHN	2011	Reabilitação	HIT-glove	SUP	4	MCB	-	(FU et al., 2011)
USA e ESP	2011	Reabilitação	Hand Therapy	SUP	1	-	-	(WOLBRECHT; REINKENS-MEYER; PEREZ-GRACIA, 2011)
KOR	2011	Reabilitação	-	SUP	-	MEL	-	(IN et al., 2011)
KOR	2011	Reabilitação	-	SUP	6	-	-	(KOO et al., 2011)
CAN	2011	Desenvolvimento	-	INF	3	MEL	-	(PAN; ZHANG; GAO, 2011)
USA	2011	Reabilitação	RehaBot	CRP	17	MEL	-	(HU et al., 2011)
ITA e PAK	2011	Outro	HEXOSYS II	SUP	3	MEL	-	(IQBAL; AHMAD; MALIK, 2011)
TWN	2011	Reabilitação	-	SUP	4	-	-	(WU; WANG; CHEN, 2011)
MYS	2012	Desenvolvimento	-	INF	2	MPN	-	(TENG et al., 2012)
TWN	2012	Reabilitação	AVSER	SUP	2	MEL	Controle de im- pedância	(WANG; HUANG, 2012)
IND	2012	Teleoperação	-	SUP	4	-	-	(KUMRA; MEHTA; SINGH, 2013)
BRA	2012	Desenvolvimento	-	SUP	19	MEL	-	(MIRANDA et al., 2012)

continua na próxima página

2 OBJETIVO E METODOLOGIA

2.1 Contexto da Pesquisa

O presente trabalho desenvolveu-se no Laboratório de Biomecatrônica da EPUSP, cujo principal objetivo é descobrir alguns dos princípios e definir novos modelos que descrevem o controle do movimento humano, considerando aspectos como a variabilidade do movimento biológico e sua estrutura hierárquica. A expectativa é gerar resultados que sejam úteis para o clínico, como os modelos de controle de movimento que podem ajudar na avaliação da evolução da doença neuromuscular e na aplicação de uma terapia mais eficaz. Além disso, revelar aspectos do controle motor biológico seria muito útil para a concepção de sistemas bio-miméticos no domínio da engenharia de controle e robótica.

2.2 Objetivo

O objetivo desta dissertação de mestrado é:

Desenvolver um exoesqueleto robótico de membro superior com três graus de liberdade ativos.

A seguir, o detalhamento desse objetivo:

- *Desenvolver um exoesqueleto robótico*: para as pesquisas sobre o controle motor humano (tema do Laboratório de Biomecatrônica), é importante possuir a capacidade de influenciar cada segmento do membro estudado independentemente. Em outras palavras, ao invés de estudar-se o movimento apenas do efetuator (e.g. mão), estuda-se o controle combinado de toda a cadeia cinemática que compõe o membro (impedância das articulações, movimentação do braço e antebraço etc);
- *de membro superior*: meu foco de pesquisa é exoesqueleto de membro superior desde meados do ano de 2010. O tema não está exaurido na literatura

Para o desenvolvimento de cada um destes elementos foi seguido um procedimento iterativo:

1. Definir requisitos para que o exoesqueleto cumpra o objetivo do projeto;
2. Esboçar uma solução;
3. Utilizar as ferramentas necessárias (e.g. análise matemática, simulação computacional etc) para avaliar a solução antes de fabricar o protótipo. Os resultados dessa etapa podem demandar modificações dos requisitos;
4. Modelar e fabricar peças mecânicas e implementar lei de controle:
 - (a) Para as tecnologias mecânicas, realiza-se ou refina-se a modelagem das peças, considerando os processos de fabricação. Na elaboração dos desenhos de fabricação, devem ser consideradas as tolerâncias (geométrica e dimensional) de cada peça para sua correta montagem;
 - (b) Para a tecnologia de controle, essa etapa consiste na implementação da lei de controle projetada no computador embarcado;
5. Testar e corrigir desvios:
 - (a) Para as tecnologias mecânicas, ensaios de conjuntos isolados são conduzidos para validar-se o projeto das peças ou montagens críticas. Quando forem percebidos erros de projeto, os resultados dos testes realimentam a fase anterior para que os mesmos sejam corrigidos;
 - (b) Para a tecnologia de controle, ensaios de cada subsistema devem ser conduzidos de maneira a facilitar a identificação de *bugs*, e.g. testar a lógica de controle em simulação, testar a eletrônica de cada sensor individualmente etc. Dessa maneira, ao integrar todos os subsistemas, ficará mais fácil identificar qual deles é o responsável por um eventual comportamento inesperado.
6. Integrar todos os resultados das quatro etapas.
7. Realimentação do ciclo:
 - (a) Todas as fases de testes, além de realimentar a fase anterior de modelagem, fabricação e implementação, também realimentam o ciclo de cada etapa. Isso resultará em modificações ou novas soluções propostas, que serão analisadas, simuladas até obter uma solução que cumpra os requisitos de projeto;
 - (b) A fase de integração do protótipo pode realimentar qualquer etapa.

avião - para cada altitude tem-se uma dinâmica e um controlador). A dinâmica do corpo humano (que faz parte da malha de controle) é capaz de alterar rapidamente suas características (e.g. de um movimento natural e solto para um arco-reflexo rápido e rígido, caminhar em plano e caminhar em uma ladeira subindo ou descendo);

- Controle adaptativo: o controle humano é altamente capaz de adaptar-se a novas condições de contorno para o controlar nossos movimentos. Assim, o desenvolvimento de um controle adaptativo é deveras importante, pois tem o potencial de reduzir os exaustivos treinamentos dos usuários de próteses atuais, facilitando a adaptação do usuário ao produto e de garantindo sua confiabilidade em operação. Garante-se também que a máquina responderá corretamente frente a situações inesperadas (e.g. um arco-reflexo do operador, contorcionismo do operador para realizar uma determinada tarefa).

3 PROJETO CONCEITUAL

3.1 Aplicação do EXO-OCP

Consideramos exoesqueletos robóticos os mecanismos artificiais vestidos externamente ao corpo humano que atuam paralelamente ao membro humano com os objetivos de estender, complementar, restaurar ou melhorar as funções e capacidades humanas. E para atingir tais objetivos, o exoesqueleto deve estar em contato físico com a pessoa, permitindo uma transmissão de energia e de diversos sinais de controle. A figura 3.1 ilustra o conceito.



Figura 3.1: Exemplo de exoesqueleto robótico para cotovelo.

O acrônimo “EXO-OCP” significa “exoesqueleto de ombro, cotovelo e punho”. Cada uma dessas articulações humanas será implementada na órtese robótica. Para viabilizar essa implementação, porém, algumas simplificações precisam ser feitas; são elas:

- Eixo instantâneo de rotação fixo: apesar de as articulações humanas não poderem ser modeladas como juntas de revolução puras, pois seu eixo instantâneo de rotação varia, as juntas do robô serão modeladas como tal.

para validar ou refutar teorias sobre o controle motor humano.

Assim, as principais condições de contorno para o trabalho, principalmente para o projeto mecânico, são:

1. Características da perturbação: define-se “perturbação ao movimento” como o ato de modificar a movimentação natural do membro humano. Essa modificação poderá ser de maneira a facilitar ou dificultar o movimento. Em ambos os casos, a perturbação ocorre através de uma força que o exoesqueleto aplica no membro humano.
 - (a) Perturbações facilitadoras: elas atuam no mesmo sentido do movimento natural. Como requisito impõe-se que a intensidade da perturbação (força) seja tal que, se o usuário deixar seu membro superior totalmente relaxado, o exoesqueleto consegue movimentá-lo de maneira natural. Em termos de engenharia, o robô deve ser capaz de movimentar uma inércia (membro superior humano) com acelerações e velocidades equivalentes às encontradas durante uma movimentação natural do membro. Não dispomos, no momento, de tais dados.
 - (b) Perturbações opositoras: elas atuam no sentido contrário do movimento natural. Como requisito impõe-se que a intensidade da perturbação (força) seja capaz de imobilizar o membro superior do usuário. Porém, a força gerada pelo músculo humano depende do tipo de movimento (excêntrico ou concêntrico), do comprimento instantâneo do músculo e da velocidade de estiramento do músculo (derivada temporal do comprimento instantâneo). É necessário definir como a força máxima do membro humano será majorada para se chegar a um critério de engenharia para esse requisito.
2. Adaptabilidade ao público-alvo: como qualquer estudo científico, os experimentos conduzidos no Laboratório de Biomecatrônica utilizarão um expressivo número de voluntários (amostra). O exoesqueleto deverá ser adaptável às diferentes estaturas de usuários.

As condições de contorno retro citadas deverão ser aplicadas ao público-alvo dos experimentos. Isso limita o intervalo de cada requisito. Os experimentos serão conduzidos em voluntários com as seguintes características:

- Saudáveis;

4 EXOESQUELETO DE COTOVELO

Esse protótipo foi idealizado como um exercício de familiarização com os principais conceitos e desafios práticos do desenvolvimento de exoesqueletos. A base de conhecimento assim formada demonstrou-se útil à elaboração do projeto do exoesqueleto com três graus de liberdade.

4.1 Requisitos

Para definir os requisitos do exoesqueleto, inicialmente selecionamos as variáveis de projeto que têm maior influência na conquista ou não dos objetivos do projeto, a saber: “o exoesqueleto deverá aplicar forças sobre os segmentos e articulações do braço, a fim de obter informações cinemáticas, dinâmicas e fisiológicas do membro”.

As variáveis selecionadas foram, em ordem de prioridade:

1. Torque aplicado no cotovelo humano;
2. Velocidade angular da articulação e
3. Ergonomia do exoesqueleto.

Por não se possuir uma estimativa de qual seria a massa ideal para o exoesqueleto, ela se tornou, nessa etapa, um requisito indireto refletido por sua ergonomia: um exoesqueleto demasiadamente pesado é pouco ergonômico.

4.1.1 Ergonomia

Temos inicialmente o trabalho de (SCHIELE; HELM, 2006) que elenca e justifica três princípios fundamentais para o desenvolvimento de exoesqueletos ergonômicos. São eles:

- Espaço de trabalho compatível com o do membro humano;

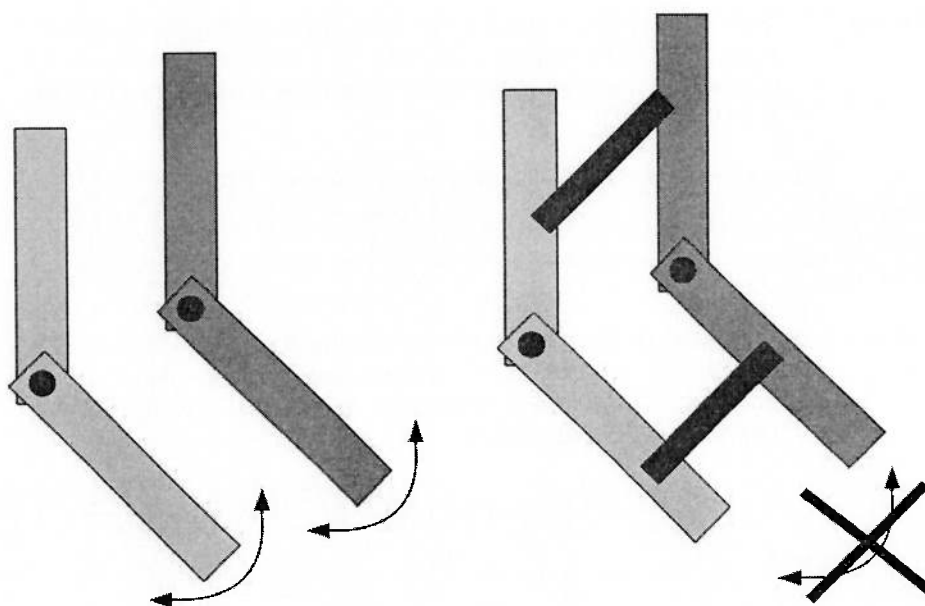


Figura 4.1: À esquerda temos dois mecanismos idênticos desacoplados: eles podem realizar o movimento de rotação livremente. À direita, temos os mesmos dois mecanismos, mas agora acoplados. Devido ao desalinhamento entre os eixos de rotação, o acoplamento provoca a condição de hiperestaticidade no mecanismo resultante, impossibilitando sua movimentação.

Observamos que a referida metodologia não é suficiente para o projeto de um exoesqueleto, pois ela indica apenas o número de graus de liberdade passivos que as fixações de uma cadeia cinemática do robô deve possuir. Deixa em aberto a localização das fixações e o tipo de par cinemático a ser utilizado. Os autores do artigo inclusive indicam a análise exaustiva da árvore de possibilidade resultante do método para a escolha da solução. O método, portanto, foi utilizado mais na fase de validação do projeto mecânico que na fase de concepção.

4.1.2 Torque e Velocidade

Iniciamos uma busca sobre esses valores na literatura. Como essas grandezas variam bastante de acordo com as condições de contorno dos experimentos, e.g. idade, sexo, articulação ensaiada, tipo de movimento da articulação, plano ensaiado, tipo de contração muscular (isométrica, isocinética etc), posição angular, e como nem sempre todas essas condições estão claras nos artigos, reuniu-se o conjunto de dados apresentado nas tabelas a seguir para obter-se uma ordem de grandeza do torque e da velocidade.

Além disso, para avaliar na prática o comportamento do músculo e compreender melhor os testes executados (e.g. não ficara claro se o valor de pico do torque era um singularidade no movimento ou se seria um valor próximo do tor-

Tabela 4.3: Estudo realizado para caracterizar a diferença de torque de acordo com o plano em que o movimento ocorre. A curva de torque da rotação externa do ombro foi levantada no plano transversal e no sagital. Aqui são apresentados os valores máximos. (TOLEDO et al., 2008)

	Torque máximo
Plano Sagital	43 Nm
Plano Transversal	28 Nm

Tabela 4.4: Estudo realizado para correlacionar a atividade miográfica com o torque aplicado no cotovelo pelo biceps brachii na condição isométrica (115° entre o braço e antebraço) e isocinética (concêntrico, a 30°/s). Foram analisados dez indivíduos. (BECK et al., 2004)

	Isocinético	Isométrico
Torque	44,3 Nm	52,4 Nm

Tabela 4.5: Estudo realizado para comparar o pico de torque e potência no cotovelo (flexão/extensão e pronação/supinação) sob diversas condições: isocinético de 90°/s e de 180°/s, lado dominante ou não e idade. Sessenta indivíduos foram testados. O estudo informa ainda o ângulo em que ocorreu o pico de torque. (GALLAGHER et al., 1997)

Velocidade ¹	Movimento	Torque máximo ²	Ângulo do pico ³	Potência ⁴
90	Flexão	33,7	83	55,9
	Extensão	28,0	89	46,2
	Supinação	10,6	12	15,0
	Pronação	15,5	-8	22,9
180	Flexão	26,1	87	75,4
	Extensão	22,9	93	62,9
	Supinação	8,9	12	18,4
	Pronação	13,4	-8	24,3

¹Valores em °/s. ²Valores em Nm. ³Valores em °. ⁴Valores em W.

Tabela 4.6: Estudo sobre o punho (torque e força de agarrar), considerando gênero, velocidade e ângulo. Foram analisados 20 indivíduos em testes isocinéticos a várias velocidades. Devido à variação ser pequena, aqui está exibido apenas o valor médio da flexão e extensão do punho. (MORSE et al., 2006)

	Torque
Flexão	8 Nm
Extensão	6 Nm

É necessário, portanto, estabelecer um público-alvo de usuários (futuros voluntários para testes) e parametrizar o exoesqueleto de acordo as características de torque e velocidade típicas desse público.

Desse modo, estabelecemos que nosso público-alvo tem as seguintes características:

- Idade entre 18 e 32 anos;
- Não-atleta;
- Saudável;

Definimos também que o exoesqueleto deve ser capaz de imobilizar a movimentação natural do usuário para simular um obstáculo virtual durante os ensaios para estudo do controle motor humano. Com isso, e em posse dos dados de torque e velocidade levantados, definimos como requisitos de projeto os valores da tabela 4.8.

Tabela 4.8: Requisitos estabelecidos para o projeto do exoesqueleto. O robô deve ser capaz de imobilizar o membro superior do usuário para simular um obstáculo virtual. Para tanto, deve ser capaz de trabalhar no ponto de operação aqui descrito.

Requisito	Valor ¹
Torque do cotovelo	40 Nm
Velocidade angular	90°/s
Potência	63 W

¹Valores médios.

4.3 Resultados

A figura 4.2 mostra o exoesqueleto em sua versão final. Não houve disparidade alguma entre o projeto mecânico e a montagem das peças fabricadas.

Especialmente projetadas para esse exoesqueleto, as fixações em fibra de carbono foram moldadas utilizando duas camadas apenas. Isso garante a flexibilidade necessária para abrir suas abas durante o ato de vestir o robô, tornando-o fácil e prático. A espuma de EVA foi colada na fibra para garantir não só o conforto do usuário como também a melhor adaptação ao perímetro de seu membro. Velcros serão utilizados para garantir a pressão de fixação e impedir o desacoplamento dos dois sistemas. A figura 4.3 mostra o primeiro teste experimental da fixação e sua forma livre.

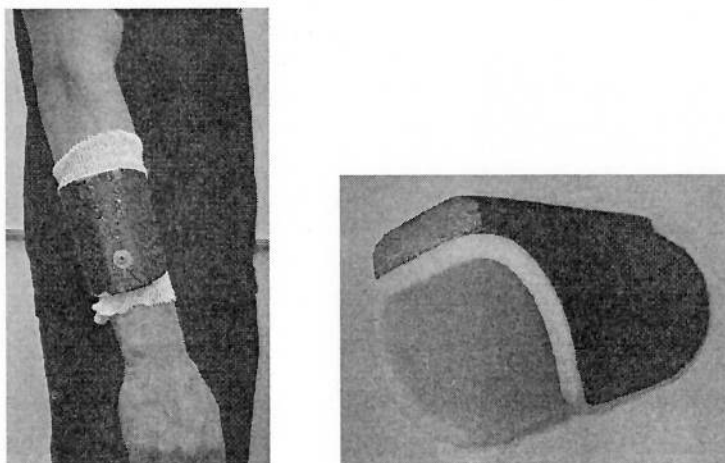


Figura 4.3: Fixações de carbono desenvolvidas no Laboratório de Biomecatrônica em parceria com a empresa Alltec. À esquerda, um usuário vestindo a fixação de antebraço. À direita, um *zoom* da mesma.

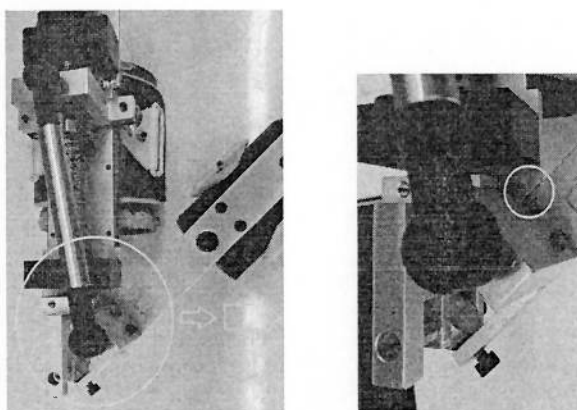


Figura 4.4: Segurança mecânica contra hiperflexão do cotovelo. À esquerda, uma visão geral do exoesqueleto em sua máxima flexão. À direita, um *zoom* da interferência mecânica entre a chapa do braço e do antebraço para limitar o ângulo em 45° entre as elas.

- A dificuldade de acoplar o exoesqueleto através dos tecidos moles do corpo humano (pele e músculo). Além da imprecisão decorrente, o amortecimento natural pode ocasionar defasagem entre o homem e o robô em maior ou menor intensidade. Devido à baixa rigidez, perde-se o controle de todos os graus de liberdade do acoplamento. Esse efeito pode ser danoso à medida que altera a posição e a orientação do exoesqueleto em relação ao membro humano, podendo ocasionar mal-funcionamento ou danos ao usuário.
- A análise do caminho que os esforços fazem desde o ponto de aplicação da carga até o elemento que a sustenta, i.e. como o esforço se divide entre o membro humano e o robô-roupa. Essa compreensão direciona o *design* dos ligamentos do exoesqueleto e indica os elementos críticos do mesmo.

5 MODELO DE FIXAÇÃO

Esse capítulo apresenta a modelagem da fixação e a modelagem dos tecidos biológicos moles. Esse estudo é importante porque é através desses elementos que se dá a interação pessoa-robô e entender o que acontece nessa interface permite entender quais forças e informações transitam entre os dois sistemas. A resposta de uma pessoa às perturbações do exoesqueleto dependerá essencialmente de como essa perturbação flui pela interface e de como o usuário a percebe. Conhecer essa dinâmica é fundamental para relacionar a resposta à perturbação e inferir o controle motor.

A interface é a camada física através do qual o exoesqueleto e o membro humano trocam informações e energia (FORNER-CORDERO; PONS; TUROWSKA, 2008). Nos dois casos, forças de interação são responsáveis por esse fluxo. Para efeitos de modelagem, considera-se que o exoesqueleto deva-se acoplar ao osso do membro, assim pode-se utilizar ferramentas de análise de sistemas de corpos rígidos (HASEGAWA et al., 2011). Para encontrar-se uma equação dinâmica que represente o comportamento do sistema acoplado, um aproximação para um sistema mola-amortecedor foi utilizado inicialmente como primeira abordagem para os tecidos moles. A equação 5.1 representa essa abordagem, sendo k a rigidez e c o amortecimento.

$$F = kx + c\dot{x} \quad (5.1)$$

A interface robô-usuário pode ser modelada como elementos mola-amortecedor em série. O primeiro conjunto mola-amortecedor é o vínculo entre o ligamento do exoesqueleto e a fixação (e.g. figura 4.3). O segundo conjunto, a impedância física da fixação, que é definida por sua geometria e seu material. Esses dois elementos estão representados na figura 5.1. O terceiro conjunto são os tecidos biológicos, mostrados na figura 5.2.

Assume-se que as impedâncias mecânicas da fixação (figura 5.1), são muito maiores que a biológica (figura 5.2). Portanto, a força de interação será dominada

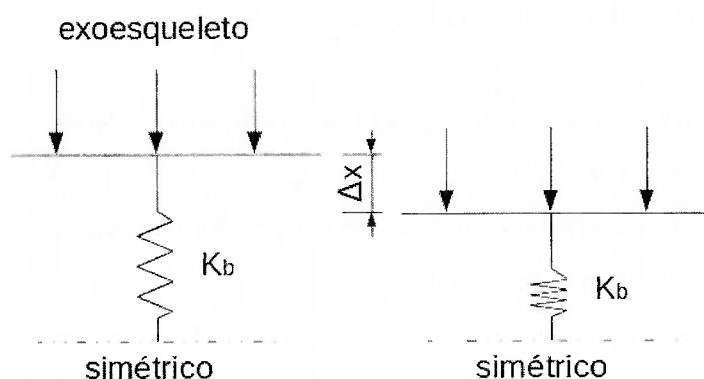


Figura 5.3: Origem física da força de interação: a deformação dos tecidos biológicos.

A relação entre o deslocamento angular da junta e o linear dos tecidos moles é mostrada na figura 5.4. A diferença entre a posição angular do exoesqueleto e do membro humano causa uma deformação nas direções x e y . Desprezando a deformação em y , assume-se que a força de interação F_e é causada devido apenas à deformação em x , então $x = f(\theta, \theta_b)$ (equação 5.2), onde θ_b é a posição angular da parte biológica.

$$\Delta x = x - x_b = l_f (\cos(\theta) - \cos(\theta_b)) \quad (5.2)$$

Contudo, para Δx pequeno o suficiente, pode-se aproximá-lo pelo arco do semicírculo. Assim, utiliza-se a equação 5.3 para modelar a dinâmica de F_e .

$$\Delta x = l_f (\theta - \theta_b) \quad (5.3)$$

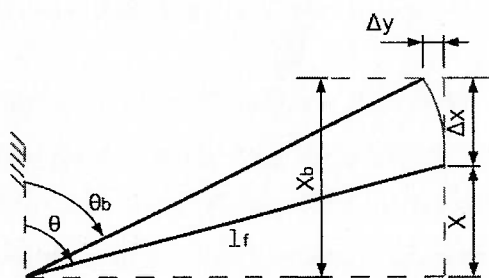


Figura 5.4: Relação entre o deslocamento angular da articulação e a deformação dos tecidos biológicos.

Na equação 6.1, utiliza-se o torque M_e da força F_e . Usando as equações 5.1 e 5.3 pode-se definir M_e (equação 5.4).

$$M_e = k_b l_f^2 (\theta - \theta_b) \quad (5.4)$$

6 CONTROLADOR

Exoesqueletos têm o potencial para assistir as pessoas em diversas tarefas motoras, como reabilitação física e aumento de força (DELLON B.; MATSUOKA, 2007), (DOLLAR A.M.; HERR, 2008) e (RUIZ et al., 2008). Um dos principais requisitos é que os exoesqueletos interajam com as pessoas de maneira cooperativa. A figura 6.1 ilustra essa cooperação. Apesar de todas as diferenças entre os dois sistemas, eles não devem entrar em conflitos.

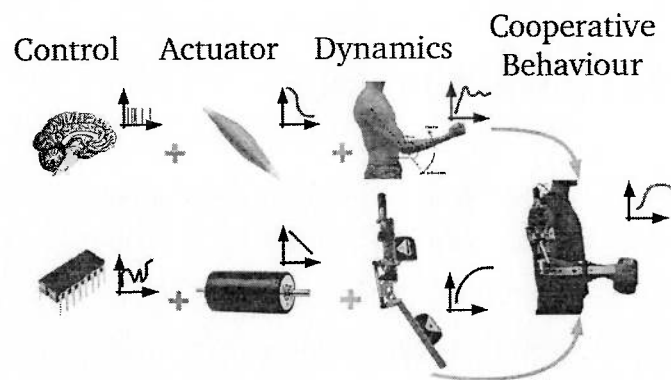


Figura 6.1: Comportamento cooperativo entre homem e máquina. Extraído de (MIRANDA; FORNER-CORDERO, 2013).

O diagrama de blocos de um sistema contemplando o ser humano e o exoesqueleto é apresentado na figura 6.2. Ambos sistemas são governados por controlador em malha fechada. Os dois sistemas são acoplados através de uma fixação representada pela força de interação (capítulo 5).

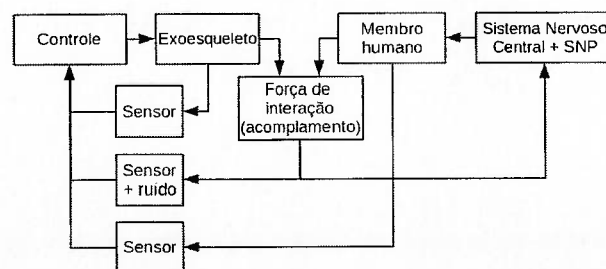


Figura 6.2: Diagrama de blocos ilustrando o acoplamento homem-máquina sob o prisma da malha de controle de cada qual, que atuam em paralelo.

dinâmica do sistema é expressa pela equação 6.1.

$$J\ddot{\theta} = -M_m - M_e + M_c + mgl_1 \sin(\theta) - c\dot{\theta} \quad (6.1)$$

J é o momento de inércia, l_1 e l_f indicam a distância do cotovelo ao centro de massa e ao ponto de aplicação da força de interação, respectivamente. Dada a escolha do sistema de coordenadas, um sinal negativo significa que a força ou o momento atua em oposição aos vetores apresentados na figura 6.3. Por exemplo, um força F_e negativa significa que ela atua no sentido de aumentar θ .

Para projetar um controlador baseado em modelo, deve-se conhecer F_e . Intuitivamente, pode-se supor que essa força seja uma função da dinâmica do robô e do membro humano. Se tal hipótese for verdadeira, deve ser possível ver essa relação diretamente pela equação dinâmica de F_e . A equação 5.4 corrobora esse expectativa.

Podemos aprimorar a modelagem de F_e ao desenvolver um modelo para o membro superior. Pode-se dividi-lo em três segmentos, a saber: (i) braço, (ii) antebraço e (iii) mão. Há três grupos de juntas, a saber: (i) o ombro, (ii) o cotovelo e (iii) o punho (FORNER-CORDERO; PONS; TUROWSKA, 2008).

A articulação do cotovelo conecta o úmero com o rádio e a ulna. Eles foram um conjunto de três diferentes juntas: (i) úmero-ulnar, (ii) úmero-radial e (iii) rádio-ulnar. Todavia, seu comportamento pode ser aproximado por um única junta com dois graus de liberdade: (i) flexo-extensão e (ii) prono-supinação. Neste trabalho, considera-se apenas a flexo-extensão. Nesse caso, o cotovelo pode ser modelado como uma junta do tipo dobradiça. Partindo de 0° como referência para a total extensão do cotovelo, essa articulação pode chegar até a 145° em total flexão superior podem ser obtidos em (WINTER, 2004).

6.2 Projeto dos Controladores

Supondo que o exoesqueleto deva se comportar como um escravo, atuando como uma sombra do membro humano, ou como um sistema ativo que impõe uma trajetória a ele, seu comportamento pode ser modulado através de uma força de interação de referência. Configurando a força de interação para zero (seguidor de força), o exoesqueleto atua como uma sombra; para uma força superior à que o usuário consegue produzir, o exoesqueleto irá impor uma trajetória. Assim, um controlador de força parece ser uma solução razoável para exoesqueletos.

$$u = -\hat{b}^{-1} \left[\hat{u} - k \text{sat} \left(\frac{s}{\Phi} \right) \right] \quad (6.5)$$

$$\hat{b} = \sqrt{b_{min} \cdot b_{max}} \quad (6.6)$$

$$\hat{u} = -\hat{f} + \ddot{M}_e^d - \lambda \dot{M}_e \quad (6.7)$$

$$k \geq \beta(F + \eta) + (\beta - 1)|\hat{u}| \quad (6.8)$$

$$F = \max|f - \hat{f}| \quad (6.9)$$

$$\beta = \sqrt{\frac{b_{max}}{b_{min}}} \quad (6.10)$$

$$s = \dot{M}_e + \lambda \tilde{M}_e \quad (6.11)$$

$$\tilde{M}_e = M_e - M_e^d \quad (6.12)$$

Para mais detalhes sobre as equações e seus termos, recomenda-se a leitura de (SLOTINE; LI, 1991).

6.2.2 Projetando o Controlador por Linearização Realimentada

Como SMC requer a aquisição de informações difíceis de serem medidas, como \dot{M}_e e θ_b , suas aplicações práticas são restritas. Para avaliar a possibilidade de utilizar um controlador mais simples, implementa-se um controlador por linearização por retroalimentação (FLC). A equação canônica da lei de controle (equação 6.13) é obtida da equação 6.3 considerando $\ddot{\theta}_b = 0$. Para evitar problemas práticos, pois almeja-se um controlador simples, escolheu-se v como um controle proporcional (equação 6.14). Por fim, a equação 6.15 representa a dinâmica em malha fechada do sistema controlado.

Ressalta-se que a escolha por um controle proporcional baseia-se no intuito de comparar extremos opostos: um controlador bastante elaborado (SMC) contra um controlador bastante simples (FBL). Caso opte-se por implementar o FBL, é possível ainda aprimorar seu desempenho definindo-o com um controle PID, por exemplo.

$$M_m = \frac{1}{b} (v - f) \quad (6.13)$$

$$v = \ddot{M}_e^d - k_0 \tilde{M} \quad (6.14)$$

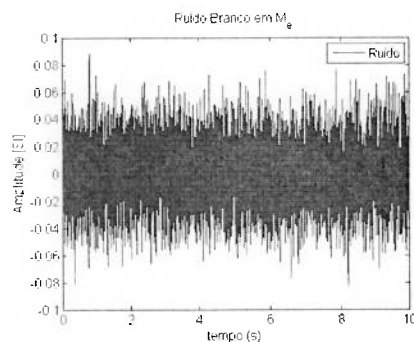


Figura 6.5: Ruído branco adicionado ao sinal do torque medido M_e .

$$\dot{M}_e = k_b l_f^2 (\dot{\theta} - \dot{\theta}_b) \quad (6.16)$$

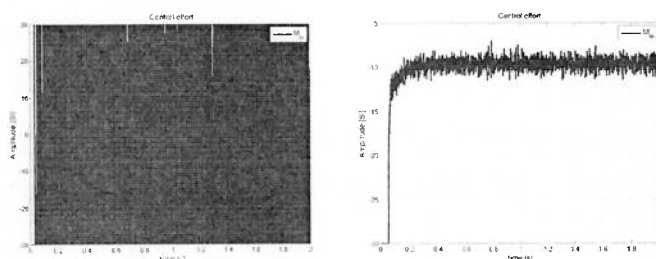


Figura 6.6: À esquerda, o esforço de controle para a derivada direta do sinal M_e . À direita, utilizando um estimador.

Pode-se notar que a escala temporal de ambos os gráficos é a mesma e que a escala da intensidade do esforço de controle é maior no gráfico à esquerda. Isso significa que o controlador demanda uma resposta em frequência muito maior para estabilizar a planta quando se utiliza a derivada direta da medição de M_e do que quando se utiliza seu estimador. Como o controlador, na prática, terá uma resposta em frequência limitada, é provável que seu desempenho real seja inferior ao simulado. Assim, como boa prática de engenharia, escolheu-se trabalhar com o estimador para \dot{M}_e .

Antes de executar as simulações, os dois controladores foram sintonizados utilizando as mesmas condições de contorno: (i) antebraço fixado na posição horizontal; (ii) posição inicial do exoesqueleto igual à do antebraço; (iii) sem carga externa aplicada; (iv) torque de interação de referência (M_e^d) igual a 10 Nm e (v) sem ruído branco no sinal M_e .

O FLC foi sintonizado para um erro estacionário um sobressinal mínimo. Através de simulações, obteve-se $k_0 = 8000$ como o ganho proporcional. O SMC tem três ganhos para serem ajustados. A condição de contorno foi obter uma resposta tão rápida quanto o FLC mantendo-se uma ação de controle semelhante.

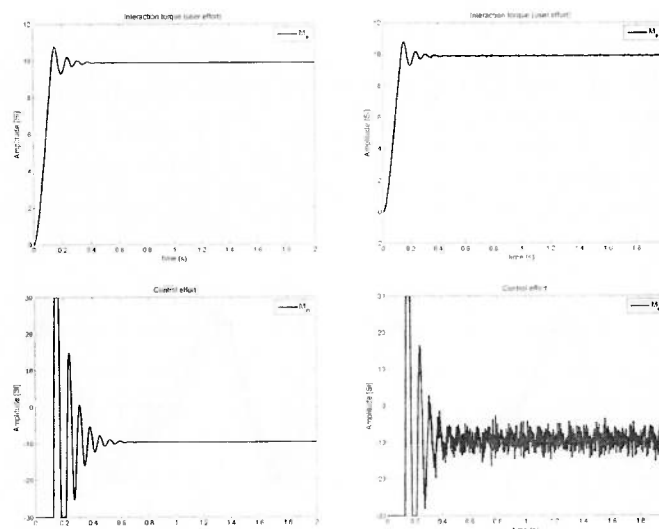


Figura 6.8: Desempenho do FLC: à esquerda, do topo para baixo, resposta do torque de interação e esforço de controle sem o ruído branco. À direita, com a adição do ruído branco a M_e .

6.4.2 Carga Externa em Movimento Senoidal

Simulação dos dois controladores para uma carga externa aplicada. A figura 6.9 mostra a comparação entre eles em termos da posição do exoesqueleto, resposta de M_e e esforço de controle. Foram utilizadas as seguintes condições de contorno: (i) antebraço executando uma trajetória senoidal, centrada em $5\pi/8$, com amplitude de $3\pi/8$ e período de 12 segundos; (ii) exoesqueleto na mesma posição inicial do antebraço; (iii) um peso constante de 60 N aplicado no efetuador do exoesqueleto; (iv) torque de interação desejado configurado para 10 Nm e (v) ruído branco no sinal de medido de M_e .

6.4.3 Robustez Contra Variação Paramétrica

Um estudo sobre a robustez foi conduzido de maneira a quantificar as vantagens e desvantagens do SMC em relação às incertezas na medição da dinâmica biológica. Os controladores foram simulados para duas rigidezes radiais do músculo diferentes: $k_b = 5000$ N/m e $k_b = 15000$ N/m (sem alterar os ganhos já estabelecidos anteriormente). Os resultados são mostrados nas figuras 6.10 e 6.11. Nessa simulação foram consideradas as seguintes condições de contorno: (i) antebraço executando uma trajetória senoidal, centrada em $5\pi/8$, com amplitude de $3\pi/8$ e período de 12 segundos; (ii) exoesqueleto na mesma posição inicial do antebraço; (iii) um peso constante de 60 N aplicado no efetuador do exoesqueleto; (iv) torque de interação desejado configurado para 10 Nm e (v) ruído branco no sinal de medido de M_e .

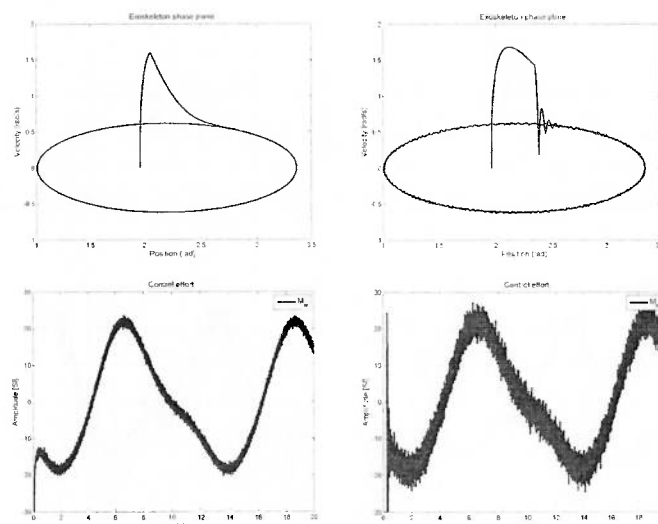


Figura 6.10: Desempenho dos controladores para $k_b = 5000$ N/m. À esquerda, de cima para baixo, o plano de fase do exoesqueleto e o esforço de controle. À direita, os mesmos gráficos para FLC.

vi. Adaptação do usuário.

O sobressinal do torque de interação é importante porque irá causar uma resposta do controle motor humano. A análise dessa reação está fora do escopo dessa análise, mas se pode supor que causaria uma reflexo de extensão ou, em determinados pacientes neurológicos, espasticidade. Portanto, assume-se que um menor sobressinal significa uma adaptação mais fácil pelo usuário. Nesse sentido, SMC demonstrou-se superior ao FLC.

O consumo de energia nos exoesqueletos é sempre uma questão importante por serem dispositivos embarcados. Analisando os resultados das simulações nas figuras 6.7 e 6.8, é fácil notar que o FLC tem um maior consumo de energia.

Analisando a figura 6.9, pode-se notar que os dois controladores têm desempenho similar. Enquanto o SMC tem um erro maior de trajetória, ele possui um menor ruído na ação de controle. Em relação ao desempenho quanto à carga e à posição, os dois controladores têm desempenho equivalentes.

Considerando a grande variabilidade na rigidez radial do músculo, é importante garantir que o controlador não ficará instável. Caso contrário, o uso do exoesqueleto demandará uma completa caracterização da rigidez do músculo do usuário e uma calibração dos ganhos de controle, o que não é prático. Analisando as figuras 6.10 e 6.11 pode-se ver que os dois sistemas permanecem estáveis. Contudo, o SMC não possui *ripple* na posição do exoesqueleto e tem uma ação de controle com menor amplitude nas altas frequências. Como o sistema motor não foi considerado nas simulações e ele deve possuir uma característica de filtro

Tabela 6.1: Síntese da comparação entre SMC e FLC

Critério	SMC	FLC
Sobressinal de M_e	nenhum	existe
Consumo energético	menor	maior
Carga externa	bom	razoável
Robustez	bom	razoável
Implementação	difícil	fácil

tamente a energia necessária para controlar o exoesqueleto. Como o esforço de controle de FLC possui amplitude instantânea maior que o do SMC, seu consumo energético deverá ser mais alto.

É importante também notar que há uma limitação na energia que pode ser transmitida ao membro humano. Essa limitação é devida à:

- i. Danos causados aos tecidos biológicos devido aos ciclos de compressão e
- ii. Resistência à dor nas área de fixação.

7 EXOESQUELETO OCP

Esse capítulo descreve em detalhes o projeto mecânico do EXO-OCP. Tal projeto é dividido em conjuntos mecânicos, a saber:

- Ligamento base;
- Motor;
- Redutor;
- Transmissão motor-redutor;
- Transmissão redutor-saída;
- Embreagem;
- Acoplamento elástico-série;
- Ligamento móvel e
- Sensores de posição e torque (ou força).

Alguns conjuntos mecânicos foram projetados com mais de uma solução proposta. Dessa maneira, é possível avaliar qual combinação inicialmente apresenta melhor potencial para ser continuada e finalizada.

Este capítulo introduz primeiramente a montagem completa de uma combinação de conjuntos mecânicos para visualização de conjunto. Depois, apresenta a combinação de outras soluções para alguns conjuntos mecânicos. Por fim, discorre quase aprofundadamente sobre cada conjunto.

Todos os desenhos a que se referem as descrições ao longo do capítulo são encontrados, na ordem em que são citados, no apêndice A.

7.2 Ligamento base

Representado pelo desenho “Ligamento base (peça 1)”. Esse é o ligamento do robô que é acoplado ao braço do usuário (lembrando que braço é a parte do membro superior mais próxima do corpo e antebraço, a mais distante). A vista a seguir também normaliza a nomenclatura utilizada ao longo do texto.

- Material: alumínio
- Esforços externos: majoritariamente é a força de reação distribuída ao longo da superfície da “Interface do braço”. Supõe-se uma distribuição isotrópica dos esforços, porém é uma suposição. Também existem torques devido à força peso. O efeito desse torque dependerá da orientação do braço, que pode ser qualquer.

7.3 Motor

Representado pelo desenho “Motor (peça 2)”. O motor adquirido para o projeto do cotovelo é o modelo *Maxon Flat EC90-323772*. Sua folha de dados está no apêndice B. Seus critérios de escolha foram:

- Curva torque por velocidade;
- Dimensões e momento de inércia total e
- Massa.

A respeito da seleção do motor: após a realização de experimentos isocinéticos em contração concêntrica nessa articulação, constatou-se que o máximo torque realizado por uma pessoa representativa do público-alvo é de 40 Nm. Como os experimentos conduzidos com o exoesqueleto não precisam forçar um movimento contra a intenção do voluntário (contração excêntrica, nesse caso), optamos por utilizar o resultado do experimento isocinético como parâmetro para a seleção do motor. A última justificativa é que a geração de força isocinética majora qualquer outro tipo de geração de força (isométrica ou isotônica).

Portanto, o motor foi selecionado em conjunto com o redutor objetivando atingir um torque máximo de 40 Nm.

conjunto utilizando um ajuste forçado. A intenção do ajuste forçado são duas: (i) possibilitar o deslizamento entre a peça 4 e a peça 7 para realizar-se a montagem e desmontagem do sistema e (ii) garantir a transmissão de torque por toda a superfície lateral da peça 4.

7.6 Transmissão redutor-saída

Representada pelo desenho “Transmissão redutor-saída (peças 13 e 20). A peça 13 é que efetivamente transmite o torque da *flexspline* para a saída do sistema mecânico (seja ela o ligamento, a embreagem etc). Já a peça 20 apenas atua como espaçador, evitando que o elemento conectado ao *flexspline* entre em contato com o eixo do motor ou com o rolamento.

Quanto à peça 13, ela transmite esforços torcionais. O torque máximo transmitido é de 40 Nm (requisito de projeto; utilizando o máximo torque contínuo do motor esse valor é maior). Por isso, seu material é o aço. Há nove pinos que se encaixam no *flexspline*. Seis deles transmitem o torque por cisalhamento. Os outros três têm a finalidade de evitar o deslizamento axial do elemento de saída (ligamento, embreagem etc). Como os esforços de deslizamento são, por hipótese, muito baixos, supõe-se que três parafusos sejam suficientes para evitá-lo.

É importante notar que, se os três parafusos retro citados não inviabilizarem o projeto, é possível utilizar a peça 13 como fusível mecânico. Isto é, se o usuário realizar um esforço superior a, por exemplo, 45 Nm (esse valor deve ser definido com algum critério), a peça 13 falha por cisalhamento. Essa falha intencional serviria para evitar danos ao membro do usuário.

Por fim, o rebaixo interno na peça 13 serve para fixar a peça 12.

7.7 Embreagem

Representada pelo desenho “Embreagem (peças 17A, 20A e 21A)”. A embreagem é constituída de três discos: peça 17A, peça 20A (que também é o elemento elástico-série, apresentado na próxima seção) e peça 21A. O acoplamento da embreagem dá-se unicamente por atrito.

A peça 17A é acoplada à peça 13 e gira solidária a ela. Portanto, a peça 17A é o elemento que propicia a entrada de potência à embreagem.

A peça 20A é acoplada à peça 17 (ou à peça 19A). Ela é, portanto, a saída

Em relação a este último: a entrada de potência dá-se pelos furos próximos ao centro do “Acoplamento”. Através de alívios na área do disco, constrói-se uma célula de carga que medirá o torque resultante das forças de interação na “Interface do antebraço”. Sugere-se o uso de alumínio aeronáutico para a construção da célula de carga e, por consequência, de todo o ligamento móvel.

No caso da versão 1 desse ligamento, o *encoder* utilizado é o do fornecedor *Renishaw*. A principal vantagem desse sensor é sua montagem. Ela permite utilizar o espaço ocioso entre o *circularspline* (peça 15) e o ligamento móvel, além de medir exatamente a sua posição angular (respeitando-se ao máximo o princípio de Abbe). A viabilidade econômica dessa solução está sob análise.

Já a versão 2 possui um único diferencial: a “Cavidade da lâmina endentada”. A peça 23A encaixa-se nessa cavidade, atribuindo dentes de engrenagem ao ligamento de maneira a transmitir seu movimento ao sensor de posição do fornecedor *USDigital*, cuja folha de dados encontra-se no apêndice D. Um detalhe importante a ser considerado, caso essa solução seja escolhida, é a fixação entre a peça 23A e a “Cavidade da lâmina endentada”: está sugerido a utilização de parafusos M2.

7.10 Sensores

Representados pelos desenhos “Sensores (peças 18, 19 e 22)” e “Sensores (peças 23A, 24A e 25A)”. As peças 18, 19 e 22 compõem a solução de sensoriamento casada com o ligamento móvel versão 1 (peça 17). A peça 18 e 19 são o *encoder* propriamente dito. Sua viabilidade econômica sugere-se como critério crítico de decisão. A peça 22 serve simplesmente para fixar a peça 18 no ligamento base (peça 1).

As peças 23A, 24A e 25A compõem a solução de sensoriamento casada com o ligamento móvel versão 2 (peça 19A). A peça 24A é o *encoder* propriamente dito. Sua folha de dados encontra-se no apêndice D e sua viabilidade econômica não é um fator crítico de decisão. A peça 23A encaixa-se na “Cavidade da lâmina endentada” da peça 19A. A peça 25A encaixa-se no eixo do *encoder* e é acoplada à peça 23A através dos dentes de engrenagem.

7.11 Fixação

A fixação é um elemento muito importante do exoesqueleto, pois é a interface entre os dois sistemas. Em relação à força de interação, o projeto da fixação é

superior do braço e antebraço com uma altura de 50 mm; volume máximo igual a 325000 mm^3 .

A alternativa escolhida para conciliar espaço disponível e necessidade de eliminar forçar de recalque é procurar um objetivo menos ousado e simplesmente minimizar a força de recalque ao invés de anulá-la. Dessa maneira, podemos alterar o ponto de vista do mecanismo para o seguinte: um mecanismo é um sistema no qual a impedância mecânica nas direções dos graus de liberdade é nula e infinita nas demais direções. Complementando esse ponto de vista, ao invés de movimentar-se, o dito mecanismo sofreria *deformações*.

A solução elaborada para atender às demandas propostas está ilustrada na figura 7.3, uma fita metálica com dois apoios móveis. Se a impedância mecânica da fita nas direções em que se deseja minimizar as forças for menor que a do exoesqueleto, então temos garantia de que a força de recalque com a fita será menor do que engastando o exoesqueleto no membro humano.

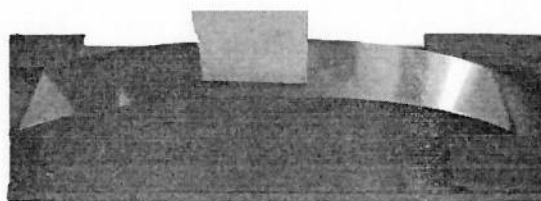


Figura 7.3: Fita metálica como mecanismo estrutural para minimizar as forças de recalque.

Para estimar a geometria da fita e verificar se ela é plausível, fiz a seguinte modelagem matemática, a partir do esquemática e diagrama de corpo livre da figura 7.4.

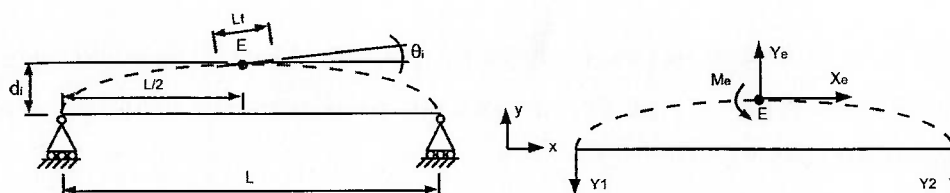


Figura 7.4: À esquerda, esquemático para modelagem da fita. À direita, seu diagrama de corpo livre.

O equacionamento da estrutura visa possibilitar o projeto da fita a partir de Y_e e M_e . Os efeitos de Z_e na fita devem ser analisados, pois essa é a força que se quer efetivamente transmitir (teoricamente, é a única força que deveria existir na interface). O problema é hiperestático, então utilizarei as equações de equilíbrio e equações de compatibilidade para resolvê-lo. As equações de equilíbrio são 7.1, 7.2 e 7.3.

recalque Y_e para 1% da força Z_e (lembrando que esta é a única força que deveria existir na interface).

Para um torque médio na junta robótica $\overline{M}_m = 20$ Nm, a força média de interação pode ser calculada pela equação 7.12, onde \overline{D}_c é a distância média entre o eixo da articulação robótica e o ponto de aplicação da força \overline{Z}_e .

$$\overline{Z}_e = \frac{\overline{M}_m}{\overline{D}_c} \quad (7.12)$$

Estimando $\overline{D}_c = 150$ mm, obtemos $\overline{Z}_e = 133$ N. Como queremos majorar as forças de recalque a 1% de Z_e , temos que $Y_e = 1,3$ N. Substituindo esse valor na equação 7.10, estimando $d_i = 50$ mm e $\theta_i = 0,174$ rad, utilizando uma fita de aço ($E = 200$ GPa) e utilizando como valor de projeto $L = 100$ mm, obtemos o resultado mostrado em 7.13.

$$I = \frac{ab^3}{12} = 8,3078 \cdot 10^{-3} \quad (7.13)$$

Novamente, utilizando como valor de projeto $a = 40$ mm, obtemos, por fim, a espessura da fita: $b = 0,136$ mm. Existem no mercado fitas de aço com espessura variando de 0,05 mm a 4 mm. Portanto, a ideia de um mecanismo estrutural é factível, passível de fabricação e testes.

A figura 7.5 mostra a seção transversal considerada para a fita no cálculo anterior bem como a abordagem adotada para calcular os efeitos da força de interação na fita de acoplamento humano-robô.

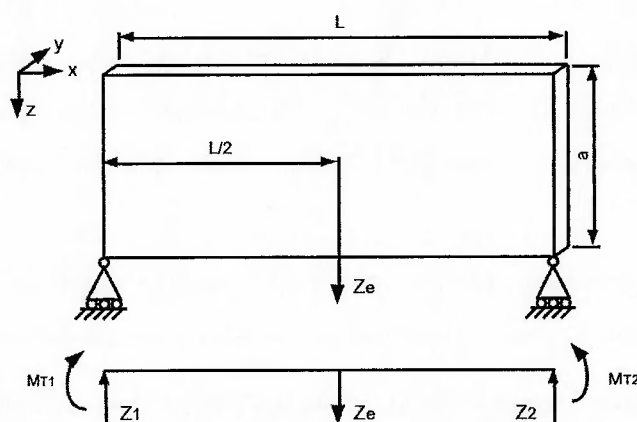


Figura 7.5: Abordagem adotada para calcular os efeitos da força de interação Z_e na fita de acoplamento. Abaixo, o diagrama de corpo livre.

As equações de equilíbrio são 7.14 e 7.14.

$$T = \frac{c_2 ab^3 G \phi}{L} \quad (7.22)$$

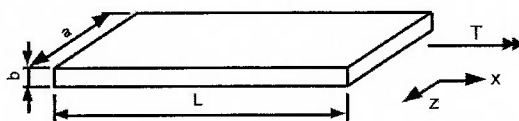


Figura 7.6: Direção da torção que deve ser suportada pelo mecanismo estrutural.

Dada a direção do momento torsor, é a espessura da fita b quem está elevado ao cubo. Portanto, a resistência à torção pode não ser suficiente. Caso essa insuficiência se comprove nos ensaios, pode-se cogitar um reforço da rigidez à torção que não implique em um aumento da rigidez nas demais direções. O capítulo 8 traz resultados de ensaios para fitas de acoplamento de aço com espessura de $1 \cdot 10^{-1}$, $2 \cdot 10^{-1}$, $3 \cdot 10^{-1}$ e $4 \cdot 10^{-1}$ mm.

A figura 7.7 mostra o exoesqueleto bilateral de ombro, cotovelo e punho. Com isso, foi possível validar a montagem do conjunto mecânico como um todo.

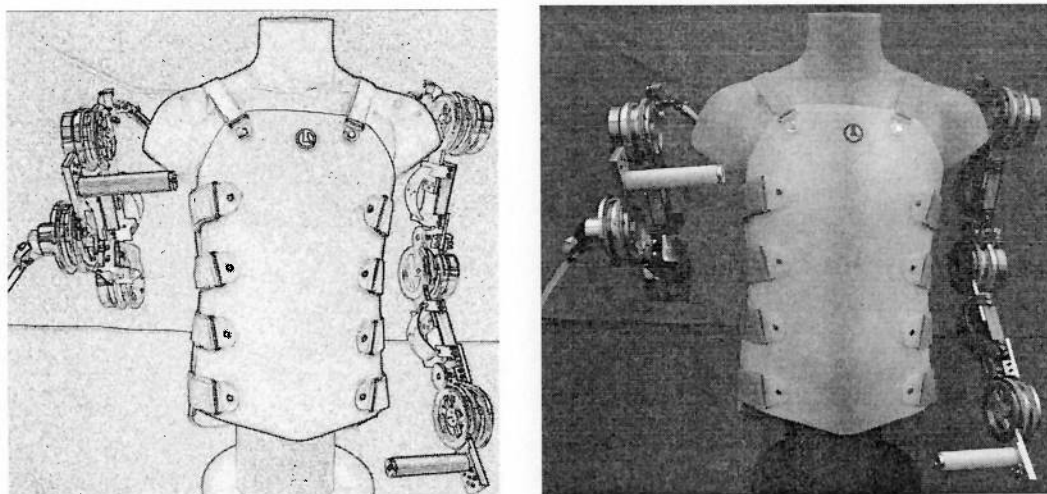


Figura 7.7: Exoesqueleto completo e montado.

8 ENSAIOS

Esse capítulo descreve os protocolos experimentais, os resultados e suas discussões. Todos ensaios realizados foram estáticos, pois a fabricação de uma bancada de teste adequada para ensaios dinâmicos foge do escopo desse trabalho. Para referência de onde cada elemento ensaiado situa-se no exoesqueleto com uma breve descrição de sua função, vide capítulo 7.

8.1 Bancada de Ensaios

A figura 8.1 mostra um esquemático das bancadas utilizadas para realizar três tipos de ensaios no exoesqueleto, a saber: (i) capacidade de transmissão de torque da embreagem; (ii) capacidade de transmissão de torque da mola torcional e (iii) defasagem angular entre robô e membro humano.

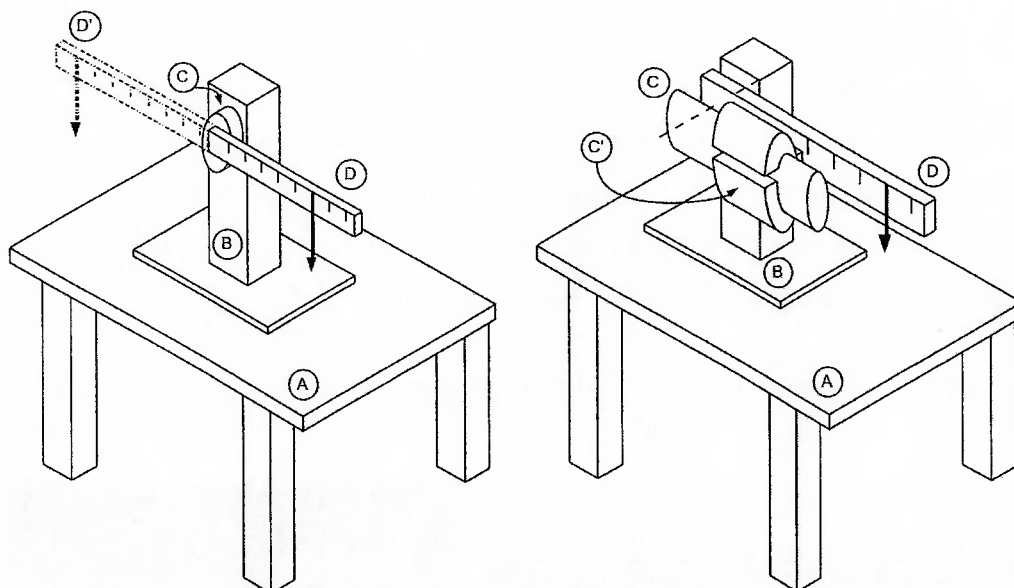


Figura 8.1: À esquerda, esquemático da bancada para ensaiar a capacidade de transmissão de torque da embreagem e da mola torcional. À direita, esquemática para a defasagem angular entre robô e membro humano.

À esquerda da figura 8.1, a bancada para ensaio da capacidade de transmissão de torque.

O procedimento para o ensaio foi utilizar uma massa fixa inicial de 0,5 kg e posicioná-la em cada marcação da barra graduada. Após chegar à última marca, aumenta-se a massa e repetem-se os pontos de ensaio, sempre do mais próximo (menor torque) ao mais afastado. Todo esse processo é repetido até que a embreagem ceda, ou seja, não consiga mais transmitir o torque estático.

Após ceder, volta-se a embreagem à sua posição inicial (horizontal) e aumenta-se o atrito entre as placas da embreagem. Repete-se o procedimento citado. Assim, tem-se uma relação entre o atrito na embreagem e sua capacidade de transmitir torque.

A figura 8.3 mostra o disco externo da embreagem após a realização de todos os pontos de ensaio. Nota-se que apenas uma pequena área foi utilizada efetivamente na transmissão do torque. Isso demonstra que a distribuição de tensão ao longo do disco não é uniforme, mas se concentra nas proximidades dos parafusos de aperto (esses quatro parafusos controlam o atrito entre as placas). A área efetiva de atrito para a transmissão de torque medida foi de 170 mm^2 , lembrando que há contato nas duas faces do disco.

Ressalta-se também que a possibilidade de observar a área que efetivamente transmite o torque indica um desgaste muito acentuado devido ao contato metal-metal. Para prolongar a vida útil da embreagem, sugere-se inserir uma camada de PEAD (Polietileno de Alta Densidade) entre as superfícies.

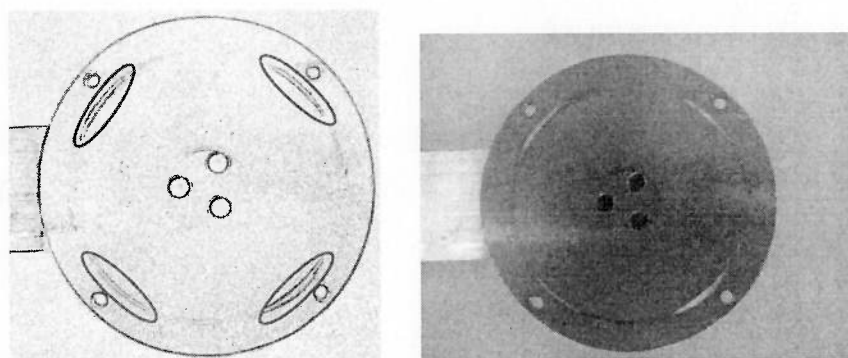


Figura 8.3: Resultado do ensaio da embreagem.

Como o torque é transmitido por atrito entre os discos da embreagem e o atrito é proporcional à força de contato entre eles, o torque de aperto dos parafusos é capaz de calibrar o torque máximo transmitido pela embreagem. Buscou-se uma relação indireta para o torque de aperto dos parafusos e o torque transmitido pela embreagem.

A figura 8.4 mostra o gráfico da capacidade máxima de transmissão de torque versus o número de voltas utilizadas para apertar cada um dos conjuntos parafuso-

(D) Massa utilizada para aplicar uma força peso na barra.

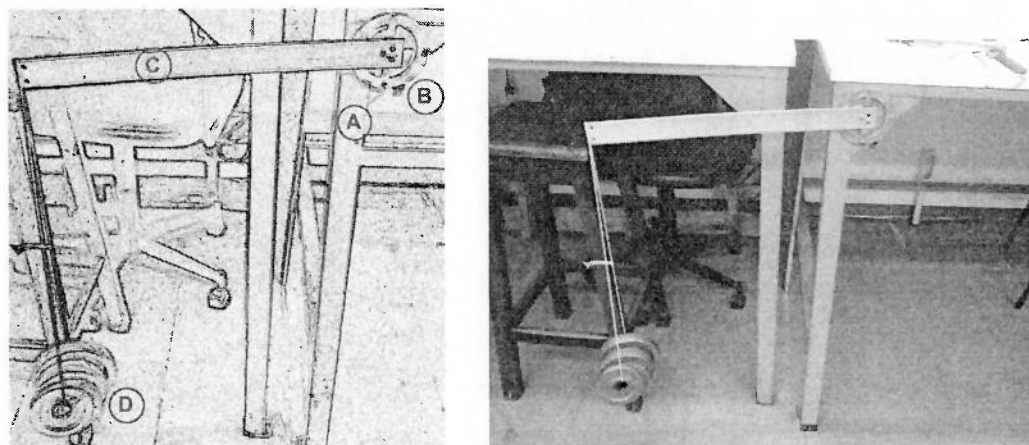


Figura 8.5: Bancada para ensaio do acoplamento torcional.

A figura 8.6 mostra a vista superior da bancada, destacando a flexão que a barra graduada sofre (ângulo θ). Como a força peso não é aplicada no mesmo plano da mola, haverá duas componentes de momento atuando nela. Apesar de esse efeito não ter sido planejado inicialmente no ensaio, seu efeito não é considerado pernicioso aos resultados porque na situação de uso real do exoesqueleto existirão forças e torques em todos os eixos, dada a complexa geometria das articulações humanas.

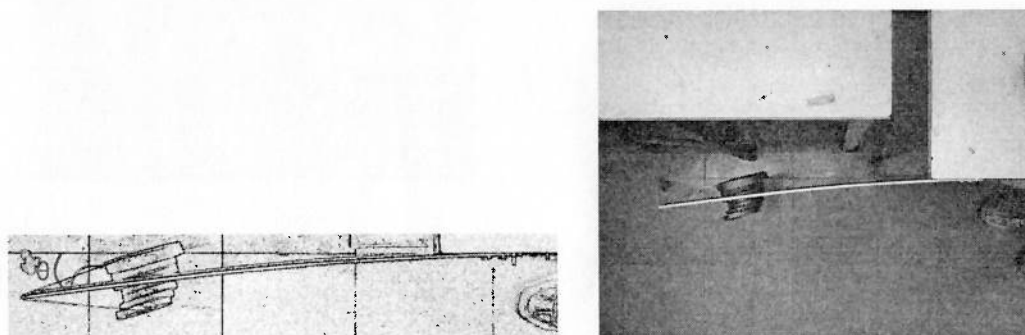


Figura 8.6: Vista superior da bancada do acoplamento torcional.

O procedimento para o ensaio foi utilizar uma massa fixa inicial de 0,5 kg e posicioná-la em cada marcação da barra graduada. Após chegar à última marca, aumenta-se a massa e repete-se os pontos de ensaio, sempre do mais próximo (menor torque) ao mais afastado. Todo esse processo é repetido até que atinja-se o máximo torque possível com o equipamento de ensaio ou que a mola falhe.

Realiza-se o mesmo procedimento tanto para um torque positivo quanto negativo. O ensaio é repetido para cada tipo de mola torcional, ilustradas na figura 8.7. Da esquerda para a direita, a mola fina, média e grossa.

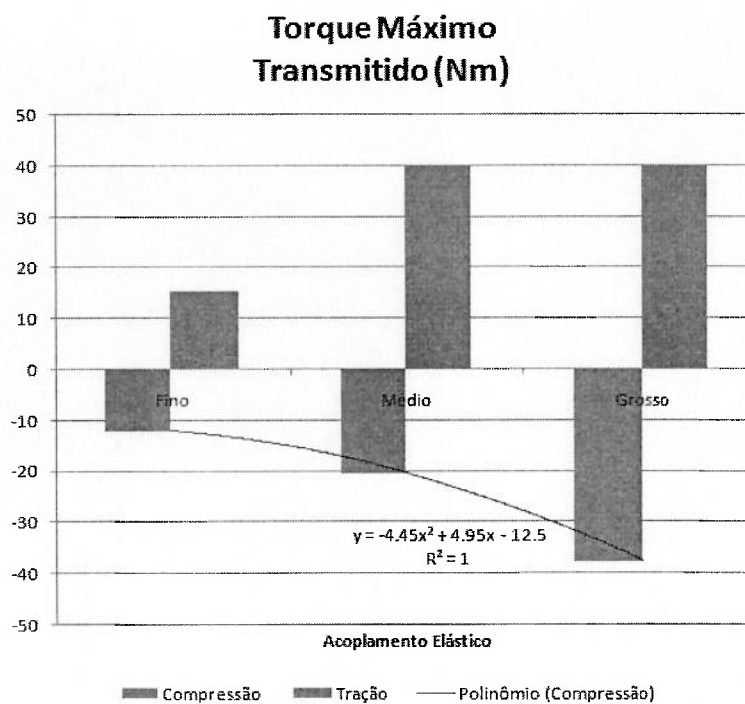


Figura 8.9: Gráfico de transmissão de torque do acoplamento torcional.

tema bastante relevante atualmente na Robótica.

A figura 8.10 mostra a bancada experimental utilizada para a realização desse experimento. Cada letra identifica um elemento do ensaio, a saber:

- (A) Mesa, considerada engastada no solo;
- (B) Corpo de prova, a fixação;
- (C) Barra graduada, uma régua de alumínio com graduação a cada 20 mm cujo zero coincide com o eixo de rotação do corpo de prova. A barra graduada é engastada na entrada de potência deste. A aplicação de um peso converte-se facilmente em aplicação de torque;
- (D) Massa utilizada para aplicar uma força peso na barra (ausente) e
- (E) Simulação mecânica simplificada do antebraço humano, buscando representar sua geometria e a rigidez dos tecidos moles.

A figura 8.11 sobrecarrega a notação utilizada e redefine algumas indicações. Essas indicações são válidas apenas nesse contexto e representam:

- (A) Base solidária à fixação de carbono;
- (B) Ligamento do exoesqueleto;

8.11, respectivamente); $R - M$ é a defasagem entre o robô e o membro (indicação B e C) e $F - M$, fixação e membro. A defasagem média, considerando as quatro lâminas e para um torque de 20 Nm, fica em torno de 15° . Isso representa 10% da área de trabalho do cotovelo humano, sendo considerada excessiva. Portanto, a fixação com fibra de carbono não é adequada para a transmissão de torque de média ou alta intensidade. Uma possível solução seria a fabricação de órteses plásticas sob medida, tal qual praticado comercialmente.

A figura 8.13 ilustra um efeito colateral completamente indesejado: um rolamento (rotação θ em x) do membro humano. Se considerássemos a junta do ensaio como o cotovelo, isso significaria que durante a aplicação da força de interação, a geometria do exoesqueleto e da fixação provocariam uma rotação medial do cotovelo. Esse torque parasita precisaria ser suportado pelos músculos redondo menor, infra-espinhal e deltoide, i.e. músculos que realizam a rotação lateral (figura 8.14)

Efeitos colaterais como esse são extremamente importantes na caracterização do exoesqueleto, pois ao utilizá-lo para estudar o controle motor humano estar-se-á medindo a resposta humana a uma perturbação *conhecida*. Todo e qualquer elemento *desconhecido* dessa perturbação (e.g. o torque parasita de rotação medial) insere relações não mapeadas de causa e efeito entre a perturbação e a resposta do sujeito que podem levar a interpretações errôneas dos resultados.

8.5 Lâmina de Acoplamento

Esse ensaio utilizou o mesmo arranjo experimental do ensaio da fixação. Após avaliar a deformação da fixação com uma lâmina de 0,4 mm de espessura, procedeu-se à sua substituição pela lâmina de 0,3 mm, depois pela 0,2 mm e finalmente pela 0,1 mm. Dessa maneira, foi possível avaliar o comportamento da lâmina de acoplamento em função de sua espessura.

Todas as lâminas apresentaram uma concentração de tensão devido aos três furos centrais que a conectam à fixação de carbono. Isso resultou no surgimento de um bico em todas as lâminas ensaiadas. As figuras 8.15 e 8.16 evidenciam esse resultado.

A lâmina 0,4 mm apresentou uma rigidez estrutural demasiadamente elevada para a aplicação, ao passo que a lâmina 0,1 mm, demasiadamente baixa. Enquanto uma apresentava pouca deformação, não acomodando portanto as variações geométricas que deveria, a outra apresentou deformação em excesso. Isso

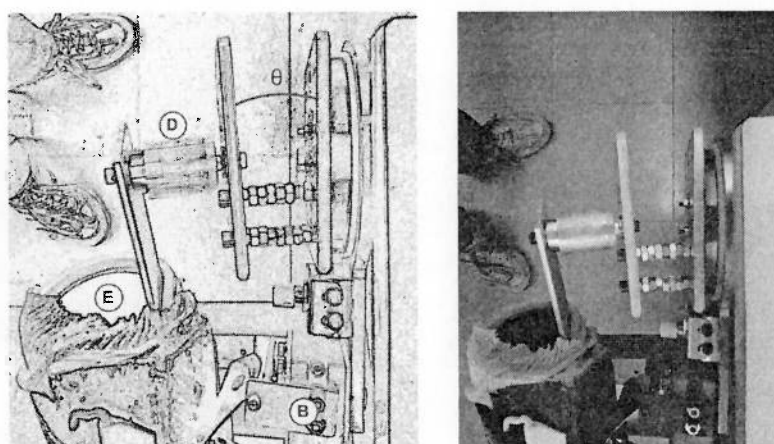


Figura 8.13: Resultado do ensaio da fixação: rotação medial forçada.

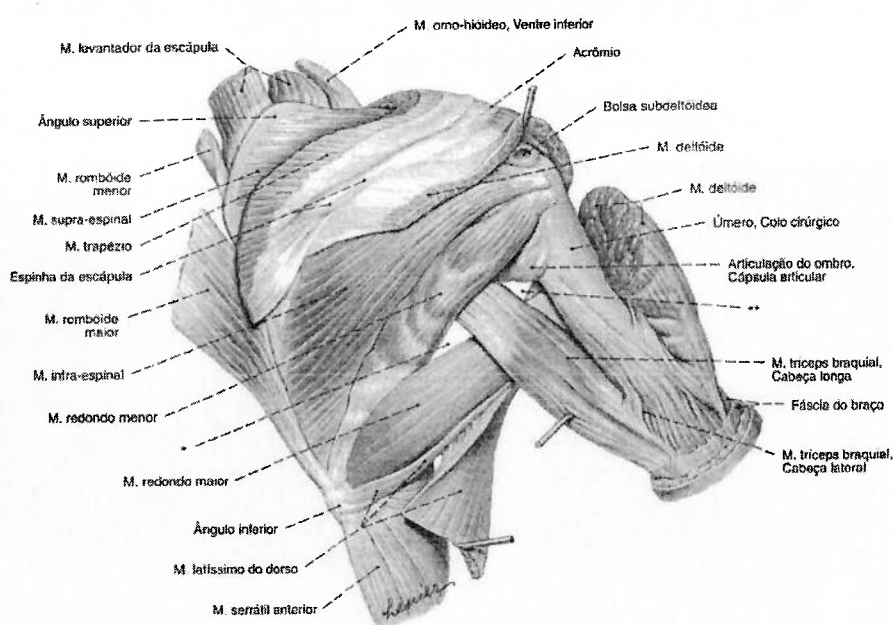


Figura 8.14: Vista posterior do ombro: músculos que realizam a rotação lateral do braço, extraído de (SOBOTTA, 2000).

alterou tanto sua geometria que ela perdeu a capacidade de transmitir a força na direção desejada. O principal fator que contribuiu para isso foi a baixa resistência à torção (torque na direção do eixo longitudinal do membro). É possível utilizar a lâmina 0,2 mm ou 0,3 mm para a aplicação proposta. Outra solução é otimizar a geometria de lâmina para maximizar sua resistência à torção.

A figura 8.17 mostra as quatro lâminas após seus respectivos ensaios. É possível notar que apenas a lâmina 0,4 mm não sofreu deformação plástica.

9 CONCLUSÃO

As contribuições dessa dissertação foram:

- Protótipo de 1 GdL, com a mecânica e a instrumentação, que é utilizado para estudos de controle motor (MIRANDA et al., 2012) e (FORNER-CORDERO et al., 2011);
- Protótipo mecânico bilateral com 3 GdL;
- Estudo teórico da fixação com controladores não lineares (MIRANDA; FORNER-CORDERO, 2013) e
- Sistema de segurança de exoesqueletos baseados em embreagem de fricção. Possível patente sob estudo.

O desenvolvimento de um exoesqueleto robótico ainda é um campo em amadurecimento. Problemas como o alinhamento entre eixos de rotação humano e biológico ainda são alvos de diversos estudos, sem uma convergência aparente das soluções. Até mesmo conceitos aparentemente básicos, como o desenvolvimento de mecanismos com cinemática antropomórfica, não são consenso na área.

Não parece ser plausível um projeto genérico de exoesqueleto a partir do qual seja possível especializá-lo para uma determinada aplicação de maneira paramétrica. Sua aplicação resulta em características que vão além da escalabilidade do torque em suas juntas, por exemplo. No entanto, os requisitos de projeto para uma dada aplicação do exoesqueleto não estão plenamente mapeadas na literatura.

Um exoesqueleto para estudo do controle motor humano tem demanda de torque semelhante ao que se espera para um exoesqueleto de aumento das capacidades físicas. Torques específicos elevados para que se equiparem ao desenvolvido pelo corpo humano ainda são de difícil obtenção com a tecnologia atual de atuação e energia. Deve-se encontrar um meio termo entre torque e massa do atuador.

de atrito. Apesar de funcionar, é necessário caracterizar o atrito do sistema para que se maximize sua eficiência energética e também para avaliar se tal coeficiente desestabilizará o controlador. Caso seja necessário, propostas para minimizar o atrito devem ser discutidas e implementadas.

Há sempre algum ganho ou perda por escalonamento. E isso será verdade quando se expandir o controle de 1 grau de liberdade para 3 ou 6. Como teremos apenas um computador para todas as juntas, a transmissão dos dados dos sensores e comandos para os atuadores devem acontecer em uma rede de comunicação com vários nós. Escolher o tipo de barramento físico e o protocolo lógico de comunicação será necessário. É provável que o PC-104 tenha capacidade de processamento suficiente para controlar todos os graus de liberdade na frequência desejada. Caso contrário, medidas de mitigação deverão ser adotadas.

Os ensaios provaram que a rigidez da fixação com apenas duas camadas de fibra de carbono não é suficiente para a utilização do exoesqueleto em todo seu envelope de trabalho (espacial e de carga). Será necessário reprojeta-la para evitar, inclusive, uma zona morta no envelope espacial. Uma parceria comercial para próteses sob medida já está encaminhada.

Os ensaios estáticos foram suficientes para provar a necessidade de se caracterizar o exoesqueleto antes de utilizá-lo em experimentos. Principalmente se o experimento desejar inserir perturbações conhecidas no movimento do usuário. E como os experimentos ocorrem em regime dinâmico, e não estático, ensaios dinâmicos devem ser conduzidos para caracterizar o comportamento do exoesqueleto nos diversos cenários em que ele for utilizado.

Por fim, um elemento muito importante no exoesqueleto, capaz de alterar sua dinâmica tanto em malha aberta quanto em malha fechada, é o acoplamento elástico-série. Sua rigidez torsional e curva torque versus deslocamento angular devem ser caracterizadas. Se necessário, desenvolver uma parceria com laboratórios capazes de realizar tal ensaio.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- ACOSTA-MARQUEZ, C.; BRADLEY, D. The analysis, design and implementation of a model of an exoskeleton to support mobility. In: *Rehabilitation Robotics, 2005. ICORR 2005. 9th International Conference on*. [S.l.: s.n.], 2005. p. 99–102.
- ANDREASEN, D. et al. Exoskeleton for forearm pronation and supination rehabilitation. In: *Engineering in Medicine and Biology Society, 2004. IEMBS '04. 26th Annual International Conference of the IEEE*. [S.l.: s.n.], 2004. v. 1, p. 2714–2717.
- BALASUBRAMANIAN, S. et al. Rupert: An exoskeleton robot for assisting rehabilitation of arm functions. In: *Virtual Rehabilitation, 2008*. [S.l.: s.n.], 2008. p. 163–167.
- BALL, S.; BROWN, I.; SCOTT, S. A planar 3dof robotic exoskeleton for rehabilitation and assessment. In: *Engineering in Medicine and Biology Society, 2007. EMBS 2007. 29th Annual International Conference of the IEEE*. [S.l.: s.n.], 2007. p. 4024–4027. ISSN 1557-170X.
- BECK, T. W. et al. Mechanomyographic amplitude and mean power frequency versus torque relationships during isokinetic and isometric muscle actions of the biceps brachii. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, v. 14, n. 5, p. 555 – 564, 2004. ISSN 1050-6411.
- BEER, F. et al. *Mechanics of Materials*. McGraw-Hill Education, 2011. ISBN 9780073380285. Disponível em: <<http://books.google.com.br/books?id=g635kQAACAAJ>>.
- BERGAMASCO, M. et al. An arm exoskeleton system for teleoperation and virtual environments applications. In: *Robotics and Automation, 1994. Proceedings., 1994 IEEE International Conference on*. [S.l.: s.n.], 1994. p. 1449–1454 vol.2.
- BEYL, P. et al. An exoskeleton for gait rehabilitation: Prototype design and control principle. In: *Robotics and Automation, 2008. ICRA 2008. IEEE International Conference on*. [S.l.: s.n.], 2008. p. 2037–2042. ISSN 1050-4729.
- BOYER, G. et al. In vivo characterization of viscoelastic properties of human skin using dynamic micro-indentation. In: *Engineering in Medicine and Biology Society, 2007. EMBS 2007. 29th Annual International Conference of the IEEE*. [S.l.: s.n.], 2007. p. 4584 –4587. ISSN 1557-170X.
- BUENO, F. da S. *Minidicionário da Língua Portuguesa*. [S.l.]: Editora FTD S.A., 1996.
- CARIGNAN, C.; LISZKA, M.; RODERICK, S. Design of an arm exoskeleton with scapula motion for shoulder rehabilitation. In: *Advanced Robotics, 2005*.

GALLAGHER, M. A. et al. Torque and force production during shoulder external rotation: Differences between transverse and sagittal planes. *Journal of Shoulder Elbow Surg*, n. 6, p. 340 – 346, 1997.

GARREC, P. et al. Able, an innovative transparent exoskeleton for the upper-limb. In: *Intelligent Robots and Systems, 2008. IROS 2008. IEEE/RSJ International Conference on*. [S.l.: s.n.], 2008. p. 1483–1488.

GERE, J.; GOODNO, B. *Mechanics of Materials*. Cengage Learning, 2008. (Available Titles CengageNOW Series). ISBN 9780534553975. Disponível em: <<http://books.google.co.in/books?id=EaYTLOKbI8UC>>.

GOMES, M.; SILVEIRA, G.; SIQUEIRA, A. Gait-pattern adaptation algorithms based on neural network for lower limbs active orthoses. In: *Intelligent Robots and Systems, 2009. IROS 2009. IEEE/RSJ International Conference on*. [S.l.: s.n.], 2009. p. 4475–4480.

GOPURA, R. A. R. C.; KIGUCHI, K. Mechanical designs of active upper-limb exoskeleton robots: State-of-the-art and design difficulties. In: *Rehabilitation Robotics, 2009. ICORR 2009. IEEE International Conference on*. [S.l.: s.n.], 2009. p. 178–187. ISSN 1945-7898.

GOPURA, R. A. R. C.; KIGUCHI, K.; BANDARA, D. S. V. A brief review on upper extremity robotic exoskeleton systems. In: *Industrial and Information Systems (ICIIS), 2011 6th IEEE International Conference on*. [S.l.: s.n.], 2011. p. 346–351.

GOPURA, R. A. R. C.; KIGUCHI, K.; LIL, Y. Sucful-7: A 7dof upper-limb exoskeleton robot with muscle-model-oriented emg-based control. In: *The 2009 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems*. [S.l.: s.n.], 2009.

GUO, S. et al. Development of force analysis-based exoskeleton for the upper limb rehabilitation system. In: *Complex Medical Engineering (CME), 2013 ICME International Conference on*. [S.l.: s.n.], 2013. p. 285–289.

GUPTA, A.; O'MALLEY, M. Design of a haptic arm exoskeleton for training and rehabilitation. *Mechatronics, IEEE/ASME Transactions on*, v. 11, n. 3, p. 280–289, 2006. ISSN 1083-4435.

HASEGAWA, Y. et al. Active air mat for comfortable and easy to wear a forearm support system. In: *Intelligent Robots and Systems (IROS), 2011 IEEE/RSJ International Conference on*. [S.l.: s.n.], 2011. p. 4899 –4904. ISSN 2153-0858.

HOLZBAUR, K. R. et al. Moment-generating capacity of upper limb muscles in healthy adults. *Journal of Biomechanics*, v. 40, n. 11, p. 2442 – 2449, 2007. ISSN 0021-9290.

HU, J. et al. An advanced rehabilitation robotic system for augmenting healthcare. In: *Engineering in Medicine and Biology Society, EMBC, 2011 Annual International Conference of the IEEE*. [S.l.: s.n.], 2011. p. 2073–2076. ISSN 1557-170X.

IN, H. et al. Jointless structure and under-actuation mechanism for compact hand exoskeleton. In: *Rehabilitation Robotics (ICORR), 2011 IEEE International Conference on*. [S.l.: s.n.], 2011. p. 1–6. ISSN 1945-7898.

- KWA, H. K. et al. Development of the ihmc mobility assist exoskeleton. In: *Robotics and Automation, 2009. ICRA '09. IEEE International Conference on*. [S.l.: s.n.], 2009. p. 2556–2562. ISSN 1050-4729.
- LEE, S. et al. Human and robot integrated teleoperation. In: *Systems, Man, and Cybernetics, 1998. 1998 IEEE International Conference on*. [S.l.: s.n.], 1998. v. 2, p. 1213–1218 vol.2. ISSN 1062-922X.
- LENZI, T. et al. The neuro-robotics paradigm: Neurarm, neuroexos, handexos. In: *Engineering in Medicine and Biology Society, 2009. EMBC 2009. Annual International Conference of the IEEE*. [S.l.: s.n.], 2009. p. 2430–2433. ISSN 1557-170X.
- LETIER, P.; MOTARD, E.; VERSCHUEREN, J.-P. Exostation : Haptic exoskeleton based control station. In: *Robotics and Automation (ICRA), 2010 IEEE International Conference on*. [S.l.: s.n.], 2010. p. 1840–1845. ISSN 1050-4729.
- LI, Q. et al. A novel rehabilitation system for upper limbs. In: *Engineering in Medicine and Biology Society, 2005. IEEE-EMBS 2005. 27th Annual International Conference of the*. [S.l.: s.n.], 2005. p. 6840–6843.
- MAKINSON, J. B.; BODINE, D. P.; FICK, B. R. *Machine Augmentation of Human Strength and Endurance Hardiman I Prototype Project*. [S.l.], July 1969. Disponível em: <<http://www.dtic.mil/get-tr-doc/pdf?AD=AD0692178>>.
- MARTINEZ, F. et al. Design of a five actuated dof upper limb exoskeleton oriented to workplace help. In: *Biomedical Robotics and Biomechatronics, 2008. BioRob 2008. 2nd IEEE RAS EMBS International Conference on*. [S.l.: s.n.], 2008. p. 169–174.
- MIHELJ, M.; NEF, T.; RIENER, R. Armin ii - 7 dof rehabilitation robot: mechanics and kinematics. In: *Robotics and Automation, 2007 IEEE International Conference on*. [S.l.: s.n.], 2007. p. 4120–4125. ISSN 1050-4729.
- MILLAR, J. S. *The Myotron - A Servo-Controlled Exoskeleton for the Measurement of Muscular Kinetics*. [S.l.], May 1968. Disponível em: <www.dtic.mil/dtic/tr/fulltext/u2/833791.pdf>.
- MIRANDA, A.; FORNER-CORDERO, A. Upper limb exoskeleton control based on sliding mode control and feedback linearization. In: *Biosignals and Biorobotics Conference (BRC), 2013 ISSNIP*. [S.l.: s.n.], 2013. p. 1–6. ISSN 2326-7771.
- MIRANDA, A. et al. Bioinspired mechanical design of an upper limb exoskeleton for rehabilitation and motor control assessment. In: *Biomedical Robotics and Biomechatronics (BioRob), 2012 4th IEEE RAS EMBS International Conference on*. [S.l.: s.n.], 2012. p. 1776–1781. ISSN 2155-1774.
- MISTRY, M.; MOHAJERIAN, P.; SCHAAL, S. An exoskeleton robot for human arm movement study. In: *Intelligent Robots and Systems, 2005. (IROS 2005). 2005 IEEE/RSJ International Conference on*. [S.l.: s.n.], 2005. p. 4071–4076.
- MORSE, J. L. et al. Maximal dynamic grip force and wrist torque: The effects of gender, exertion direction, angular velocity, and wrist angle. *Applied Ergonomics*, v. 37, n. 6. p. 737 – 742, 2006. ISSN 0003-6870.

RAHMAN, M. et al. Modeling and development of an exoskeleton robot for rehabilitation of wrist movements. In: *Advanced Intelligent Mechatronics (AIM), 2010 IEEE/ASME International Conference on*. [S.l.: s.n.], 2010. p. 25–30.

RAHMAN, M. et al. Exoskeleton robot for rehabilitation of elbow and forearm movements. In: *Control Automation (MED), 2010 18th Mediterranean Conference on*. [S.l.: s.n.], 2010. p. 1567–1572.

REN, Y.; PARK, H.-S.; ZHANG, L.-Q. Developing a whole-arm exoskeleton robot with hand opening and closing mechanism for upper limb stroke rehabilitation. In: *Rehabilitation Robotics, 2009. ICORR 2009. IEEE International Conference on*. [S.l.: s.n.], 2009. p. 761–765. ISSN 1945-7898.

ROCON, E. et al. Rehabilitation robotics: a wearable exo-skeleton for tremor assessment and suppression. In: *Robotics and Automation, 2005. ICRA 2005. Proceedings of the 2005 IEEE International Conference on*. [S.l.: s.n.], 2005. p. 2271–2276.

RODERICK, S.; CARIGNAN, C. An approach to designing software safety systems for rehabilitation robots. In: *Rehabilitation Robotics, 2005. ICORR 2005. 9th International Conference on*. [S.l.: s.n.], 2005. p. 252–257.

ROY, A. et al. Robot-aided neurorehabilitation: A novel robot for ankle rehabilitation. *Robotics, IEEE Transactions on*, v. 25, n. 3, p. 569–582, 2009. ISSN 1552-3098.

RUIZ, A. et al. Exoskeletons for rehabilitation and motor control. In: *Biomedical Robotics and Biomechatronics, 2006. BioRob 2006. The First IEEE/RAS-EMBS International Conference on*. [S.l.: s.n.], 2006. p. 601–606.

RUIZ, A. et al. Coupled control of human-exoskeleton systems: An adaptative process. In: *Human System Interactions, 2008 Conference on*. [S.l.: s.n.], 2008. p. 242–246.

SANCHEZ R. J., J. et al. A pneumatic robot for re-training arm movement after stroke: rationale and mechanical design. In: *Rehabilitation Robotics, 2005. ICORR 2005. 9th International Conference on*. [S.l.: s.n.], 2005. p. 500–504.

SANKAI, Y. Leading edge of cybernics: Robot suit hal. In: *ICE-ICASE International Joint Conference*. [S.l.: s.n.], 2006.

SARAKOGLU, I.; TSAGARAKIS, N.; CALDWELL, D. Occupational and physical therapy using a hand exoskeleton based exerciser. In: *Intelligent Robots and Systems, 2004. (IROS 2004). Proceedings. 2004 IEEE/RSJ International Conference on*. [S.l.: s.n.], 2004. v. 3, p. 2973–2978 vol.3.

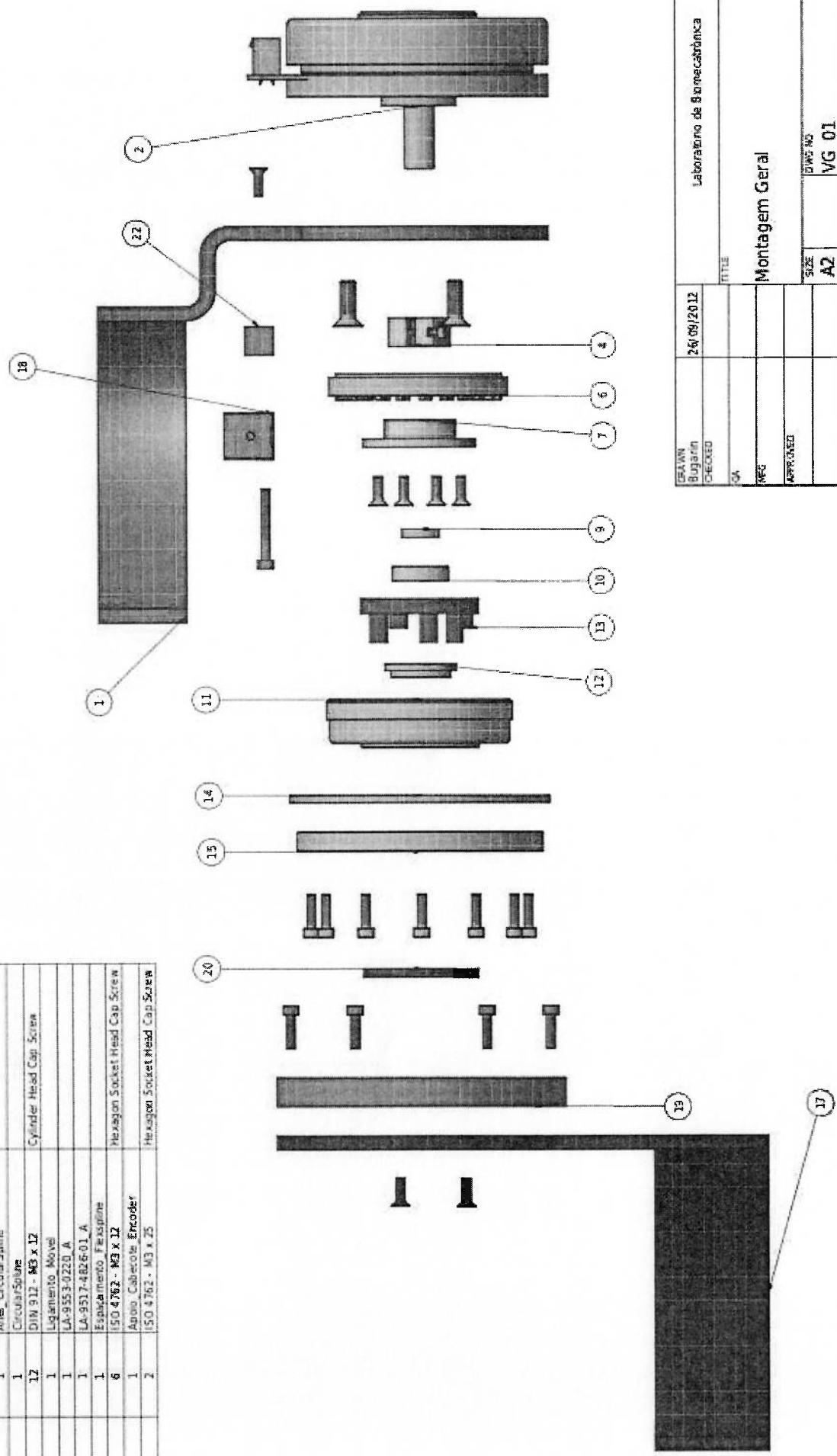
SASAKI, D.; NORITSUGU, T.; TAKAIWA, M. Development of active support splint driven by pneumatic soft actuator (assist). In: *Robotics and Automation, 2005. ICRA 2005. Proceedings of the 2005 IEEE International Conference on*. [S.l.: s.n.], 2005. p. 520–525.

SCHIELE, A. An explicit model to predict and interpret constraint force creation in phri with exoskeletons. In: *Robotics and Automation, 2008. ICRA 2008. IEEE International Conference on*. [S.l.: s.n.], 2008. p. 1324–1330. ISSN 1050-4729.

- VERTECHY, R. et al. Development of a new exoskeleton for upper limb rehabilitation. In: *IEEE 11th International Conference on Rehabilitation Robotics*. [S.l.: s.n.], 2009.
- VUKOBRATOVIC, M.; HRISTIC, D.; STOJILJKOVIC. Development of active anthropomorphic exoskeletons. In: *Medical and Biological Engineering*. [S.l.: s.n.], 1974. p. 66–80.
- WANG, R.-J.; HUANG, H.-P. Avser x2014; active variable stiffness exoskeleton robot system: Design and application for safe active-passive elbow rehabilitation. In: *Advanced Intelligent Mechatronics (AIM), 2012 IEEE/ASME International Conference on*. [S.l.: s.n.], 2012. p. 220–225. ISSN 2159-6247.
- WEGE, A.; HOMMEL, G. Development and control of a hand exoskeleton for rehabilitation of hand injuries. In: *Intelligent Robots and Systems, 2005. (IROS 2005). 2005 IEEE/RSJ International Conference on*. [S.l.: s.n.], 2005. p. 3046–3051.
- WINTER, D. A. *Biomechanics and Motor Control of Human Movement*. 3. ed. [S.l.]: John Wiley & Sons, 2004. Hardcover. ISBN 047144989X.
- WOLBRECHT, E.; REINKENSMEYER, D.; PEREZ-GRACIA, A. Single degree-of-freedom exoskeleton mechanism design for finger rehabilitation. In: *Rehabilitation Robotics (ICORR), 2011 IEEE International Conference on*. [S.l.: s.n.], 2011. p. 1–6. ISSN 1945-7898.
- WU, T.-M.; WANG, S.-Y.; CHEN, D.-Z. Design of an exoskeleton for strengthening the upper limb muscle for overextension injury prevention. *Mechanism and Machine Theory*, v. 46, n. 12, p. 1825 – 1839, 2011. ISSN 0094-114X. Disponível em: <<http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0094114X11001546>>.
- YAMAMOTO, K. et al. Stand alone wearable power assisting suit - sensing and control systems. In: *Robot and Human Interactive Communication, 2004. ROMAN 2004. 13th IEEE International Workshop on*. [S.l.: s.n.], 2004. p. 661–666.
- YANG, C.-J. et al. A review of exoskeleton-type systems and their key technologies. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part C: Journal of Mechanical Engineering Science*, v. 222, n. 8, p. 1599–1612, 2008.
- YEH, T.-J. et al. Control of mckibben pneumatic muscles for a power-assist, lower-limb orthosis. *Mechatronics*, v. 20, n. 6, p. 686 – 697, 2010. ISSN 0957-4158. Disponível em: <<http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0957415810001285>>.
- ZOSS, A.; KAZEROONI, H.; CHU, A. Biomechanical design of the berkeley lower extremity exoskeleton (bleex). *Mechatronics, IEEE/ASME Transactions on*, v. 11, n. 2, p. 128–138, 2006. ISSN 1083-4435.

APÊNDICE A - DESENHOS DO
EXOESQUELETO OCP

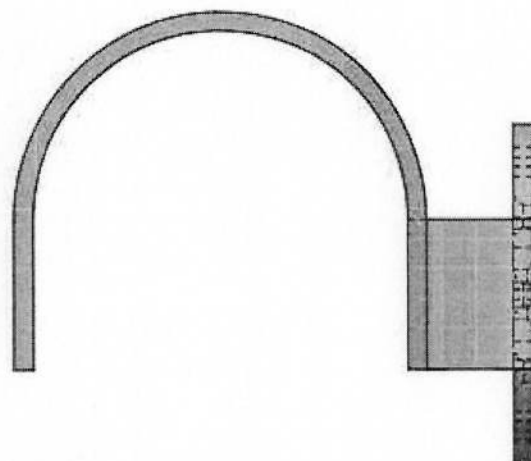
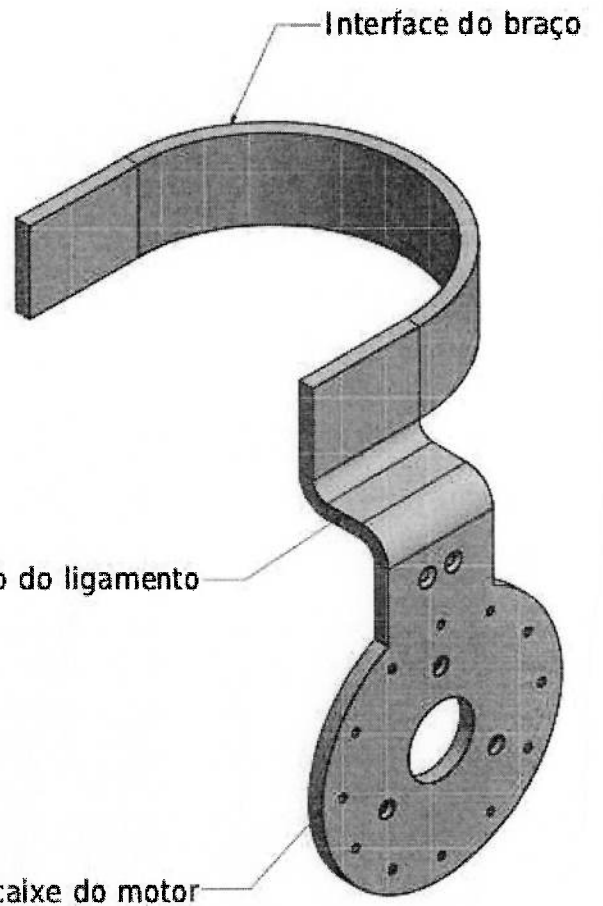
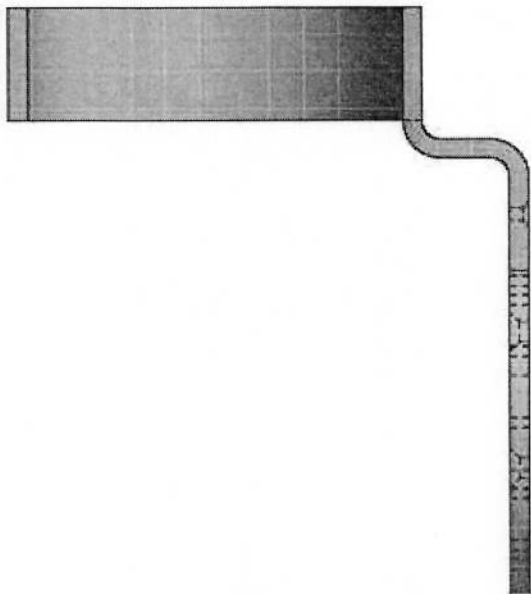
PARTS LIST			DESCRIPTION
ITEM	QTY	PART NUMBER	DESCRIPTION
1	1	Ligamento fixo v3	
2	1	1134536	
3	3	DIN 7991 - M3x16	Hexagonal socket
4	1	Cubo v2	
5	1	DIN 912 - M2 x 12	Cylinder Head Cap Screw
6	1	Wave Generator	
7	1	Sixo 010	
8	9	DIN 7991 - M3x10	Hexagon socket
9	1	Espaxador Rolamento	
10	1	618000	
11	1	Fk a Solina	
12	1	Bucha Rolamento	
13	1	Flange Saída v1.1	
14	1	Arred CircularSpine	
15	1	CircularSpine	
16	12	DIN 912 - M3 x 12	Cylinder Head Cap Screw
17	1	Ligamento Móvel	
18	1	LA-9553-0220_A	
19	1	LA-9517-4826-01_A	
20	1	Espalmento_Ferrospline	
21	6	ISO 4762 - M3 x 12	Hexagon Socket Head Cap Screw
22	1	Anodo Cabeçote Encoder	
23	2	ISO 4762 - M3 x 25	Hexagon Socket Head Cap Screw



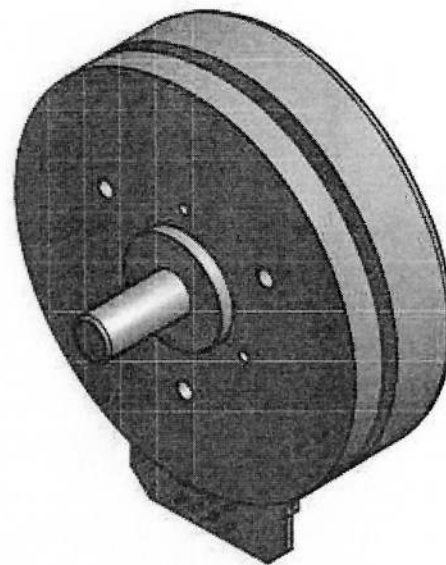
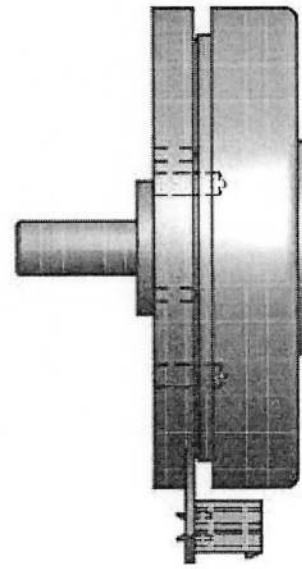
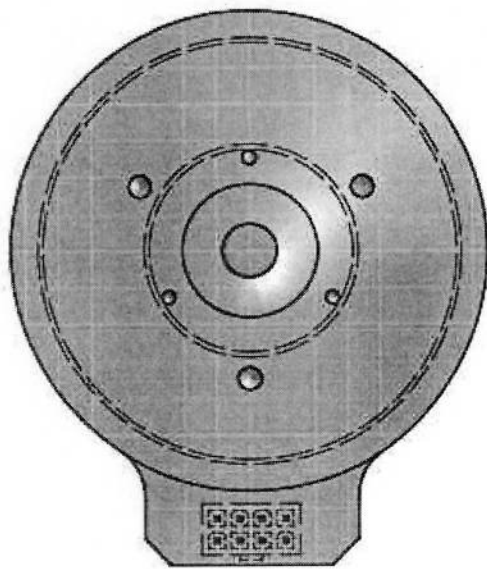
DRAWN	26/09/2012	Laboratório de Bomecatónica	
CHECKED		TITLE	
QA		Montagem Geral	
APPROVED		SIZE	DWG NO
		A2	VG 01
		SCALE	REV
			01



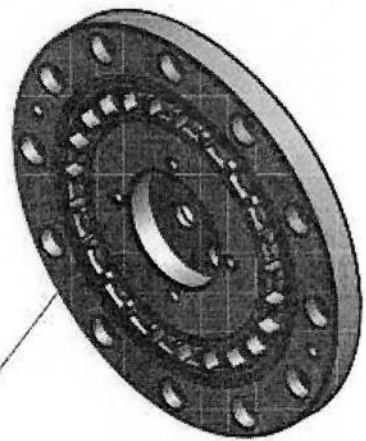
DESIGN	28/09/2012	Laboratório de Biomecatrónica	
DRAWN		TITLE	
CHECKED		Montagem Geral	
QA		SIZE	DWG NO
INFC		AZ	VG 01
APPROVED		SCALE	REV
			01



DRAWN Bugarrin	26/09/2012	Laboratório de Biomecânica		
CHECKED		TITLE		
QA		Ligamento base (peça 1)		
DFC		SIZE A2	DWG NO VG 01	REV 01
APPROVED		SCALE	SHEET 4 of 11	

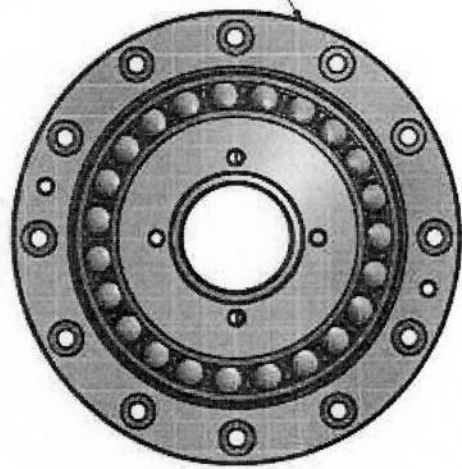


DRAWN Bugarin	26/09/2012	Laboratório de Biomecatrônica		
CHECKED		TITLE		
QA		Motor (peça 2)		
MFG		SIZE	DWG NO	REV
APPROVED		A3	VG_01	01
		SCALE		SHEET 5 OF 11



Wave Generator
(peça 6)

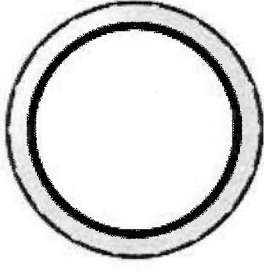
Circularspline
(peça 15)



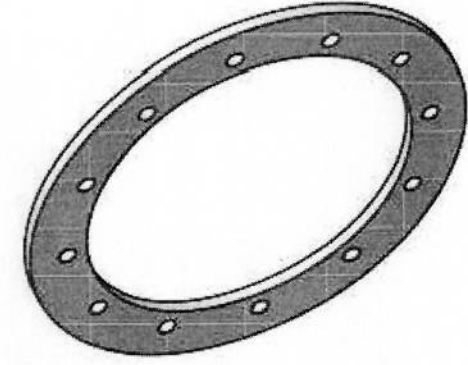
Flexspline
(peça 11)



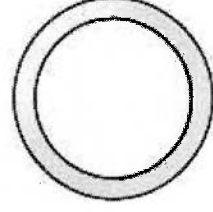
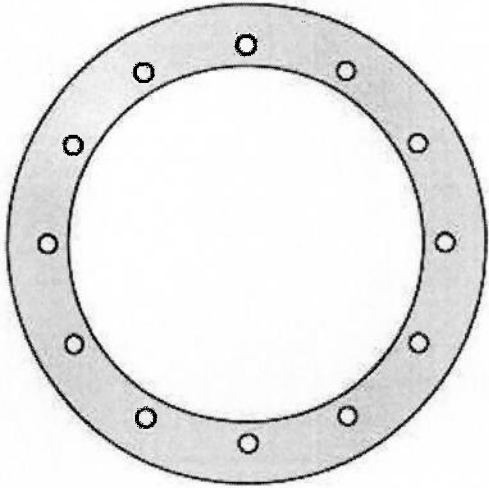
DRAWN Bugarin	26/09/2012	Laboratório de Biomecatrônica		
CHECKED		TITLE		
QA		Redutor (peças 6, 11 e 15)		
MFG		SIZE A3	DWG NO VG_01	REV 01
APPROVED		SCALE	SHEET 6 OF 11	



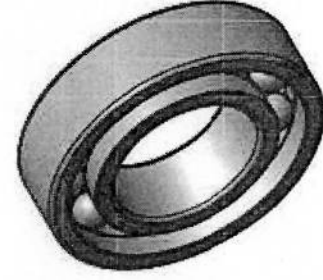
Peça 12



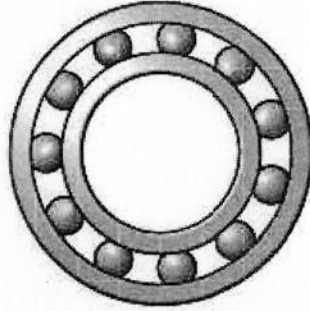
Peça 14



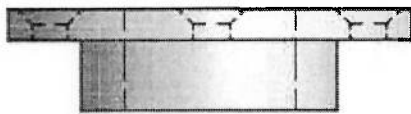
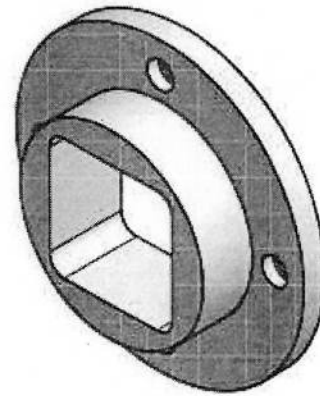
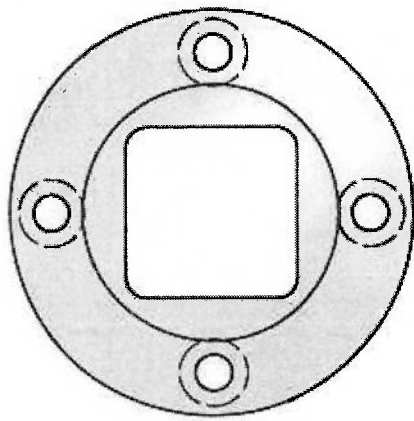
Peça 9



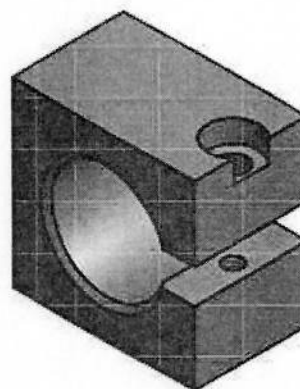
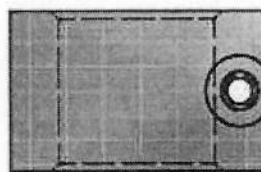
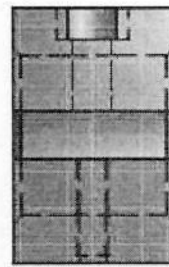
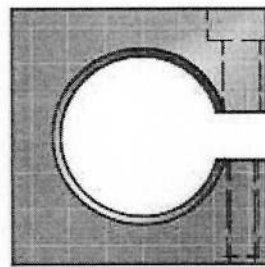
Peça 10



DRAWN Bugatti	26/09/2012	Laboratório de Biomecatrónica	
CHECKED		TITLE	
QA		Redutor (peças 9, 10, 12 e 14)	
MFG		SIZE	DWG NO
APPROVED		A3	VG 01
		SCALE	REV
			01
			SHEET 7 OF 7

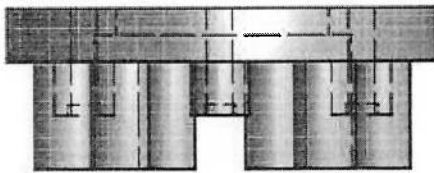
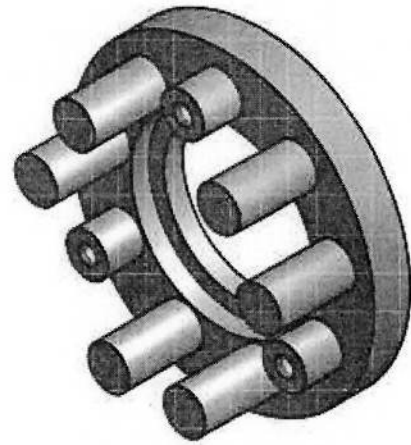
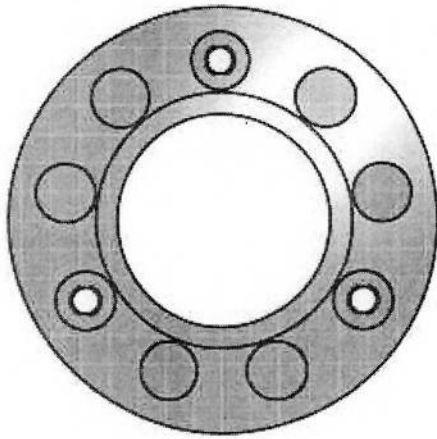


Peça 7

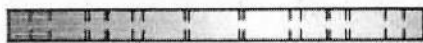
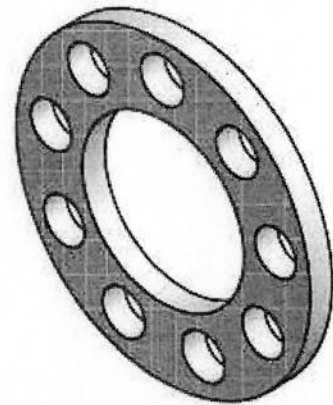
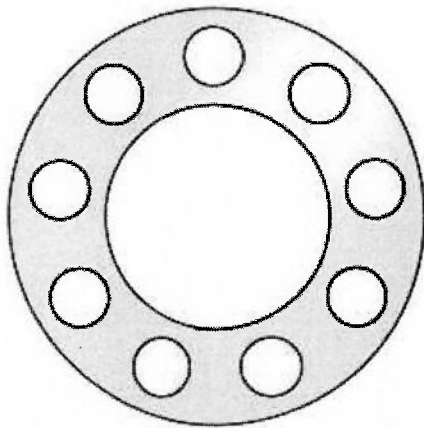


Peça 4

DRAWN Bugarin	26/09/2012	Laboratório de Biomecatrônica		
CHECKED		TITLE		
QA		Transmissão motor-redutor (peças 4 e 7)		
MFG		SIZE	DWG NO	REV
APPROVED		A3	VG_01	01
		SCALE		SHEET 8 OF 8



Peça 13

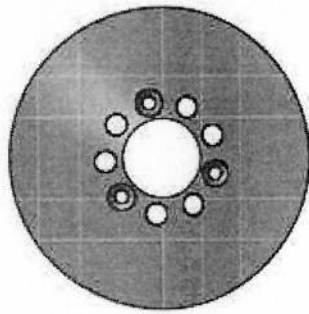


Peça 20

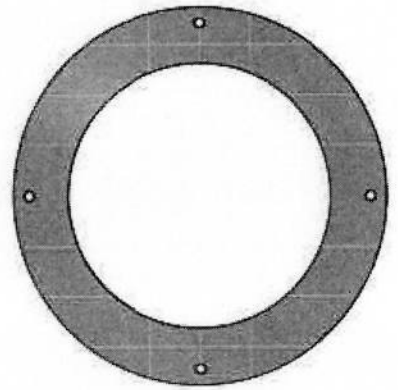
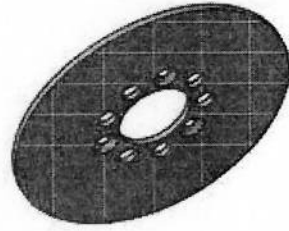
DRAWN Bugarin	26/09/2012	Laboratório de Biomecatrónica		
CHECKED		TITLE		
QA		Transmissão redutor-saída (peças 13 e 20)		
MFG		SIZE	DWG NO	REV
APPROVED		A3	VG 01	01
		SCALE		SHEET 9 OF 9



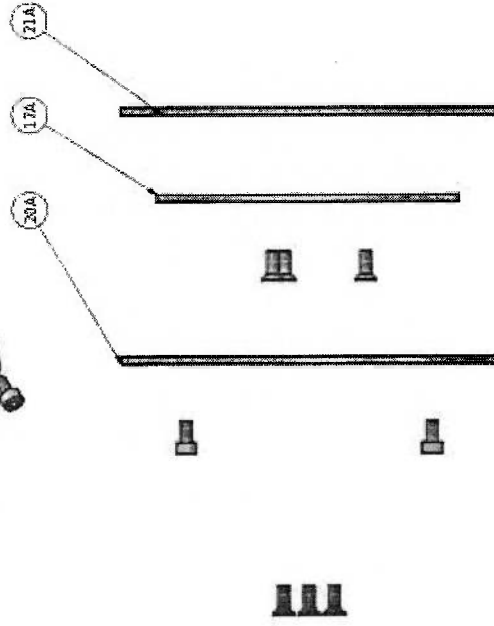
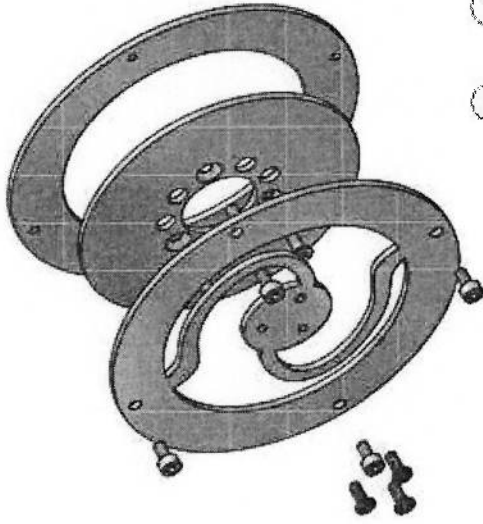
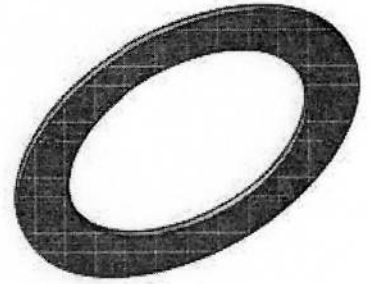
Peça 20A



Peça 17A

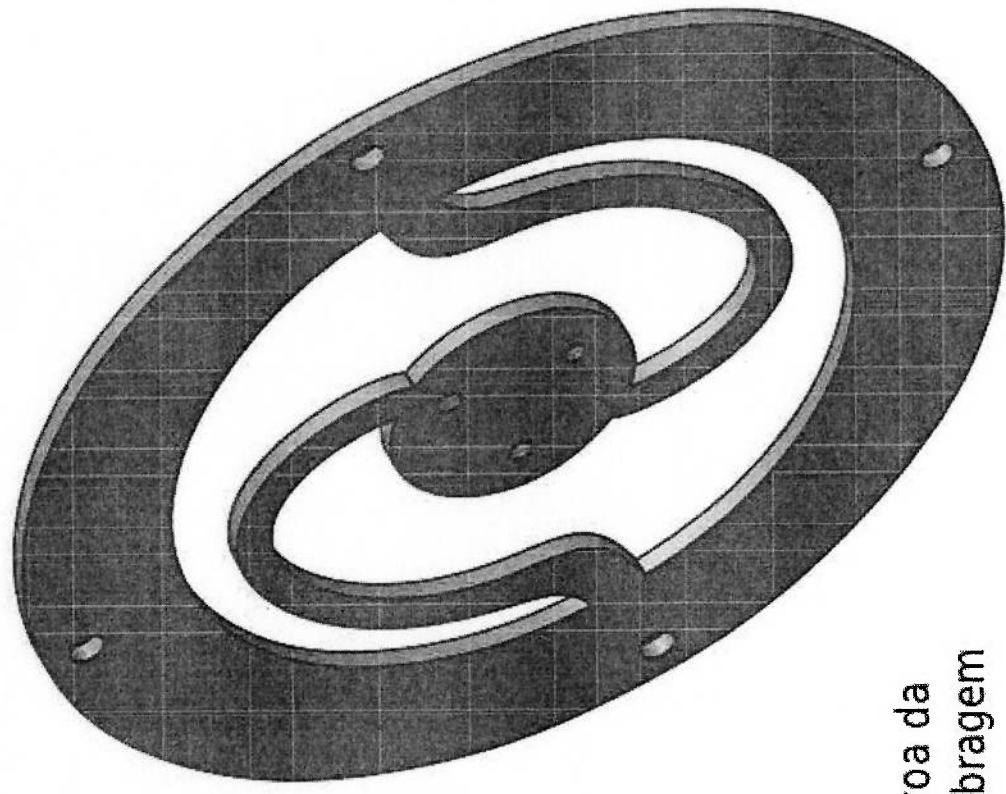


Peça 21A

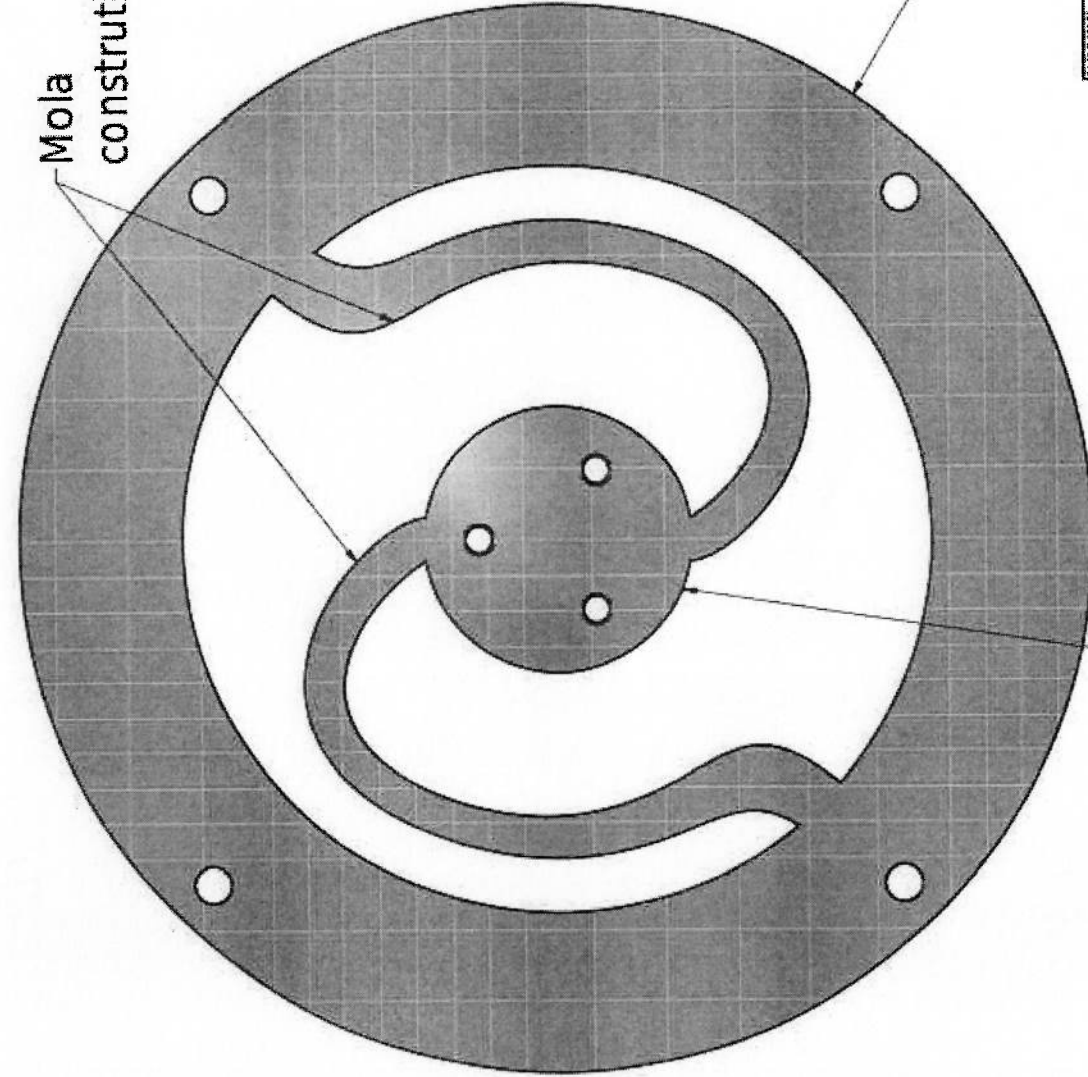


Montagem

DESIGN	02/10/2012	Laboratório de Bomecatrónica	
DESIGNER	Bogdan	TITLE	
CHECKED		Embreagem (peças 17A, 20A e 21A)	
QA		SIZE	DWG NO
WFG		A2	VG 02
APPROVED		REV	
SCALE		SHEET 6 OF 6	



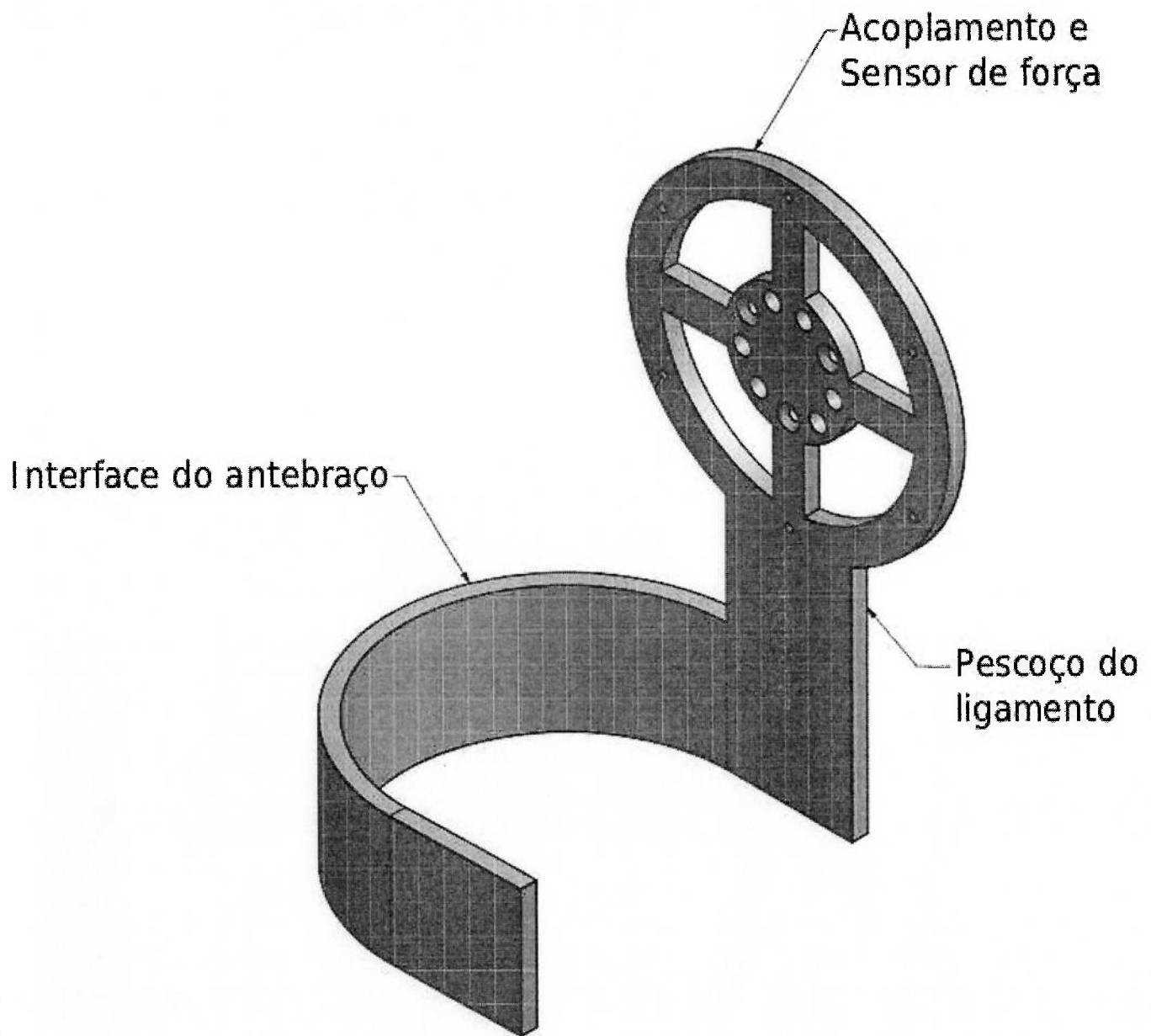
Coroa da
embragem



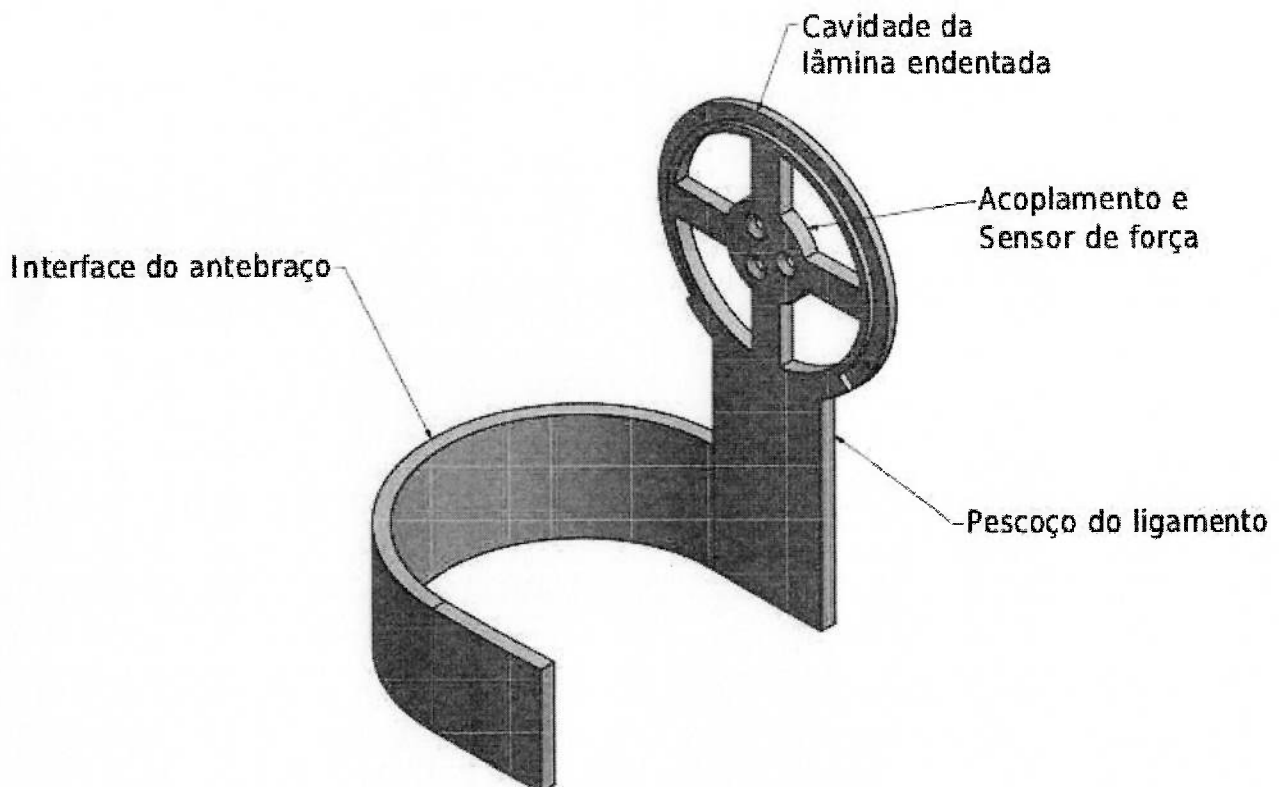
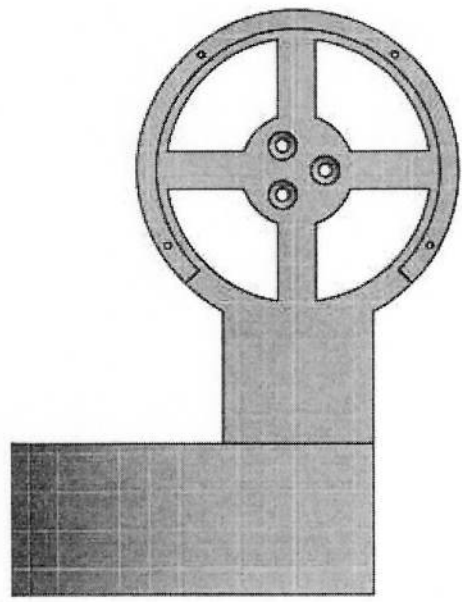
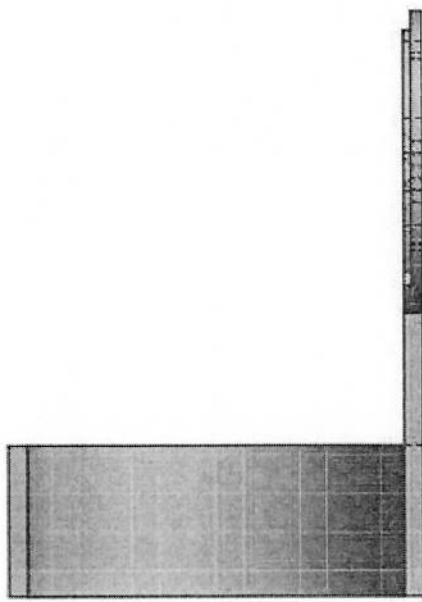
Mola
construtiva

Pinhão de
saída

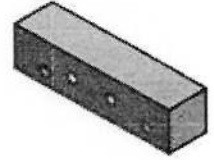
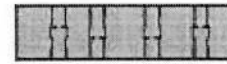
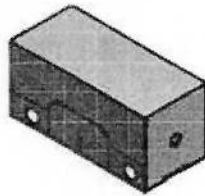
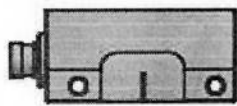
DRAWN Bugardin	02/10/2012	Laboratório de Biomecatrônica	
CHECKED		TITLE	
QA		Acoplamento elástico-série (peça 20A)	
MFG		SIZE A3	DWG NO VG 02
APPROVED		SCALE	REV
			SHEET 4 OF 5



DRAWN Bugarin	26/09/2012	Laboratório de Biomecatrónica		
CHECKED		TITLE		
QA		Ligamento móvel v1		
MFG		SIZE	DWG NO	REV
APPROVED		A3	VG_01	01
		SCALE		SHEET 11 OF 11

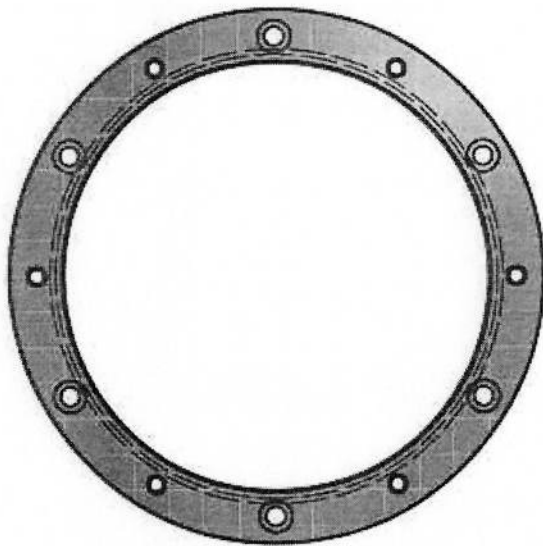


DRAWN Bugarin	02/10/2012	Laboratório de Biomecatrônica	
CHECKED		TITLE	
QA		Ligamento Móvel v2 (peça 19A)	
MFG		SIZE A2	DWG NO VG 02
APPROVED		SCALE	SHEET 3 OF 5



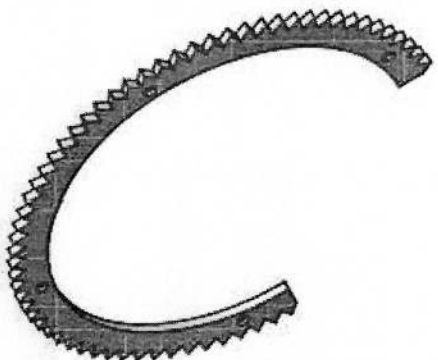
Peça 18

Peça 22

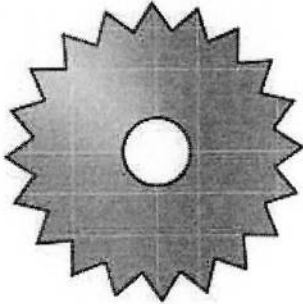


Peça 19

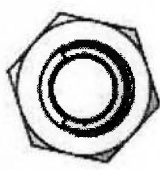
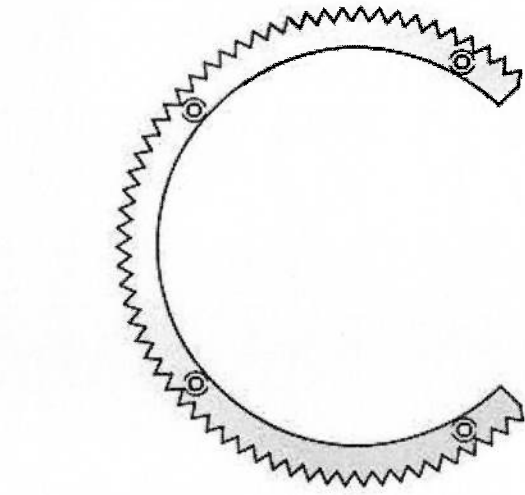
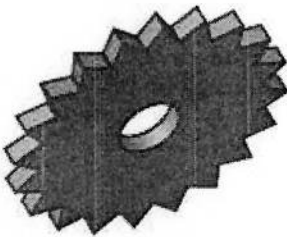
DRAWN Bugarin	26/09/2012	Laboratório de Biomecatrônica		
CHECKED		TITLE		
QA		Sensores (peças 18, 19 e 22)		
MFG		SIZE	DWG NO	REV
APPROVED		A3	VG_01	01
		SCALE	SHEET 10 OF 10	



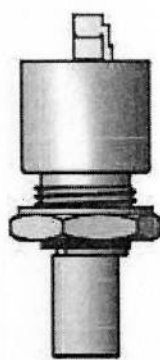
Peça 23A



Peça 25A



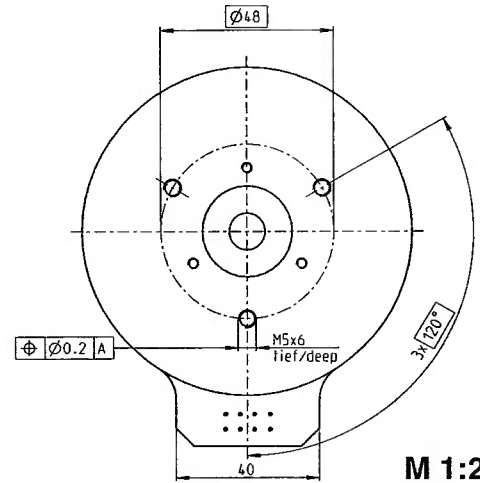
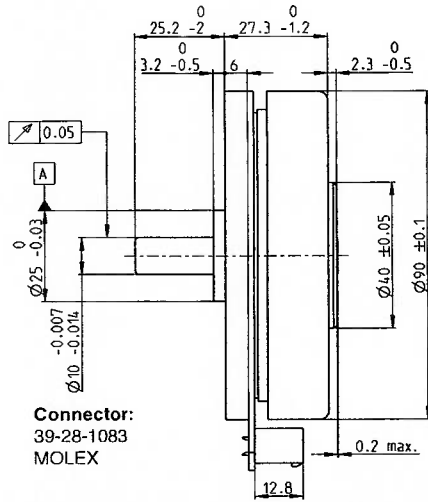
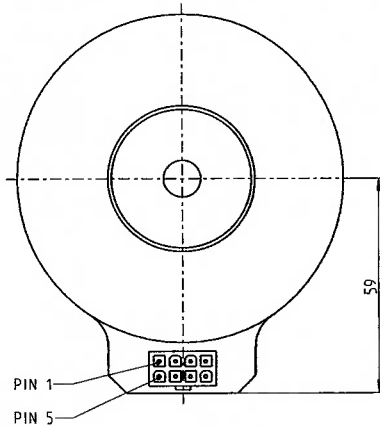
Peça 24A



DRAWN	02/10/2012	Laboratório de Biomecatrônica		
DESIGNER		TITLE		
CHECKED		Sensores (peças 23A, 24A e 25A)		
QA		SIZE	DWG NO	REV
MFG		A3	VG 02	
APPROVED		SCALE		
			SHEET 5 OF 5	

APÊNDICE B - FOLHA DE DADOS DO MOTOR

EC 90 flat $\varnothing 90$ mm, brushless, 90 Watt



M 1:2

- Stock program
- Standard program
- Special program (on request)

Order Number

with Hall sensors

323772 244879

Motor Data

Values at nominal voltage

1 Nominal voltage	V	24.0	48.0
2 No load speed	rpm	3190	2080
3 No load current	mA	539	130
4 Nominal speed	rpm	2650	1640
5 Nominal torque (max. continuous torque)	mNm	387	494
6 Nominal current (max. continuous current)	A	5.39	2.12
7 Stall torque	mNm	4670	4530
8 Starting current	A	66.2	20.9
9 Max. efficiency	%	83	85

Characteristics

10 Terminal resistance phase to phase	Ω	0.363	2.30
11 Terminal inductance phase to phase	mH	0.264	2.50
12 Torque constant	mNm / A	70.5	217
13 Speed constant	rpm / V	135	44.0
14 Speed / torque gradient	rpm / mNm	0.697	0.466
15 Mechanical time constant	ms	22.3	14.9
16 Rotor inertia	gcm ²	3060	3060

Specifications

Thermal data

17 Thermal resistance housing-ambient	1.89 K / W
18 Thermal resistance winding-housing	2.99 K / W
19 Thermal time constant winding	52.6 s
20 Thermal time constant motor	281 s
21 Ambient temperature	-40 ... +100 °C
22 Max. permissible winding temperature	+125 °C

Mechanical data (preloaded ball bearings)

23 Max. permissible speed	5000 rpm
24 Axial play at axial load < 15 N	0 mm
> 15 N	0.14 mm
25 Radial play	preloaded
26 Max. axial load (dynamic)	12 N
27 Max. force for press fits (static) (static, shaft supported)	150 N
8000 N	
28 Max. radial loading, 7.5 mm from flange	30 N

Other specifications

29 Number of pole pairs	12
30 Number of phases	3
31 Weight of motor	600 g

Values listed in the table are nominal.

Connection

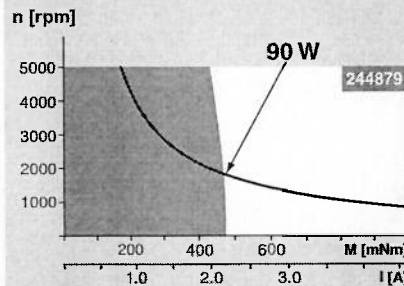
Pin 1	Hall sensor 1
Pin 2	Hall sensor 2
Pin 3	4,5 ... 18 VDC
Pin 4	Motor winding 3
Pin 5	Hall sensor 3
Pin 6	GND
Pin 7	Motor winding 1
Pin 8	Motor winding 2

Wiring diagram for Hall sensors see p. 29

Cable

Connection cable Universal, L = 500 mm	339380
Connection cable to EPOS, L = 500 mm	354045

Operating Range



Comments

Continuous operation
In observation of above listed thermal resistance (lines 17 and 18) the maximum permissible winding temperature will be reached during continuous operation at 25°C ambient.
= Thermal limit.

Short term operation
The motor may be briefly overloaded (recurring).

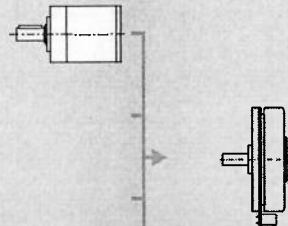
— Assigned power rating

maxon Modular System

Overview on page 16 - 21

Planetary Gearhead

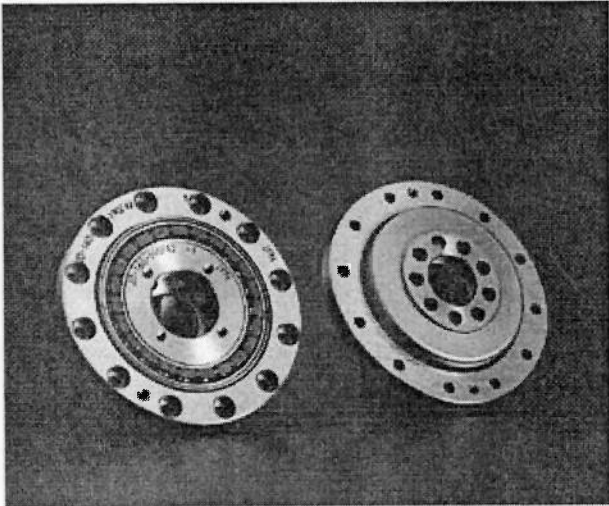
$\varnothing 52$ mm
4 - 30 Nm
Page 242



Recommended Electronics:

DECS 50/5	Page 289
DEC 50/5	291
DEC Module 50/5	291
DECV 50/5	297
DEC 70/10	297
EPOS2 24/5	305
EPOS2 70/10	305
EPOS P 24/5	308
Notes	20

APÊNDICE C - FOLHA DE DADOS DO
HARMONIC DRIVE



Einbausätze Baureihe CSD-2A

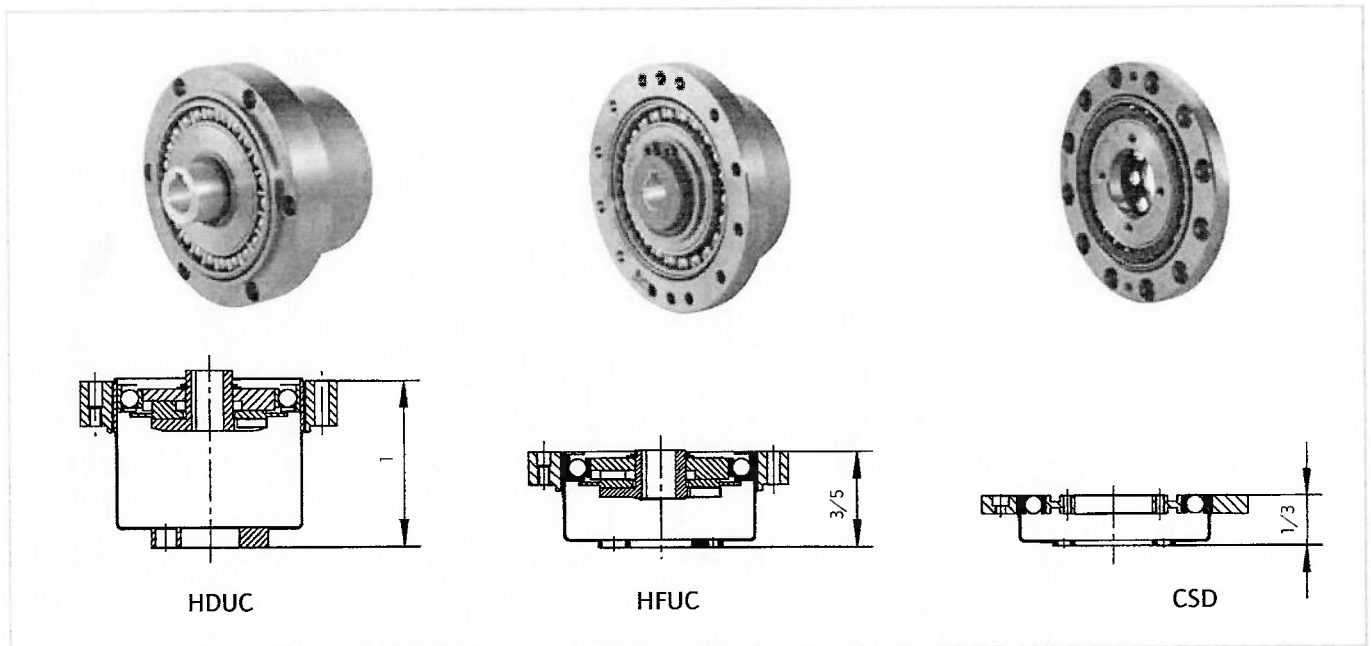
Die Harmonic Drive Einbausätze der Baureihe CSD-2A zeichnen sich durch eine im Vergleich zur HFUC-2A Baureihe um fast 50 % verringerte Baulänge aus. Dies ermöglicht die Konstruktion von besonders flachbauenden Präzisionsantrieben und Teiltischen. Konstruktionen mit Hohlwelle sind möglich.

CSD-2A Series Component Sets

The key feature of the Harmonic Drive CSD-2A series component sets in comparison to the HFUC-2A series is the reduction of axial length by nearly 50 %. This enables the design of particularly compact positioning drives and indexing tables. Designs with hollow shaft are available.

Baulängenvergleich
 Comparison of Axial Length

Abb. / Fig. 34.1

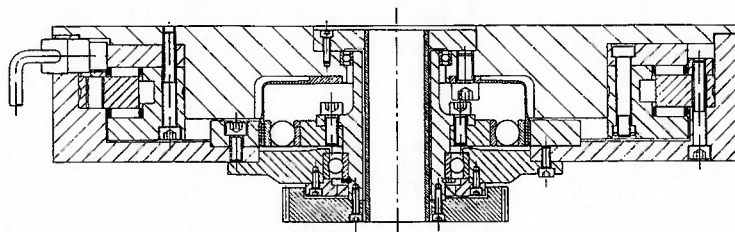


■ **Anwendungsbeispiel**

Teiltisch mit Präzisions-Abtriebslager und Hohlwelle

■ **Application Example**

Indexing table with precision output bearing and hollow shaft



■ Leistungsdaten

■ Rating Table

Tabelle / Table 36.1

CSD-2A Baugröße	Unter- setzung ¹⁾	Grenze für wieder- holbares Spitzen- drehmoment	Grenze für Durchschnitts- drehmoment	Nenn Drehmoment bei Nenn Drehzahl 2000 min ⁻¹	Grenze für Kollisions- Drehmoment	Maximale Antriebs- drehzahl [min ⁻¹]		Grenze für mittlere Antriebsdrehzahl [min ⁻¹]		Massen- trägheits- moment ²⁾	Gewicht
		Limit for repeated peak torque	Limit for average torque	Rated torque at rated speed 2000 rpm	Limit for momentary peak torque	Max. input speed [rpm]		Limit for average input speed [rpm]		Moment of inertia ²⁾	
CSD-2A size	Ratio ¹⁾	T _R [Nm]	T _A [Nm]	T _N [Nm]	T _M [Nm]	Öl Oil Lub.	Fett ³⁾ Grease Lub. ³⁾	Öl Oil Lub.	Fett ³⁾ Grease Lub. ³⁾	[kgm ²]	[kg]
14	50	12	4,8	3,7	24 ⁴⁾	14000	8500	6500	3500	0,021 x 10 ⁻⁴	0,06
	100	19	7,7	5,4	31 ⁴⁾						
17	50	23	18	11	48 ⁴⁾	10000	7300	6500	3500	0,054 x 10 ⁻⁴	0,1
	100	37	27	16	55 ⁴⁾						
20	50	39	24	17	69 ⁴⁾ 64 ⁵⁾	10000	6500	6500	3500	0,09 x 10 ⁻⁴	0,13
	100	57	34	28	76 ⁴⁾ 64 ⁵⁾						
	160	64	34	28	76 ⁴⁾ 64 ⁵⁾						
25	50	69	38	27	127	7500	5600	5600	3500	0,282 x 10 ⁻⁴	0,24
	100	110	75	47	152 ⁴⁾ 135 ⁵⁾						
	160	123	75	47	152 ⁴⁾ 135 ⁵⁾						
32	50	151	75	53	268	7000	4800	4600	3500	1,09 x 10 ⁻⁴	0,51
	100	233	151	96	359 ⁴⁾ 331 ⁵⁾						
	160	261	151	96	359 ⁴⁾ 331 ⁵⁾						
40	50	281	137	96	480	5600	4000	3600	3000	2,85 x 10 ⁻⁴	0,92
	100	398	260	185	696 ⁴⁾ 578 ⁵⁾						
	160	453	316	206	696 ⁴⁾ 578 ⁵⁾						
50	50	500	247	172	1000	4500	3500	3000	2500	8,61 x 10 ⁻⁴	1,9
	100	686	466	329	1440 ⁴⁾ 1320 ⁵⁾						
	160	823	590	370	1560 ⁴⁾ 1320 ⁵⁾						

Bemerkungen:

- ¹⁾ Diese Untersetzungen sind gültig für eine An- und Abtriebsanordnung gemäß Variante Nr. 1, s. S. 395. Bitte berücksichtigen Sie, dass sich die in der Tabelle genannten Untersetzungen je nach An- und Abtriebsanordnung ändern.
- ²⁾ Das angegebene Massenträgheitsmoment bezieht sich auf die Antriebsseite und gilt für einen Standard Wave Generator.
- ³⁾ Gültig bei Schmierung mit Harmonic Drive Fett SK-2 (# 14, 17) bzw. SK-1A (# ≥ 20)
- ⁴⁾ Standard Ausführung
- ⁵⁾ Flexspline mit vergrößerter zentraler Bohrung (BB)

Please note:

- ¹⁾ The ratios refer to driving arrangements according to variant no.1, see page 395. Please note that the ratios quoted in the table may change depending on the driving arrangement.
- ²⁾ The moment of inertia refers to the input side and is valid for a standard Wave Generator.
- ³⁾ Applicable for Harmonic Drive SK-2 (# 14, 17) or SK-1A grease (# ≥ 20)
- ⁴⁾ Standard type
- ⁵⁾ Flexspline with enlarged central bore (BB)

■ Siehe „Erläuterungen zu Technischen Daten“ im Kapitel „Projektierung mit Harmonic Drive Getrieben“.

■ Please refer to the notes on "Understanding the technical data" in section "Engineering data for Harmonic Drive gears".

Wave Generator Details

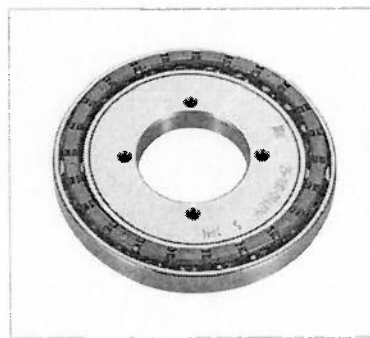
Abb. / Fig. 36.2



CSD-14, 17

Wave Generator Details

Abb. / Fig. 36.3



CSD-20~50

APÊNDICE D – FOLHA DE DADOS DO
ENCODER US

Description

The **MA3** is a miniature rotary absolute shaft encoder that reports the shaft position over 360 ° with no stops or gaps. The **MA3** is available with an analog or a pulse width modulated (PWM) digital output.

Analog output provides an analog voltage that is proportional to the absolute shaft position. Analog output is only available in 10-bit resolution.

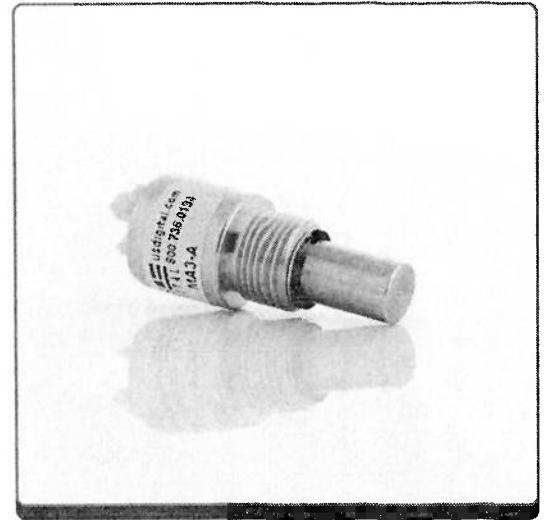
PWM output provides a pulse width duty cycle that is proportional to the absolute shaft position. PWM output is available in 10-bit and 12-bit resolutions. While the accuracy is the same for both encoders, the 12-bit version provides higher resolution.

Three shaft torque versions are available. The standard torque version has a sleeve bushing lubricated with a viscous motion control gel to provide torque and feel that is ideal for front panel human interface applications.

The no torque added option has a sleeve bushing and a low viscosity lubricant (that does not intentionally add torque) for low RPM applications where a small amount of torque is acceptable.

The ball bearing version uses miniature precision ball bearings that are suitable for high speed and ultra low torque applications. The shaft diameter for ball bearing version option is 1/8" rather than 1/4".

Connecting to the **MA3** is simple. The 3-pin high retention snap-in 1.25mm pitch polarized connector provides for +5V, output, and ground.



Features

- ▶ Patent pending
- ▶ Miniature size (0.48" diameter)
- ▶ Non-contacting magnetic single chip sensing technology
- ▶ -40C to 125C. operating temperature range
- ▶ 10-bit Analog output - 2.6 kHz sampling rate
- ▶ 10-bit PWM output - 1024 positions per revolution, 1 kHz
- ▶ 12-bit PWM output - 4096 positions per revolution, 250 Hz

Mechanical Drawing