

ANDRÉ YUJI YASUTOMI
ANDREY BUGARIN WOISKI MIRANDA

**EXOESQUELETO ROBÓTICO DE MEMBRO
SUPERIOR PARA ESTUDO DE CONTROLE
MOTOR HUMANO**

ANDRÉ YUJI YASUTOMI
ANDREY BUGARIN WOISKI MIRANDA

**EXOESQUELETO ROBÓTICO DE MEMBRO
SUPERIOR PARA ESTUDO DE CONTROLE
MOTOR HUMANO**

Monografia apresentada à Escola Politécnica da Universidade de São Paulo para obtenção do diploma de Engenheiro Mecatrônico.

FICHA CATALOGRÁFICA

Yasutomi, André Yuji

Exoesqueleto robótico de membro superior para estudo de controle motor humano / A.Y. Yasutomi, A.B.W. Miranda. -- São Paulo, 2011.

137 p.

Trabalho de Formatura - Escola Politécnica da Universidade de São Paulo. Departamento de Engenharia Mecatrônica e de Sistemas Mecânicos.

1. Exoesqueleto robótico 2. Controle motor 3. Membros superiores I. Miranda, Andrey Bugarin Woiski II. Universidade de São Paulo. Escola Politécnica. Departamento de Engenharia Me-catrônica e de Sistemas Mecânicos III. t.

ANDRÉ YUJI YASUTOMI
ANDREY BUGARIN WOISKI MIRANDA

**EXOESQUELETO ROBÓTICO DE MEMBRO
SUPERIOR PARA ESTUDO DE CONTROLE
MOTOR HUMANO**

Monografia apresentada à Escola Politécnica da Universidade de São Paulo para obtenção do diploma de Engenheiro Mecatrônico.

Área de concentração:
Engenharia Mecatrônica

Orientador:
Prof. Dr. Arturo Forner-Cordero

DEDICATÓRIA

Dedicamos esse trabalho a nossas famílias, em especial ao avô Floriano da Rocha Bugarin (*in memoriam*).

AGRADECIMENTOS

Agradecemos à nossa família pelo apoio e suporte nos momentos mais negros de nossa vida acadêmica, sem as quais não estaríamos aqui.

Agradecemos também ao professor Arturo Forner-Cordero pela paciência e ajuda no amadurecimento de nossas ideias, bem como pela inspiração a um trabalho de excelência.

Agradecemos ao Professor Marcos Duarte que tornou possível a realização de testes no Instituto Vita, e à Andréia Miana, que nos auxiliou na realização dos mesmos.

Agradecemos ao Professor Lucas Moscato pela disponibilização dos motores e *drivers* que tornaram possível a implementação do protótipo do acoplamento direto.

Agradecemos ainda ao Professor Julio Cezar Adamowski pela disponibilização do motor e *driver* que tornaram possível a implementação da versão final do exoesqueleto.

Agradecemos, por fim, a todos que diretamente e indiretamente contribuíram – com conversas, sugestões, reflexões, ideias e sonhos – para a realização deste trabalho.

Um robô não pode causar mal à Humanidade ou,
por omissão, permitir que a Humanidade sofra
algum mal.

(Isaac Asimov)

RESUMO

O objetivo deste trabalho é projetar um exoesqueleto atuado de membro superior para os movimentos de flexo-extensão do ombro, cotovelo e punho. Devido ao tempo limitado – dois semestres –, apenas o cotovelo será fisicamente construído nessa etapa do projeto. Há importantes aspectos mecânicos, elétricos e de controle a serem considerados no projeto em questão. Em relação aos mecânicos, é importante alinhar as juntas do exoesqueleto com os correspondentes eixos de rotação das articulações humanas de modo a manter-se a compatibilidade cinemática. Porém, é preciso levar em conta que o centro instantâneo de rotação das articulações humanas variam com a posição angular durante o movimento. Outro aspecto relevante é a transferência de energia entre o exoesqueleto e o corpo humano. Isso é realizado através da *mHMI* (*mechanical Human-Machine Interface*), i.e. das fixações que unem os dois sistemas. Portanto, é necessário posicionar os pontos de alta pressão em locais que o corpo humano seja capaz de suportá-los. Também é preciso medir as forças de interação de modo a se controlar os esforços aplicados no usuário. Nesse contexto, é muito importante a escolha do atuador, que idealmente deve possuir alta energia e potência-específica, baixo consumo e reversibilidade. Neste projeto, motores *brushless* são utilizados. É importante incluir diferentes tipos de sensores (e.g sensor de força e de posição angular) para implementação de diferentes estratégias de controle, como controle por impedâncias ou por supressão da força de interação. O estudo do modelo de controle será baseado em perturbações físicas e sensoriais no membro superior do usuário, de modo a se registrar os ângulos das articulações, forças de interação e sinais de EMG. O foco final do trabalho de pesquisa à qual este trabalho presta-se como ferramenta é o estudo do controle motor humano a partir de uma perspectiva de engenharia. O exoesqueleto é uma ferramenta sofisticada que será utilizada para estudar-se o controle motor de voluntários saudáveis e, nos estágios finais, para o estudo da compensação funcional em pessoas com deficiência motora.

Palavras-chaves: Exoesqueleto, Robótica de Reabilitação, Membro superior, Controle motor.

ABSTRACT

The goal of this work is the design and construction of an upper limb biomimetic exoskeleton actuated on the flexo-extension motion of the shoulder, elbow and wrist. However, due to our limited schedule, only the elbow exoskeleton will be built. There are several aspects to be considered in the design that involve, mechanical, electrical and control aspects. With respect to the mechanical part it is important to align the exoskeleton joints with the corresponding human joint centers in order to maintain kinematic compatibility. However, it must be taken into account that the axis of rotation of the human joints vary according to the angular position during the movement. Another relevant aspect in the design is the power transfer between the exoskeleton and the human body. This is done through the mechanical interface of the exoskeleton with the body segments (mHMI – mechanical human-machine interface). Therefore, it is necessary to place the higher pressure contact points on body locations which are able to support load and it is needed to measure the interaction forces in order to control the forces applied on the subject. In this context it is very important the actuator choice. An ideal actuator would have a high power density, low consumption and reversibility. In this exoskeleton brushless DC motors are used. It is important to include different types of sensors in the exoskeleton design, these include force sensors and joint angle encoders to develop different control strategies, such as impedance control or interaction force suppression. The development of the motor control model will be based on physical (joint torques) and sensory (tendon vibration) perturbations of the upper limb reaching task, in order to register joint angles, interaction forces and EMG. The Ultimate research focus of the work that involves this project is the study of human motor control from an engineering perspective. The exoskeleton is a sophisticated experimental setup that will be used to study motor control of healthy volunteers and, at later stages, for the study of functional compensation of people with motor disabilities.

Keywords: Exoskeleton, Rehabilitation Robotics, Upper limb, Motor control, Biomimetics.

LISTA DE FIGURAS

1.1	Exoesqueleto CADEN-7	26
1.2	Exoesqueleto ARMin-II	27
1.3	Exoesqueleto Salford	28
1.4	Exoesqueleto HAL-5	28
1.5	Exoesqueleto SUEFUL-7	29
1.6	Exoesqueleto Power Assist Suit	29
2.1	Divisão adotada para o projeto	32
2.2	Ciclo de vida de um projeto	34
3.1	Movimentos do Ombro	38
3.2	Movimentos do Cotovelo	38
3.3	Movimentos do Pulso	39
3.4	Modelo Biomecânico do Braço	40
4.1	Modelo e Diagrama Cinemático - Projeto COBEM	45
4.2	Desenho do Exoesqueleto - Projeto COBEM	46
4.3	Desenho com Sistemas de Coordenadas - Projeto COBEM	48
4.4	Torque de flexão do cotovelo a 60 graus/s	50
4.5	Torque de extensão do cotovelo a 60 graus/s	50
4.6	Torque de flexão do cotovelo a 180 graus/s	51
4.7	Torque de extensão do cotovelo a 180 graus/s	51
4.8	Protótipo de madeira	53
4.9	Conceito de transmissão com <i>back-drivability</i>	53
4.10	Mecanismo com transmissão por fuso	54
4.11	Transmissão por fuso com indicação das variáveis	54
4.12	Mecanismo da transmissão por fuso e sua simplificação	55

4.13	Mecanismo similar à arquitetura humana	57
4.14	Análise dos esforços para a transmissão por fuso	58
4.15	Desenho Técnico da Transmissão Angular	63
4.16	Modelo e construção do acoplamento direto	64
4.17	Modelo da peça da porção superior do braço	65
4.18	Modelo da peça do antebraço	65
4.19	Modelo da bucha de acoplamento	66
4.20	Segurança mecânica	67
4.21	Detalhe da segurança mecânica	67
4.22	<i>Driver</i> com conexões elétricas	69
4.23	Teste do firmware do exoesqueleto	70
4.24	Teste com exoesqueleto atuado	70
4.25	<i>Workstation</i> para o desenvolvimento do controlador	71
4.26	Posicionamento do sensor para controle de torque	73
4.27	Amplificador de Instrumentação	73
4.28	Sinal do sensor após filtro de 1 ^a ordem	74
4.29	Sinal após conversão A/D	74
4.30	Bloqueio da circulação sanguínea pela fixação	77
4.31	Marcas da Fixação	77
4.32	Acúmulo de pele devido à fixação	78
4.33	Compressão do tecido mole pela fixação	78
5.1	Exemplificação do conceito de hiperestaticidade	81
5.2	pHRI em fibra de carbono: protótipo conceitual	88
5.3	Curvas características do motor com escovas	90
5.4	Valores da folha de dados do motor utilizado	91
5.5	Diagrama de blocos do <i>driver</i> SC2804	93
5.6	Curvas características do motor com escovas	94
6.1	Esquemático com ângulos e esforços no Fuso	98

6.2	Torque no Exoesqueleto x Posição da Castanha no Fuso	99
6.3	Torque no Exoesqueleto x Gamma	100
6.4	Velocidade Angular do Exoesqueleto x Gamma	102
6.5	Diagrama cinemático do exoesqueleto	103
6.6	Acoplamento Flexível SFC-SA2	104
6.7	Representação dos Mancais BF10 e BK10	105
6.8	Guias Dual Vee	105
6.9	Representação da Fixação da Castanha	106
6.10	Junta Esférica Igubal MGRM-LC	106
6.11	Junta Universal e Parafuso Customizado	107
6.12	Modelo 3D do Mecanismo Final	107
6.13	Esforços no rolamentos da guias Dual Vee	108
7.1	Resultado final: exoesqueleto de cotovelo	111
7.2	Fixações de fibra de carbono para interface homem-robô	112
7.3	Segurança mecânica contra hiperflexão do cotovelo	113

LISTA DE TABELAS

3.1	Parâmetros de Denavit-Hartenberg	40
4.1	Materiais disponíveis	52
4.2	Variáveis da transmissão por fuso	55
4.3	Geometria definida da transmissão por fuso	57
4.4	Características do <i>driver</i> do motor	68
4.5	Comparação de motores para uso do <i>driver</i>	68
4.6	Equipamento para o controle de alto nível	71
5.1	Pesquisa bibliográfica: escolha de motores	81
5.2	Pesquisa bibliográfica: torques isométricos no membro superior . .	82
5.3	Pesquisa bibliográfica: torques isocinéticos do ombro	82
5.4	Pesquisa bibliográfica: torque do cotovelo	82
5.5	Pesquisa bibliográfica: comparando torque e potência do cotovelo	82
5.6	Pesquisa bibliográfica: torques isocinéticos do punho	83
5.7	Levantamento de dados: ensaios isocinéticos no Instituto Vita . .	84
5.8	Requisitos de projeto	85
5.9	Características do exoesqueleto	89
6.1	Características Mecânicas do Motor Maxon	96
6.2	Características Mecânicas do Redutor Harmônico	96
6.3	Características Mecânicas do Motor Faulhaber	96
6.4	Características Mecânicas do Fuso e da Castanha	97
6.5	Características Mecânicas do Redutor Faulhaber	97
6.6	Características Mecânicas das Guias Dual Vee	108
6.7	Características Mecânicas do Acoplamento Flexível	109

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	23
1.1	O que é	23
1.2	Revisão Histórica	23
1.3	Aplicações	24
1.4	Estado da Arte	25
2	VISÃO GERAL DO PROJETO	31
2.1	Descrição	31
2.2	Justificativa	31
2.3	Objetivos	32
2.3.1	Longo Prazo	33
2.3.2	Curto Prazo - Trabalho de Conclusão de Curso	33
2.4	Metodologia	34
3	FUNDAMENTAÇÃO	37
3.1	Modelo Biomecânico do Braço Humano	37
4	PROTÓTIPOS	43
4.1	Objetivos dos Protótipos	43
4.2	Primeiro Protótipo	44
4.2.1	Descrição	45
4.2.2	Análise Cinemática	47
4.2.3	Simulações	49
4.3	Transmissão por Fuso	52
4.3.1	Modelagem Aproximada	54

4.3.2	Solução Rejeitada	60
4.4	Transmissão por Caixa Angular	61
4.4.1	Modelagem	61
4.4.2	Características Físicas	61
4.4.3	Solução Rejeitada	61
4.5	Acoplamento Direto	63
4.5.1	Modelagem	64
4.5.2	Projeto Mecânico	66
4.5.3	Controle	67
4.6	Resultados	75
4.6.1	Adaptabilidade ao Usuário	75
4.6.2	Eixos de Rotação Biológico e Artificial	76
4.6.3	<i>Mechanical Human Machine Interface</i>	76
5	PROJETO FINAL	79
5.1	Requisitos	79
5.1.1	Ergonomia	79
5.1.2	Torque e Velocidade	81
5.2	Mecânica	85
5.3	Atuação e Controle	89
5.3.1	Atuação	90
5.3.2	Controle	93
6	DESENVOLVIMENTO	95
6.1	Escolha do Sistema Motriz	95
6.1.1	Linha do Redutor Harmônico	95
6.1.2	Linha do Fuso de Esferas	96
6.1.3	Solução Adotada	102
6.2	Diagrama Cinemático	102

6.3	Estrutura Mecânica da Solução Adotada	104
6.3.1	Descrição do Mecanismo	104
6.3.2	Análise da Resistência aos Esforços	107
7	RESULTADOS	111
7.1	Físicos	111
7.2	Cognitivos	113
8	CONCLUSÕES	115
9	APÊNDICE A - CRONOGRAMAS	121
10	APÊNDICE B - ARTIGO COBEM	125

1 INTRODUÇÃO

Desde a Antiga China parece enfeitiçar os homens a ideia de criar mecanismos que simulem uma espécie de vida artificial, como os autômatos (NEEDHAM, 1986). Há um quê de misterioso nesse impulso que não pode ser explicado pela lógica formal. Essa motivação primordial simplesmente existe dentro de algumas pessoas. E mesmo atualmente, ela persiste na humanidade.

Outras motivações surgem com o vislumbrar de oportunidades advindas do avanço tecnológico, como mostrado nas seções seguintes.

1.1 O que é

Literalmente, o termo exoesqueleto é definido como “esqueleto externo”. A Zoologia refere-se aos exoesqueletos como a estrutura exterior e rígida presente em muitas espécies de artrópodes (e.g crustáceos, aracnídeos e insetos).

Outras áreas da Ciência emprestaram o termo para descrever, estruturas externas rígidas projetadas para corrigir deformidades patológicas e para incluir dispositivos ativos, destinados a suporte funcional ou treinamento motor.

Assim, 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 (FORNER-CORDERO; PONS; WISSE, 2008). 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 (KAZEROONI, 1990).

1.2 Revisão Histórica

Os primeiros registros do desenvolvimento do conceito do exoesqueleto datam dos anos 60, quando o Departamento de Defesa Americano se interessou por

desenvolver um exoesqueleto para fins bélicos. Nesta mesma época, no *Cornel Aeronautical Laboratory*, o conceito de exoesqueleto para amplificar a força de um operador humano foi desenvolvido.

Entre 1962 e 1964, as principais limitações tecnológicas da época foram estabelecidas em termos de motores, sensores, estruturas mecânicas, design e atuadores hidráulicos (FORNER-CORDERO; PONS; WISSE, 2008). Ainda nos anos 60, foram criados os primeiros exoesqueletos montados sobre cadeira de rodas pela *Case Institute of Technology*, o qual possuía atuadores pneumáticos e era controlado por fontes de luz montados na cabeça do paciente que ativava sensores de luz no ambiente.

Esse trabalho levou à criação, em 1969, do *Golden Arm* no Hospital Rancho Los Amigos, o qual possuía 7 graus de liberdade e era controlado por botões acionado pela língua. De 1966 a 1969, a *General Electric Co.* desenvolveu o seu primeiro protótipo de exoesqueleto chamado *Hardiman*, o qual era uma veste com mecanismo hidráulico e elétrico que, devido às limitações da época, era demasiadamente pesada e volumosa, não sendo de grande valia para uso militar.

Resultados mais satisfatórios só foram obtidos na década de 90, quando os primeiros exoesqueletos com uma real amplificação da força muscular humana foram criados.

Recentemente, os exoesqueletos destinados à reabilitação e à assistência ao movimento vêm ganhando destaque, devido ao crescente número de indivíduos com debilidade físicas, seja por envelhecimento, lesões (esportivas ou acidentais), doença (e.g. poliomielite) ou problemas de nascença.

1.3 Aplicações

As principais aplicações a médio prazo do exoesqueleto podem ser resumidas em:

- *Amplificação das capacidades humanas*: O usuário sente uma carga menor ao interagir com objetos do meio, sendo que grande parcela dessa é suportada pelos atuadores, os quais passam a exercer parcialmente o papel dos músculos. Sendo assim, essa aplicação pode ser de grande valia tanto para indivíduos saudáveis, quanto para pessoas que necessitem de uma compensação funcional como idosos e deficientes físicos.
- *Reabilitação e reeducação fisioterápica*: O paciente executa repetitivamente um exercício fisioterápico, com o objetivo de recuperar sua condição mo-

tora, melhorar os movimentos de coordenação e apreender novas estratégias de movimento, recuperando habilidade motoras para o dia-a-dia. Esses exercícios também previnem complicações secundárias, como a atrofia muscular, osteoporose e espasticidade. Durante a execução desses exercícios, pode haver a medição em tempo real de seu desempenho, com posterior análise comparativa com dados obtidos em exercícios anteriores, a fim de avaliar diretamente o progresso na reabilitação. Esta aplicação proporciona uma terapia menos dependente da habilidade, atenção e nível de fadiga do fisioterapeuta (VERTECHY et al., 2009).

- *Interfaces hápticas*: as tendências atuais em computação gráfica indicam uma mudança na interface homem-máquina, incorporando interações mais dinâmicas e naturais (OKAMOTO; RABELO, 2010). Um *feedback* do peso de um objeto virtual e suas sensações tácteis podem permitir novos avanços na área de jogos. O usuário interage com um ambiente virtual através do exoesqueleto, de forma a emular condições alternativa do meio, bem como a interação com objetos contidos no mesmo.
- *Dispositivo mestre de teleoperação*: O usuário (mestre) usa o exoesqueleto para controlar um robô (escravo) à distância por teleoperação, onde o exoesqueleto reflete de volta ao usuário forças geradas da interação do robô com o ambiente (PERRY; ROSEN; BURNS, 2007). Essa aplicação permite que o operador explore ambientes hostis à vida.
- *Pesquisas em Biomecatrônica, Neurologia e Reabilitação*: Usa-se o exoesqueleto para aplicar forças sobre diversos segmentos e articulações do braço, com o objetivo de obter informações cinemáticas, cinéticas e fisiológicas do mesmo, bem como tratar, analisar e caracterizar cada articulação independentemente e obter informações sobre os efeitos das forças aplicadas. Esta aplicação permite um estudo do movimento humano, biomecânica, controle motor, adaptação e investigação neuromotora.

1.4 Estado da Arte

Antes de estabelecer uma visão geral do estado da arte dos exoesqueletos, uma classificação destes deve ser feita de modo a haver uma melhor comparação entre os já existentes.

Podemos classificar os exoesqueletos de acordo com:

- *Articulações ou partes do corpo a serem atuadas*: membros superiores (ombros, cotovelos, pulsos, mãos), membros inferiores (quadril, joelho, tornozelo, pés) ou corpo inteiro;
- *Atuadores*: elétricos, pneumáticos ou hidráulico;
- *Número de graus de liberdade*;
- *Aplicação do exoesqueleto*: reabilitação, amplificação das capacidades humanas, dispositivo háptico, dispositivo mestre para teleoperação e estudo neuromotor humano.

Nos últimos anos, diversos exoesqueletos robóticos foram desenvolvidos. Devido à natureza do projeto, somente enumeraremos os de membro superior e de corpo inteiro, pois é desnecessária a comparação com projetos estritos aos membros inferiores devido à mecânica distinta de ambos.

Podemos dizer que os principais exoesqueletos de membro superior ou corpo inteiro são:

1. **CADEN-7**: é um exoesqueleto robótico de 7 graus de liberdade (figura 1.1), com motores elétricos montados numa base estacionária que transmitem seus torques por cabos. Permite os movimentos de flexão/extensão, abdução/adução e interna/externa rotação do ombro, flexão/extensão do cotovelo, pronação/supinação do antebraço, bem como flexão/extensão e desvio radio/ulnar do pulso. Foi equipado com sensores de posição e mecanismos de segurança implantados no software, no sistema mecânico e elétrico. Pode ser utilizado como dispositivo para reabilitação fisioterápica, para amplificação da força muscular, bem como dispositivo háptico em simulações de realidade virtual e dispositivo mestre para teleoperação (PERRY; ROSEN; BURNS, 2007).



Figura 1.1: Exoesqueleto de membro superior com 7 DoF para reabilitação fisioterápica. (PERRY; ROSEN; BURNS, 2007)

2. **ARMin:** é um semi-exoesqueleto com 4 graus de liberdade ativos (figura 1.2) 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 sensores de posição e força, bem como uma estrutura que permite fácil adaptação com pessoas de diferentes estaturas. Sua originalidade encontra-se na rotação vertical do ombro, não encontrada em nenhum outro exoesqueleto. O ponto fraco reside no fato de o movimento do mecanismo para o ombro ser muito limitado, cobrindo muito pouco do alcance do movimento humano (MIHELJ; NEF; RIENER, 2007).



Figura 1.2: Exoesqueleto de membro superior com 4 DoF para utilização em clínicas de reabilitação. (MIHELJ; NEF; RIENER, 2007)

3. **Salford Exoskeleton:** é um exoesqueleto de 7 graus de liberdade de baixa massa (2 kg) e baixo custo, com junções ajustáveis (figura 1.3). Isso é possível graças a atuadores pneumáticos lineares, chamados de *Pneumatic Muscle Actuators*, que atuam em pares agônico-antagônico paralelamente ao membro humano (TSAGARAKIS; CALDWELL, 2003). Apesar de sua simplicidade, segurança e leveza, possui uma resposta demorada e não-linear, tornando difícil o seu controle e não sendo assim de uso prático em protocolos de reabilitação clínica (VERTECHY et al., 2009).
4. **HAL 5:** O projeto HAL 5 é um exoesqueleto de corpo inteiro (figura 1.4) 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 acoplado nas articulações dos ombros, cotovelos, quadril e joelhos, além de um computador sem fio em uma bolsa integrada na



Figura 1.3: Exoesqueleto de membro superior com 7 DoF de baixo custo com atuadores pneumáticos. (TSAGARAKIS; CALDWELL, 2003)

cintura (SANKAI, 2006). O exoesqueleto foi projetado para que pessoas idosas e pessoas com alguma deficiência física voltem a realizar suas atividades diárias, auxiliando em seus movimentos. Seu sistema de controle baseia-se em sinais de eletromiografia (EMG) e padrões armazenados de movimento.

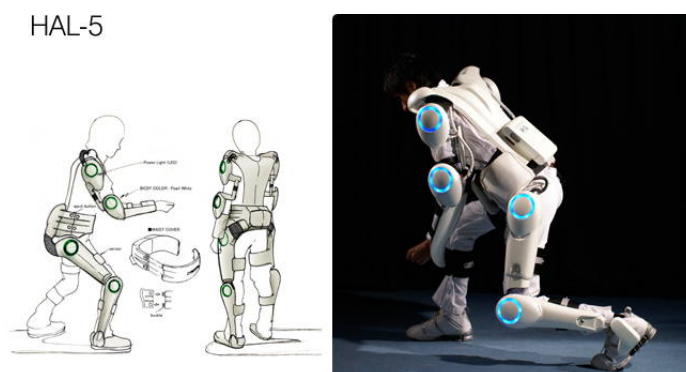


Figura 1.4: Exoesqueleto de corpo inteiro para atividades diárias. (SANKAI, 2006)

5. **SUEFUL-7:** é um exoesqueleto desenvolvido por Kazuo Kiguchi, professor da Universidade de Saga, Japão (figura 1.5). Este exoesqueleto possui 7 graus de liberdade, correspondente aos movimentos de flexão/extensão horizontal e vertical do ombro, rotação interna/externa também do ombro, flexão/extensão do cotovelo, flexão/extensão e desvio radio/ulnar do pulso. Para a atuação nas articulações do cotovelo e ombro, faz-se uso de cabos de maneira a transmitir às articulações o torque dos motores fixados numa base estacionária. Para a atuação no antebraço e pulso, faz-se uso de engrenagens (cônicas, no pulso) de modo a transmitir o torque de motores DC acoplados no mecanismo próximo às regiões do antebraço e pulso. Possui um controle baseado nos sinais eletromiográficos (EMG) e mecanismos de segurança por software e botões de emergência de fácil acesso (GOPURA; KIGUCHI; LIL, 2009).

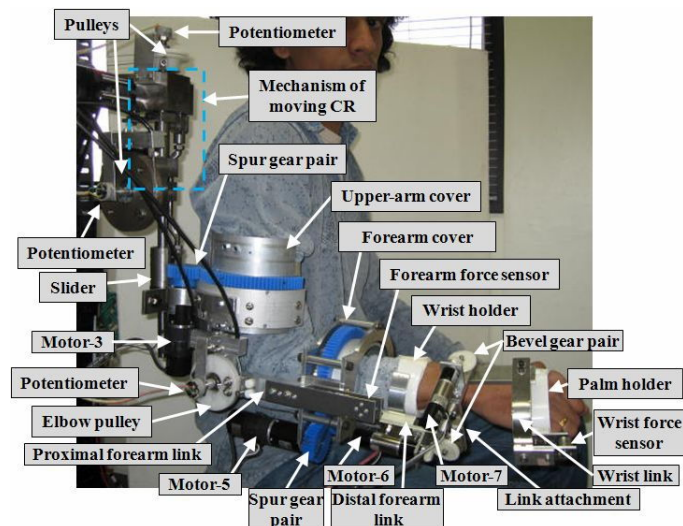


Figura 1.5: Exoesqueleto com 7 DoF com controle por EMG. (GOPURA; KIGUCHI; LIL, 2009)

6. **Power Assist Suit:** é um exoesqueleto desenvolvido por Yamamoto (ISHII; YAMAMOTO; HYODO, 2005) na Kanagawa Institute of Technology, Japão (figura 1.6). Também é de corpo inteiro, sendo alimentado por baterias de Ni-Cd acoplado as pernas e, portanto, portátil. Possui um potenciômetro em cada articulação 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).

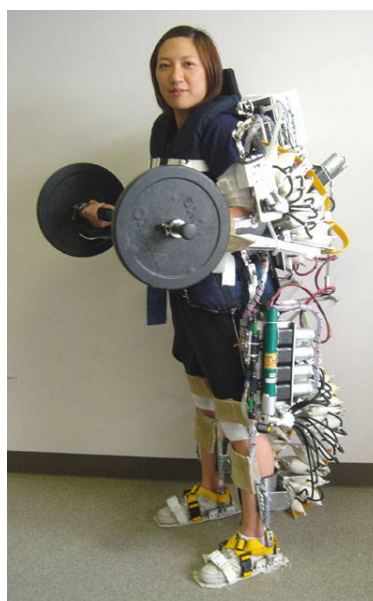


Figura 1.6: Exoesqueleto de corpo inteiro para evitar lesões na colunas de enfermeiras. (ISHII; YAMAMOTO; HYODO, 2005)

2 VISÃO GERAL DO PROJETO

Este trabalho de Conclusão de Curso está integrado a um projeto mestre conduzido no Laboratório de Biomecatrônica da Escola Politécnica da USP.

Nas seções seguintes descrevemos o projeto do Laboratório e situamos nossa Monografia dentro do mesmo. Com isso, definimos os objetivos a serem cumpridos por nosso projeto, bem como a metodologia adotada para atingi-los.

2.1 Descrição

O projeto de pesquisa ESTUDO DO CONTROLE MOTOR DO MEMBRO SUPERIOR (FORNER-CORDERO, 2010) desenvolvido no Laboratório de Biomecatrônica destina-se aos estudos neuromotores auxiliados por exoesqueleto. O objetivo específico almejado na fase atual do projeto é a modelagem de um sistema biomimético do controle motor humano a ser validado com um dispositivo robótico (exoesqueleto) do membro superior – que integrado a um sistema de eletromiografia (EMG) e outro de representação visual constitui a bancada experimental.

Com o funcionamento da bancada experimental, espera-se obter informações sobre diferentes níveis de controle para o sistema motor humano como a modulação dos reflexos e a integração das informações sensoriais realizada pelo modelo interno.

2.2 Justificativa

O uso de dispositivos robóticos exoesqueletos em terapias de reabilitação assistida apresentaram bons resultados, principalmente para pacientes que sofreram Acidentes Vasculares Encefálicos (AVE). Isso se deve ao fato de que os exoesqueletos permitem medir, de forma objetiva, as forças e os movimentos, informações essenciais na avaliação evolutiva de pacientes.

Contudo, a terapia auxiliada por exoesqueletos possui limitações relativas aos

mecanismos de controle motor que precisam ser conhecidas com mais propriedade (RUIZ et al., 2006). É fato que, se o robô auxilia o paciente, este tem grande chance de aprender a realizar a tarefa com o mínimo esforço. No entanto, ainda não existe um consenso sobre a questão de ajudar ou perturbar os movimentos durante o processo otimizado de aprendizagem motora.

É meta nesta fase do presente projeto desenvolver um modelo que permita a compreensão dos mecanismos de controle motor humano junto com um exoesqueleto robótico destinado à realização de experimentos e, futuramente, para auxiliar a reabilitação de portadores de doenças neuromotoras (FORNER-CORDERO, 2010).

2.3 Objetivos

Esta seção apresenta os objetivos do projeto desenvolvido no Laboratório de Biomecatrônica. A partir da visão geral do mesmo é possível delimitar o escopo do Trabalho de Conclusão de Curso, determinando-se seus objetivos específicos.

É salutar enfatizar que o projeto é multidisciplinar e existem equipes distintas trabalhando no mesmo. A integração das partes, reaproveitamento de soluções e possibilidade de continuação do trabalho por outra equipe são guias-mestres do projeto e foram levadas em contas nessa Monografia, conforme pode ser observado na seção 2.4.

A divisão do projeto está ilustrada na figura 2.1. Esse Trabalho de Conclusão de Curso assumiu a responsabilidade de desenvolver o exoesqueleto com atuação na articulação do cotovelo.

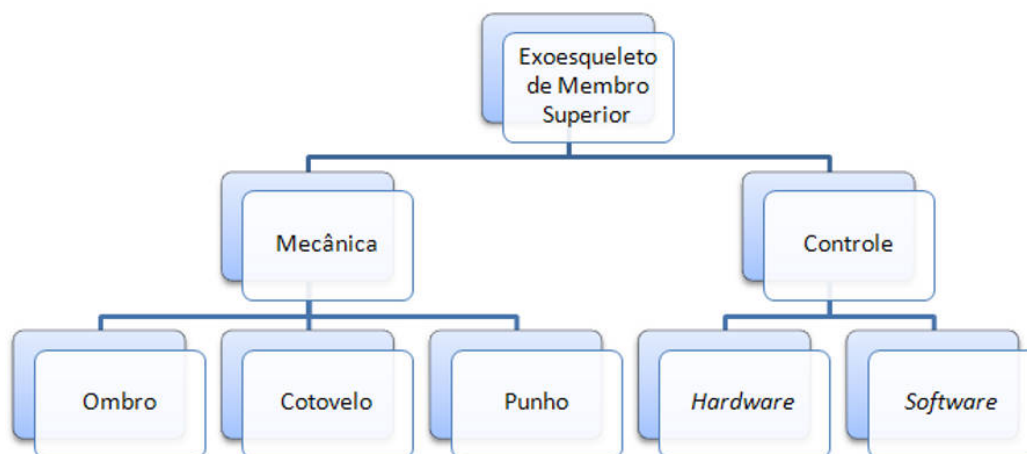


Figura 2.1: Metodologia utilizada para concluir o projeto com sucesso: estabelecer objetivos intermediários para posterior integração.

2.3.1 Longo Prazo

Os objetivos a longo prazo serão atingidos em um intervalo de tempo maior do que o disponível para a realização do Trabalho de Conclusão de Curso, que é de somente um ano. Estimamos que o trabalho multidisciplinar do qual estamos participando dure em torno de dois anos.

Enunciamos então os principais objetivos a longo prazo:

1. O exoesqueleto deverá aplicar forças sobre os segmentos e articulações do braço, a fim de obter informações cinemáticas, dinâmicas e fisiológicas do membro.
2. Um dos modos de controle do mecanismo deverá ser implementado permitindo modificar os torques de interação, para o estudo das respostas motoras em diferentes condições.
3. Tem como requisito fundamental atuação nas articulações do ombro, cotovelo e punho, para execução de movimentos de flexão-extensão.

Com isso, espera-se tratar, analisar e caracterizar individualmente cada segmento e articulação, para obter informações sobre os efeitos relativos as forças e deslocamentos aplicados.

2.3.2 Curto Prazo - Trabalho de Conclusão de Curso

O objetivo primordial é, como já anunciado, desenvolver uma articulação do cotovelo, em intervalo de tempo de um ano, capaz de atender as expectativas do projeto a longo prazo.

Para tanto, enunciamos os seguintes objetivos intermediários:

1. *Design* modular para posterior integração com as demais articulações.
2. Adaptável manualmente a um conjunto de usuários de diferentes estaturas.
3. Posicionamento e *set-up* manuais.
4. Interface homem-máquina (fixação) passiva.
5. Microclima da superfície de contato do exoesqueleto com o membro desprezível devido ao baixo tempo de interação.

6. Facilidade de higienização.

Além disso, estabeleceu-se como meta de avaliação dos resultados a publicação do trabalho desenvolvido em um artigo a ser submetido ao ICRA – *International Conference on Robotics and Automation*.

2.4 Metodologia

A principal estratégia adotada para o projeto é maximizar a **iteração dos ciclos de projeto**. De modo geral, as etapas do ciclo de um projeto estão expostas na figura 2.2.

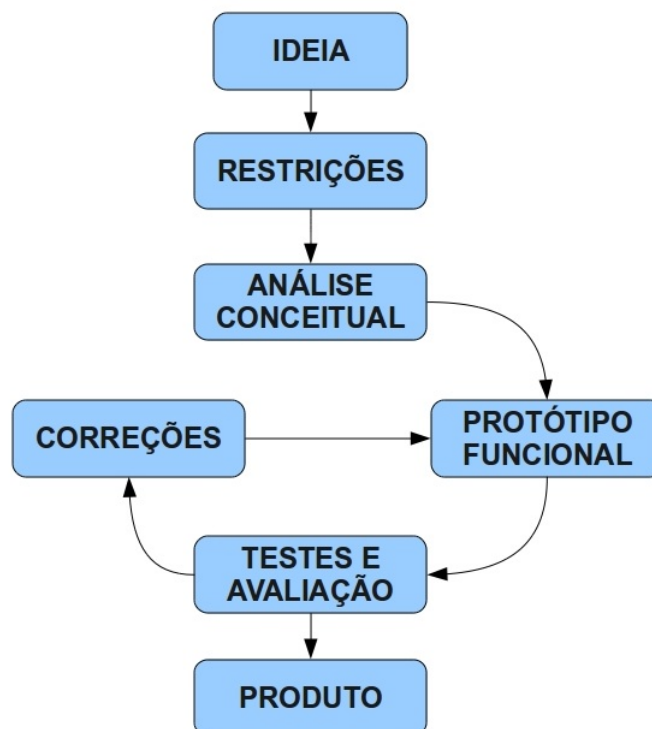


Figura 2.2: Diagrama ilustrativo das etapas de um projeto.

Dada a ideia inicial, desenha-se um protótipo para prova de conceito. Após provada a viabilidade técnica, entra-se num ciclo de testes, correções e protótipos para a otimização do projeto sob os mais distintos aspectos especificados pelos requisitos (e.g. massa, custo, processo de fabricação). O ciclo gira indefinidamente até que um critério de parada seja satisfeito, finalizando então o projeto.

Tanto a experiência acadêmica quanto a experiência profissional mostram que é necessário mais de um único ciclo para o projeto convergir a uma solução que cumpra os requisitos determinados. Principalmente tratando-se de um projeto

totalmente novo para os integrantes da equipe. Por isso, a metodologia adotada é executar tantos mais ciclos quanto forem possíveis.

No período estipulado de dois semestres (determinado pela grade curricular do curso para o Trabalho de Formatura), estabeleceu-se que dois ciclos completos do projeto de um exoesqueleto deveriam ser executados. Tais ciclos são explorados nos capítulos 4 dessa monografia.

Ressalta-se que cada iteração pode ser um simples protótipo para validar uma arquitetura mecânica ou pode ser todo um trabalho de prototipagem do mecanismo e a implementação de uma topologia de controle para provar se ela satisfaz ou não os requisitos do projeto.

Para complementar essa estratégia, adotou-se também o conceito de **projeto modular**, ou o famoso 'dividir para conquistar'. Esse conceito é muito útil quando se pensa em termos de projeto integrado, no qual existe mais de uma equipe trabalhando. Também abre a possibilidade de estruturar um projeto continuado, ou seja, possibilitar que outra equipe dê continuidade ao trabalho já iniciado. Isso implica em uma documentação precisa e clara, o que se espera conseguir com essa monografia.

Nesse sentido, o projeto foi dividido basicamente em duas categorias que, por sua vez, também foram subdivididas. A figura 2.1 ilustra esse conceito aplicado ao projeto.

Por fim, utilizou-se um cronograma para o estabelecimento de metas e prazos a serem cumpridos, possibilitando acompanhamento e controle do projeto bem como distribuição de tarefas entre os integrantes da equipe. O mesmo encontra-se no Apêndice A.

3 FUNDAMENTAÇÃO

3.1 Modelo Biomecânico do Braço Humano

Para descrever um modelo biomecânico do braço, primeiramente se diz necessária uma descrição do membro superior humano, bem como de seus principais movimentos.

O membro superior humano pode ser dividido em três partes principais: o braço, correspondente a porção superior do membro superior, o antebraço e a mão. Os ossos do braço são a clavícula, a escápula e o úmero, do antebraço são o rádio e a ulna, e finalmente do pulso e mão são o carpo, metacarpo e falanges. Chamamos de ombro a junção entre a escápula, a clavícula e o úmero, de cotovelo a junção entre o braço e o antebraço, e de pulso a junção entre a mão e o antebraço (FORNER-CORDERO; PONS; WISSE, 2008).

O ombro é formado por cinco principais articulações, a glenoumeral, a esternoclavicular, a acromioclavicular, a coracoclavicular, e a escapulotorácica. Dentre elas podemos dizer que a principal é a glenoumeral que corresponde a ligação entre a cavidade glenóide da escápula e cabeça esférica do úmero. Esta articulação pode ser aproximada por uma junta esférica, que lhe proporciona três graus de liberdade. Estes correspondem aos três principais movimentos do ombro: flexão/extensão, abdução/adução e rotação interna/externa. Estas estão ilustrada na figura 3.1.

O cotovelo é formado por três principais articulações: a úmero-ulnar, a úmero-radial e a rádio-ulnar proximal. Por fins de simplificação, consideraremos que o cotovelo só possui dois movimentos (graus de liberdade): Flexão/Extensão e Pronação/Supinação. O primeiro, por ser uma variação do angulo entre o antebraço e o braço, diminuindo com a flexão e aumentando com a extensão, é aproximada por uma junta de revolução. O segundo ocorre quando a cabeça do rádio gira contra a face lateral da extremidade proximal da ulna e o corpo do rádio cruza o da ulna, podendo ser aproximada também por uma junta de revolução (DANGELO; FATTINI, 2004). Ambos estão ilustrados na figura 3.2.

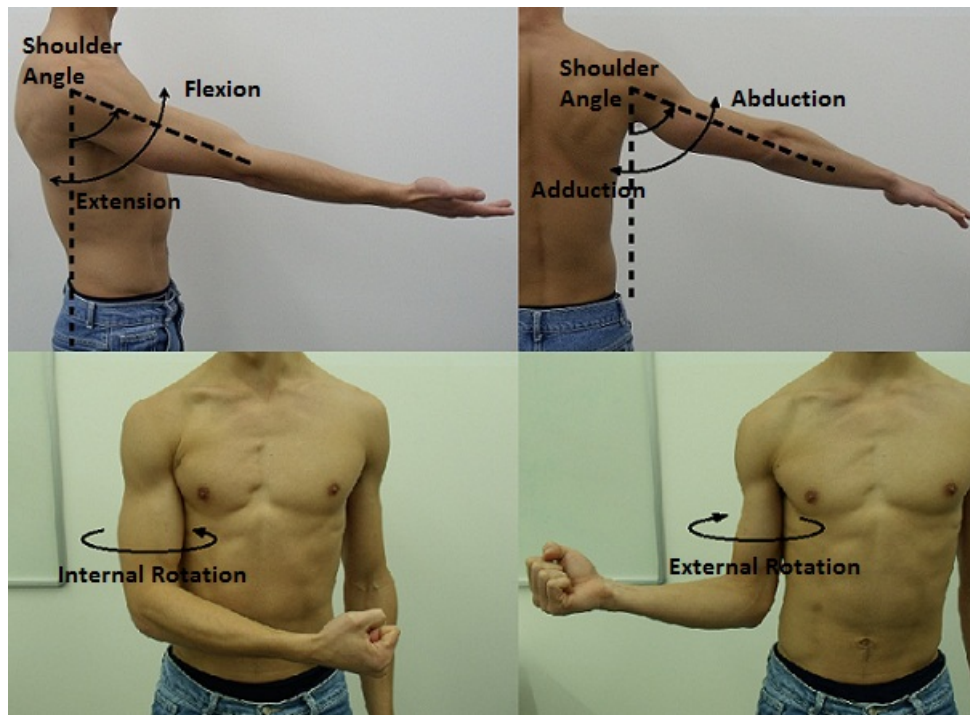


Figura 3.1: Movimentos da Articulação do Ombro. (Acima da esq. para a dir.)
Flexão/Extensão e Abdução/Adução. (Abaixo da esq. para a dir.)
Rotação Interna e Externa

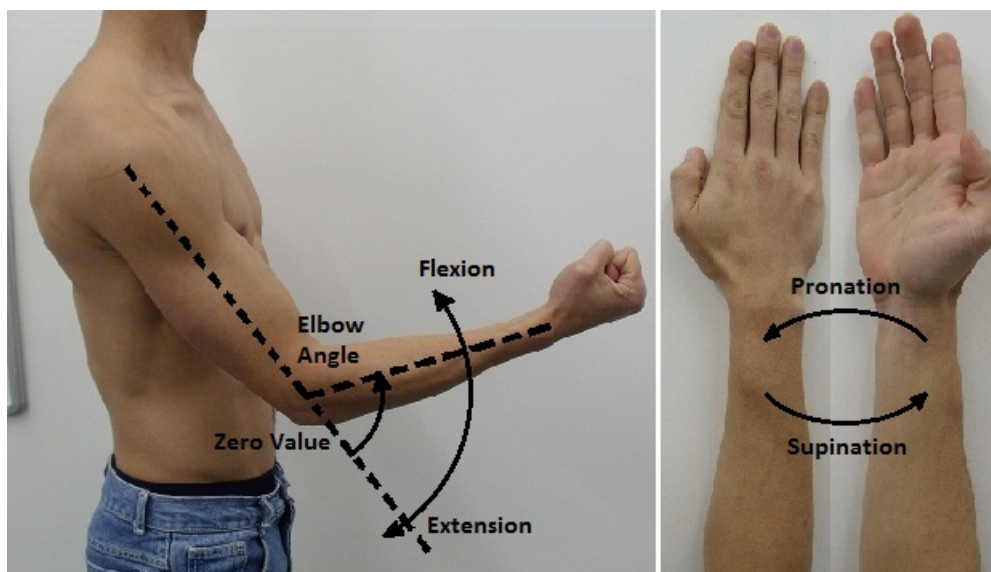


Figura 3.2: Movimentos da Articulação do Cotovelo. (Da esq. para a dir.)
Flexão/Extensão e Pronação/Supinação.

O pulso é uma articulação extremamente complexa, formada por duas fileiras de ossos cárpicos. Combina grande mobilidade com alta carga e pode ser considerada uma articulação com dois graus de liberdade, que lhe confere os movimentos de flexão/extensão e desvio radial/ulnar, representados na figura 3.3. A articulação do pulso pode ser aproximada como uma junta universal ou duas juntas de

revolução perpendiculares.

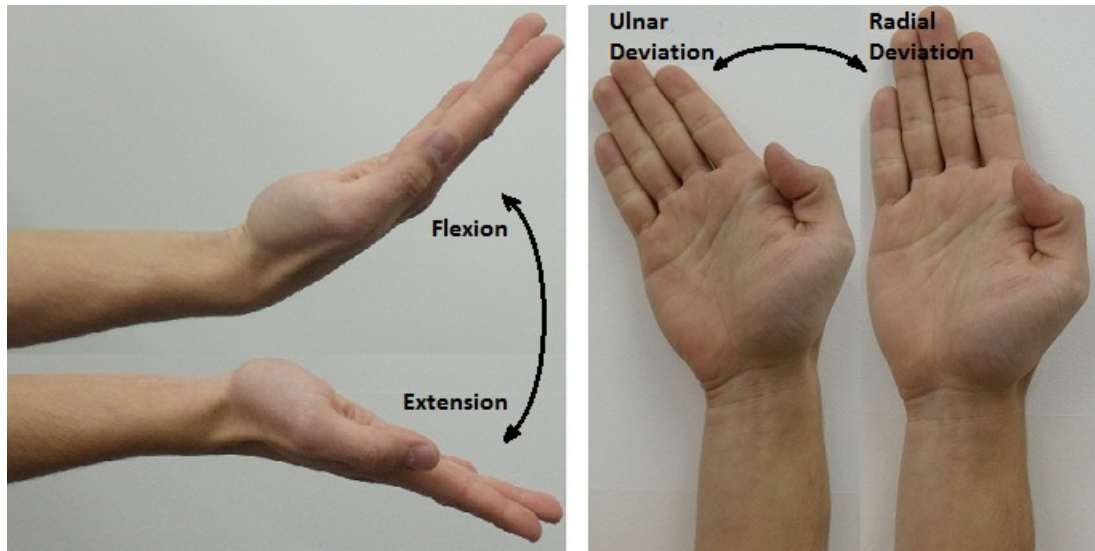


Figura 3.3: Movimentos da Articulação do Pulso. (Da esq. para a dir.) Flexão/Extensão e Desvio Radial/Ulnar.

Uma vez enunciado os movimentos das articulações do ombro, cotovelo e pulso, bem como as juntas robóticas básicas as quais cada grau de liberdade pode ser aproximado, o modelo biomecânico do membro superior humano representado pela figura 3.4 foi desenvolvido. Neste modelo, consideramos a mão como um único segmento para fins de simplificação.

Para estipular os sistemas de coordenadas de cada junta, a convenção de Denavit-Hartenberg (D-H) foi utilizada, seguindo os seguintes passos para sua determinação:

1. Estabelecer o sistema de coordenada base $OX_0Y_0Z_0$ com Z_0 no eixo do movimento da junta 1;
2. Estabelecer o eixo Z_i na direção do eixo de rotação da junta i ;
3. Estabelecer a origem do i -ésimo sistema de coordenadas na intersecção do Z_i com o Z_{i-1} ou, se eles são paralelos, na intersecção da normal comum para Z_i e Z_{i-1} e Z_i ;
4. Estabelecer o eixo X_i na direção e sentido $X_i = \pm(Z_{i-1} \times Z_i)/\|Z_{i-1} \times Z_i\|$ ou ao longo da normal comum entre Z_i e Z_{i-1} , caso estes sejam paralelos;
5. Estabelecer o eixo Y_i na direção e sentido $Y_i = +(Z_{i-1} \times X_i)/\|Z_{i-1} \times X_i\|$ para completar a sistema de coordenadas de mão direita;

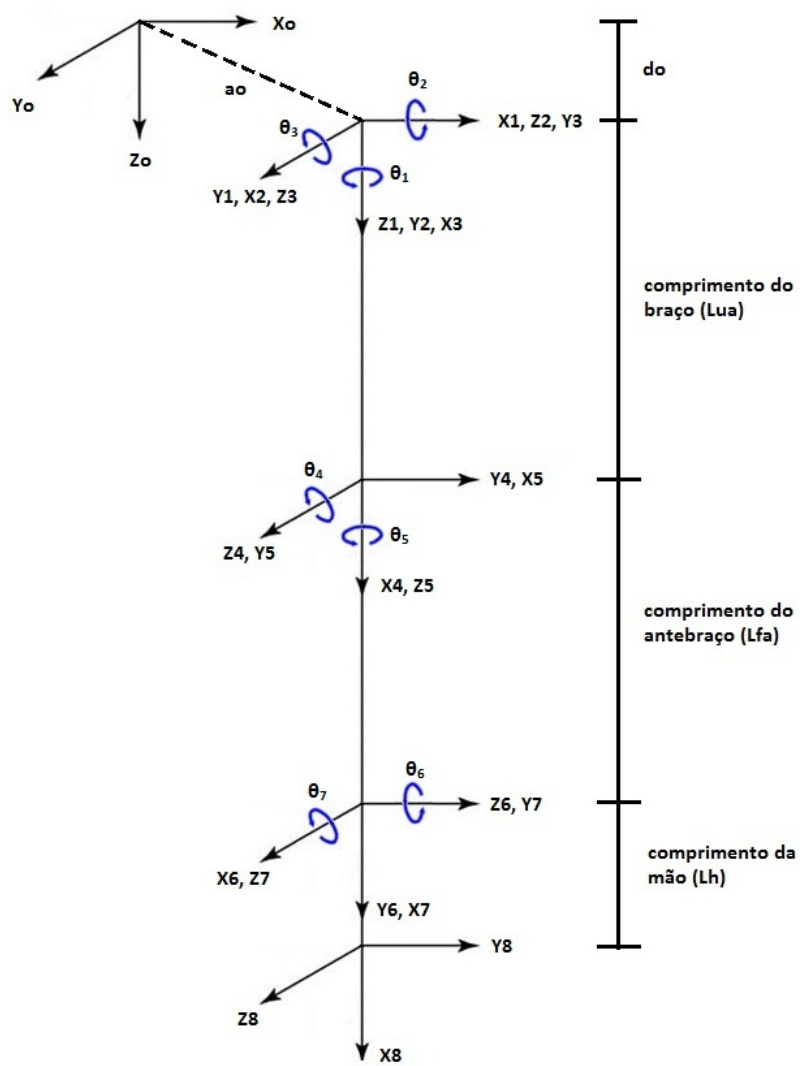


Figura 3.4: Modelo Biomecânico do Braço.

Após definido o modelo biomecânico, a tabela de valores dos parâmetros de D-H foi obtida (Tabela 3.1):

Tabela 3.1: Parâmetros de Denavit-Hartenberg.

Junta	i	α_i	a_i	d_i	θ_i	Movimento
base	$1_{(0-1)}$	0	a_0	d_0	0	-
ombro	$2_{(1-2)}$	90°	0	0	θ_1	Rotação Interna/Externa
ombro	$3_{(2-3)}$	90°	0	0	θ_2	Adução/Abdução
ombro	$4_{(3-4)}$	0	L_{ua}	0	θ_3	Flexão/Extensão
cotovelo	$5_{(4-5)}$	90°	0	0	θ_4	Flexão/Extensão
cotovelo	$6_{(5-6)}$	90°	0	0	θ_5	Pronação/Supinação
pulso	$7_{(6-7)}$	90°	0	L_{fa}	θ_6	Desvio Radial/Ulnar
pulso	$8_{(7-8)}$	0	L_h	0	θ_7	Flexão/Extensão

A forma geral da matriz de transformação utilizada na transformação de um sistema de coordenada i em $i-1$ é dada por:

$${}_{i-1}^iT = \begin{bmatrix} \cos\theta_i & -\cos\alpha_i\sin\theta_i & \sin\alpha_i\sin\theta_i & a_i\cos\theta_i \\ \sin\theta_i & \cos\alpha_i\cos\theta_i & -\sin\alpha_i\cos\theta_i & a_i\sin\theta_i \\ 0 & \sin\alpha_i & \cos\alpha_i & d_i \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (3.1)$$

Observa-se que os parâmetros de D-H são utilizadas na definição da matriz de transformação.

Para obter a matriz homogênea e, com isso, determinar a posição e orientação do efetuador final (no caso a mão) em relação ao sistema de coordenadas base, uma combinação entre as matrizes de transformação é feita, multiplicando-as da seguinte forma:

$${}^0_nT = {}^0_1T {}^1_2T \dots {}^{n-1}_nT \quad (3.2)$$

Neste projeto focamos somente no movimento de flexão e extensão do cotovelo, sendo que a determinação deste modelo teve o objetivo de somente consolidar nossos conhecimentos sobre os movimentos do membro superior humano, bem como, da convenção de Denavit-Hartenber, muito utilizados na análise cinemática de mecanismos robóticos.

4 PROTÓTIPOS

Conforme descrito na seção 2.4, ao menos dois ciclos completos de projeto deveriam ser executados nesse trabalho (i.e. projetar, construir e testar).

Este capítulo presta-se justamente a registrar tais ciclos. A seção 4.2 documenta a primeira ideia geral do mecanismo como um todo (ombro, cotovelo e punho), utilizada para aprofundamento prático das ferramentas necessárias ao projeto (*softwares* de CAD e de simulação). Ressaltamos que os resultados dessa iteração foram submetidos em forma de artigo ao Congresso Internacional de Engenharia Mecânica (COBEM).

Já as seções 4.3 e 4.4 exploram investigações de possíveis arquiteturas mecânicas específicas para a articulação do cotovelo que foram refutadas por não cumprirem os requisitos básicos do projeto. Estas, portanto, não geraram protótipos físicos.

Na seção 4.5, entretanto, é apresentada a solução efetivamente adotada para a construção do primeiro protótipo. Os testes realizados demonstraram os problemas básicos a serem superados pelo projeto final. Esse foi o primeiro ciclo completo do projeto.

4.1 Objetivos dos Protótipos

Alguns problemas enfrentados pelos pesquisadores de exoesqueleto já são bem conhecidos e publicados. Entretanto, a falta de experiência na área insere um abismo entre ler a respeito dos problemas e saber ponderá-los durante o projeto de um exoesqueleto.

Por causa disso, decidimos elaborar protótipos que nos fornecessem um *feeling* dessas questões, listadas a seguir:

- Importância dos pontos de fixação no corpo humano: onde temos maior sensibilidade e onde, maior limite à dor?

- Existe alguma solução para a fixação além do velcro?
- É possível inserir um grau de liberdade passivo própria fixação (e.g. permitindo seu deslizamento) para compensar desalinhamento entre o eixo da articulação humana e o eixo da articulação robótica?
- Como garantir um alinhamento mínimo entre esses eixos?
- Quais os efeitos adversos da fixação dar-se num tecido mole, tanto para o tecido quanto para o comportamento do exoesqueleto?
- Quais as implicações da topologia de controle do robô à sinergia entre homem e exoesqueleto? Por que um controlador PID não é suficiente?

4.2 Primeiro Protótipo

Este protótipo, considerado por nós como a primeira iteração de nosso projeto de conclusão de curso, foi desenvolvido no início do ano de 2011, logo após decidirmos nosso tema para projeto de conclusão de curso. É basicamente composto pelos elos e juntas de revolução de um mecanismo de cadeia cinemática de 10 graus de liberdade. A direção dos eixos de rotação das juntas são selecionadas de acordo com os movimentos independentes disponíveis no membro superior humano (FORNER-CORDERO et al., 2011).

Após o desenvolvimento desse projeto, tivemos a oportunidade de incluí-lo no artigo submetido pelos Professores Doutores Arturo Forner-Cordero e Tarcísio Hess Coelho ao COBEM, Congresso Internacional de Engenharia Mecânica. (Apêndice B)

O COBEM é o evento mais importante no campo da Engenharia Mecânica na América Latina, ocorrendo uma vez a cada dois anos desde 1971. Nomeado originalmente como Congresso Brasileiro de Engenharia Mecânica, alcançou prestígio internacional no ano de 2001, com o aumento no número de participantes internacionais (<http://www.abcm.org.br/cobem2009/>).

Neste subcapítulo, descreveremos com mais detalhes este nosso protótipo, fazendo uma descrição geral do mecanismo, a sua análise cinemática e descrevendo os resultados obtidos nas simulações.

4.2.1 Descrição

O subsistema mecânico consistia de um exoesqueleto de membro superior de 10 graus de liberdade. Porém, nesse protótipo somente três deles iriam ser atuados. Os outros sete seriam utilizados de modo a proporcionar ao usuário uma mobilidade adicional, não limitando assim qualquer movimento natural de seu membro superior. Além disso, os graus de liberdade estão distribuídos ao longo do exoesqueleto da seguinte forma: três no ombro, dois no cotovelo, dois no antebraço, dois no pulso e um para a mão. Na figura 4.1 podemos ver o modelo em CAD do exoesqueleto e seu diagrama cinemático.

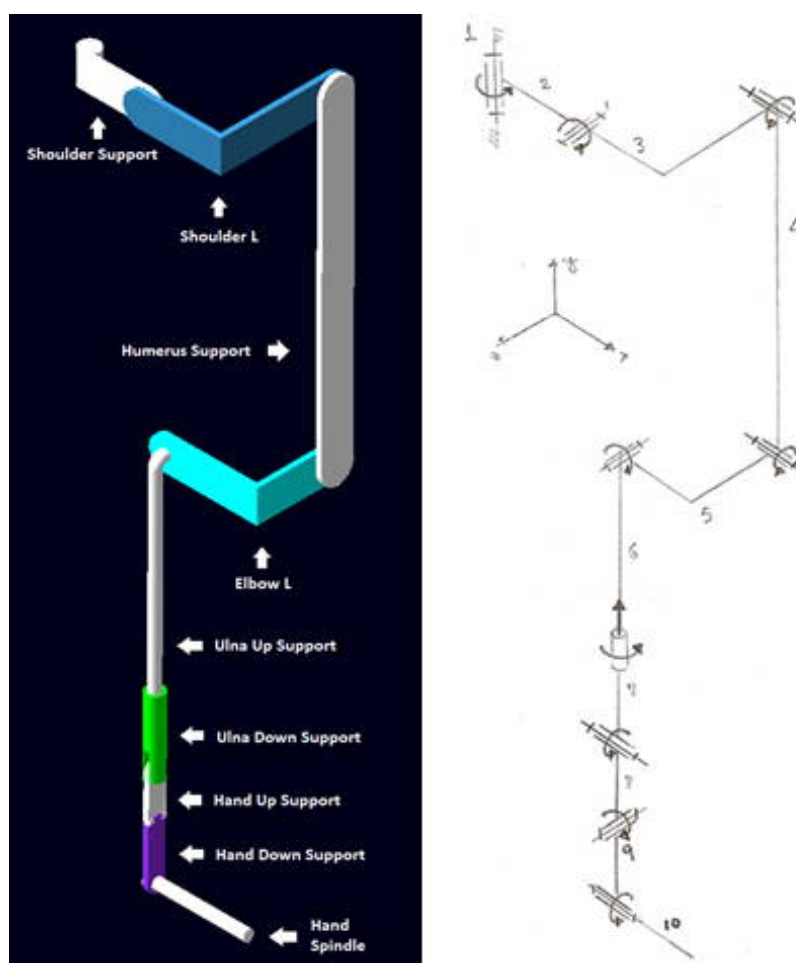


Figura 4.1: Modelo e Diagrama Cinemático - Projeto COBEM. (FORNER-CORDERO et al., 2011)

A junta de revolução do ombro seria acoplada em um colete vestido pelo usuário, na região do músculo trapézio do usuário de modo a minimizar limitações no movimento do ombro (FORNER-CORDERO et al., 2011), conforme pode ser observado na figura 4.2

Os dois graus de liberdade do antebraço (junta cilíndrica) foram adicionados a fim de evitar o escorregamento das fixações no antebraço no momento da flexão,

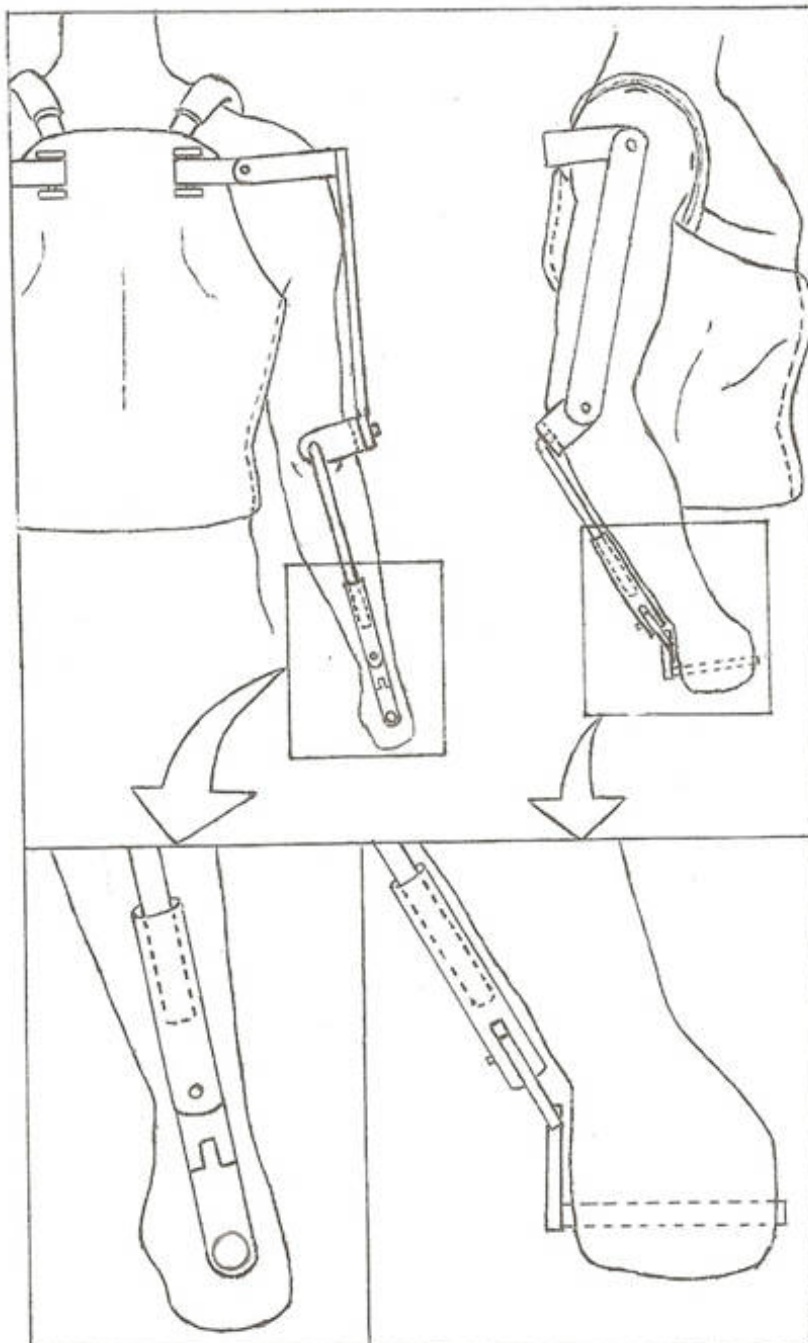


Figura 4.2: Desenho do Exoesqueleto - Projeto COBEM. (FORNER-CORDERO et al., 2011)

extensão, pronação e supinação, proporcionando ao usuário mais conforto durante o uso do exoesqueleto. Ainda com o intuito de proporcionar conforto ao usuário, um grau de liberdade na mão foi adicionado, de modo a possibilitar uma rotação do eixo do mecanismo a ser segurado pela mão (na figura 4.1 *Hand Spindle*), durante a flexão e extensão do cotovelo. Os três graus de liberdade atuados no exoesqueleto iriam proporcionar os movimentos de flexão e extensão do ombro, cotovelo e pulso.

4.2.2 Análise Cinemática

De modo a determinar as características cinemáticas do mecanismo como posição, velocidade e aceleração, fizemos uma análise cinemática do exoesqueleto. Os sistemas de coordenadas adotados podem ser observados na figura 4.3.

Podemos observar nesta figura que a convenção de Denavit-Hartenberg não foi adotada inicialmente, pois o número de graus de liberdade ainda não estava completamente definido. Porém, na análise cinemática de nosso protótipo final, essa convenção será certamente adotada uma vez que esta é largamente utilizada nos projetos de robôs e mecanismo complexos.

A partir desses sistemas de coordenadas, pudemos obter as seguintes matrizes de transformação:

$$\begin{aligned}
 {}^0_1T &= \begin{bmatrix} c_1 & 0 & s_1 & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ -s_1 & 0 & c_1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} & {}^1_2T &= \begin{bmatrix} c_2 & -s_2 & 0 & D_1 \\ s_2 & c_2 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & H_1 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \\
 {}^2_3T &= \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & D_2 \\ 0 & c_3 & -s_3 & 0 \\ 0 & s_3 & c_3 & -H_2 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} & {}^3_4T &= \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & c_4 & -s_4 & 0 \\ 0 & s_4 & c_4 & -H_3 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \\
 {}^4_5T &= \begin{bmatrix} c_5 & -s_5 & 0 & -D_4 \\ s_5 & c_5 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & -H_4 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} & {}^5_6T &= \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & -l \\ 0 & c_6 & -s_6 & 0 \\ 0 & s_6 & c_6 & -H_5 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}
 \end{aligned}$$

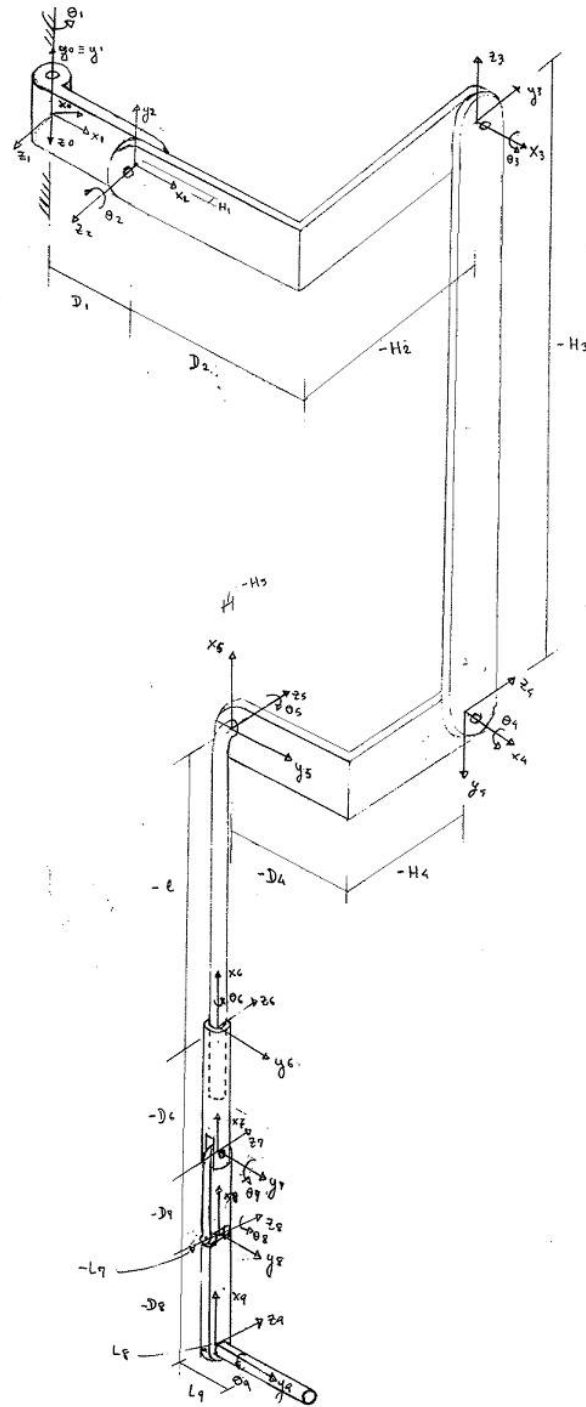


Figura 4.3: Representação do Exoesqueleto com os sistemas de coordenadas.

$$\begin{aligned}
{}^6_7T &= \begin{bmatrix} c_7 & 0 & s_7 & -D_6 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ -s_7 & 0 & c_7 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} & {}^7_8T &= \begin{bmatrix} c_8 & -s_8 & 0 & -D_7 \\ s_8 & c_8 & 0 & -L_7 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \\
{}^8_9T &= \begin{bmatrix} c_9 & 0 & s_9 & -D_8 \\ 0 & 1 & 0 & L_8 \\ -s_9 & 0 & c_9 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} & & (4.1)
\end{aligned}$$

Multiplicando todas essas matrizes, obtém-se a matriz 0_9T , que é a matriz de transformação de um ponto no mecanismo do sistema de coordenadas 9 para o 0. Essa matriz é útil quando queremos saber a posição de uma certa parte do mecanismo com relação ao sistema de coordenadas principal, ou seja, o sistema de coordenadas 0. Obtivemos a multiplicação dessas matrizes com o uso do software MATLAB. Porém, pelo tamanho exacerbado da matriz obtida, optamos por não incluí-la nesta monografia.

Derivando a matriz 0_9T , obtemos uma matriz que é utilizada para o cálculo da velocidade de um certo ponto do mecanismo. Derivando uma segunda vez esta matriz, uma matriz utilizada para o cálculo da aceleração de um ponto do mecanismo é obtida. Ambas essas matrizes também foram calculadas com o uso do software MATLAB. No entanto, por ser ainda maior que a matriz 0_9T , também deixamos de incluí-las nessa monografia.

4.2.3 Simulações

Para obter um modelo computacional deste nosso protótipo, fizemos uso inicialmente do software INVENTOR (Autodesk, Inc). No entanto, à medida que as simulações do comportamento do exoesqueleto se tornaram de extrema importância para o desenvolvimento do projeto, optamos por converter o modelo de modo a utilizá-lo no software de simulação ADAMS (MSC software, Corp). Com a utilização do modelo criado no software ADAMS, realizamos uma análise dinâmica do mecanismo, de maneira a averiguar os efeitos da inércia do exoesqueleto no movimento de flexão e extensão do cotovelo.

Na simulação, fixamos uma velocidade angular (60 ou 180 graus/s) com a qual o modelo do mecanismo deveria realizar o movimento e limitamos o intervalo de flexão/extensão em 135 graus. Além disso, aplicamos torques contrários ao

movimento do exoesqueleto, correspondendo à força muscular excêntrica do braço na qual, de acordo com a literatura, pode-se obter o maior torque exercido pelos músculos. Os resultados podem ser observados nas figuras 4.4 e 4.5 para flexão e extensão, respectivamente, com velocidade angular de 60 graus/s e nas figuras 4.6 e 4.7 para flexão e extensão, respectivamente, com velocidade angular de 180 graus/s (FORNER-CORDERO et al., 2011).

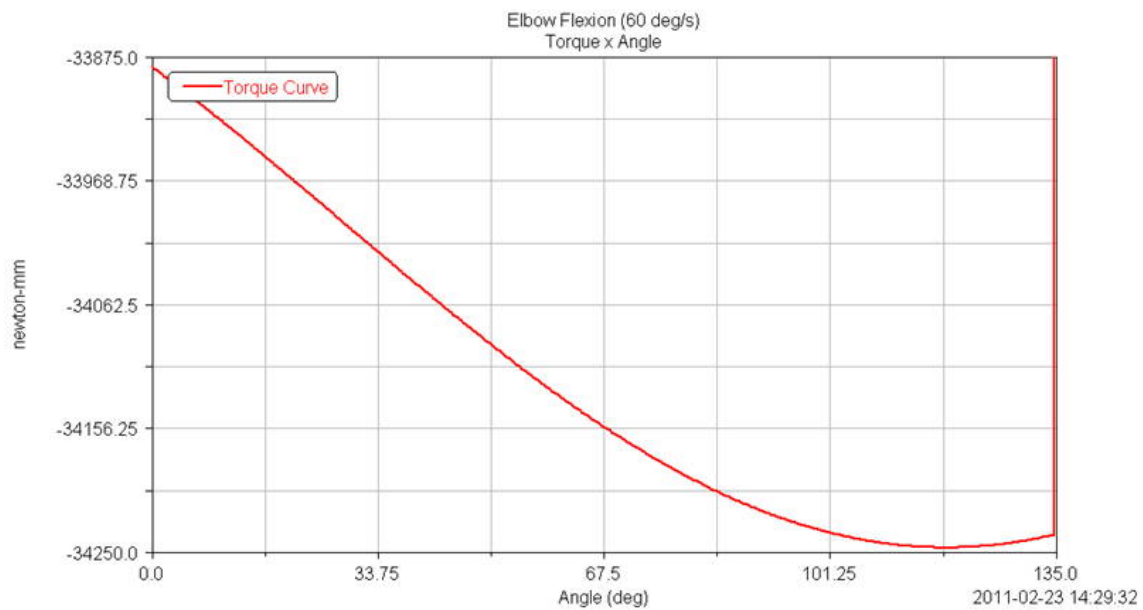


Figura 4.4: Torque de flexão do cotovelo em função do ângulo da articulação a 60 graus/s.(FORNER-CORDERO et al., 2011)

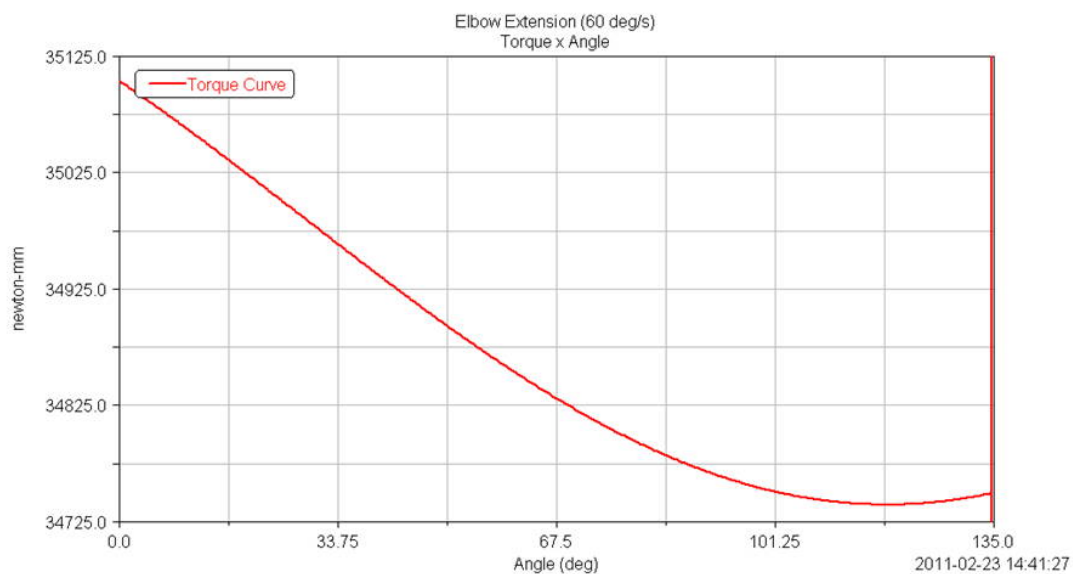


Figura 4.5: Torque de extensão do cotovelo em função do ângulo da articulação a 60 graus/s.(FORNER-CORDERO et al., 2011)

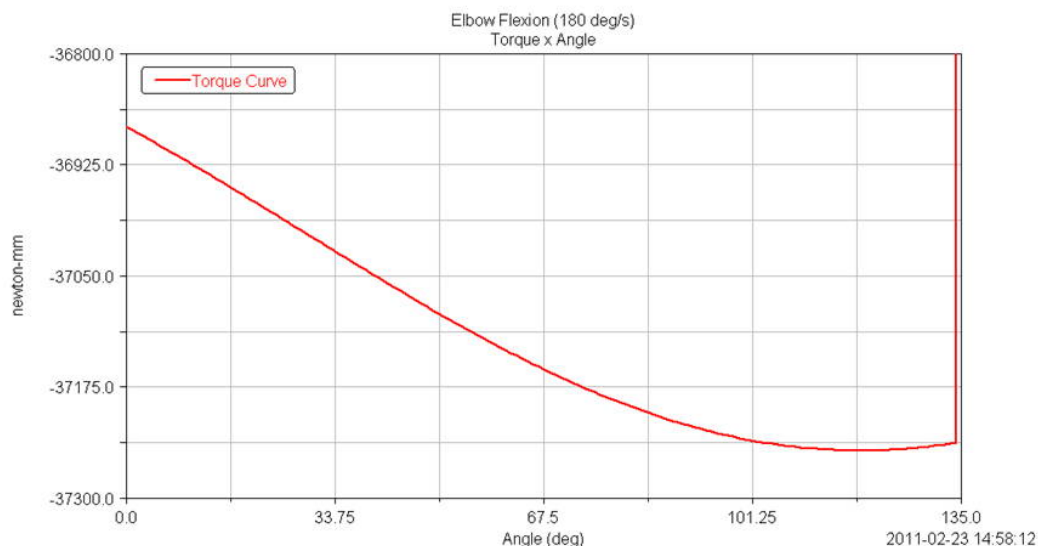


Figura 4.6: Torque de flexão do cotovelo em função do ângulo da articulação a 180 graus/s.(FORNER-CORDERO et al., 2011)

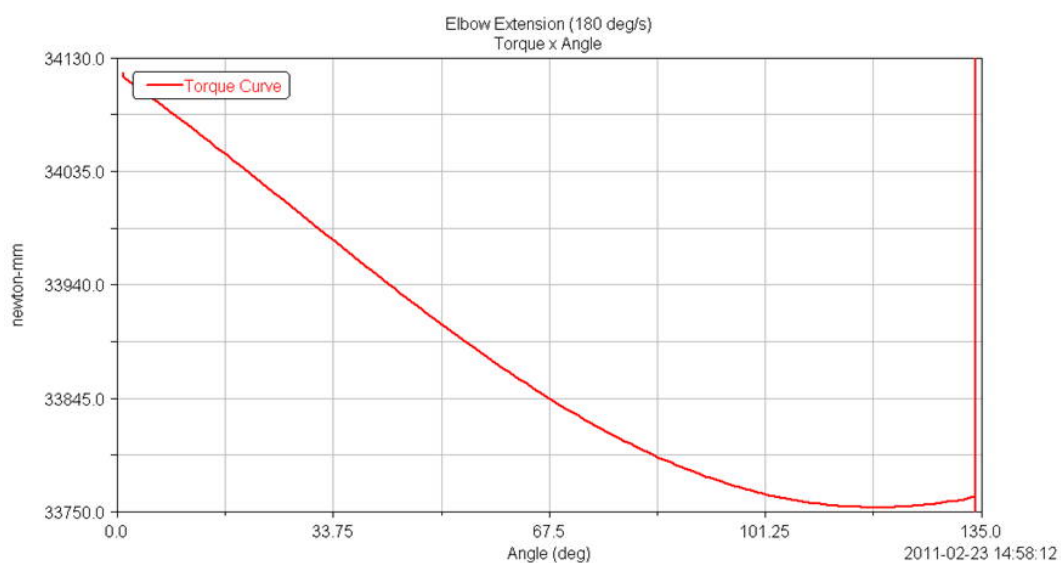


Figura 4.7: Torque de extensão do cotovelo em função do ângulo da articulação a 180 graus/s.(FORNER-CORDERO et al., 2011)

Os torque aplicados contra o movimento foram de 34 e 35Nm para flexão e extensão respectivamente a 60 graus por segundo, e 37 e 34Nm para a flexão e extensão a 180 graus por segundo. A obtenção desses valores de torque será detalhado no posteriormente.

Com a análise dos gráficos, concluímos que a inércia do mecanismo contribui com um aumento no torque exigido pelo motor em torno de 0,25Nm para a flexão, e 0,1Nm na extensão.

4.3 Transmissão por Fuso

Após o término do primeiro projeto teórico, apresentado na seção 4.2, iniciamos a fundamentação do nosso próximo ciclo de projeto focando, agora, somente na articulação do cotovelo.

A principal restrição para esse protótipo foi o custo financeiro, que deveria tender a zero. Dessa forma, qualquer solução proposta deveria ser exequível somente com os materiais existentes no Laboratório de Biomecatrônica, conforme a tabela 4.1.

Tabela 4.1: Materiais disponíveis para a construção do primeiro protótipo: restrições de projeto.

Material	Características
Placa de alumínio	Espessura de 5mm
Motor <i>brushless</i> da Faulhaber®	4490H024B – Velocidade angular de 9550 rpm
Redutor planetário da Faulhaber®	Série 44/1 com taxa de redução $r = 111 : 1$, já acoplada ao motor
<i>Driver</i> de controle Faulhaber®	MCBL2805
Fuso de rosca quadrada	100mm de comprimento útil com passo de 3mm

Devido ao comprimento do conjunto motor+reductor (183,2mm), optamos por posicioná-lo paralelo ao braço. Isso reduz o momento de inércia do mecanismo, mas exige uma transmissão entre o eixo motor e o eixo movido (perpendiculares entre si).

A figura 4.8 mostra um protótipo de transmissão por fuso que serviu de inspiração para esse projeto. No entanto, enquanto aquele não gozara de restrições e requisitos, este deveria cumprir uma movimentação desejada com as restrições impostas. Para possibilitar a construção do protótipo, era necessário descobrir quais variáveis de projeto influenciavam os ângulos máximo e mínimo e quais influíam na velocidade angular da articulação. Isso implicou na modelagem matemática do mecanismo, conforme descrito na seção seguinte.

Além disso, o mecanismo em madeira demonstrou a extrema rigidez da transmissão por fuso. Essa característica poderia ser contornada utilizando-se uma malha de controle que simulasse a rigidez desejada para a articulação.

Contudo, por questões de segurança, o usuário não pode ser privado de seus movimentos em alguma eventual falha do motor. Portanto, o exoesqueleto deve possuir *back-drivability* e esta deve ser garantida em nível mecânico.

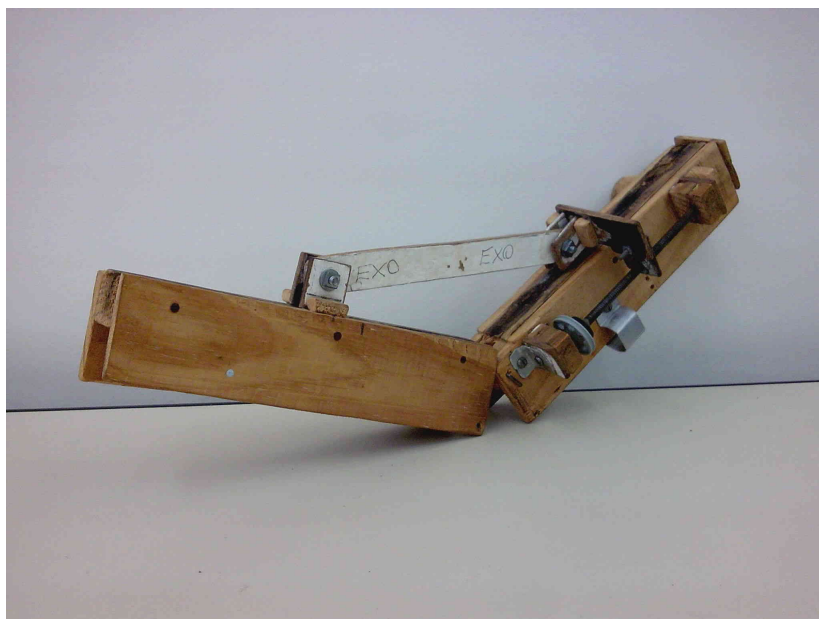


Figura 4.8: Protótipo de transmissão por fuso construído em 2002 pelo integrante Andrey Bugarin W. Miranda. O motor (retirado) era acoplado ao fuso através de polias e correia.

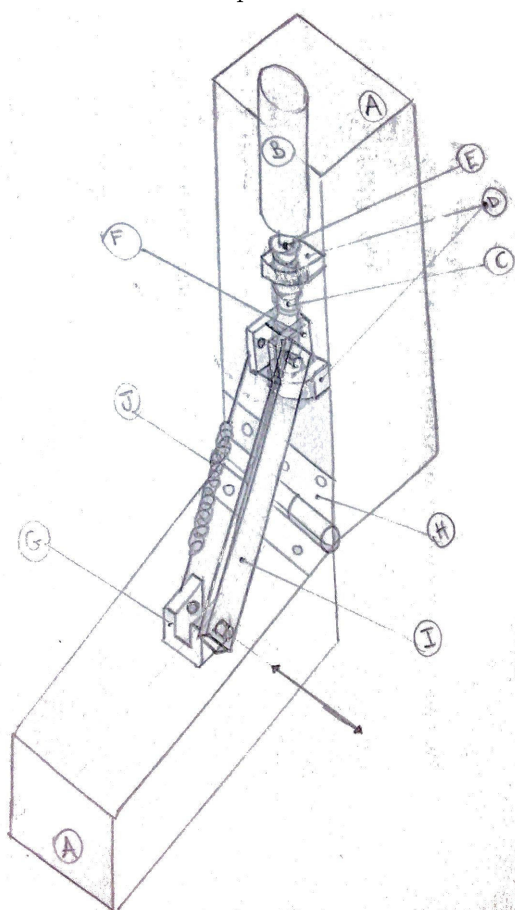


Figura 4.9: Ideia do conceito de transmissão por fuso com molas intercambiáveis para garantir a movimentação do usuário mesmo em caso de falha do motor: solução mecânica para a extrema rigidez da transmissão.

Inspirados pelo atuador elástico em série desenvolvido no *Massachusetts Institute of Technology* – MIT (WILLIAMSON, 1995) e estudado na Escola de Engenharia de São Carlos da Universidade de São Paulo (JARDIM, 2009), desenvolvemos o conceito ilustrado pelo rascunho da figura 4.9.

Nele, existem duas molas manualmente intercambiáveis. Se o motor falhar, troca-se da mola mais rígida (barra de transmissão) para a mola menos rígida e o usuário consegue movimentar-se sem precisar sustentar todo o peso do antebraço robótico.

4.3.1 Modelagem Aproximada

A solução proposta pode ser modelada como um mecanismo plano, conforme ilustrado na figura 4.10. Já a figura 4.11 mostra todas as variáveis geométricas de projeto para essa arquitetura. A barra e representa tanto a mola de alta rigidez quanto a mola de baixa rigidez.

O fuso é fixo na inervação a uma distância b da articulação do cotovelo; por outro lado, sua inervação no úmero robótico (r.úmero) é móvel. À medida que o motor gire o fuso, essa dita inervação translada ao longo do r.úmero, simulando a contração muscular humana e realizando a flexão/extensão do cotovelo (representada pelo ângulo θ).

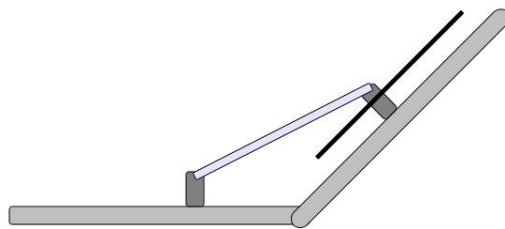


Figura 4.10: Mecanismo com transmissão por fuso proposto para a montagem do primeiro protótipo com os recursos já pré-existentis.

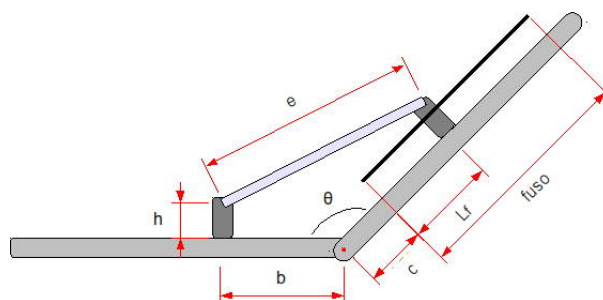


Figura 4.11: O mecanismo plano de transmissão por fuso com as variáveis de projeto cotadas. Essas variáveis são utilizadas na modelagem matemática do problema.

Supondo que conseguíssemos construir o mecanismo com a inervação a uma altura $h = 0$ do eixo dos ligamentos robóticos, seria possível simplificar o mecanismo a um simples triângulo. A figura 4.12 mostra um *zoom* nos elementos principais da transmissão e também sua simplificação.

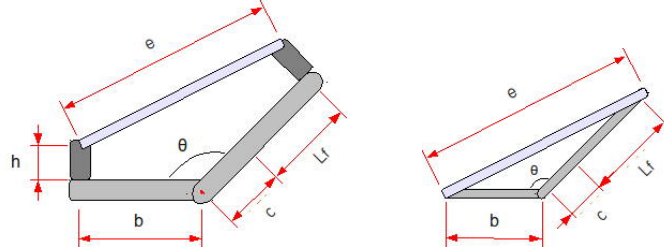


Figura 4.12: À direita, temos um *zoom* do mecanismo em uma configuração específica. À esquerda, a simplificação do mecanismo para uma modelagem matemática inicial, rápida e simplificada, mas que valde ou não a construção de um protótipo.

Temos, portanto, as variáveis geométricas de projeto listadas na tabela 4.2

Tabela 4.2: Variáveis geométricas do projeto de cotovelo com transmissão por fuso.

Variável	Descrição
b	inervação do músculo robótico (r.músculo) na ulna robótica (r.ulna)
c	posicionamento do fuso no r.úmero
l_f	inervação do r.músculo no r.úmero
e	comprimento do r.músculo
θ	ângulo de flexão/extensão do exoesqueleto

Utilizando a lei dos cossenos:

$$\cos(\theta) = \frac{b^2 + (c + l_f)^2 - e^2}{2b(c + l_f)} \quad (4.2)$$

Precisamos dimensionar b , c , e tal que $l_f \leq 100\text{mm}$ para $\theta \in [\pi/4, \pi]$, pois o comprimento do fuso é nossa restrição de projeto. Com esse equacionamento, temos três variáveis e apenas uma equação. Ao invés de realizarmos várias iterações buscando uma configuração razoável para posterior validação, optamos por utilizar uma abordagem mais sistemática.

Elencamos outro requisito de projeto importante para obtermos um protótipo útil: a velocidade angular do r.cotovelo $\dot{\theta} \approx 30^\circ/s$ (mínimo exigido pelo projeto mestre (seção 2)). A equação 4.3 expressa esse requisito em termos das variáveis do projeto. Teremos, com isso, três incógnitas e duas equações.

$$\dot{\theta} = \frac{\Delta\theta \cdot V_{fuso}}{\Delta l_f} \quad (4.3)$$

$$\Delta l_f = l_f^{max} - l_f^{min} \quad (4.4)$$

Onde V_{fuso} é a velocidade linear da castanha do fuso, $\Delta\theta$ é o percurso total da articulação e Δl_f é a variação de l_f para a variação angular correspondente (conforme equação 4.4). A velocidade linear do fuso é um dado de projeto, pois depende do passo do fuso, da velocidade do motor e da taxa de redução do redutor – todos elementos já definidos (vide tabela 4.1). A equação 4.5 demonstra esse cálculo.

$$V_{fuso} = \frac{\omega_{motor}}{60 \cdot r} \cdot passo \quad (4.5)$$

Substituindo os valores nas equações 4.5 e 4.3:

$$V_{fuso} = \frac{9550}{60 \cdot 111} \cdot 3 \rightarrow V_{fuso} \approx 4,5 \text{ [mm/s]}$$

$$l_f^{max} = \frac{135 \cdot 4,5}{30} \rightarrow l_f^{max} = 20,25 \text{ [mm]}$$

Portanto, podemos substituir esses valor na equação geral do mecanismo (4.2) para resumir nosso problema – ainda indefinido.

$$l_f = \begin{cases} 0 & \text{se } \theta = \pi \\ 20,25 & \text{se } \theta = \pi/4 \end{cases}$$

$$\cos(\pi) = \frac{b^2 + c^2 - e^2}{2bc}$$

$$e^2 = b^2 + 2bc + c^2$$

$$e^2 = (b + c)^2$$

$$\therefore e = b + c \quad (4.6)$$

Analogamente, para $\theta = \pi/4$, temos:

$$e^2 = b^2 - 28,6b + c^2 + 40,5c - \sqrt{2}bc + 410 \quad (4.7)$$

Analisando a equação 4.6 podemos perceber um fato curioso, **digno de futuras investigações**. Com $b \rightarrow 0$, temos que $c \rightarrow e$. Portanto, temos uma inervação próxima à articulação e outra bem distante dela, conforme ilustrado pela figura 4.13. Supondo um $\Delta\theta \approx 180^\circ$, é facilmente perceptível que $l_f \in [0, 2b]$. Ora, como $b \rightarrow 0$, l_f também será uma dimensão diminuta. Ou seja, um pequeno deslocamento linear gera um grande deslocamento angular! Imaginando que fosse a mola e a se contrair, observamos uma cinemática extremamente similar à escolhida pela Natureza para o corpo humano.

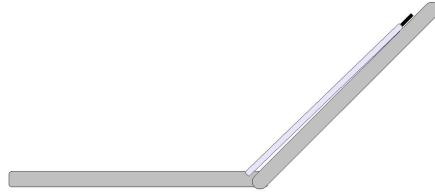


Figura 4.13: Com $b \rightarrow 0$ temos que $c \rightarrow e$ e $l_f \rightarrow 0$. Se a barra e fosse contrátil – ao invés de ter sua inervação no úmero robótico móvel – teríamos um comportamento similar à arquitetura músculo-esquelética humana.

Agora, substituindo a equação 4.6 na equação 4.7, obtemos a expressão 4.8.

$$b = \frac{l_f^2 + 2c \cdot l_f}{\sqrt{2}l_f + (2 + \sqrt{2})c} \quad (4.8)$$

Analisando a equação 4.8 no MatLab, percebemos que a variável b depende mais de l_f que de c : para $l_f = 40,5$ e $c \in [20, 20000]$ observa-se $b \in [25, 26]$. Portanto, utilizamos restrições construtivas para adotar $c = 150\text{mm}$. Com essa terceira equação, nosso sistema tornou-se determinando e pudemos calcular sua geometria. Os resultados são apresentados na tabela 4.3.

Tabela 4.3: Valores das variáveis de projeto para a transmissão por fuso.

Variável	Valor [mm]
b	12
c	150
l_f	20,25
e	162
θ	$30^\circ/\text{s}$

Observa-se que, apesar de dispormos de 100mm de fuso, utiliza-se apenas 20,25mm dele.

Para a configuração determinada, procedemos sua validação. Para tanto, utilizamos os seguintes parâmetros:

1. Esforços estruturais e
2. Facilidade construtiva.

Uma primeira aproximação a respeito dos esforços pode ser facilmente obtida considerando uma situação de equilíbrio conforme descrita na figura 4.14. Para simplicidade, pois queremos apenas uma ideia da ordem de grandeza dos esforços, vamos considerar apenas a parcela em y da força no r.músculo e . Equacionando os momentos atuantes:

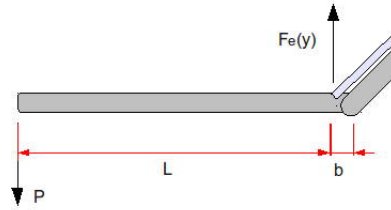


Figura 4.14: Análise de equilíbrio de momentos para validar ou refutar a solução proposta. Supõe-se que os esforços dinâmicos sejam muito menores que os esforços estáticos.

$$P \cdot L = F_e^y \cdot b$$

$$\therefore F_e^y = \frac{P \cdot L}{b} \quad (4.9)$$

Para $b = 12\text{mm}$ e $L = 300\text{mm}$ (dimensão aproximada do antebraço humano) e uma carga concentrada no efetuador, i.e. nas mãos do usuário, temos:

$$F_e^y = \frac{P \cdot 300}{12} \rightarrow F_e^y = 25 \cdot P \quad (4.10)$$

Portanto, na mola de alta rigidez (i.e. barra) e teríamos um esforço equivalente à carga levantada multiplicado por um fator de 25. O pior caso é quando $\theta = \pi$, pois a barra e está quase paralela à r.ulna e os esforços nela e na própria junta do r.cotovelo tornam-se extremos. Nesse caso, a altura h desconsiderada

na modelagem atuaria a favor do mecanismo, permitindo um braço de alavanca para a movimentação do sistema.

Podemos proceder ainda outra avaliação dos esforços estruturais partindo não da carga que deverá ser suportada pelo exoesqueleto (objetivando aumentar as capacidades humanas), mas partindo simplesmente do torque que deve ser aplicado ao cotovelo humano (objetivando imposição de movimento).

Nesse caso, segundo estudos realizados no Instituto Vita (ver capítulo 5 para mais detalhes), o exoesqueleto deveria ser capaz de aplicar 30Nm ao cotovelo humano. Portanto:

$$F_e^y \cdot b = 30$$

$$F_e^y = \frac{30}{12 \cdot 10^{-3}}$$

$$F_e^y = 2,5 \quad [\text{kN}]$$

Observando a folha de dados do motor disponível, temos que sua potência é $Pot = 200W$. Facilmente podemos estimar a força disponível na saída do fuso, através da equação 4.11.

$$Pot^{in} = Pot^{out}$$

$$Pot^{in} = F_{fuso} \cdot V_{fuso}$$

$$F_{fuso} = \frac{Pot^{in}}{V_{fuso}} \quad (4.11)$$

Substituindo $V_{fuso} = 4,5 \cdot 10^{-3}$, calculado anteriormente, obtemos a força máxima aplicada pelo motor:

$$F_{fuso} = \frac{200}{4,5 \cdot 10^{-3}} \rightarrow F_{fuso} = 44 \quad [\text{kN}]$$

Mesmo no pior caso, se o mecanismo possuir um braço de alavanca igual a $b = 12\text{mm}$ é possível movimentar cargas de até 170 kg a 30°/s no punho do usuário do exoesqueleto.

O elemento crítico seria o fuso, pois todos esses esforços são transmitidos

pelo seu engrenamento. Em uma rápida busca em catálogos, há fusos de esferas recirculantes capazes de suportar os esforços. É preciso pesquisar se o tamanho e a massa deles satisfazem os requisitos de projeto. Isso não foi feito porque uma restrição construtiva inviabilizou a solução proposta, conforme descrito na seção seguinte.

4.3.2 Solução Rejeitada

Apesar de a validação por esforços caminhar para um resultado positivo, a avaliação por facilidade construtiva tomou o sentido oposto. O valor de b calculado corresponde à distância entre o **eixo de rotação** do r.cotovelo e a inervação do r.músculo.

Avaliando o protótipo de madeira, percebemos que a distância b é muito próxima da distância entre o eixo de rotação a superfície do mecanismo. Baseado nessa análise e somando a ela o fato de a velocidade máxima do protótipo ser a velocidade mínima requerida pelo projeto mestre, julgamos que a solução é extremamente difícil de ser construída. Se desejássemos aumentar o leque de velocidade angular, precisaríamos de um $b = 3,95$ para $\dot{\theta} = 90^\circ/s$ (equação 4.3 e 4.8). Isso seria o diâmetro de qualquer pino que se utilizasse para prender a barra e à r.ulna.

Ante essa conclusão, vislumbramos duas opções: buscar uma solução inovadora para a mesma topologia ou desenvolver uma solução com outra topologia. Porque inovar utilizando o fuso demandaria um nível de especialização e otimização além do tempo disponível para a fase de protótipos, optamos pela busca de novas topologias acreditando ser essa a escolha de mais rápida convergência.

Mesmo assim, salientamos que a rejeição da arquitetura com um fuso para a transmissão deu-se principalmente pelas restrições de projeto (tabela 4.1) e não por inviabilidade teórica. Isto é, esse estudo deixa três perguntas a serem pesquisadas:

1. Os esforços solicitantes são impeditivos para a construção do protótipo?
2. E se substituíssemos o mecanismo atuador+transmissão (fuso) por um atuador elástico em série tal qual proposto pelo MIT?
3. Seria possível construir atuadores elástico em série miniaturizados, simulando um músculo, e usar diversos deles em paralelo para distribuir melhor os esforços, tal qua acontece no corpo humano (bioinspiração)?

4.4 Transmissão por Caixa Angular

Uma vez que a intenção do protótipo era de criar um exoesqueleto simples, de um grau de liberdade atuado na articulação do cotovelo, a transmissão angular a ser escolhida deveria suportar um torque de 20 a 60Nm, que foi o intervalo de torque requisitado por esta articulação. As dimensões da mesma deveriam ser tais que não se excedessem muito ao diâmetro do motor, e, dado que o motor já possui um peso elevado, seu peso também deveria ser o mínimo possível.

4.4.1 Modelagem

Devido ao comprimento e peso elevado do motor, de aproximadamente 210 mm e 1,5 kg respectivamente, a proposta desse protótipo era de acoplar o motor paralelamente a estrutura do exoesqueleto e fazer uma mudança do eixo de rotação de 90 graus a partir de transmissões angulares (*gearboxes*). Estas são caixas de transmissão que possuem engrenagens cônicas em seu interior, as quais proporcionam a mudança de eixo de rotação de 90 graus, bem como redução na rotação com consequente aumento do torque de saída.

Para obter tal caixa de transmissão, recebemos no Laboratório de Biomecatrônica um representante da empresa importadora Kaishin, o qual nos forneceu um catálogo de uma empresa japonesa com a qual trabalham, a KHK. Esta é uma empresa produtora de engrenagens em geral, assim como caixas de transmissões produzidas com suas engrenagens.

4.4.2 Características Físicas

Uma vez que a intenção do protótipo era de criar um exoesqueleto simples, de um grau de liberdade atuado na articulação do cotovelo, a transmissão angular a ser escolhida deveria suportar um torque de 20 a 60Nm, que foi o intervalo de torque requisitado por esta articulação. As dimensões da mesma deveriam ser tais que não se excedessem muito ao diâmetro do motor, e, dado que o motor já possui um peso elevado, seu peso também deveria ser o mínimo possível.

4.4.3 Solução Rejeitada

Após analisar as transmissões angulares disponíveis no catálogo da KHK e fazer uma busca em outras empresas, optamos por rejeitar essa proposta dado que não encontramos nenhuma transmissão que se adequasse ao torque, tamanho e peso

exigidos.

A fim de exemplificar esse problema, vamos analisar a transmissão KBX-202L do catálogo da KHK (vide figura 4.15). Esta possui o maior torque admissível disponível no catálogo, com valor de 19,8Nm a 50 rpm, o qual já está fora do intervalo exigido (de 20 a 60Nm). Supondo que este estivesse dentro do intervalo, vamos analisar suas dimensões. Sem considerar os eixos, a transmissão possui 126mm de largura ($G/2 + A$), 166mm de comprimento (J) e 76mm de altura (I), dimensões muito além da do diâmetro do motor. Além disso, seu peso é de 3,1 kg, duas vezes o peso do motor. Com todos esses dados, concluimos que uma outra solução deveria ser encontrada para nosso projeto.

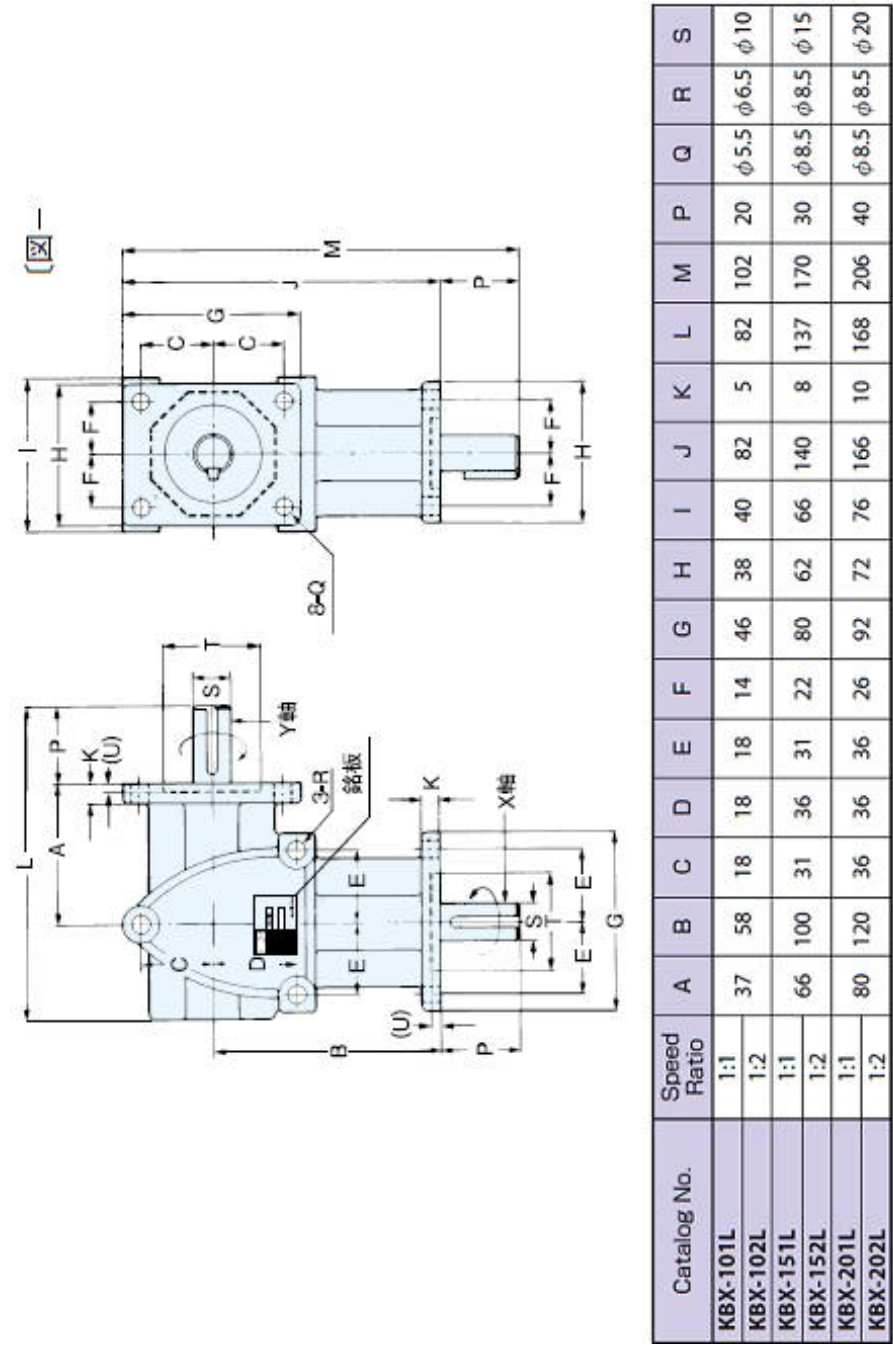


Figura 4.15: Desenho técnico, foto e tabela de dimensões em mm da transmissão angular KBX-202L - Retirado do catálogo da KHK 3010 vol.1

4.5 Acoplamento Direto

A proposta deste protótipo era de construir um mecanismo o mais rápido possível, não se importando com detalhes como design, conforto ou resistência dos materiais. A intuito era ter um primeiro contato com o exoesqueleto de maneira a poder avaliar mais rapidamente as suas dificuldades, limitações e possíveis desconfortos ao vesti-lo, o qual não poderíamos avaliar somente com modelagem 3D

ou esboços em um papel.

No desenvolvimento desse protótipo, só nos importamos com a segurança do mesmo, prezando pela criação de mecanismos que impedissem movimentos do exoesqueleto que pudessem lesionar o usuário.

4.5.1 Modelagem

Antes de modelar o mecanismo, verificamos os materiais disponíveis para a construção do mesmo, de modo a não haver uma perda de tempo na busca dos materiais a serem utilizados. Com isso, verificamos que possuíamos chapas de alumínio de 5mm de espessura e uma peça de cloreto de polivinila (PVC) de perfil circular com 36mm de diâmetro, materiais os quais foram utilizados nesse protótipo.

Após essa verificação, desenvolvemos o protótipo representado na figura 4.16. O mecanismo é composto por 3 peças, uma para a fixação na porção superior do braço, outra para a fixação no antebraço e uma última para fazer o acoplamento entre essas duas peças. Esta última peça chamaremos de bucha.

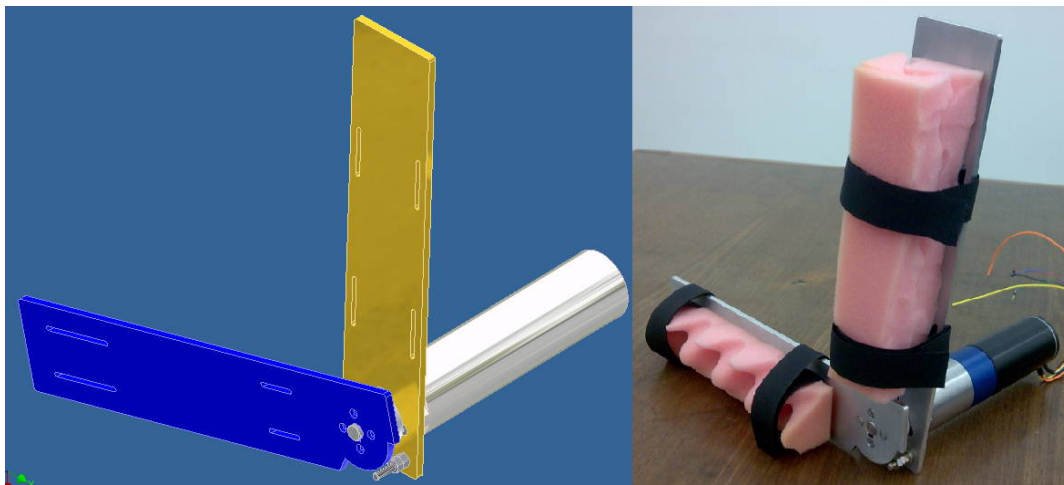


Figura 4.16: Modelo do protótipo do acoplamento direto em CAD e sua respectiva construção física.

A peça para fixação na porção superior do braço é uma peça retangular, de 60mm de largura e 300mm de comprimento que foi construída com a chapa de alumínio mencionada anteriormente. Possui furos escareados para a fixação do motor, um furo maior de 28mm para a passagem de um ressalto do motor e um furo em uma das extremidades para a passagem de um parafuso M5 utilizado como mecanismo de segurança, o qual explicaremos no item 4.5.3. Esta peça ainda possui furos oblongos para a passagem dos velcros de fixação. (Figura 4.17)

A peça para fixação do antebraço também é uma peça retangular de 60mm

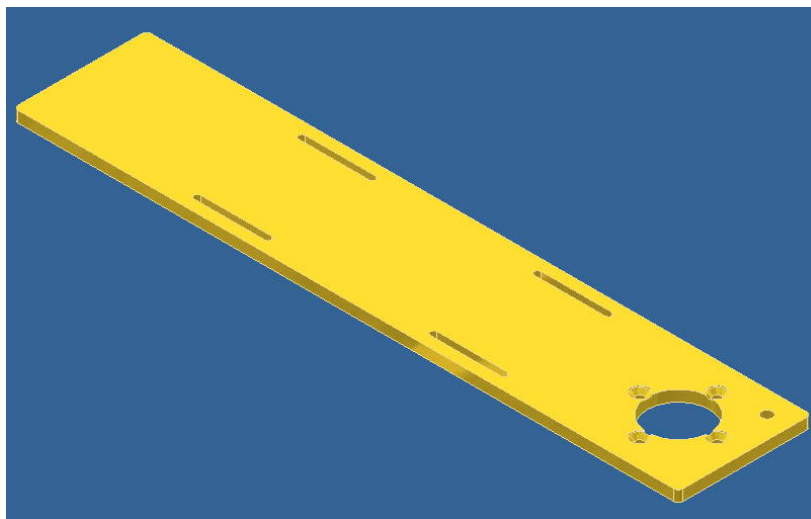


Figura 4.17: Modelo da peça a ser fixada na porção superior do braço.

de largura e 300mm de comprimento, e também foi construída a partir da chapa de alumínio disponível na oficina. Possui furos escareados para fixação na bucha, a qual gira solidária ao eixo do motor. Possui também um furo de 10mm para a passagem do eixo do motor. Assim como a peça da porção superior do braço, possui furos oblongos para a passagem dos velcros de fixação. Por último, possui um corte semi-circular em uma de suas extremidades, para servir como mecanismo de segurança explicitados no item 4.5.3.(Figura 4.18)

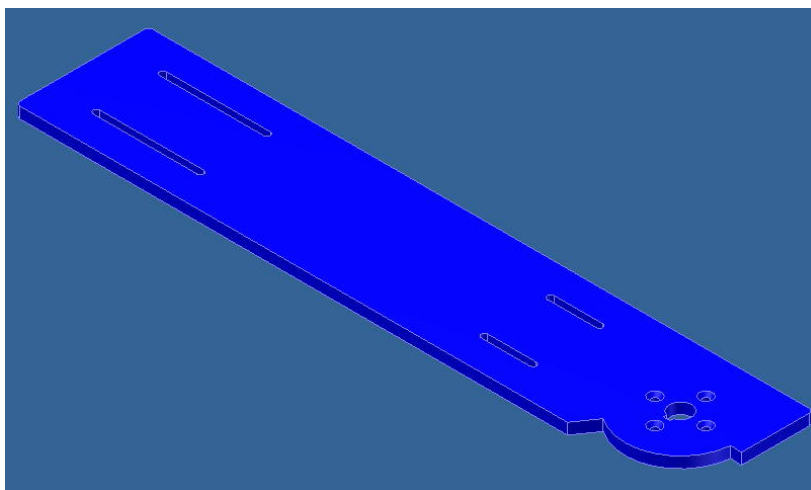


Figura 4.18: Modelo da peça a ser fixada no antebraço.

A bucha é uma peça de perfil circular com 36mm de diâmetro feita com o material de PVC disponível na oficina. Possui um furo central com rasgo de chaveta para a passagem do eixo do motor, e furos para a inserção de parafusos de rosca soberba, que são utilizados na fixação da bucha na peça a ser acoplada no antebraço.(Figura 4.19)

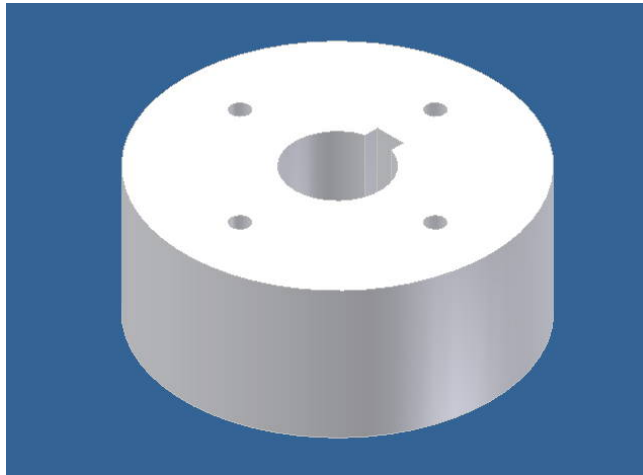


Figura 4.19: Modelo da Bucha

4.5.2 Projeto Mecânico

Tanto a peça para a fixação da porção superior do braço quanto a peça para a fixação do antebraço foram dimensionadas para serem retangulares e de dimensões iguais para facilitar a construção do mecanismo. Variações nas distâncias laterais entre os furos oblongos foram feitas de modo a verificar a influência do ângulo de abraçamento da fixação no braço do usuário.

Na peça para a fixação no antebraço, furos oblongos com comprimentos maiores foram feitos para permitir o deslizamento da fixação no mecanismo, simulando uma junta passiva de deslocamento linear, de maneira a estudar a necessidade ou não de uma junta desse tipo nesse local.

A bucha possui três principais funções no mecanismo. A primeira delas é diminuir o atrito entre as peças, diminuindo a área de contato entre elas, sendo reduzida a somente o diâmetro da bucha. A segunda função é de espaçar uma peça da outra, a fim de que o eixo do motor não transpasse a superfície externa a peça do antebraço, que estará em contato com a pele do usuário. A última e mais importante função da bucha é de transmitir o torque do eixo do motor à peça do antebraço.

O motor, fixado na peça para a fixação na porção superior do braço, tem seu eixo posicionado coincidentemente ao eixo de rotação do cotovelo, ajustado ao vestir o mecanismo.

O mecanismo de segurança (figuras 4.20 e 4.21) consiste em um parafuso, fixo por porcas no furo da peça da porção superior do braço, que limita o movimento de rotação da peça do antebraço com relação a porção superior do braço a medida que é bloqueado por batentes, estes construídos na peça do antebraço a partir

do rasgo semi-circular mencionado anteriormente. Esse mecanismo de segurança limita a rotação em 120 graus, mais que suficiente para evitar uma hiperextensão ou contração excessiva do braço.

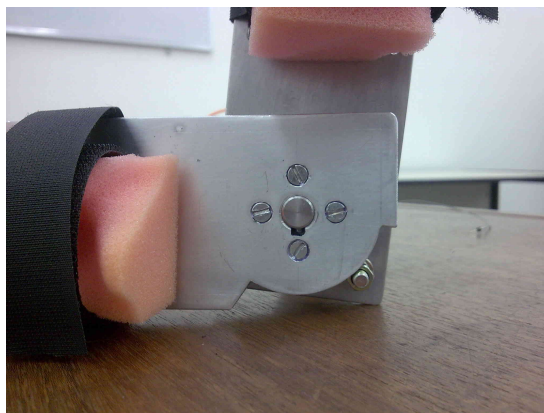


Figura 4.20: Segurança mecânica para evitar lesões ao cotovelo do usuário. Limite máximo de movimentação angular em 120°.

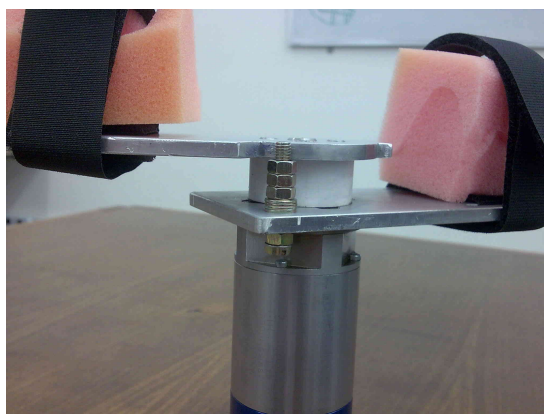


Figura 4.21: Detalhe da trava de segurança. Parafuso reforçado com porcas em toda sua extensão para aumentar a resistência à flexão.

4.5.3 Controle

Qualquer malha de controle para o exoesqueleto esbarra no *loop* de mais baixo nível da planta: o controle do motor. E para isso, possuímos o *driver* **MCBL2805** da própria Faulhaber®.

4.5.3.1 *Loop* de baixo nível

Fizemos um estudo sobre o *driver* de controle em questão para utilizá-lo. A grande facilidade dele é sua interface serial RS-232. Através dela, é possível obter inúmeras informações, enviar parâmetros de controle e também gravar uma

sequência de operação para o motor. Suas características mais importantes são expressas na tabela 4.4.

Tabela 4.4: Características mais relevantes para o projeto sobre o *driver* utilizado para controlar o motor.

Grandeza	Valor
Tensão de alimentação	12V a 28V
Corrente máx. em modo contínuo	5A
Comando analógico de velocidade	$\pm 10V$
EEPROM	8kB
<i>Baud-rate</i>	Configurável
Opções de controle	Velocidade e posição
Limites de movimentação	Configurável

Além disso, o *driver* possui uma tabela interna com as características dos motores passíveis de serem controlador por ele. Infelizmente, o motor 4490H024B não consta nessa relação. Pesquisando no site da Faulhaber qual *driver* seria compatível com esse motor, encontramos o MCBL3003 – que é da mesma família do MCBL2805.

Concluimos que a discrepância seria mera configuração dos parâmetros e limites elétricos. Dentre os motores disponíveis na memória do MCBL2805, escolhemos aquele com características mais próximas das do motor utilizado. A tabela 4.5 mostra essa o comparativo entre os motores.

Tabela 4.5: Comparação entre o motor utilizado e o motor para o qual o *driver* foi projetado.

Parâmetro	3564K024BK1155	4490H024BK1111
K_m (constante de torque)	20,12	23,83
K_n (constante de velocidade)	475	401
R (resistência)	1,2	0,237
I (constante de integração)	8	8
P (constante proporcional)	20	40

Percebemos que as maiores discrepâncias ocorrem para a resistência e para a constante proporcional. Segundo o manual, o *driver* utiliza um modelo térmico do motor para estabelecer limites de operação e controlador PI como topologia de controle. Visto que através da comunicação serial é possível alterar a constante proporcional, optamos por fazê-lo e utilizar *driver* MCBL2805 adaptado ao nosso motor. Os cuidados necessários para isso são:

- Não exceder a corrente limite do equipamento;
- Não exceder a temperatura limite de operação do motor;

- Não esperar um controle preciso e acurado.

Tomadas as precauções iniciais e efetuado as ligações elétricas conforme o manual (ver figura 4.22), partimos para o controle do motor. O controle de velocidade pode ser efetuado através de uma entrada analógica que serve como *set-point* da grandeza ou por comando serial. Optamos por esta inicialmente.

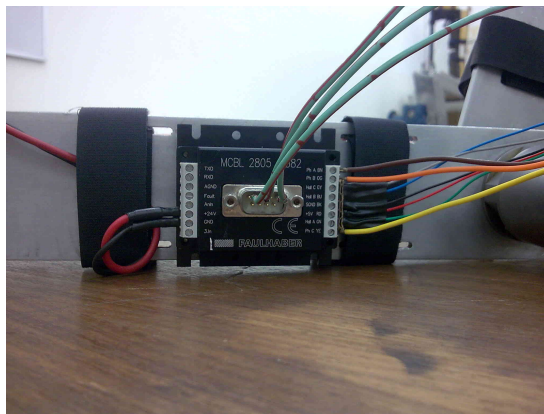


Figura 4.22: Controlador do motor com todas suas conexões elétricas, já embarcado no exoesqueleto.

O controlador possui uma tabela de comandos via comunicação serial muito similar a comandos Assembly de microcontroladores. Além disso, é possível montar um *firmware* (programa embarcado), salvá-lo na EEPROM e fazer o *driver* executá-lo sempre que ligado. Extremamente útil para automação, aproveitamos essa facilidade para simular um movimento cíclico de extensão e flexão no exoesqueleto. O código a seguir representa esse controle:

```

PROGSEQ ;indica início do programa

SOR0    ;driver opera via serial

A1      ;label da linha
SP 1000 ;define velocidade de flexao
LA 500  ;define posicao absoluta
M       ;move motor para a posicao carregada
NP      ;espera motor atingir a posicao
SP 2000 ;define velocidade de extensao
LA 26000 ;define posicao absoluta
M       ;move motor para a posicao carregada
NP      ;espera motor atingir a posicao
JMP1    ;salta para a linha A1

END      ;fim do programa

```

Inicialmente, verificamos o funcionamento do exoesqueleto em vazio (figura 4.23), i.e. sem ninguém o vestindo.

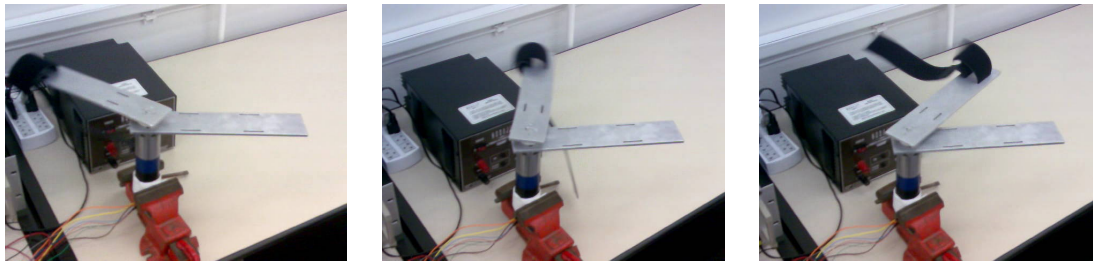


Figura 4.23: O *firmware* gravado faz o exoesqueleto percorrer uma trajetória senoidal, como se fosse um pêndulo oscilando. A sequência corresponde à flexão do exoesqueleto, sendo que a extensão ocorre da mesma forma com a inversão do sentido de rotação.

Após nos certificarmos de sua correta resposta, realizamos o teste mais esperado de todos: vestir o exoesqueleto atuado. A figura 4.24 ilustra a mesma sequência testada anteriormente.

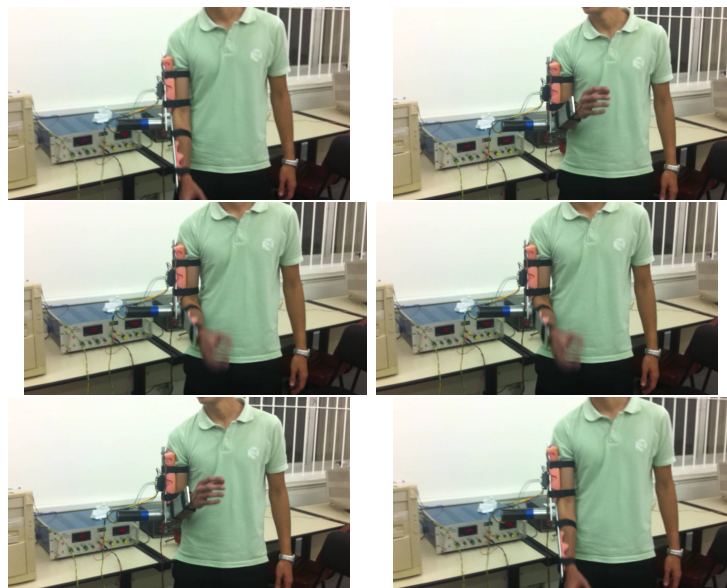


Figura 4.24: Esse teste foi realizado com o mesmo movimento cíclico anterior, agora com um usuário. Entretanto, limitamos a potência do motor de modo a garantir um efeito de *back-drivability* a favor da segurança do operador. A sequência de leitura é de cima para baixo, da esquerda para a direita.

Porém, como dito anteriormente, a opção de gravar um programa no controlador é extremamente útil para automação. Entrementes, para as tarefas desempenhadas por exoesqueleto é necessário que exista uma realimentação de força, posição e velocidade para que a sinergia entre exoesqueleto e homem seja a mais natural possível.

4.5.3.2 Loop de alto nível

A primeira arquitetura para controle a nível de *hardware* adotada pelo Laboratório de Biomecatrônica da EPUSP é uma placa de aquisição de dados da empresa Diamond Systems acoplada a um PC/104. A tabela 4.6 resume as características dos equipamentos utilizados:

Tabela 4.6: Resumo das características dos equipamentos utilizados para o o *loop* de controle de alto nível.

Equipamento	Modelo
Computador embarcado	PC/104
Placa de aquisição de dados	Diamond-MM-16-AT
Computador desktop	Intel Pentium 4

Com o PC/104 podemos rodar uma malha de controle elaborada em Simulink, acessando informações da planta e enviando-lhe sinais de controle através da placa da Diamond. Utilizando um computador com o MatLab instalado, mais os pacotes Simulink e xPCTarget, temos um *workstation* montado e preparado para testarmos as mais diversas topologias de controle rapidamente (figura 4.25).

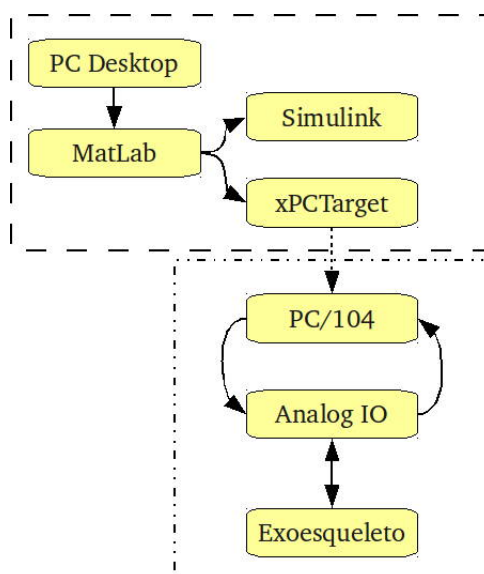


Figura 4.25: Topologia da estação de trabalho utilizada para o desenvolvimento da malha de controle de alto nível. O conjunto debaixo pode funcionar de maneira independente após terminado o desenvolvimento do controle.

O desenvolvimento de um *hardware* dedicado e, assim, mais eficiente para o exoesqueleto está sendo desenvolvido pelo aluno de mestrado Luis Filipe Rossi, do departamento de Engenharia Elétrica. Portanto, a estação de trabalho de prototipagem rápida é mais que suficiente para as necessidades do projeto em seu estágio atual.

Para realizar uma malha de controle mais interessante do que o próprio *driver* do motor oferece, é preciso instrumentar a planta. Novamente, seguindo a filosofia de desenvolvimento que valoriza o número máximo possível de iterações entre o problema e a implementação de suas soluções, optamos pela instrumentação mais simples e rápida que dispúnhamos.

Como sensor, utilizamos um *shunt* (resistor de baixa resistência e alta potência) para medir a corrente do *driver* do motor. Essa é uma medida indireta da corrente nas fases do motor que, por sua vez, é uma medida indireta do torque aplicado. Assim, portanto, temos condições de implementar uma malha de controle por torque.

Nossa estratégia de controle baseia-se no seguinte comportamento da planta: estabelecendo o *set-point* da velocidade em 0V, o exoesqueleto fica parado. A malha PI do controlador do motor fará de tudo para mantê-lo estático na posição atual. Assim, quando o operador desejar movimentar seu cotovelo, o *driver* aumentará a corrente do motor para mantê-lo parado. O nosso sensor detecta esse aumento e o controlador (proporcional, inicialmente) modifica o *set-point* da velocidade de modo a minimizar a corrente. Em suma, implementaremos um controlador seguidor.

Apesar de simples, esse conceito pode ser aplicado para atribuir ao exoesqueleto a função de aumento das capacidades humanas. Se o controlador minimizar o erro entre a corrente atual do motor (torque) e um valor de referência, então o motor sempre aplicará um torque proporcional a essa referência (e.g. para sustentar uma carga) e o usuário esforça-se apenas para gerar um pequeno acréscimo de carga ao motor para movimentá-lo. Quais são, então, os desafios de se fazer um exoesqueleto para aumentar a força humana? É isso que pretendemos descobrir com nossa primeira incursão no controle do robô.

Colocando o *shunt* em série com a alimentação negativa do *driver* (figura 4.26), podemos medir a queda de tensão no resistor em relação ao terra – comum a todos os circuitos eletrônicos do sistema. Esse valor de tensão é, em última instância, proporcional ao torque motor. Basta fazer o PC/104 ler esse valor através do A/D e poderemos controlar o motor através de um sinal analógico de velocidade.

Entrementes, enfrentamos alguns desafios inesperados nesse processo. O primeiro foi a necessidade de garantir o desacoplamento elétrico do sinal a ser medido, para evitar qualquer risco de queimar as entradas analógicas da placa de aquisição de dados. Nada que um amplificador operacional não resolvesse.

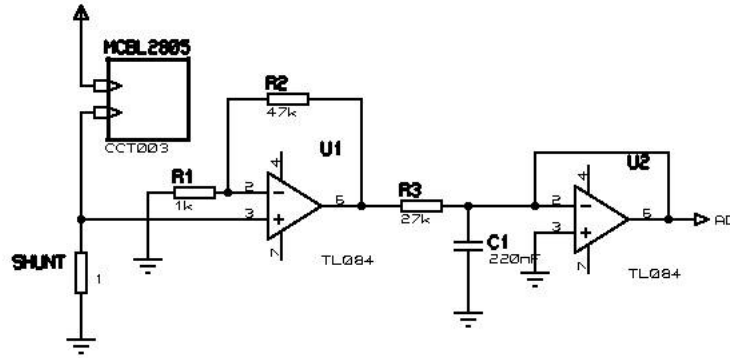


Figura 4.26: Detalhe do posicionamento do sensor de corrente para medição indireta do torque do motor para *feedback* na malha de controle.

Cogitamos utilizar um amplificador de instrumentação, conforme a figura 4.27, mas por termos referenciado a tensão do sensor ao terra do circuito, percebemos que um simples *buffer* (amplificador seguidor) resolveria a questão.

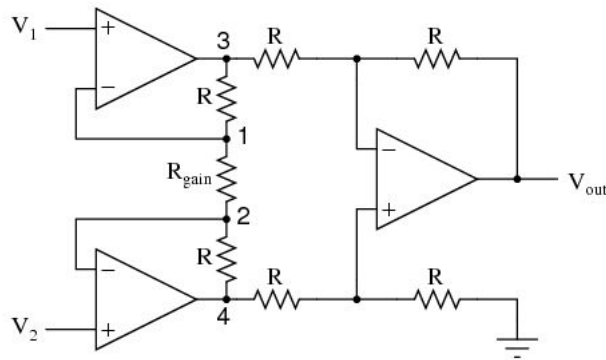


Figura 4.27: Amplificador de instrumentação cogitado para desacoplar o sinal do sensor.

Ao montarmos o circuito em uma *protoboard*, verificamos o sinal de saída através de um osciloscópio e percebemos muito ruído. Analisando as fases do motor, percebemos que a tensão trifásica senoidal do motor é, na verdade, um PWM de alta frequência modulado por uma senóide. Aliando o fato de motores naturalmente introduzirem ruídos em circuitos eletrônicos, concluímos que não existe instrumentação sem filtros.

Para verificar nossa hipótese, construímos o filtro de primeira ordem mais simples que conhecemos: um filtro RC com um *buffer* de entrada e outra de saída para casamento de impedâncias. Novamente, analisamos o sinal de saída no osciloscópio e constatamos que:

- O sinal na saída estava igualmente ruídos e
- O sinal na entrada do *buffer* de saída estava bem filtrado.

Concluimos que a fonte de alimentação dos amplificadores operacionais não fornecia uma tensão livre de ruídos e estes eram inseridos no circuito dos amplificadores operacionais. Utilizamos a técnica mais recomendada em circuitos eletrônicos: inserir um capacitor da ordem de $0,1\mu F$ de desacoplamento na alimentação do *chip* (JUNIOR, 1996). Como a alimentação é simétrica, inserimos um capacitor entre o terra (ponto central da alimentação) e os terminais negativos e positivos.

A solução parece ter funcionado satisfatoriamente, conforme mostra a figura 4.28. Podemos ver claramente a relação da tensão no sensor de acordo com o torque exercido pelo motor.

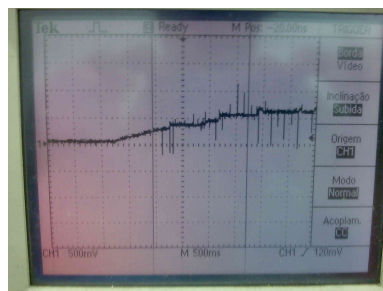


Figura 4.28: Saída do filtro de primeira ordem construído em uma *protoboard*. Eixo vertical com 1 volt/divisão.

Para variações lentas no sinal, os picos de curta duração no sinal desaparecem. Como o controle tende a minimizar o torque do motor, a variação de tensão no sensor tende a ser suave (teoricamente). Por isso, julgamos desnecessário preocuparmo-nos com esses *spikes* agora.

O problema enfrentado atualmente é o retorno do ruído ao sinal após a conversão no A/D. A figura 4.29 mostra o sinal convertido. É possível verificar a diferença entre o sinal analógico e o digital, pois a escala em ambas figuras 4.28 e 4.29 é de 1 volt/divisão.

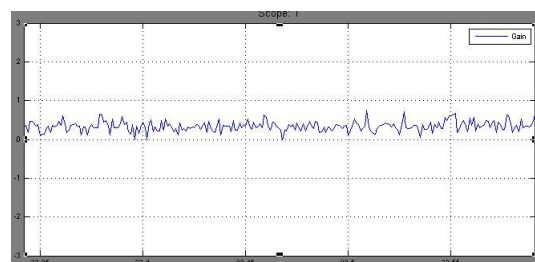


Figura 4.29: Sinal após a conversão A/D. O mesmo ruído observado antes do filtro RC parece ressurgir na placa de aquisição de dados. Isso inviabiliza a estabilidade do controlador. Eixo vertical com 1 volt/divisão.

Por ora, progredimos somente até esse ponto no desenvolvimento do *loop* de alto nível do controle. Trabalhos futuros incluem solucionar o problema de ruído no sinal digital, desenvolver a malha de controle no Simulink e analisar o desempenho da topologia proporcional. Além disso, pretendemos utilizar outros sensores – FSR (*Force-Sensing Resistor*) – para um *feedback* mais fiel.

4.6 Resultados

Obtivemos resultados muito elucidantes, principalmente com os testes do exoesqueleto com acoplamento direto. Além de possibilitar uma ponderação mais embasada das características de um projeto, também delineou orientações para futuros trabalhos, i.e. para o projeto do cotovelo robótico que será efetivamente utilizado pelo Laboratório.

4.6.1 Adaptabilidade ao Usuário

Nosso protótipo não implementou a ideia de adaptabilidade do exoesqueleto às diferentes estaturas dos usuários. Portanto, não foi possível avaliar uma solução para esse problema.

Contudo, percebemos de que maneira a não-adaptabilidade prejudica o sistema. Mais que isso, pudemos observar quais são os pontos críticos disso para elaborar futuras soluções mais direcionadas, o que economizará tempo e energia.

O ponto mais importante que um projeto precisa levar em conta quando trabalhará com múltiplos usuários é a fixação na parte superior do braço (próxima à axila). Se a fixação ficar um pouco acima, incomodará o usuário e impossibilitará uma movimentação natural. Se ficar abaixo, atrapalhará a modificação de volume do bíceps braquial e também atrapalhará a movimentação.

Além disso, a adaptabilidade deve garantir a acomodação do tecido mole do usuário. Se deixamos o metal em contato direto com o membro superior, percebemos nitidamente que ele faz contato com os ossos mais proeminentes do punho e cotovelo – que são locais muito sensíveis à dor. É preciso distribuir os esforços de interação homem-robô de maneira mais eficiente.

Utilizando espumas, podemos adaptar o exoesqueleto ao perímetro do membro superior do operador. Entretanto, essa solução insere um acoplamento de baixíssima rigidez no sistema, implicando em graus de liberdade indesejáveis e defasagem entre o robô e o operador. Além disso, não é de fácil higienização.

É necessário, portanto, encontrar um meio termo entre rigidez e deformação para realizar uma interface de alto desempenho. Fluidos magneto-reológicos soam como ideia que carecem investigação, pois têm sua rigidez controlada por um campo magnético. Se existisse uma bolsa desse fluido entre o usuário e o exoesqueleto (tal qual a espuma no nosso protótipo), a bolsa moldar-se-ia ao perímetro do corpo humano e depois tornar-se-ia rígida, impedindo defasagens de movimentação.

4.6.2 Eixos de Rotação Biológico e Artificial

Um alinhamento exato entre o eixo de rotação do exoesqueleto e do cotovelo é uma tarefa muito difícil uma vez que o eixo de rotação do cotovelo varia de mais ou menos 10 graus entre a total extensão e flexão. Grande parte dos mecanismos encontrados na literatura desconsideram esse desvio a fim de haver uma simplificação do mecanismo (PERRY; ROSEN; BURNS, 2007).

No caso do nosso protótipo, verificamos que ao estender o braço, o mecanismo girava ao redor do eixo axial do braço, devido justamente a essa variação no eixo de rotação do cotovelo. No entanto, um auto-alinhamento foi obtido dado que as fixações pouco rígidas permitiram uma movimentação mais ampla do mecanismo com relação ao braço. Incorporando fixações mais rígidas, porém, pode nos ocasionar problemas com esse alinhamento.

4.6.3 *Mechanical Human Machine Interface*

Após diversos testes realizados com pessoas com estaturas e dimensões de braço diferentes, concluímos que somente a fixação por velcros não é suficiente para a fixação adequada do exoesqueleto. Isso se deve ao fato de faltar uma rigidez na fixação, a qual diminuiria as folgas entre a estrutura do mecanismo e o tecido muscular humano.

Para conseguir rigidez razoável na fixação, apertos muito intensos foram necessários, o que causaram um desconforto excessivo no usuário, resultado de um bloqueio na circulação sanguínea caracterizado por um arroxamento do braço (figura 4.30). Esse aperto mais intenso também resultou em marcas avermelhadas no braço após a retirada do protótipo (figura 4.31).

Concluímos também que fixações com velcros muito estreitos e muito próximas ao cotovelo resultam em um contato entre a pele da porção superior do braço e do antebraço que se acumulam nas bordas da fixação, as quais se tornam

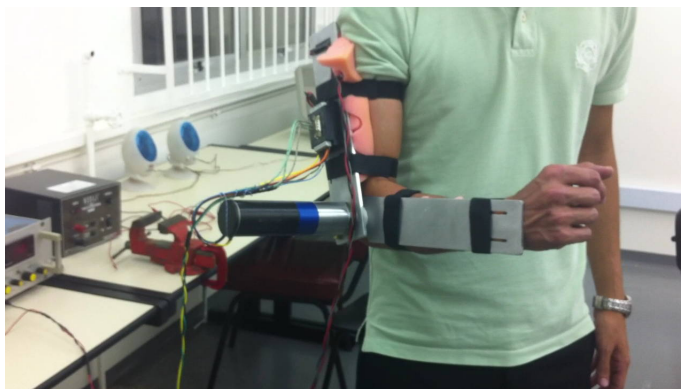


Figura 4.30: É possível notar o bloqueio da circulação sanguínea do usuário pela fixação, excessivamente apertada para se obter uma rigidez que diminuísse a amplitude dos graus de liberdade indesejados causados pelo acoplamento do exoesqueleto ao tecido mole: fixação com velcros como elementos estruturais são péssimas.



Figura 4.31: Marcas no braço do usuário após o uso do exoesqueleto com apertos intensos.

limitantes de movimento interferindo na flexão do cotovelo (figura 4.32).

Ainda concluímos que quanto mais aproximamos os furos oblongos, apesar de aumentar o ângulo de abraçamento, mais aumentamos a rotatividade da estrutura ao redor do eixo axial do braço devido a diminuição da área de contato entre a estrutura e o membro superior. Isso pode ser corrigido diminuindo a distância entre os furos oblongos e as laterais da estrutura seja por aumento da distância entre os furos, ou diminuição da largura da estrutura.

Outro resultado indesejado devido à fixação utilizando velcro como elemento estrutural é o efeito de músculo espremido, conforme ilustrado na figura 4.33.

Por último, concluímos que os furos oblongos mais compridos foram de pouca utilidade uma vez que, devido ao aperto excessivo necessário à fixação do mecanismo, o deslizamento do velcro ao longo do furo oblongo não foi possível.



Figura 4.32: Efeitos indesejáveis da fixação: acúmulo de pele sobre o velcro impede a completa flexão do cotovelo.



Figura 4.33: Podemos perceber a precariedade da solução proposta para a fixação no quesito de acomodação do tecido mole do usuário. Isso não só causa desconforto como também prejudica o funcionamento do exoesqueleto.

Para um próximo projeto, opções de fixações mais rígidas devem ser estudadas e o desenvolvimento de uma estrutura mais moldada ao braço humano, como por exemplo estruturas arredondadas para o contato na lateral do braço, devem ser feitas para um aumento do conforto do usuário. Opções de fixações rígidas que não limitam excessivamente o movimento já vêm sendo apresentadas na literatura (JARRASSE; MOREL, 2010). Resta-nos, porém, estudar a viabilidade da utilização de tais fixações.

5 PROJETO FINAL

Dando continuidade ao protótipo de acoplamento direto, desenvolvemos a versão final do exoesqueleto de cotovelo. O projeto e suas características serão apresentados nesse capítulo e o desenvolvimento do mesmo, no capítulo 6. Observa-se, de antemão, que a solução adotada não satisfaz inteiramente os requisitos inicialmente propostos para o exoesqueleto, conforme definidos na seção 5.1. A justificativa para isso está detalhada no capítulo 6.

5.1 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”, (capítulo 2).

As variáveis selecionadas foram, em ordem de prioridade:

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

5.1.1 Ergonomia

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

- *Workspace* compatível com o do membro humano;
- Ativação individual de cada articulação humana e

- Confortável e seguro ao longo de todo o *workspace*, tanto em regime estático quanto dinâmico.

Posteriormente, o trabalho de (JARRASSE; MOREL, 2009) apresenta quatro regras para a cinemática das fixações – que são a interface entre o exoesqueleto e o homem. São elas:

- Ao invés de momentos, apenas forças puras devem ser transmitidas através das fixações;
- As forças transmitidas devem ser perpendiculares ao membro humano;
- Ao invés de uma única fixação (*end effector*), deve-se utilizar várias fixações distribuídas ao longo dos membros humanos e
- A superfície das fixações devem ser largas, maximizando a área de transferência de força; devem ser distanciadas entre si e posicionadas em áreas menos sensíveis à dor.

Estudando quais características são importantes para um funcionamento simbiótico do exoesqueleto, nós também elencamos três princípios gerais que deveriam orientar o projeto. Eles são, em essência, os mesmos citados por (SCHIELE; HELM, 2006), porém, sob uma perspectiva um pouco mais pragmática. São eles:

- A cinemática do membro humano deve ser preservada;
- O exoesqueleto deve controlar a rigidez dos graus de liberdade desejados da articulação humana alvo da interação homem-robô e
- As forças de interação homem-robô devem ser plenamente controláveis (forças de interação não controláveis devem ser minimizadas ou anuladas).

Além disso, outro trabalho de (JARRASSE; MOREL, 2010) propõe uma metodologia para evitar a hiperestaticidade do exoesqueleto quando conectado ao corpo humano. A hiperestaticidade em um sistema é definida como sendo a condição em que duas cadeias cinemáticas distintas com mobilidade M_1 e M_2 , ao serem conectadas em paralelo, resultam numa cadeia com mobilidade nula. A figura 5.1 ilustra esse conceito. Um exoesqueleto capaz de eliminar qualquer hiperestaticidade será confortável e terá as forças de interação não controláveis completamente anuladas, conforme o trabalho de (SCHIELE, 2008).

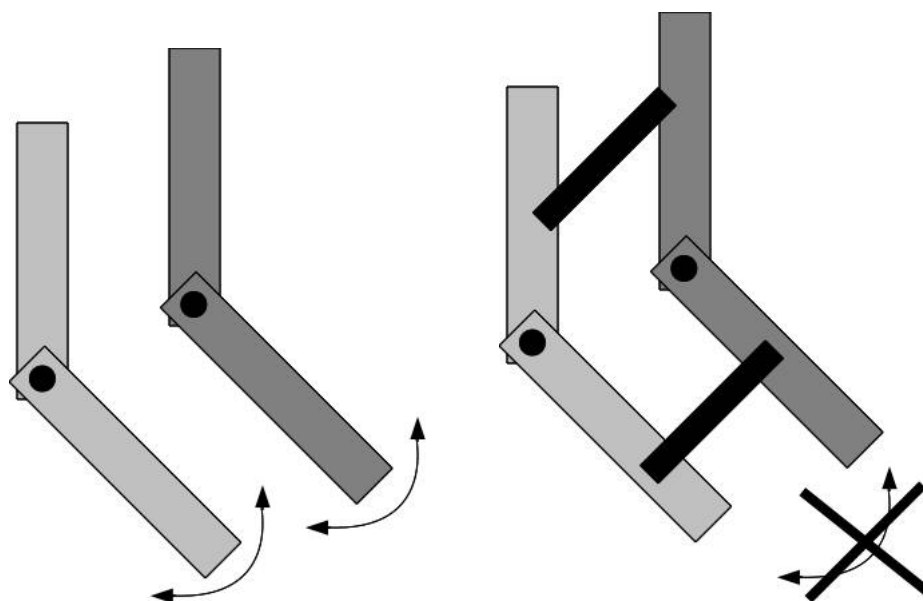


Figura 5.1: À direita temos dois mecanismos idênticos desacoplados: eles podem realizar o movimento de rotação livremente. À esquerda, temos os mesmos dois mecanismos, mas agora acoplados. Devido ao desalinhamento entre os eixos de rotação, o acoplamento provoca a condição de hiperestaticidade no mecanismo 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 *paper* 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.

5.1.2 Torque e Velocidade

Iniciamos uma busca sobre esses valores na literatura. Um resumo dos resultados obtidos estão nas tabelas seguintes.

Tabela 5.1: Dados dos motores selecionados para um exoesqueleto de reabilitação do membro superior humano. Não detalha as condições de operação do exoesqueleto nem o critério de seleção dos motores. (LI et al., 2005)

	Torque de Saída	Velocidade de Saída	Modelo do Motor
Ombro	46 Nm	3,75 rpm	RE40-148867
Cotovelo	28 Nm	4,75 rpm	RE40-148867
Punho	0,162 mNm	33 rpm	REMAX17-215996

Tabela 5.2: Estudo realizado para correlacionar volume do músculo e o torque exercido na articulação. Os ensaios, realizados em cinco indivíduos femininos e cinco indivíduos masculinos, são isométricos. (HOLZBAUR et al., 2007)

	Ombro (Nm)		Cotovelo (Nm)		Punho (Nm)	
	Abdução	Adução	Flexão	Extensão	Flexão	Extensão
Média feminina	34,9	42,1	31,9	25,0	10,7	6,4
Média masculina	74,4	93,7	79,5	60,5	25,6	14,0
Média geral	54,7	67,9	55,7	42,8	18,1	10,2

Tabela 5.3: 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 5.4: 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 (concêntrica, a 30°/s). Foram analisados dez indivíduos. (BECK et al., 2004)

	Isocinético	Isométrico
Torque	44,3 Nm	52,4 Nm

Tabela 5.5: 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 5.6: 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

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 torque médio) nos *papers* estudados, nós próprios realizamos ensaios isocinéticos em nosso membro superior para levantar a curva de torque por posição angular das articulações do ombro e do cotovelo. Outra motivação para esse ensaio é o fato de não termos encontrado informações a respeito da flexão e extensão do ombro – grau de liberdade que desejamos controlar com o exoesqueleto em sua versão completa.

Os testes isocinéticos foram realizados no Instituto Vita, na máquina CYBEX Evalution, com velocidade de $30^\circ/\text{s}$ a $180^\circ/\text{s}$. O intervalo entre cada teste foi de 60 segundos e para o ombro, optou-se pelo lado não dominante do voluntário enquanto para o cotovelo, por ambos os lados. Os resultados podem ser conferidos na tabela 5.7.

Percebe-se que o torque de uma articulação humana não é simples de ser determinado, pois – para um mesmo indivíduo – é função de diversas variáveis como posição do membro (plano do movimento), posição angular da articulação (comprimento do músculo), tipo do esforço (isométrico ou isocinético) e do tipo da contração (concêntrica ou excêntrica). Além disso, o torque varia de indivíduo para indivíduo, dependendo do gênero, idade, estado de saúde etc.

Tabela 5.7: Levantamento de dados no Instituto Vita. Os autores da monografia submeteram-se a testes isocinéticos para estudar o comportamento das articulações do ombro e do cotovelo.

	Velocidade (°/s)	Cotovelo ¹						Ombro ¹			
		Direito		Esquerdo		Abdução	Adução	Flexão	Extensão	Rotação Externa	Rotação Interna
		Flexão	Extensão	Flexão	Extensão						
Concêntrico	30	31	33	29	36	47	92	61	74	33	36
	60	25	27	23	26	38	80	61	77	29	40
	90	-	-	-	-	35	78	62	66	45	40
	150	-	-	-	-	18	68	46	59	-	-
	180	20	20	19	20	16	76	38	56		
Excêntrico	60	34	35	50	28	-	-	-	-	-	-
	180	37	34	65	31	-	-	-	-	-	-

¹Valores em 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 5.8.

Tabela 5.8: 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.

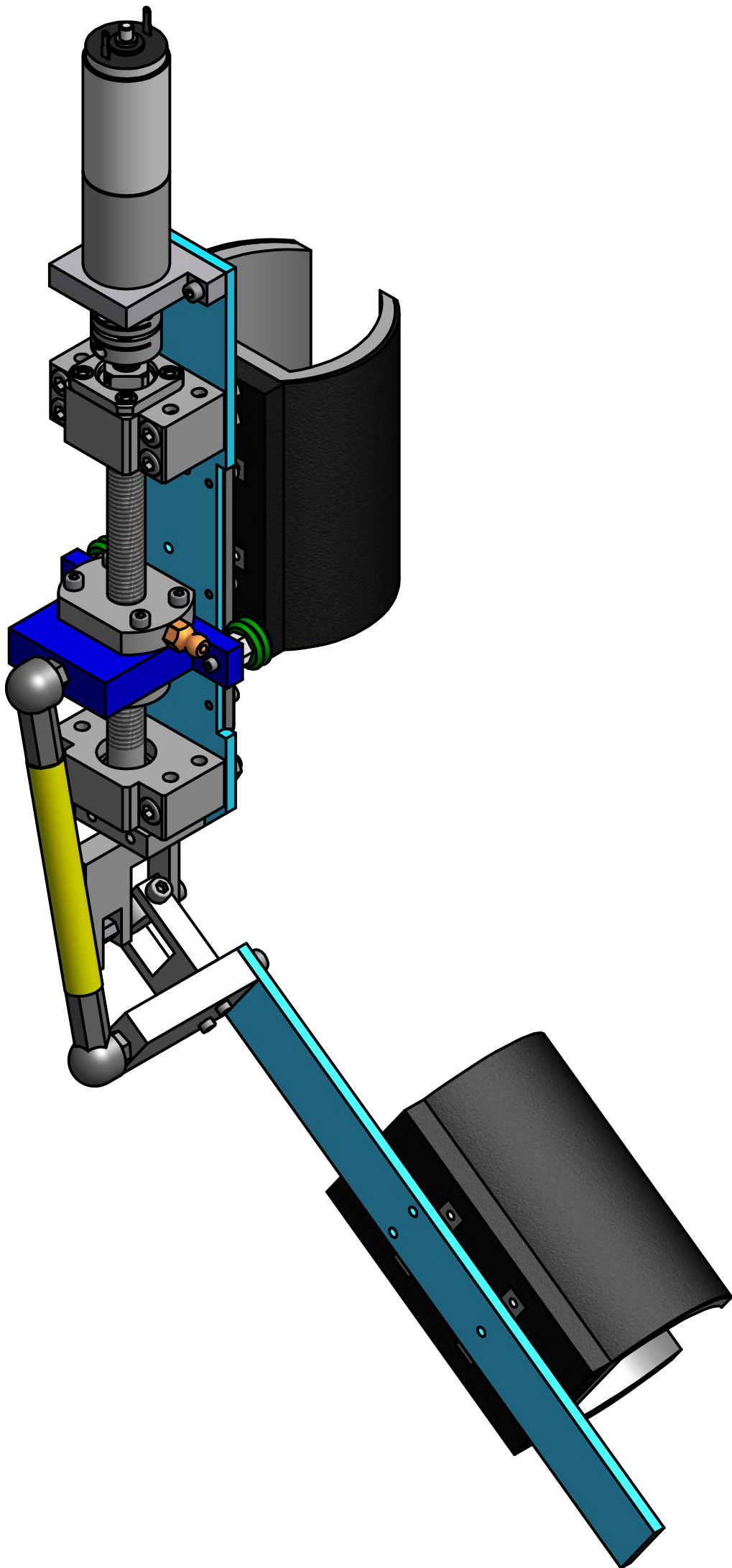
Requisito	Valor¹
Torque do cotovelo	40 Nm
Velocidade angular	90°/s
Potência	63 W

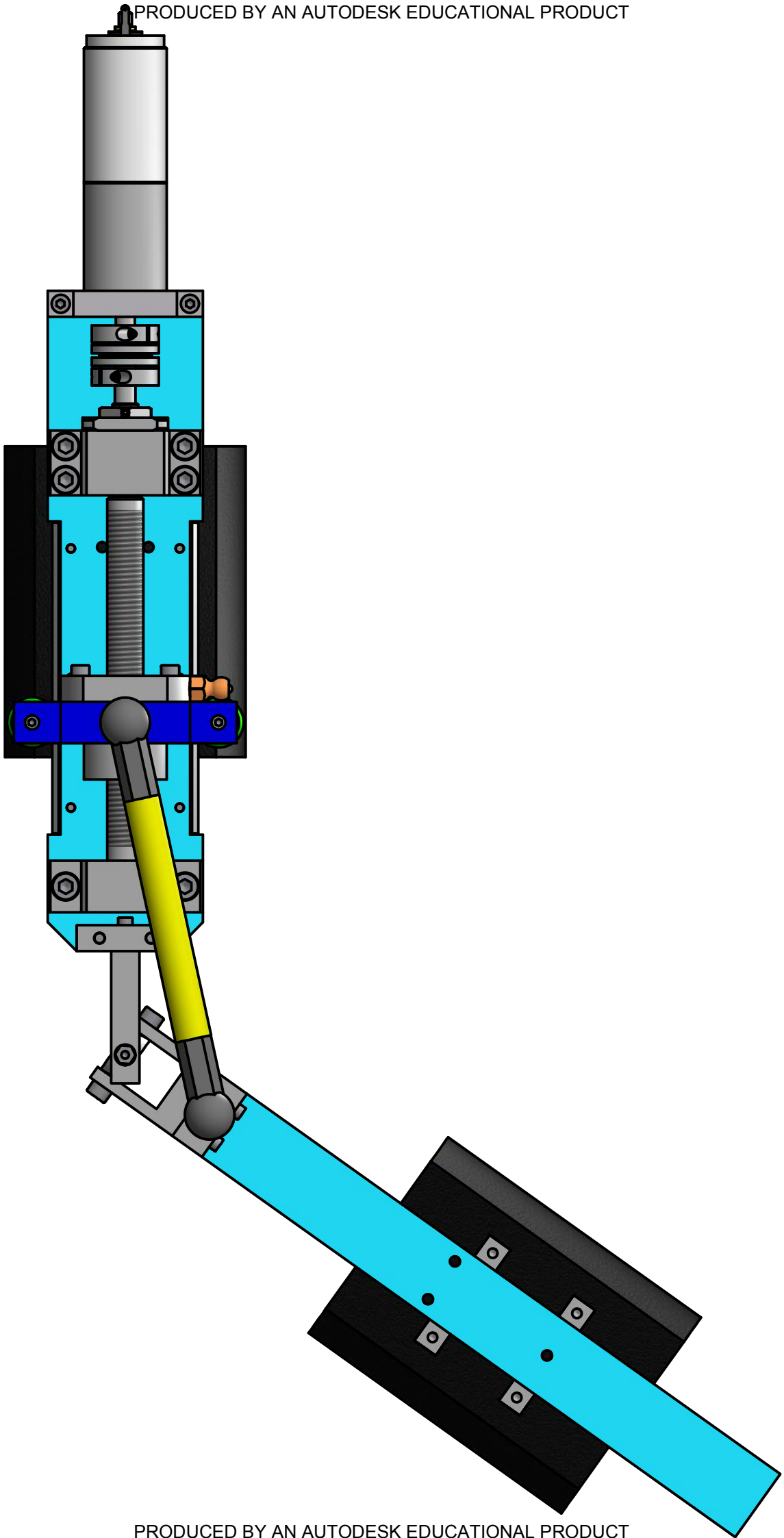
¹Valores médios.

5.2 Mecânica

Nesta seção será apresentada a mecânica do robô em linhas gerais. O detalhamento de suas características dinâmicas e estruturais, bem como as justificativas de escolha dos materiais e peças serão apresentados no capítulo 6.

Nas duas páginas seguintes são exibidas a vista isométrica e lateral do robô em sua versão final.





Nosso ponto de partida para a exploração do *design* do exoesqueleto são as fixações, pois são elas em última instância quem efetivamente interagem com o usuário: toda a transmissão de energia entre homem e robô dá-se através dela. Por isso, as fixações são tidas como *human-robot physical interface* – pHRI.

A figura 5.2 exhibe o protótipo conceitual das fixações projetadas para o exoesqueleto. Elas são moldadas em um formato aproximado ao perímetro do membro humano e possuem abas flexíveis de carbono que possibilitam uma área de contato maior para otimizar a rigidez da fixação.



Figura 5.2: Prova conceitual da interface física entre homem e robô fabricada em fibra de carbono para minimizar a massa do exoesqueleto sem comprometer suas características estruturais.

A fixação do braço deve ser engastada no mesmo (i.e. teoricamente não deve existir grau de liberdade algum entre eles) e a fixação do antebraço deve possuir dois graus de liberdade. Definimos que uma junta prismática e uma de rotação, ambas ao longo do eixo axial do antebraço (i.e. paralelo à ulna), seriam as mais adequadas para o projeto.

Na prática, porém, a baixa rigidez dos tecidos biológicos sobre os quais a fixação é acoplada introduz naturalmente graus de liberdade nessa interface. Por um lado isso é prejudicial, pois torna impossível o engastamento de fixação do braço. Por outro lado, entretanto, favorece uma solução simplista para a fixação do antebraço, pois supõe-se que o deslocamento total necessário ao dois graus de liberdade passivos retro citados será suprido pela baixa rigidez dos tecidos.

Seguindo em nossa viagem pelo exoesqueleto de cotovelo, deparamo-nos com a junta universal do cotovelo robótico. Ela permite dois graus de liberdade de rotação. Um eixo é o responsável pelo movimento de flexão/extensão enquanto o segundo compensa a inclinação de aproximadamente 10° – ver (PERRY; ROSEN; BURNS, 2007) – decorrente desse movimento. Em outras palavras, o par

cinemático braço/antebraço não pode ser considerado um mecanismo plano, mas sim espacial. Uma simples fixação de revolução produziria um mecanismo plano, sendo necessária a segundo para levá-lo ao espaço de três dimensões.

Chegamos, por fim, ao coração do exoesqueleto: sua estrutura motora. Ela é composta por um motor elétrico de corrente contínua com escovas, um fuso de esferas recirculantes para provocar a redução necessária e uma haste cilíndrica (tida, por analogia, como o músculo robótico – ou r.músculo) que transforma o movimento linear em rotativo. O funcionamento do mecanismo é descrito a seguir:

- quando o motor elétrico é acionado, ele provoca a rotação do fuso (através de um acoplamento flexível);
- conectado ao fuso, a castanha inicia um movimento de translação (pois as guias laterais impedem sua rotação solidária ao fuso através de uma flange);
- a castanha altera o ponto de inervação do r.músculo e a consequente flexão ou extensão do cotovelo.

Para finalizar a apresentação mecânica do exoesqueleto robótico, resumimos suas características gerais na tabela 5.9.

Tabela 5.9: Características teóricas do exoesqueleto robótico de cotovelo desenvolvido no laboratório de Biomecatrônica.

Potência máxima	40 W
Torque	14 a 54 Nm
Velocidade	112 a 38 °/s
Torque médio	45 Nm
Velocidade média	48 °/s
Potência média	38,7 W
Estrutura modular	Sim
Adaptável a diferentes estaturas	Não
Insensível a desalinhamento entre eixos de rotação	Não
Higienização	Fácil
Segurança ao usuário	Mecânica e eletrônica

5.3 Atuação e Controle

O projeto mecânico do exoesqueleto foi orientado à instrumentação necessária para o seu controle. Nessa seção, apresenta-se os componentes implementados

para suportar o futuro projeto de controle do robô-roupa. Salienta-se que essa etapa do projeto está em andamento juntamente com o formando em Engenharia Elétrica com ênfase em Sistemas Eletrônicos Robson Kenji Sato.

5.3.1 Atuação

Primeiramente, a seleção do motor deu-se de maneira inversa: dado o motor, ele é capaz de satisfazer os requisitos de projeto? Essa metodologia foi adotada após a decisão de priorizar o prazo aos invés dos requisitos: o motor *brushless* inicialmente selecionado sofreu atrasos em sua importação e optamos por utilizar um motor com escovas disponível no Laboratório de Biomecatrônica (mais detalhes dele são encontrados na seção 6.1).

Para responder à pergunta formulada, recorreremos à documentação técnica do fornecedor para estudarmos a curva do motor e determinar seu ponto máximo de operação admissível. Na figura 5.3 apresentamos as curvas típicas de um motor com escovas.

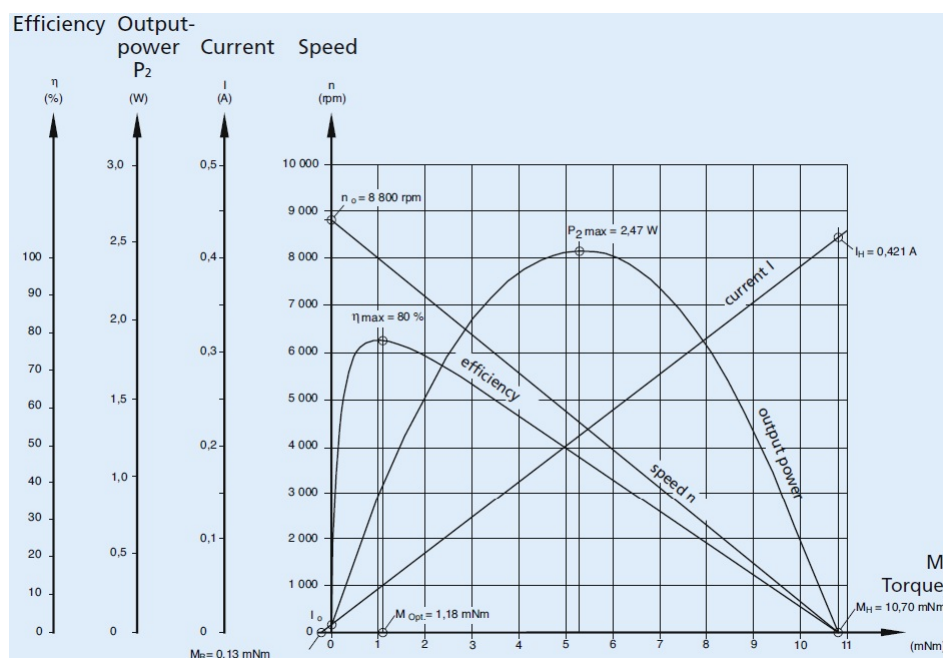


Figura 5.3: Curva do motor. Extraído do manual técnico do fornecedor (FAU-LHABER).

A curva da velocidade em função do torque é expressa pela equação 5.1. A corrente do motor é função da carga à qual ele está submetido (mais uma parcela do torque de fricção), conforme a equação 5.2. Substituindo esta naquela, chegamos à equação 5.3 que relaciona a velocidade angular do motor, o torque em seu eixo e a tensão aplicada na armadura.

$$n = \frac{U - RI}{k_E} \cdot 1000 \quad (5.1)$$

$$I = \frac{M + M_R}{k_M} \quad (5.2)$$

$$n = \frac{k_M \cdot U - R \cdot (M + M_R)}{k_M \cdot k_E} \cdot 1000 \quad (5.3)$$

Substituindo as constantes do motor (série 012CR) de acordo com os valores encontrados em sua folha de dados (figura 5.4), obtemos a equação 5.4.

Series 3257 ... CR					
		3257 G	012 CR	024 CR	048 CR
1 Nominal voltage	U_N	12	24	48	V
2 Terminal resistance	R	0,41	1,63	6,56	Ω
3 Output power	$P_{2 \text{ max.}}$	79,2	83,2	84,5	W
4 Efficiency, max.	$\eta_{\text{max.}}$	83	83	83	%
5 No-load speed	n_0	5 700	5 900	5 900	rpm
6 No-load current (with shaft $\varnothing$ 5 mm)	I_0	0,258	0,129	0,064	A
7 Stall torque	M_H	531	539	547	mNm
8 Friction torque	M_R	4,9	4,9	4,9	mNm
9 Speed constant	k_n	500	253	125	rpm/V
10 Back-EMF constant	k_E	2	3,95	7,98	mV/rpm
11 Torque constant	k_M	19,1	37,7	76,2	mNm/A
12 Current constant	k_i	0,052	0,027	0,013	A/mNm

Figura 5.4: Valores das constantes do motor obtidos de sua folha de dados.

$$n = \frac{19,1 \cdot U - 0,41 \cdot (M + 4,9)}{19,1 \cdot 2} \cdot 1000 \quad (5.4)$$

Como os requisitos de torque e velocidade são função tanto do motor elétrico quanto da configuração geométrica do fuso (conforme equacionado no capítulo 4), então é preciso utilizar um método iterativo para variar as configurações geométricas e calcular as características necessárias do motor. Por fim, deve-se verificar se tais características satisfazem a equação 5.4: em caso afirmativo, o motor disponível poderá ser utilizado no projeto.

Realizando o método iterativo no MatLab[®], chegamos ao parâmetro de 83 mNm de torque no eixo do motor para satisfazer o torque de 40 Nm no cotovelo do exoesqueleto. Com a tensão elétrica nominal de 12 V aplicada armadura, utilizamos a equação 5.4 para calcular a velocidade do motor:

$$n = \frac{19,1 \cdot 12 - 0,41 \cdot (83 + 4,9)}{19,1 \cdot 2} \cdot 1000$$

$$n = 5.056 \quad [\text{rpm}]$$

Verifica-se que esse ponto de operação está dentro da capacidade do motor, pois sua velocidade angular em vazio é de 5700 rpm. Utilizando esse valor como entrada nas equações 4.3 e 4.5 e efetuando as devidas substituições, verifica-se qual seria a velocidade angular do cotovelo robótico:

$$\dot{\theta} = \frac{135 \cdot \frac{5056}{60 \cdot 14} \cdot 5}{53,6}$$

$$\dot{\theta} = 76^\circ/\text{s}$$

Chegamos, então, às seguintes conclusões:

- Para atingir 40 Nm, o motor está quase no limite de sua velocidade;
- Nessa condição, não é possível alcançar $90^\circ/\text{s}$;
- Analisando a curva do motor, conclui-se que ele pode satisfazer um requisito ou outro, mas não os dois simultaneamente e
- Optamos por priorizar o torque em detrimento da velocidade.

Para finalizar a análise de viabilidade do motor, calculamos sua eficiência no ponto de operação mais crítica em que ele operará. A equação 5.5 foi deduzida a partir do manual técnico da FAULHABER.

$$\eta = \frac{k_M \cdot M \cdot n \cdot \pi}{300 \cdot U \cdot (M + M_R)} \quad (5.5)$$

Substituindo os valores, obtemos:

$$\eta = \frac{19,1 \cdot 83 \cdot 5056 \cdot \pi}{300 \cdot 12 \cdot (83 + 4,9)}$$

$$\eta = 79,6\%$$

Comparando com a eficiência máxima do motor disposta em seu catálogo (83%), não apenas eliminamos erros grotescos nas deduções acima como também comprovamos a alocação de um ponto ótimo de operação para o motor.

5.3.2 Controle

O controle do exoesqueleto dá-se em dois nível: (1) um *loop* de baixo nível que controla o motor e (2) *loop* de alto nível que implementa o a dinâmica desejada ao robô-roupa. Duas malhas de controle de alto nível inicialmente proposta são: controle de impedância no grau de liberdade da flexo-extensão e controle seguidor mestre-escravo entre o braço humano e o robótico.

Para o controle de baixo nível, será utilizado o *driver* SC2804S-3531 da própria FAULHABER. Ele é totalmente compatível com o motor utilizado e é compacto, possibilitando o seu embarque na estrutura do exoesqueleto. Seu diagrama de blocos pode ser conferido na figura 5.5.

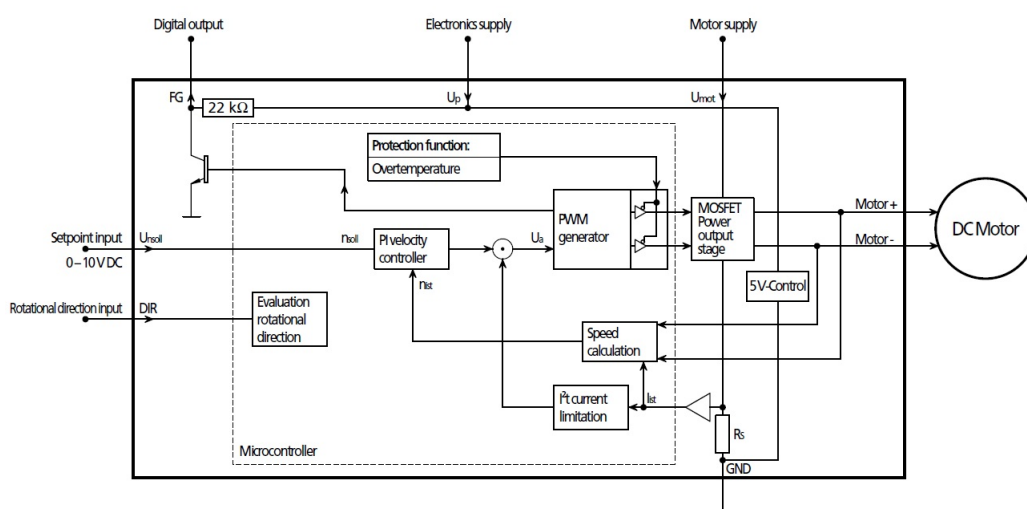


Figura 5.5: Diagrama de blocos do *driver* do motor. Fonte: manual técnico do fornecedor (FAULHABER).

Pela diagrama podemos entender como o motor é controlado e, assim, confirmar a possibilidade de situá-lo em qualquer ponto de operação abaixo de sua curva. Através do *encoder* embutido na parte traseira do eixo do motor, seu *driver* controla a tensão aplicada na armadura utilizando um sinal de PWM. Portanto, através da tensão elétrica média é realizado o controle de velocidade.

Como o controle esforça-se para manter o erro entre o valor de *set-point* e o valor real da velocidade igual a zero, se a requisição de torque ao motor for crescente, o *driver* conseguirá manter o erro nulo subindo a tensão média na

armadura. Quando ele saturar na tensão máxima admissível, perderá o controle sobre a velocidade e esta começará a decrescer caso o torque solicitado continue a aumentar. Ou seja, obtemos a resposta desejada do motor enquanto estivermos com seu ponto de operação abaixo de sua curva velocidade *versus* torque. A figura 5.6 traduz essas palavras em um gráfico para completar a compreensão.

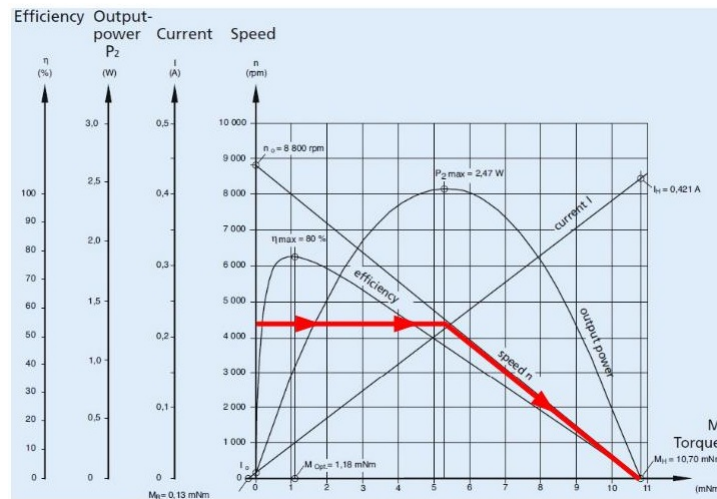


Figura 5.6: O traço em vermelho indica o comportamento do motor controlado pelo *driver* ao manter a velocidade de referência fixa em 4500 rpm e o torque escalado crescente. É possível manter o controle até a saturação do motor.

A conclusão derradeira dessa análise é a real possibilidade de compensar a não-linearidade da velocidade angular e do torque no cotovelo robótico – causada pela geometria do robô – através de uma malha de alto nível que controle o sinal de referência da velocidade enviado ao *driver*. Tal malha de alto nível ainda será objeto de estudos futuros.

Para finalizar, alguns comentários sobre a instrumentação. Mesmo não havendo definição da referida malha de alto nível, ela certamente será em *closed loop* e, portanto, deverá possuir sensores monitorando alguma grandeza do exoesqueleto. Sob orientação dos mais experimentes, definiu-se a utilização de (1) um potenciômetro multi-voltas de precisão para medir a posição angular do cotovelo robótico e (2) *strain-gauges* para medir as forças de interação entre homem e robô.

6 DESENVOLVIMENTO

Nesse capítulo apresentamos as principais decisões de projeto que definiram a solução adotada para o exoesqueleto, justificando-as. Partimos inicialmente da escolha do sistema motriz – compreendendo o motor e seu redutor (6.1) –, passando pela definição cinemática do mecanismo (6.2) e chegando, enfim, à sua concepção física (6.3), cujo projeto levou em conta não somente os requisitos estruturais, mas também – e principalmente – o prazo do projeto. Na vagarosa burocracia brasileira, fomos obrigados a recorrer a soluções de prateleira para cumprir o prazo em detrimento aos requisitos do projeto.

6.1 Escolha do Sistema Motriz

Para nosso projeto final, optamos por trabalhar em duas linhas em paralelo, as quais denominaremos aqui, para fins de simplificação, de linha do Redutor Harmônico e do Fuso de Esferas.

6.1.1 Linha do Redutor Harmônico

A linha do Redutor Harmônico consiste na utilização de um motor, reduzido por um redutor harmônico, que seria acoplado diretamente na região do exoesqueleto próxima a articulação do cotovelo, transmitindo o movimento rotativo diretamente ao exoesqueleto e proporcionando ao usuário um auxílio na flexão e extensão do membro superior.

O motor e o redutor harmônico escolhidos para a utilização nessa linha de projeto são o motor MAXON EC90 flat brushless de 90W e o redutor harmônico CSD-25-160 da Harmonic Drive. Suas principais características mecânicas estão representadas nas tabelas 6.1 e 6.2.

Nota-se que utilizando o Redutor Harmônico acoplado ao motor escolhido, obteríamos os torque e rotação de saída expressos nas equações 6.1 e 6.2, respectivamente.

Tabela 6.1: Características Mecânicas do Motor Maxon.

Maxon EC90 flat brushless 90W	
Máximo Torque Contínuo [mNm]	387
Rotação Nominal [rpm]	2650

Tabela 6.2: Características Mecânicas do Redutor Harmônico.

Harmonic Drive CSD-25-160	
Redução	160
Máximo Torque Médio [Nm]	75
Máxima Rotação de Entrada [rpm]	7500

$$T_{saída} = T_{motor} \cdot 1000 \cdot \text{redução} = 61,92 \quad [\text{Nm}] \quad (6.1)$$

$$N_{saída} = \frac{N_{motor} \cdot 360}{\text{redução} \cdot 60} = 99,38 \quad [\text{graus/s}] \quad (6.2)$$

Ambos estes valores se adequam aos requisitos estabelecidos ao exoesqueleto uma vez que são superiores aos mínimos torque e rotação necessários.

Note que as constantes utilizadas no cálculo são de conversão de unidade.

6.1.2 Linha do Fuso de Esferas

A linha do Fuso de Esferas consiste na utilização de um fuso com castanha de esferas recirculantes e de um sistema de transformação de movimento linear em movimento rotativo, de modo a proporcionar um auxílio na flexão e extensão do membro superior humano.

O motor, o fuso e a castanha escolhidos para a utilização nessa linha de projeto são o motor 3257-024CR da Faulhaber, o fuso modelo PS1405A-208 da OBR e a castanha modelo 9RFSB1405-2.5PA também da OBR. Acoplado ao motor, ainda foi utilizado o redutor serie 32/3 da Faulhaber de modo a obter a redução necessária ao projeto e se adequar aos mínimos torque e rotação necessários. Os dados mecânicos dos componentes usados nessa linha de projeto estão resumidos nas tabela 6.3, 6.4 e 6.5.

Tabela 6.3: Características Mecânicas do Motor Faulhaber.

Faulhaber 3257-024CR	
Máximo Torque Contínuo [mNm]	82,96
Rotação Nominal [rpm]	5114

Tabela 6.4: Características Mecânicas do Fuso e da Castanha.

Fuso e Castanha OBR	
Diâmetro do Fuso [mm]	14
Passo [mm]	5
Capacidade estática [kN]	9,7
Capacidade dinâmica [kN]	5,05
Comprimento do Fuso [mm]	208
Curso útil [mm]	90

Tabela 6.5: Características Mecânicas do Redutor Faulhaber.

Redutor Faulhaber 32/3	
Redução	14
Máxima Rotação de Entrada [rpm]	4000

Considerando a equação 4.2 e o intervalo $\theta \in [\pi/4, 8\pi/9]$, temos as seguintes equações para encontrar o valor de e e o curso máximo necessário do fuso:

$$\theta = \frac{8\pi}{9} \rightarrow e = \sqrt{b^2 + c^2 - 2.b.c. \cos 8\pi/9}$$

$$\theta = \frac{\pi}{4} \rightarrow lf_{max} = \frac{(b^2 + (c + lf_{max})^2 - e^2)}{2.b. \cos \pi/4} - c$$

Obtivemos essas equações derivadas da equação 4.2 uma vez que consideramos que para $\theta = 8\pi/9$, o fuso está na posição do curso igual a zero, e para $\theta = \pi/4$, o fuso está no curso máximo.

Escolhemos o θ máximo igual a $8\pi/9$ ao invés de π para que o exoesqueleto não alcance uma posição de singularidade, ocorrendo um travamento do mecanismo.

Assim, considerando $b = 40$ e $c = 117$ temos:

$$e = 155,2 \quad [\text{mm}]$$

$$lf_{max} = 53,6 \quad [\text{mm}]$$

Note que o curso máximo necessário do fuso não ultrapassa seu curso útil, tornando assim viável a rotação do exoesqueleto no intervalo escolhido.

Consideremos agora o motor, já com o redutor, acoplado no fuso. Para calcularmos a força total e axial obtida com esse acoplamento, temos as seguintes equações:

$$F_{total} = \frac{T_{saida,motor} \cdot 2 \cdot \pi \cdot \eta_{fuso}}{passo} \quad (6.3)$$

$$F_{total} = F_{axial} + \mu \cdot F_{radial} \quad (6.4)$$

Considerando a eficiência do fuso (η_{fuso}) igual a 0,9 e μ muito baixo, temos que $F_{axial} = F_{total}$. Logo, substituindo os valores temos:

$$F_{axial} = 1,31 \quad [\text{kN}]$$

Para calcularmos a Torque proporcionado ao exoesqueleto, consideremos o esquema da figura 6.1:

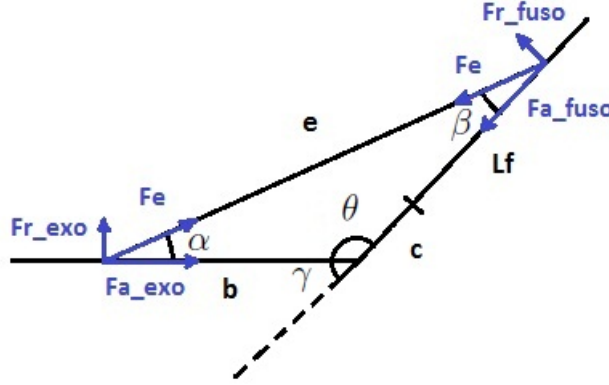


Figura 6.1: Esquemático com ângulos e esforços no Fuso.

Para calcular a força no eixo e (F_e), precisamos calcular o ângulo β . Portanto, utilizando a lei dos cossenos temos:

$$\beta = \arccos \frac{(l_f + c)^2 + e^2 - b^2}{2 \cdot e \cdot (l_f + c)} \quad (6.5)$$

Uma vez calculado β , podemos calcular F_e pela equação:

$$F_e = \frac{F_{axial}}{\cos \beta} \quad (6.6)$$

Uma vez calculado F_e , para calcularmos a Força radial no braço do exoesqueleto ($F_{radial,exo}$) e o torque (T_{exo}) no mesmo, precisamos calcular α :

$$\alpha = \arccos \frac{b^2 + e^2 - (l_f + c)^2}{2 \cdot b \cdot e} \quad (6.7)$$

Com isso temos que $F_{radial,exo}$ e T_{exo} são:

$$F_{radial,exo} = F_e \cdot \sin \alpha \quad (6.8)$$

$$T_{exo} = F_{radial,exo} \cdot b \quad (6.9)$$

Como todas as variáveis descritas acima são função da posição da castanha no fuso ($f(l_f)$), temos que o torque proporcionado ao exoesqueleto varia de acordo com l_f . Dessa forma, calculamos o T_{exo} usando o software MATLAB, variando l_f no intervalo $[0, l_{f_{max}}]$, o que resultou no gráfico da figura 6.2:

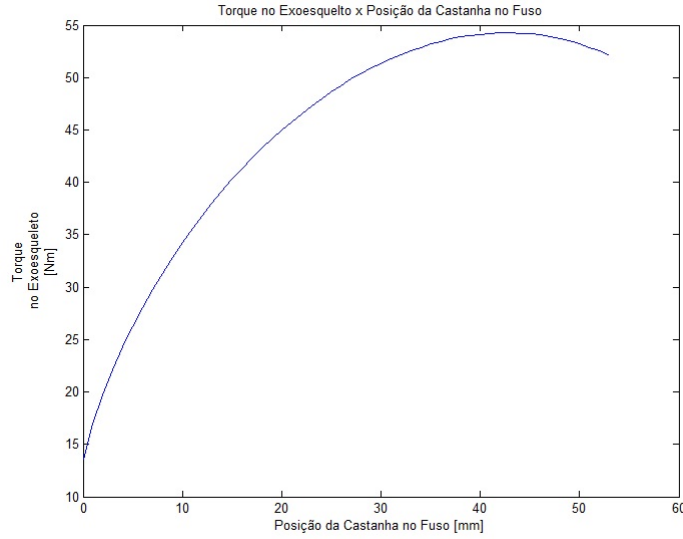


Figura 6.2: Torque no Exoesqueleto x Posição da Castanha no Fuso.

Neste gráfico podemos observar que o torque no exoesqueleto aumenta à medida que a castanha em direção oposta à articulação do cotovelo, sendo observado de 53,26 Nm na posição 43 mm.

Para uma melhor análise, plotemos um gráfico do torque no exoesqueleto em função do ângulo γ (figura 6.3), que corresponde ao ângulo da articulação do cotovelo e é dado pela equação 6.10.

$$\gamma = \alpha + \beta \quad (6.10)$$

Nota-se que o máximo torque ocorre quando $\gamma \approx 104$ graus, o que equivale a um torque máximo quando o antebraço está mais próximo ao braço.

Uma vez calculado o torque do exoesqueleto, resta-nos calcular a velocidade

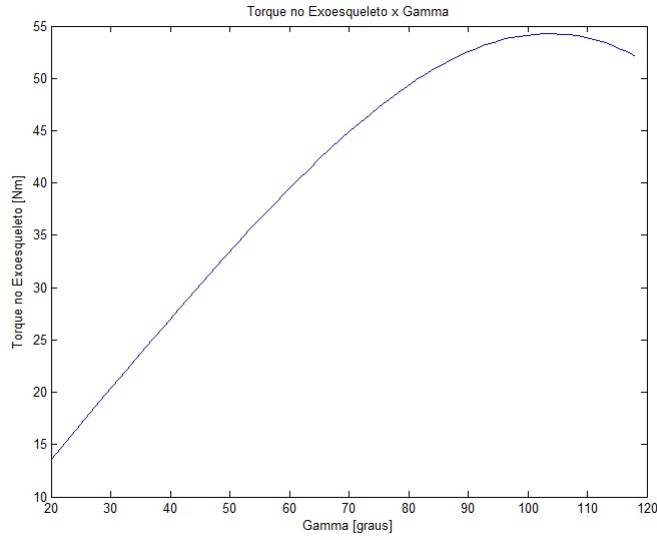


Figura 6.3: Torque no Exoesqueleto x Gamma.

angular do exoesqueleto de modo a verificar sua adequação com os requisitos de projeto. Sendo assim, usando a lei dos cossenos temos:

$$e^2 = b^2 + (c + l_f)^2 - 2.b.(c + l_f). \cos \theta \quad \rightarrow \quad (c + l_f)^2 - 2.(c + l_f).b. \cos \theta + (b^2 - e^2) = 0$$

Seja $b. \cos \theta = y$, $(b^2 - e^2) = z$ e $(c + l_f) = x$, temos:

$$x^2 - 2.x.y + z = 0$$

Com isso, utilizando a fórmula de Bhaskara temos:

$$\begin{aligned} x &= \frac{-b \pm \sqrt{b^2 - 4.a.c}}{2.a} \\ &= \frac{-2.y \pm \sqrt{4.y^2 - 4.z}}{2} \\ &= \frac{-y \pm \sqrt{y^2 - z}}{2} \end{aligned}$$

Substituindo os valores temos:

$$\begin{aligned}
(c + l_f) &= b \cdot \cos \theta \pm \sqrt{b^2 \cdot \cos^2 \theta - b^2 + e^2} \quad \rightarrow \\
(c + l_f) &= b \cdot \cos \theta \pm \sqrt{e^2 - b^2 \cdot \sin^2 \theta} \quad \rightarrow \\
l_f &= b \cdot \cos \theta - c + \sqrt{e^2 - b^2 \cdot \sin^2 \theta} \quad (6.11)
\end{aligned}$$

Derivando no tempo a posição da castanha no fuso (6.11), obtemos a seguinte equação da velocidade instantânea da castanha em função do ângulo θ e da velocidade angular da articulação do cotovelo do exoesqueleto ω_{exo} :

$$V_f = \frac{dl_f}{dt} = -b \cdot \omega_{exo} \cdot \sin \theta - \frac{b^2 \cdot \omega_{exo} \cdot \sin \theta}{2 \cdot \sqrt{e^2 - b^2 \cdot \sin^2 \theta}} \quad (6.12)$$

Porém, o que queremos analisar é como varia a velocidade angular do exoesqueleto em função do ângulo θ . Assim, isolando ω_{exo} temos:

$$\omega_{exo} = -V_f \cdot \frac{1}{b \cdot \sin \theta \cdot \left(1 + \frac{b}{2 \cdot \sqrt{e^2 - b^2 \cdot \sin^2 \theta}}\right)} \quad (6.13)$$

Note que o ω_{exo} é um valor negativo com relação a velocidade da castanha V_f dado que o referencial escolhido foi de velocidade positiva quando a castanha se movimenta no sentido contrario à articulação do cotovelo, enquanto ω_{exo} é positivo quando ocorre o movimento de extensão do braço.

Utilizando a equação 4.5 e as características mecânicas das tabelas 6.3, 6.4 e 6.5 plotamos o gráfico da velocidade angular do exoesqueleto (figura 6.4), em módulo, em função do ângulo γ :

No gráfico, podemos notar que, para uma velocidade da castanha do fuso constante, a velocidade angular do exoesqueleto apresenta um ponto de máximo para pequenos ângulos de γ , e um ponto de mínimo para $\gamma = 90$ graus. Isso se deve ao fato de o braço do momento gerado com o deslocamento da castanha ser menor com valores de γ pequenos, e ao fato de este ir aumentando a medida que γ aumenta, tornando-se máximo quando $\gamma = 90$ graus.

Multiplicando cada velocidade angular por cada torque em um determinado ângulo γ , obtemos sempre um valor de potência igual a $P_{exo} = T_{exo} \cdot \omega_{exo} \approx 40$ W, valor este igual a quando multiplicamos a velocidade angular do motor pelo torque do mesmo e pela eficiência do fuso $P_{motor} = T_{motor} \cdot \omega_{motor} \cdot \eta_{fuso}$, o que valida os cálculos efetuados.

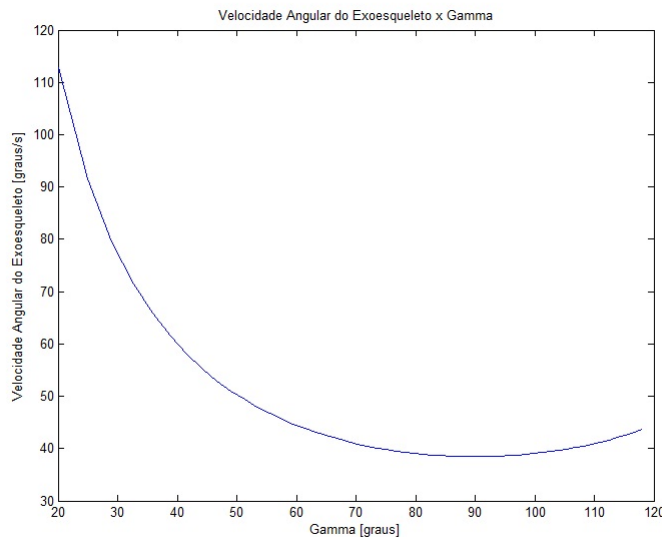


Figura 6.4: Velocidade Angular do Exoesqueleto x Gamma.

6.1.3 Solução Adotada

Uma vez que a Linha do Redutor Harmônico necessitava da importação do motor e do redutor harmônico, e estes poderiam não chegar em tempo hábil para concluirmos nosso projeto, optamos por seguir pela Linha do Fuso de Esferas.

Além de ter um custo significativamente menor e de oferecer a possibilidade da obtenção das peças em um menor tempo, a Linha do Fuso de Esferas aborda um método de redução e de transmissão da atuação ainda pouco explorados em exoesqueletos, tornando nosso projeto uma análise de um novo conceito.

6.2 Diagrama Cinemático

A partir do estudo realizado sobre ergonomia em exoesqueletos para a definição de seus requisitos – trabalhos de (SCHIELE; HELM, 2006), (JARRASSE; MOREL, 2009) e (JARRASSE; MOREL, 2010) – e através de um método iterativo de análise e correção de propostas, chegamos à cinemática do exoesqueleto apresentado na figura 6.5.

Para nosso projeto, assumimos que a modelagem do cotovelo humano como uma articulação de dois graus de liberdade é suficiente para considerar todos os efeitos relevantes à ergonomia do exoesqueleto: elas representam o movimento de flexão/extensão e de pronação/supinação. Novamente, o desvio lateral de aproximadamente 10° observado na flexo-extensão pode ser representado pela inclinação desse eixo de rotação em relação à reta normal ao eixo da prono-

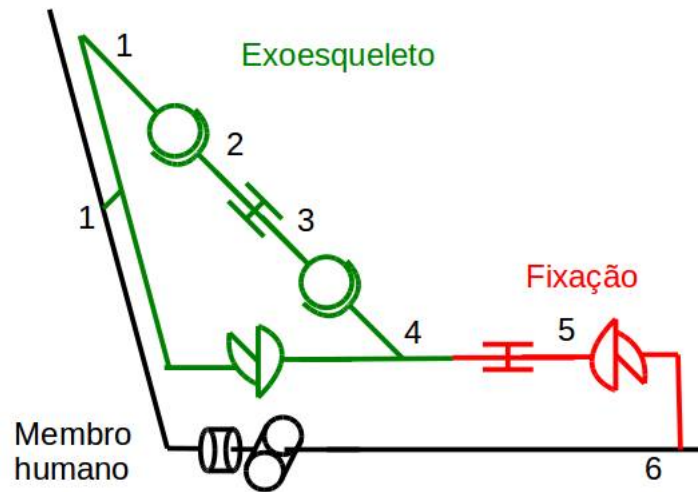


Figura 6.5: Diagrama cinemático do exoesqueleto.

supinação. Em outras palavras, os eixos de rotação dos dois graus de liberdade que representam o cotovelo não são perpendiculares.

Posta essa ressalva, podemos calcular a mobilidade do mecanismo que representa o braço, cotovelo e antebraço humano. Ou, considerando uma abordagem mais ampla, podemos assumir que o objeto de estudo é uma cadeia cinemática integrante do membro superior humano e calcular sua conectividade.

Segundo o critério de Kutzbach-Grüebler, temos:

$$M = \lambda \cdot (n - 1) - 5 \cdot n_{p1} - 4 \cdot n_{p2} - 3 \cdot n_{p3}$$

$$n = 2$$

$$n_{p2} = 1$$

Portanto, a mobilidade é:

$$M = 6 \cdot (2 - 1) - 4 \cdot 1 \quad \rightarrow \quad M = 2 \quad (6.14)$$

Pelos princípios de ergonomia enunciados na seção 5.1, o exoesqueleto deve ser tal que, quando acoplado ao braço humano, o conjunto tenha também mobilidade $M = 2$.

Novamente, aplicando o critério para o conjunto cinemático apresentado na figura 6.5, temos:

$$M = 6 \cdot (6 - 1) - 5 \cdot 2 - 4 \cdot 3 - 3 \cdot 2$$

$$M = 2$$

A solução cinemática proposta para o exoesqueleto, portanto, não interfere com a movimentação natural do membro humano.

6.3 Estrutura Mecânica da Solução Adotada

Nesta seção descreveremos mais detalhadamente o mecanismo da solução adotada e comprovaremos a sua resistência aos esforços exercidos pelos atuadores.

6.3.1 Descrição do Mecanismo

Como já mencionado anteriormente, o mecanismo é composto por um fuso de esferas de esferas recirculantes, atuado por um motor de corrente contínua com escovas, que transforma o movimento linear de sua castanha em rotativo do exoesqueleto através de uma haste cilíndrica (músculo robótico).

Para transmitir a velocidade angular do motor ao fuso de esferas, foi utilizado um acoplamento flexível (Miki Pulley SFC-020SA2-8B-8B), representado na figura 6.6.



Figura 6.6: Acoplamento Flexível SFC-SA2 (Fonte: Catálogo Kaishin).

Para impedir que o fuso se deslocasse axialmente, o mancal modelo BK10 da OBR foi utilizado em uma de suas extremidades. Este possui pares combinados de rolamentos de contato angular dispostos em X (face-to-face) e uma porca de fixação, que fixa o mancal, impedindo seu movimento axial. Para utilizar este mancal, uma usinagem especial do fuso foi feita uma vez que para a utilização da porca de fixação, uma rosca deveria ser feita em uma extremidade do fuso.

Na outra extremidade do fuso, somente uma simples usinagem foi feita, para o acoplamento do rolamento radial do mancal de apoio utilizado (BF10 da OBR). Ambos os mancais estão representados na figura 6.7.

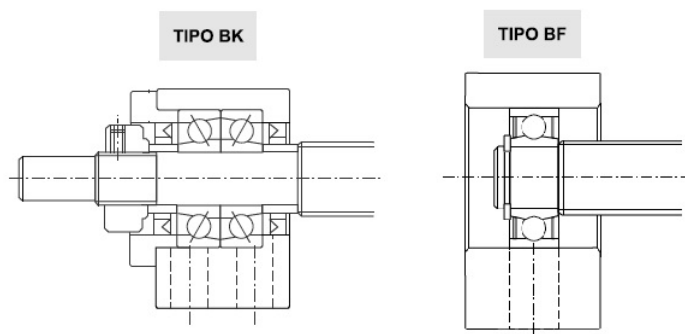


Figura 6.7: Representação dos Mancais BF10 e BK10 (Fonte: Catálogo OBR).

Para impedir que a castanha rotacionasse no fuso a medida que uma força radial fosse exercida na mesma, um tipo especial de guias, chamadas Dual Vee, foram utilizadas. Estas são extremamente compactas, leves e de menor custo, comparadas com as guias lineares convencionais. Embora as guias Dual Vee não ofereçam uma maior precisão no movimento linear, elas continuam sendo a melhor opção uma vez que não há a necessidade de tamanha precisão em nosso projeto (Figura 6.8).



Figura 6.8: Guias Dual Vee (Fonte: Site OBR).

Para conectar as guias Dual Vee à castanha, e com isso impedir sua rotação, uma peça, que vamos chamar aqui de *Fixação da Castanha*, foi feita. Nesta peça, foram fixados os *rolamentos* das guias Dual Vee, as quais rolam por trilhos fixos a estrutura do mecanismo. Na Fixação da castanha, foi feito um furo roscado, de modo que a haste cilíndrica (músculo robótico) fosse fixada (Figura 6.9).

Para a fixação da haste cilíndrica em uma extremidade na castanha, e em outra na peça que chamaremos aqui de *Peça do Antebraço*, juntas esféricas modelo Igubal WGRM-08-LC foram usadas. Estas, apesar de serem parcialmente de plástico, possuem uma relativamente alta resistência mecânica, além de serem

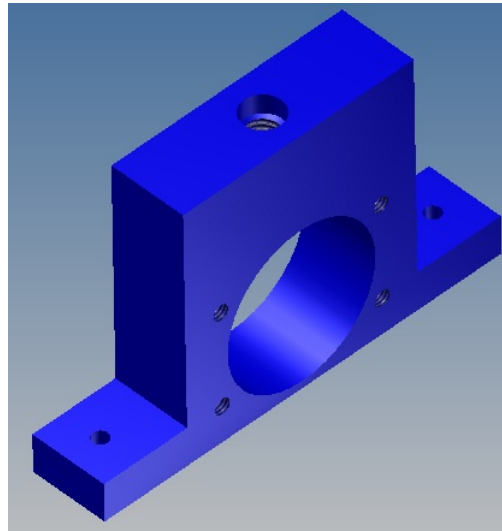


Figura 6.9: Representação da Fixação da Castanha.

extremamente leves comparado com as demais juntas esféricas disponíveis no mercado (Figura 6.10).



Figura 6.10: Junta Esférica Igubal MGRM-LC (Fonte: Site IGUS).

Para a junção da Peça do Antebraço com a peça da estrutura do mecanismo, que chamaremos aqui de *Peça do Braço*, uma junta universal customizada foi feita, na qual foi projetado um apêndice para proporcionar o acoplamento de um potenciômetro para a medição da posição angular. Ao mesmo tempo que o potenciômetro se acopla no apêndice da junta universal, seu eixo também se acopla em um parafuso com a cabeça customizada para receber este eixo do potenciômetro. Este parafuso gira solidário a Peça do Antebraço, o que permite a medição da posição angular. A junta universal e o parafuso customizado estão representados na figura 6.11.

Finalmente, para a fixação das fixações de fibras de carbono em ambas as peças estruturais (peça do braço e antebraço), furos escareados foram feitos em ambas as peças.

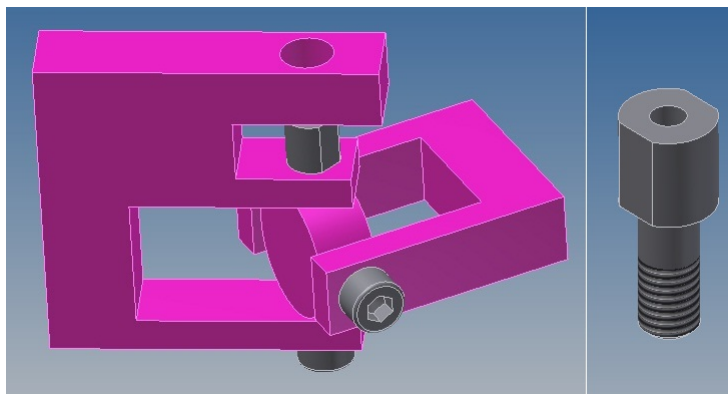


Figura 6.11: Junta Universal e Parafuso Customizado.

O modelo 3D do mecanismo com as indicações das peças descritas está representado na figura 6.12.

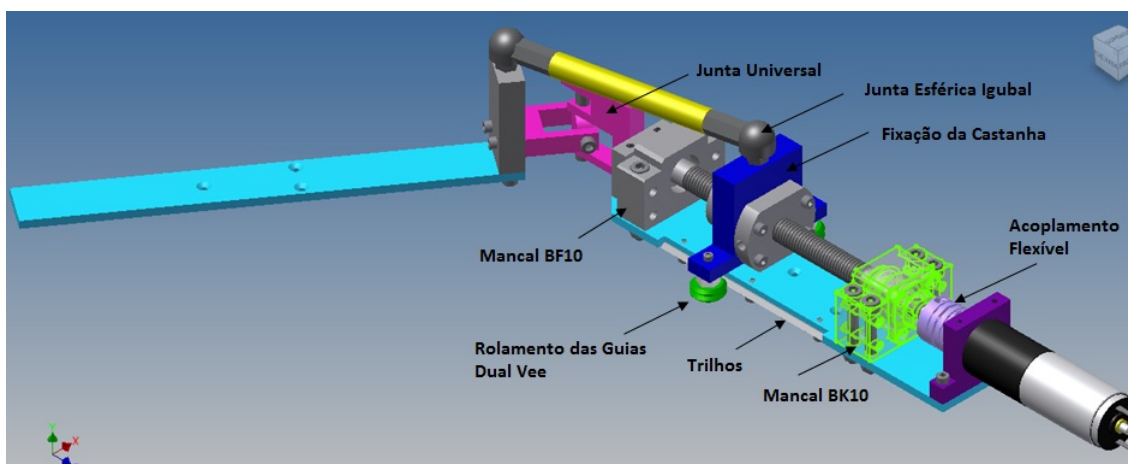


Figura 6.12: Modelo 3D do Mecanismo Final.

6.3.2 Análise da Resistência aos Esforços

Para verificarmos se o fuso e a castanha suportam a força axial exercida pelo movimento da castanha com o giro do motor, verifiquemos os dados da tabela 6.4. Analisando-a concluimos que a capacidade de carga axial estática máxima é de 9,7 kN. Comparando com o valor da força axial exercida pelo motor $F_{axial} = 1,31$ kN, já calculada anteriormente, concluimos que esta está bem abaixo do valor máximo admissível, comprovando assim a viabilidade do uso de tal fuso de esferas.

A força radial exercida no fuso é basicamente absorvida totalmente pelas guias Dual Vee. Assim, consideremos a tabela das características das guias Dual Vee apresentada a seguir:

Tabela 6.6: Características Mecânicas das Guias Dual Vee.

Guias Dual Vee (Rolamento W1X)	
Capacidade de Carga Radial [N]	595
Capacidade de Carga Axial [N]	252
Capacidade de Carga Estática [N]	1120
Massa [g]	12

Analisando a tabela concluímos que cada um dos rolamentos dessa guias suporta uma carga radial de 595 N e axial de 252 N. Com isso, devemos calcular a força radial no fuso com seguinte equação:

$$F_{radial} = F_{axial} \cdot \tan \beta \quad (6.15)$$

Como β varia em função de l_f , temos que F_{radial} é variável. Calculando seu F_{radial} máximo no MATLAB obtivemos:

$$F_{radial,max} = 350,4 \quad [\text{N}]$$

Comparando com a carga radial máxima da tabela 6.6, concluímos que o rolamento da guia suporta tal esforço. Porém, o que devemos levar em consideração é que a força radial está sendo gerada acima da castanha, gerando assim um momento que também deve ser absorvido pelos rolamentos, como podemos observar na figura 6.13.

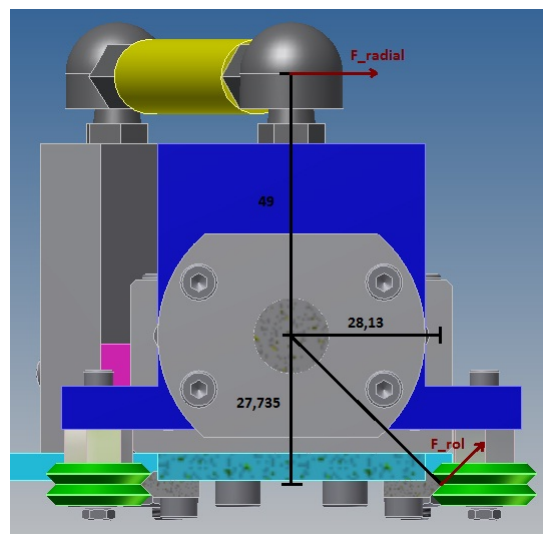


Figura 6.13: Esforços no rolamentos da guias Dual Vee.

Portanto, calculando as força no rolamento temos:

$$F_{rol} = \frac{F_{radial,max} \cdot 49}{\sqrt{28,13^2 + 27,735^2}} = 434,63 \quad [\text{N}]$$

Calculando agora a força radial e axial no rolamento temos:

$$F_{axial,rol} = \frac{1}{2} \cdot F_{rol} \cdot \cos \left(\arctan \left(\frac{27,735}{28,13} \right) \right) = 154,75 \quad [\text{N}]$$

$$F_{radial,rol} = F_{rol} \cdot \sin \left(\arctan \left(\frac{27,735}{28,13} \right) \right) = 305,15 \quad [\text{N}]$$

Analisando os cálculos, concluímos que o rolamento suporta ambas as forças radial e axial uma vez que estas são menores que suas cargas radial e axial admissíveis respectivamente.

Note que para o cálculo da $F_{axial,rol}$, utiliza-se $\frac{F_{rol}}{2}$ dado que a força axial é dividida entre os rolamentos de ambos os lados da estrutura. Isso não ocorre para $F_{radial,rol}$, já que o esforço radial no rolamento do lado oposto é contrário a estrutura.

Para verificar se acoplamento flexível suporta o torque e rotação de saída do motor e redutor Faulhaber, que são respectivamente 1,16 Nm e 365,3 rpm, de acordo com as tabelas 6.3 e 6.5, consideremos a tabela 6.7.

Tabela 6.7: Características Mecânicas do Acoplamento Flexível SFC-020SA2.

Acoplamento Flexível SFC-020SA2	
Torque Admissível [Nm]	1,5
Máxima Rotação [rpm]	10000
Máximo Desalinhamento [mm]	0,02

Com a análise desta tabela, concluímos que o acoplamento suporta o torque e rotação de saída do motor e redutor.

Finalmente, para averiguar se as juntas esféricas suportarão a força axial na haste cilíndrica, precisamos calcular sua máxima utilizando o software MATLAB, uma vez que esta varia com l_f , e compará-la com sua força axial admissível que é igual a 1500 N de acordo com seu *datasheet*. Sendo assim, calculando temos:

$$F_{axial,haste} = 1359,5 \quad [\text{N}]$$

Portanto, as juntas esféricas suportam os esforços aplicados na haste cilín-

drica.

7 RESULTADOS

Nesse capítulo abordaremos os resultados alcançados ao final do período de trabalho correspondente ao TCC. Para melhor encadeamento das ideias, separamos os resultados em (1) físicos e (2) cognitivos.

7.1 Físicos

Com exceção da portabilidade do robô-roupa a diversos usuários, atingimos todos os objetivos a que o trabalho se propôs (capítulo 2). Implicitamente está, portanto, o principal resultado obtido: a fabricação do exoesqueleto robótico de cotovelo. E, claro, não haveria fabricação se não houvesse um projeto; e a qualidade daquela revela a qualidade deste.

A figura 7.1 mostra o exoesqueleto em sua versão final. Não houve disparidade alguma entre o projeto mecânico e a montagem das peças fabricadas.

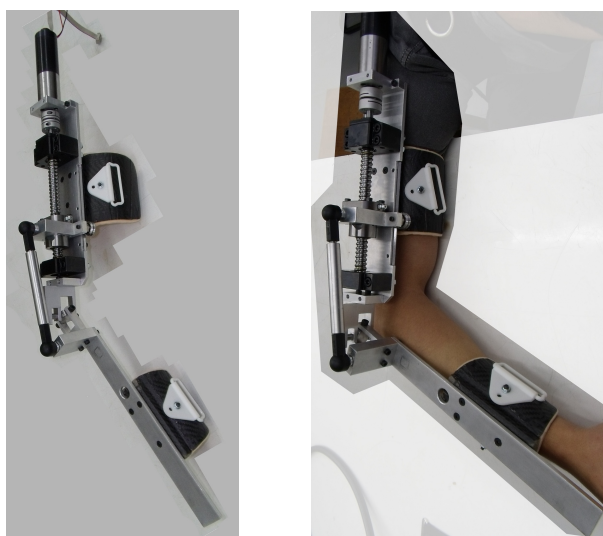


Figura 7.1: Resultado final: exoesqueleto de cotovelo. À esquerda, o mecanismo montado sobre a bancada. À direita, um usuário vestindo o robô-roupa – a espuma de EVA garantiu um contato não-agressivo com a pele do usuário.

Especialmente projetadas para esse exoesqueleto, as fixações em fibra de car-

bono 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 7.2 mostra o primeiro teste experimental da fixação e sua forma livre.



Figura 7.2: 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.

Por fim, cabem alguns comentários a respeito da segurança do robô. Com a difusão dos robôs industriais, existe uma preocupação cada vez mais destacada da segurança que os mesmos oferecem devido à sua proximidade com os trabalhadores. Para um robô que não opera próximo, mas sim paralelamente ao usuário, essa preocupação deve ser levada em conta durante todo seu projeto.

Estabelecemos dois níveis majoritários de segurança, listado em ordem de atuação:

1. Eletrônico
2. Elétrico
3. Mecânico

O nível eletrônico será implementado na malha de controle do exoesqueleto. Serão impostos limites de potência e posição angular para garantir a integridade física do usuário. O nível elétrico será implementado com chaves fim-de-curso posicionadas na castanha do fuso que deverão cortar a alimentação do motor caso sejam acionadas. Nesse nível também será implementado um botão de homem-morto que permite ao usuário interromper a movimentação do exoesqueleto sob

ameaça de qualquer desconforto ou prejuízo à sua saúde. Por fim, se qualquer um desses sistemas de segurança falhar, entra em cena a segurança mecânica: esta limita fisicamente – por interferência de peças – o curso total do exoesqueleto. Garante, assim, que jamais ocorrerá hiperflexão. Para a hiperextensão, uma peça adicional ainda será implementada. A figura 7.3 detalha a segurança mecânica contra hiperflexão.

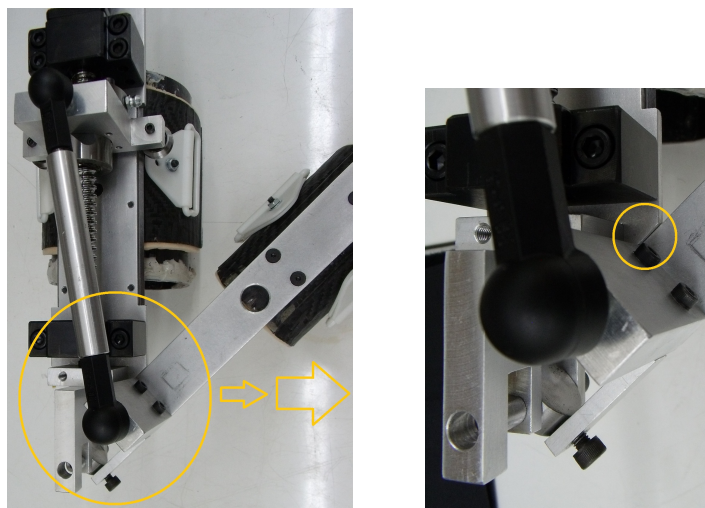


Figura 7.3: Segurança mecânica contra hiperflexão do cotovelo. À esquerda, uma visão geral do exoesqueleto em sua máxima flexão. À direita, um *zoom* da interferência mecânica entre a chapa do braço e do antebraço para limitar o ângulo em 45° entre as elas.

7.2 Cognitivos

A adoção da metodologia de projeto em espiral serviu ao seu propósito de consolidar nos autores uma base de conhecimentos referente a exoesqueletos. As principais percepções adquiridas foram:

- O papel das fixações na interação entre homem e robô como elemento de transmissão de informação e energia;
- A complexidade da anatomia humana, destacando sua mecânica, atuação e controle. Quanto à primeira, a variação do centro instantâneo de rotação (CIR) do membro humano ao longo do movimento; quanto à segunda, a curva de força por comprimento do músculo depende se o movimento é concêntrico ou excêntrico; quanto à terceira, a facilidade de trocar a dinâmica do membro humano. Toda essa complexidade deve ser compreendida para o exoesqueleto operar junto ao membro sem atrapalhá-lo desproporcionalmente;

- A inferioridade tecnológica dos atuadores disponíveis frente à capacidade dos músculos humanos, principalmente no quesito de potência-específica (potência por unidade de massa). Enquanto que no corpo humano os esforços são distribuídos, permitindo excelentes desempenhos, no robô tem-se apenas um atuador e poucos elementos estruturais para suportar a mesma carga.
- 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 (por isso são chamados tecidos moles), 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 malfuncionamento 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.

Para finalizar, cabe ressaltar que publicamos, em conjunto com outros membros do Laboratório de Biomecatrônica, um artigo sobre o trabalho desenvolvido no Congresso Internacional de Engenharia Mecânica (FORNER-CORDERO et al., 2011).

8 CONCLUSÕES

O presente Trabalho de Conclusão de Curso propôs o desenvolvimento de um exoesqueleto robótico cuja finalidade será o estudo do controle motor humano. A metodologia utilizada – e os próprios requisitos do projeto – determinaram a modularização do equipamento. Sob esse prisma, coube aos autores o desenvolvimento da articulação do cotovelo.

Devemos mencionar que a proposta de projeto inicial teve que ser reformulada por conta dos atrasos para conseguir materiais importados, especificamente os motores e redutores. Estes atrasos não foram considerados pelos autores nem pelo orientador, acostumado a trabalhar em países onde os atrasos são várias ordens de magnitude inferiores. Contudo, desperdiçou-se um tempo importante na alteração da solução inicialmente proposta ao perceber-se o inevitável descumprimento de prazo, ocasionado pela demora na entrega de itens fundamentais à mesma. Devido à essa realocação de esforços, o projeto de instrumentação e controle do exoesqueleto não pôde ser concluído nesse trabalho.

Após pesquisa bibliográfica e realização de testes presenciais a respeito da curva de força dos músculos humanos, com enfoque no torque gerado nas articulações, os autores chegaram aos requisitos de projeto: (1) torque médio de 40 Nm e (2) velocidade angular média de 90°/s.

Diante da necessidade de trabalhar com os materiais disponíveis no Laboratório de Biomecatrônica, os autores otimizaram o torque e a velocidade angular do cotovelo robótico para chegarem o mais próximo dos requisitos estabelecidos *a priori*. Os valores teórico alcançados são: (1) torque médio de 45 Nm e (2) velocidade angular média de 48°/s.

Tanto os resultados práticos obtidos quanto os resultados teóricos presentes na literatura levaram os autores à conclusão da existência de dois requisitos fundamentais e contraditórios no projeto da fixação do exoesqueleto: **complexidade versus rigidez**.

Naturalmente, a fixação já possui uma rigidez pequena devido ao seu engas-

tamento em tecidos moles do corpo humano (como a pele e os músculos). Por um lado, isso prejudica o controle do robô-roupa porque insere um amortecimento alto no sistema, ocasionando atrasos e defasagens. Além disso, a baixa rigidez também insere graus de liberdade passivos na cadeia cinemática do par acoplado homem-robô que, além de abrir margem a transferência de energia e informações indesejáveis, tem o efeito benéfico de auxiliar no auto-alinhamento dos eixos de movimentação biológico e robótico. Esse efeito minimiza a complexidade da cinemática do robô.

Apesar de não ser nova, a Ciência de exoesqueletos robóticos ainda está iniciando suas investigações e desenvolvimento de soluções que satisfaçam todos os requisitos inerentes ao projeto de um exoesqueleto compatível com a cinemática humana. O desafio, aparentemente tecnológico, é, em última instância, científico. Isso é justificado pelo fato de os requisitos do robô-roupa rivalizarem um projeto natural: o corpo humano. Somente com avanços científicos nas áreas de atuadores e de energia, capazes de fazerem frente à alta densidade específica de potência e energia encontrados na máquina humana, será possível utilizar os recursos tecnológicos para dar-se um salto na qualidade dos exoesqueletos robóticos.

Uma prova desse raciocínio é que, mesmo existindo trabalhos para a formalização de um paradigma para a fabricação de exoesqueletos, eles são apenas orientações. Isso se deve fundamentalmente às inúmeras arquiteturas de mecanismos capazes de realizar a mesma tarefa. Observa-se inúmero exoesqueleto, cada qual adotando uma abordagem distinta para sua mecânica. Mas não há critério algum para confrontar as soluções propostas por cada um deles. Dessa maneira, o desenvolvimento mecânico do exoesqueleto fica totalmente subjetivo. Não há técnicas disponíveis para torná-lo objetivo e que garantam a eficiência desejada. Os princípios de exoesqueleto ergonômico ou isostáticos não conseguem ainda serem um paradigma!

Por fim, apresenta-se sugestões para trabalhos futuros através da seguinte reflexão biomimética:

Imagine que o exoesqueleto é de fato uma extensão biológica do nosso corpo humano. Como a natureza faria isso? Quais seriam as características do resultado final? De que maneira conseguiríamos reproduzir essa solução?

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

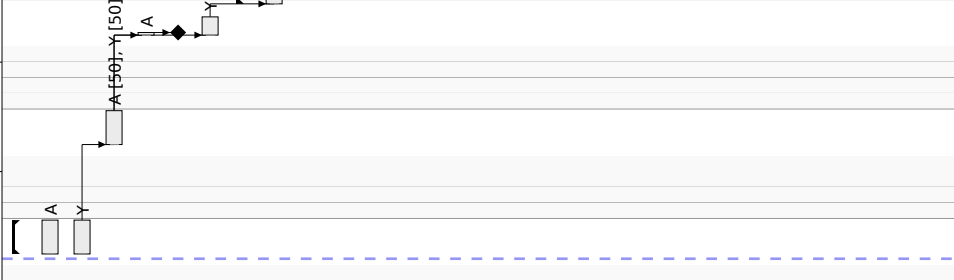
- BECK, T. W. et al. Mechanomyographic amplitude and mean power frequency versus torque relationships during isokinetic and isometric muscle actions of the biceps brachii. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, v. 14, n. 5, p. 555 – 564, 2004. ISSN 1050-6411.
- DANGELO, J. G.; FATTINI, C. A. *Anatomia Básica dos Sistemas Orgânicos : com a descrição dos ossos, juntas, músculos, vasos e nervos*. [S.l.]: Atheneu, 2004.
- FORNER-CORDERO, A. *Estudo do Controle Motor do Membro Superior*. 2010. Projeto para financiamento à FAPESP aceito. Número do Processo: 2010/17181-0.
- FORNER-CORDERO, A. et al. Upper limb exoskeleton for motor control. In: *Proceedings of COBEM 2011*. [S.l.: s.n.], 2011.
- FORNER-CORDERO, A.; PONS, J.; WISSE, M. Basis for bioinspiration and biomimeticism in wearable robots. In: *Wearable robots: biomechatronic exoskeletons*. [S.l.]: John Wiley Sons, 2008. cap. 2. ISBN 9780470512944.
- 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.
- GOPURA, R. A. R. C.; KIGUCHI, K.; LIL, Y. Sufel-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.
- 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.
- ISHII, M.; YAMAMOTO, K.; HYODO, K. A stand-alone wearable power assist suit - development and availability. *Journal of Robotics and Mechatronics*, v. 17, 2005.
- JARDIM, B. *Atuadores Elásticos em Série Aplicados no Desenvolvimento de um Exoesqueleto Para Membros Inferiores*. Disserta (Mestrado) — Escola de Engenharia de São Carlos – USP, 2009.
- JARRASSE, N.; MOREL, G. A methodology to design kinematics of fixations between an orthosis and a human member. In: *Advanced Intelligent Mechatronics, 2009. AIM 2009. IEEE/ASME International Conference on*. [S.l.: s.n.], 2009. p. 1958 – 1963.
- JARRASSE, N.; MOREL, G. A formal method for avoiding hyperstaticity when connecting an exoskeleton to a human member. In: *2010 IEEE International Conference on Robotics and Automation*. [S.l.: s.n.], 2010.

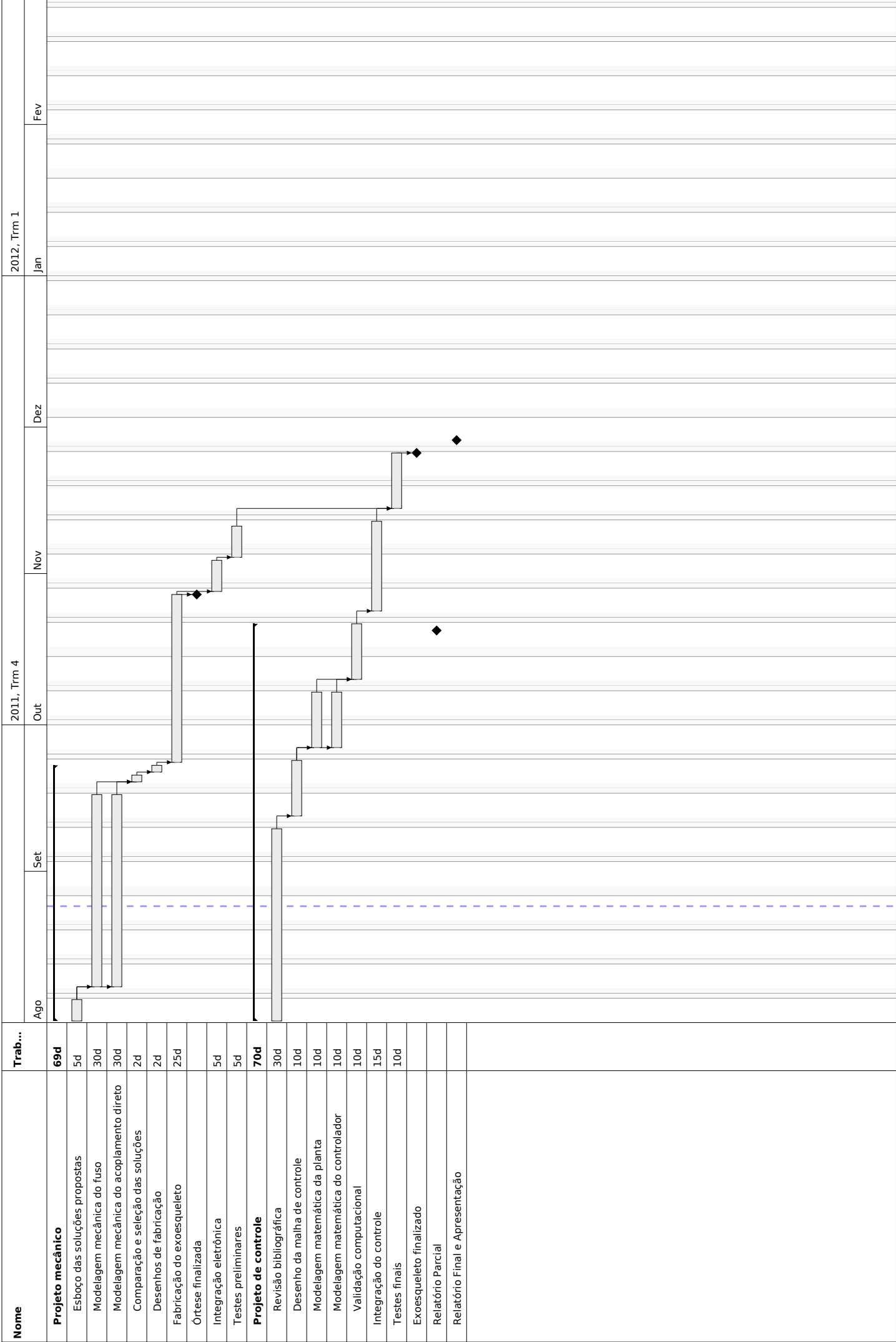
- JUNIOR, A. P. *Amplificadores Operacionais e Filtros Ativos*. 5^a. ed. [S.l.]: Makron Books, 1996.
- KAZEROONI, H. Human-robot interaction via the transfer of power and information signals. *IEEE Transaction On Systems, Man and Cybernetics*, v. 20, n. 2, p. 450–463, 1990.
- LI, Q. et al. A novel rehabilitation 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.
- MIHELJ, M.; NEF, T.; RIENER, R. Armin ii – 7 dof rehabilitation robot: mechanics and kinematics. In: *IEEE International Conference on Robotics and Automation*. [S.l.: s.n.], 2007.
- 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.
- NEEDHAM, J. Science and civilization in china. *Cambridge University Press*, Volume 2, 1986.
- OKAMOTO, R. T.; RABELO, R. O. *Desenvolvimento de uma Superfície Multitoque*. 2010. Monografia de Conclusão de Curso na Escola Politécnica de São Paulo.
- PERRY, J. C.; ROSEN, J.; BURNS, S. Upper-limb powered exoskeleton design. *IEEE/ASME Transaction on Mechatronics*, v. 12, 2007.
- RUIZ, A. et al. Exoskeletons for rehabilitation and motor control. In: *Biomedical Robotics and Biomechatronics*. [S.l.: s.n.], 2006. p. 601–606.
- SANKAI, Y. Leading edge of cybernics: Robot suit hal. In: *ICE-ICASE International Joint Conference*. [S.l.: s.n.], 2006.
- 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.
- SCHIELE, A.; HELM, F. van der. Kinematic design to improve ergonomics in human machine interaction. *Neural Systems and Rehabilitation Engineering, IEEE Transactions on*, v. 14, n. 4, p. 456 –469, dec. 2006. ISSN 1534-4320.
- TOLEDO, J. M. D. et al. Torque and force production during shoulder external rotation: Differences between transverse and sagittal planes. *Journal of Applied Biomechanics*, v. 24, n. 1, p. 51 – 57, 2008. ISSN 10658483.
- TSAGARAKIS, N. G.; CALDWELL, D. G. Development and control of a ‘soft-actuated’ exoskeleton for use in physiotherapy and training. *Autonomous Robots*, v. 15, 2003.
- 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.

WILLIAMSON, M. M. *Series Elastic Actuators*. [S.l.], 1995.

9 APÊNDICE A - CRONOGRAMAS

Nome	Trab...	Abr 2011			Mai 2011					Jun 2011																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																							
		Semana 11	Semana 12	Semana 13	Semana 14	Semana 15	Semana 16	Semana 17	Semana 18	Semana 19	Semana 20	Semana 21	Semana 22	Semana 23	Semana 24	Semana 25	...																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																
Construção do protótipo de teste	6d																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																																





10 APÊNDICE B - ARTIGO COBEM

UPPER LIMB EXOSKELETON FOR MOTOR CONTROL

Arturo Forner-Cordero, aforner@usp.br
Andrey Bugarin Miranda, andrey.bugarin@gmail.com
Andre Yuji Yasutomi, yuji86@hotmail.com
Luis Filipe Rossi, luisf.rossi@gmail.com
Andre Luis Lima de Oliveira, and.snakes@gmail.com
Tarcisio Antonio Hess-Coelho, tarchess@usp.br

Biomechatronics Laboratory
Department of Mechatronics and Mechanical Systems Engineering
Polytechnic School, University of Sao Paulo
Av. Prof. Mello Moraes, 2231 - Cidade Universitária. 05508-030 - São Paulo-SP - Brasil

Abstract. *The goal of this work is the design and construction of an upper limb biomimetic exoskeleton actuating on the flexo-extension motion of the shoulder, elbow and wrist. There are several aspects to be considered in the design that involve, mechanical, electrical and control aspects. With respect to the mechanical part it is important to align the exoskeleton joints with the corresponding human joint centers in order to maintain kinematic compatibility. However, it must be taken into account that the axis of rotation of the human joints vary with time. Another relevant aspect in the design is the power transfer between the exoskeleton and the human body. This is done through the mechanical interface of the exoskeleton with the body segments. Therefore, it is necessary to place the higher pressure contact points on body locations that are able to support this load and it is needed to measure the interaction forces in order to control the forces applied on the subject. In this context it is very important the actuator choice. An ideal actuator would have a high power density, low consumption and reversibility. In this exoskeleton standard electrical DC motors with series elastic actuation are used. It is important to include different types of sensors in the exoskeleton design, these include force sensors and joint angle encoders to develop different control strategies, such as impedance control or interaction force suppression. In order to control the exoskeleton, it is used an embedded PC architecture along with a multichannel network with serial multidrop communication. This hierarchical architecture based on a central computer (PC-104) and local microcontrollers forming a network of sensors and actuators. In this way it is possible implement local control loops mimicking a hierarchical biomimetic control architecture. Therefore, the development of the motor control model will be based on physical (joint torques) and sensory (tendon vibration) perturbations of the upper limb reaching task, in order to register joint angles, interaction forces and EMG. The ultimate research focus of this work is the study of human motor control from an engineering perspective. The exoskeleton is a sophisticated experimental setup that will be used to study motor control of healthy volunteers and, at later stages, for the study of functional compensation of people with motor disabilities.*

Keywords: *Exoskeleton, Rehabilitation Robotics, Upper limb, Motor control, Biomimetics*

1. INTRODUCTION

Rehabilitation robotics is a multidisciplinary field of research that aims to develop suitable platforms to provide therapies for patients with neurological diseases. In this context, this work deals with the design and construction of an upper limb biomimetic exoskeleton actuating on the flexion/extension motion of the shoulder, elbow and wrist.

The paper starts with a brief review on the subject. Then, the concept design is presented, followed by the description of the exoskeleton main subsystems. Next, the preliminary results are shown and the conclusions are outlined.

2. REVIEW

Rehabilitation is a relevant concern in industrialized countries since the incidence of disability varies between 8% and 20% [1]. The causes of the disability rise are not due to a growth of occasional severe injuries but mainly because of the aging of the population.

In addition, cerebral vascular accidents (CVAs), often called “strokes”, became an important cause of disability affecting older people. They occur when the blood supply to the brain is interrupted either by a blood clot or internal bleeding. Due to this interruption, some parts of the brain do not receive fresh oxygenated blood and neurons in that region die. Depending on the region of neuronal death, control, sensory or cognitive functions may be lost or impaired [2].

Fortunately, the human neuromuscular system exhibits use-dependent plasticity, which means that use modifies the properties of neurons and muscles, including the pattern of their connectivity, and thus their function. Hence, the process of neuro-rehabilitation explores such plasticity in order to assist people relearn how to move following neuromuscular injuries or diseases. However, neuro-rehabilitation requires skilled therapists, including physical, occupational and speech therapists. This costly process is also time-consuming, involving daily, intensive movement practice over many weeks. On the other hand, robots could deliver at least the repetitive parts of movement therapy at lower cost than human therapists, allowing patients to receive more therapy. Consequently, rehabilitation robotics emerges as a research field seeking to develop robotic systems that help persons who have a disability with necessary activities, or that provide therapy for persons in order to improve their physical or cognitive function [1].

Basically, the research on rehabilitation robotics relies on the development of two distinct platforms. The first platform corresponds to a device, usually an open kinematic chain robot [3], which the patient interacts with by holding a stick attached to the robot end-effector. MIT-manus [4], MIME [5] and GENTLE/s [2] are remarkable examples of this approach. On the other hand, the second type of platform is the exoskeleton [1, 6, 7, 8]. Such device is actually worn by the patient, either attached to his/her upper limb or even the lower limb.

In nature, exoskeletons are found in most of invertebrate animals, namely, insects and crustaceans [9]. Support, protection and sensing constitute their basic functions [10]. Similarly, artificial exoskeletons have been developed not only for rehabilitation purposes but also for teleoperation [11], human performance augmentation [7] and virtual reality [12].

In general, exoskeletons are composed by a structural mechanism with joints and links, which is worn by the human. Hence, the whole kinematic structure usually performs either the same or even less than the number of independent motions provided by the human body. Perry et al. [13] and Kiguchi and Fukuda [7] developed exoskeletons for the upper limb with 7 and 4 degrees of freedom, respectively.

If the exoskeleton has a non-actuated mechanism with sensors placed to monitor the joint angular displacements, the main purpose is patient's diagnosis. On the other hand, in exoskeletons where actuators are installed, the goal is to guide or to impose some resistance over the patient's limb. In this case, the purpose is therapeutic.

In actuated exoskeletons, most of the employed actuators are electrical motors. However, Jeong et al. [14] employed only pneumatic actuators in their exoskeleton based on parallel mechanisms.

Once both the exoskeleton mechanism and the selected application are defined, various control algorithms were proposed [4, 13, 15]. EMG-based control is often used for control of the robotic systems since EMG signals of user's muscles directly reflect the user's motion intention [7]. In fact, incorporating muscle models (myoprocessor) and taking advantage of the electromechanical time delay in human neuromusculoskeletal physiology, the system can predict the operator's intention before the onset of movement and, consequently, integrate the patient and exoskeleton [13].

Moreover, when the levels of the muscle activity of the patient are little, the exoskeleton is controlled based on a wrist force sensor to avoid the operation failure [7]. On the other hand, when the user activates the muscles, the force sensor signals are ignored and the EMG-based control is applied.

However, the implementation of the EMG-based control is not easy to be accomplished due to some difficulties. Among them, we can mention: the activity level of each muscle and the way of using each muscle for a certain motion is different between persons; the real time motion prediction is not easy since many muscles are involved in a joint motion; and one muscle is not only concerned with one motion but also another kinds of motion [7].

Another different approach is the bio-inspiration for designing such assistive robotic devices [16]. Biological systems demonstrate impressive performances, for instance, adaptation, ability to learn and robustness to failure. Hence, physical or engineering models of biological systems might provide some guidelines about understanding biological behavior and, consequently, improve exoskeleton design [16].

3. CONCEPT DESIGN

In order to develop a suitable robotic platform for the upper limb therapeutic rehabilitation, we followed some fundamental directions:

- The exoskeleton must not impair the voluntary movements of the user. In this way, it will not interfere with the healthy motions.
- The platform should be able to guide the disabled limb through some basic motions. These basic motions will be defined according to requirements based on therapy movements and activities of daily living.
- The actuated mechanism should be light with low structural complexity.
- The whole platform has to be safe for both the patient and operator
- The device shape and the control strategy should be bio-inspired.

In addition, the conceptual design focused on the statement of the platform requirements and the development of two main subsystems: mechanical and control.

3.1 Requirements

The exoskeleton must work in cooperation with the human upper limb. Among the degrees of freedom available in a typical human upper limb, only three of them will be actuated. More specifically, there will be actuation at the flexion-extension movements of the shoulder, elbow and wrist. The other degrees of freedom (dof) will be designed with a passive stiffness. When sizing the mechanism components and the actuators, we have to consider the associated data of a user with a maximum of 100 Kg. For such individuals, the upper limb total mass is approximately 0.024 multiplied by the total body weight (2,4 kg). For safety reasons, the control must take into account the angular displacement range in each actuated joint. The whole platform should be built in such a way to allow mounting either on a fixed frame or on the user's trunk. Moreover, another important requirement is backdriveability, which means that there should be some compliance between actuator shafts and the actuated joint.

3.2 Upper limb joint description

The upper limb ranges from the shoulder to the fingertips and it is commonly modeled with three segments: arm (formed by the humerus between shoulder and elbow joints), forearm (with the radius and ulna between elbow and wrist) and the hand. These segments are linked by three groups of joints: the shoulder, the elbow and the wrist. The bones that form the upper limb are the clavicle, which is joined to the trunk, the scapula, the humerus in the arm, the radius and ulna in the forearm, and the bones of the wrist and the hand: carpal bones, metacarpals and phalanges.

The motion of the upper limb has been thoroughly described from an anatomical perspective. However, the conventions in anatomy used to describe the motions or medical motion description are not directly applicable to describe technical motions. The reason is that the medical motion is based on a set of rules that could be ambiguous in some circumstances. For instance, flexion and extension movements are those that decrease or increase, respectively, the angle between two adjoining bones, such as bending the elbow, which decreases the angle between the humerus and the ulna. Abduction and adduction movements are the movements in that bring the limb away or towards, respectively, the mid-line of the body. For instance, abduction of both legs spreads the legs. In addition, there are rotation movements that are those occurring around the major axis of the limb.

The shoulder complex is composed by two joints, the acromio-clavicular and the gleno-humeral joint. Moreover, the steno-clavicular joint also contributes to shoulder motion. Nevertheless, most of the shoulder motion can be modeled with the gleno-humeral joint (range up to 90° of arm elevation) and the rest of the motions can be achieved with a . It is a ball and socket-type synovial joint formed by the hemispherical head of the humerus (upper arm) and the glenoid cavity of the scapula. This arrangement allows three degrees of freedom comprising the clavicle, scapula and humerus. The shoulder complex show a compromise between the mobility afforded by the ball and socket configuration and the stability provided by the muscles and ligaments and cover about a 65% of a sphere [16]. Considering the simplifications previously mentioned it is possible to approximate the shoulder joint with three dof's. These motions have been described as:

- Flexion-extension. That is the movement that ranges from 130° in flexion to 30° in extension.
- Abduction-adduction. The range of motion of the shoulder can attain up to 180° in abduction and 50° in adduction.
- Rotation. This is movement around the long axis of the humerus. Rotation can be medial (endorotation) with approximately 60° or lateral (exorotation) that can reach up to 90°.

The elbow joint links upper and lower arms. It is composed of three different joints (humero-ulnar, humero-radial and radio-ulnar). However, it can be assumed as a joint with two dof's:

- Flexion-extension. Elbow flexion is the approaching of the forearm and the upper arm, while extension is the opposite motion. In this case, the elbow functions as a hinge joint between the distal end of the humerus and the proximal ends of ulna and radius. The range of flexion-extension motion varies between full extension, (usually considered as 0°) and active maximal flexion that can reach up to 145°. However, for practical purposes most of the activities of daily life require a range of elbow flexo-extension between 30 and 130 degrees. As the elbow is usually modeled as a hinge joint an important consideration in the exoskeleton design is the orientation of the rotation axis of the hinge. It is slightly oblique, with the medial side below the lateral side, resulting in a 5 to 6 degrees of inclination with respect to the perpendicular to the longitudinal axis of the humerus crossing at the lateral epicondyle.

- Pronation-supination. This is the rotation around the long axis of the forearm and these motions are defined from a reference with the elbow flexed at 90 degrees and the hand parallel to the sagittal plane (a plane parallel to the median plane, which divides the body in two symmetric parts) with the palm of the hand inwards and the thumb upwards. Pronation is the rotation that brings the palm of the hand downwards and the thumb to a more medial position. Maximum rotation is 80 degrees. Supination is the rotation of the forearm so that the palm is upwards, and the maximum rotation is 85 degrees. The axis of rotation crosses the distal and proximal radio-ulnar joints.

The wrist is a very complex multi-joint ensemble because it combines high mobility with heavy loads. It can be modeled with two degrees of freedom:

- Flexion-extension. Flexion of the wrist is the movement that approaches the palm of the hand to the forearm, while extension is the opposite. There are large inter-subject differences in the ranges of motion of the wrist but it can range from up to 90° in flexion to 80° in extension. It must be noted that wrist extension also involves some abduction (radial inclination).
- Abduction-adduction. This is the movement of the hand either towards the ulna (adduction) or towards the radius (abduction). Adduction reaches up to 30 degrees, while abduction is below 15 degrees. The wrist has to deal with heavy loads while requiring high mobility and precision [16].

3.3 Subsystems description

Regarding the mechanical subsystem, basically, it is composed of the links and the revolute joints of a 10-dof open kinematic chain mechanism. The direction of the joints rotation axes are selected in accordance with the available independent motions of the human upper limb. Section 4 describes, in more detail, the conceived structural mechanism, the associated models and the performed simulations.

The control subsystem includes the actuators, the sensors and the hardware chosen to provide the prescribed movements for the moving parts. It was decided to implement the hardware in a modular approach, which means that three identical modules will be used to power their correspondent joints. In addition, the controller will be based on a biomimetic hierarchical control strategy, meaning that there will be local and central decision levels. The control subsystem is briefly described in section 5.

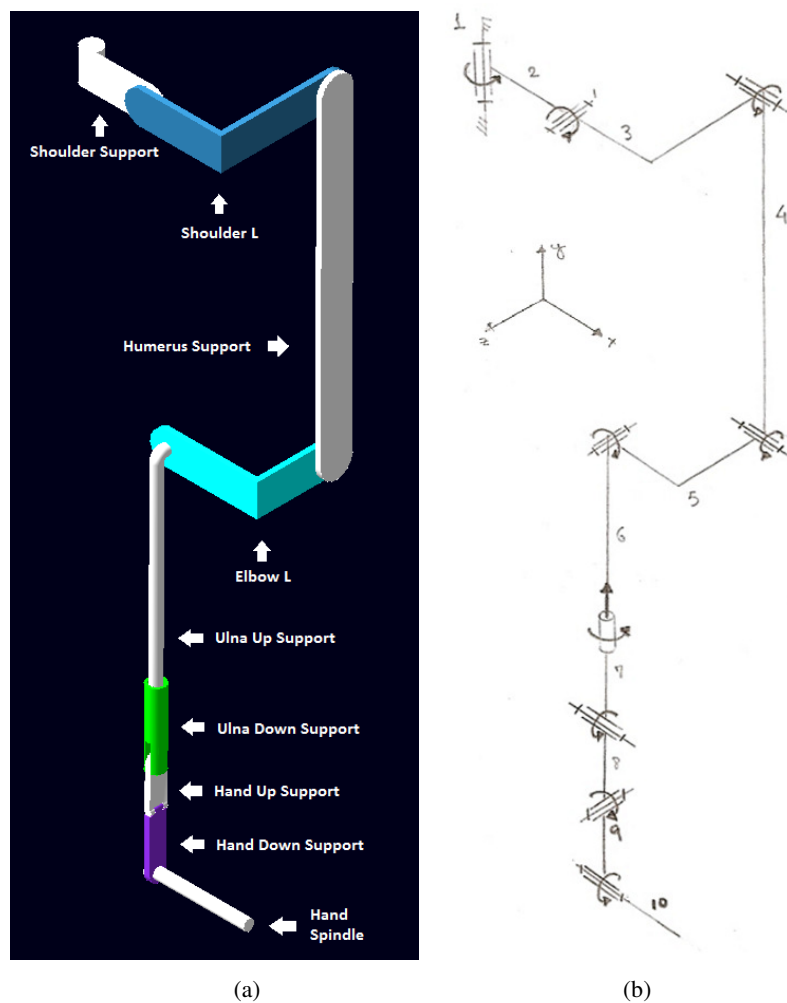


Figure 1. Exoskeleton structural mechanism: (a) CAD-model; (b) kinematic diagram

4. MECHANICAL SUBSYSTEM

The upper limb exoskeleton is a 10-dof structural mechanism. Nevertheless, in this prototype only three degrees of freedom will be actuated independently. The other seven will be employed to allow some additional mobility to the user, without limiting any natural movement of his/her upper limb. In addition, the degrees of freedom are distributed along the exoskeleton as follows: three for the shoulder, two for the elbow, two for the forearm's middle, two for the wrist and one for the hand. Figure 1 shows the exoskeleton CAD-model and its kinematic diagram.

The shoulder support's revolute joint will be engaged in a vest worn by the user, located in the region of the Trapezius muscle in order to minimize the limitation of the shoulder movements. (Figure 2).

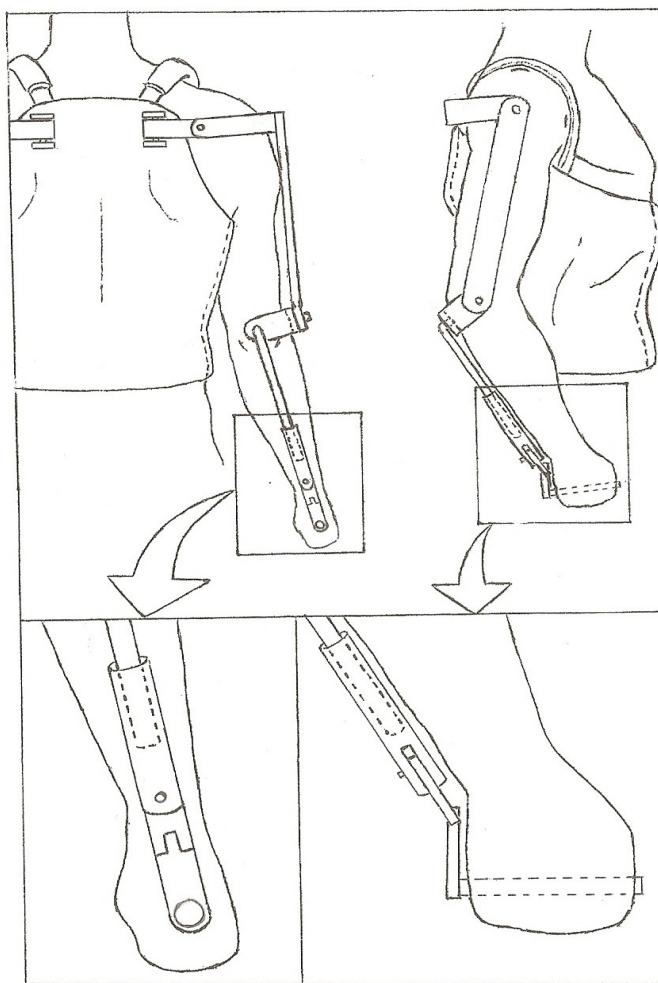


Figure 2. Back and side views of the user wearing the exoskeleton

The two degrees of freedom in the middle of the forearm (cylindrical joint) were added in order to avoid that the fixation of the exoskeleton to the forearm would slip during elbow flexion, extension, pronation and supination, providing the user more comfort while using the exoskeleton.

Also with the purpose of providing comfort to the user, a degree of freedom in the hand was added, in order to provide a rotation of the hand spindle during the flexion and extension of the elbow.

Regarding the exoskeleton computational model, it was built in the software INVENTOR (Autodesk, Inc). However, as soon as the simulations of the exoskeleton behavior became crucial for the development of the project, the model was converted to run under the simulation program ADAMS (MSC software, Corp). All parts will be made from aluminum, in order to decrease the exoskeleton mass and the simulations were performed to test if aluminum would be able to bear the loads without suffering too large deformations.

The three actuated degrees of freedom in the exoskeleton will provide the shoulder, elbow and wrist flexion and extension motions. Figure 3 shows a the motions of the human shoulder, elbow and wrist, along with the exoskeleton.

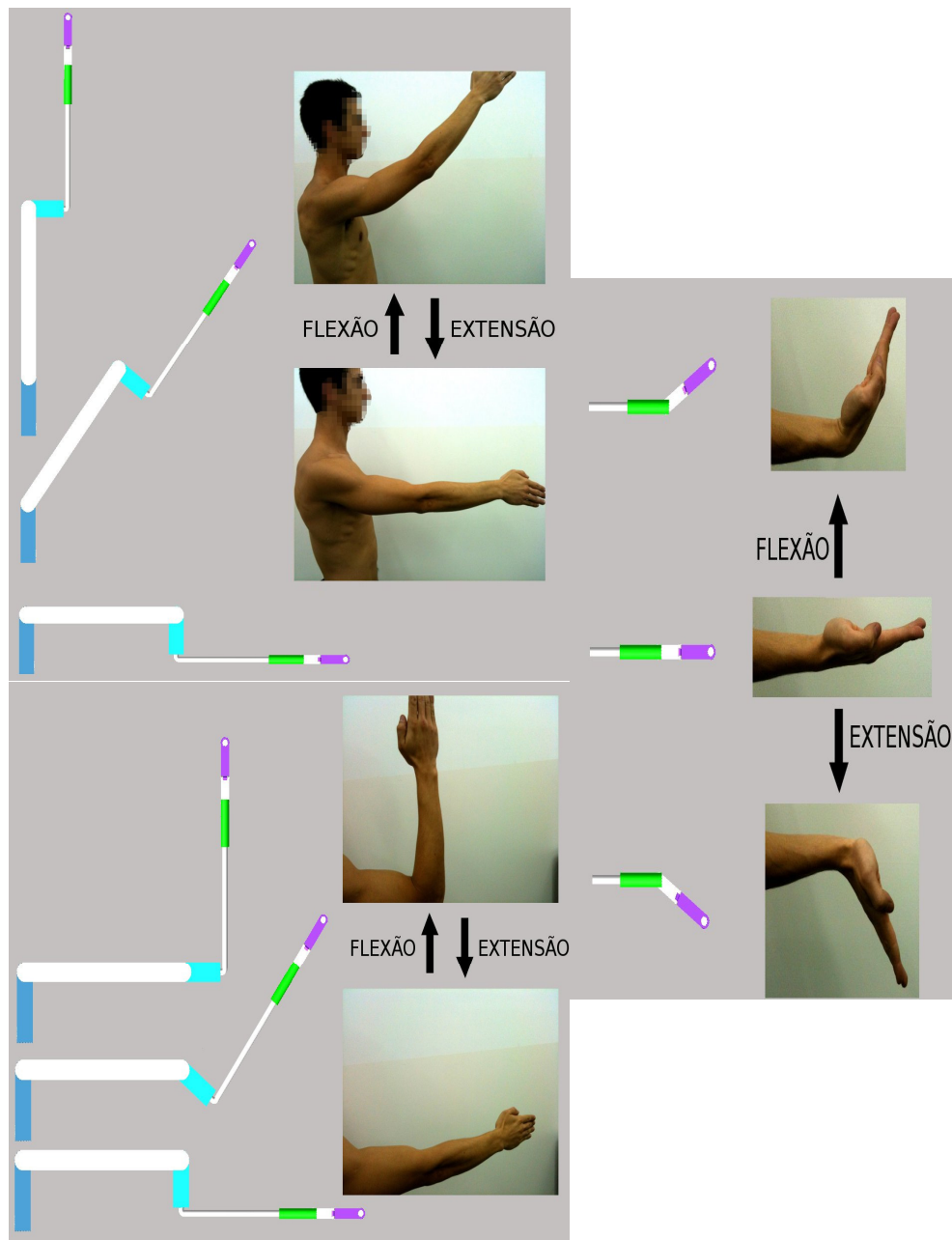


Figure 3. Three configurations of the exoskeleton during the flexion/extension of the shoulder, elbow and wrist. In detail, the conventions for the flexion/extension motions of the human shoulder, elbow and wrist.

5. CONTROL SUBSYSTEM

As described before, a modular, distributed and hierarchical approach was implemented. Basically, the control subsystem is composed of a Central Processor, a Communication Network and Nodes. The Nodes are responsible for the local distributed processing and for the interface with the sensors and actuators. A very simplified scheme of the subsystem can be seen in Figure 4.

5.1 Central Processor

In order to achieve processing performance and strict timing control, the Central Processor should be a high-end digital signal processor with a float-point unit, running a lightweight real-time operating system. However, for academic and research purposes, it is more suitable to employ a standard PC computer with a very compact size, because that would allow the use of third-part programs, as Matlab/Simulink (The Mathworks, Inc), and a friendly programming environment that facilitates the implementation and modification of different control architectures. Therefore, a computer with a PC/104+ form factor and an Intel ®Atom™ processor was chosen to be the Central Processor. To guarantee third-part tools compatibility and minimum real-time behavior, a Linux with a real-time patch is used as the operating system.

5.2 Communication Network

The physical layer of the communication interface between the Central Processor and the Nodes was chosen to be the M-LVDS(TIA/EIA-899), a multidrop differential-signal standard. Its multidrop capability enables a reduction of the number of cables crossing the joints, improving the system's reliability without compromising the noise immunity due to the differential signaling. Finally, the SN65MLVD206 was chosen to implement the transceiver. Once this state-of-art transceiver allows a maximum 200Mbps baud rate, well above the current requirements of the exoskeleton.

For the data-link layer is used a standard asynchronous communication with one start bit, one stop bit, 8 bits of data and one bit to differentiate address from data bytes. In order to deal with all the data-link layer overhead (address filtering, cyclic redundancy check, etc...), a Network Interface for each node was implemented on a FPGA. As for the Central Processor, a Network Controller was implemented on a FPGA, that is responsible for dealing with the data-link layer, bus arbitration, data flow controlling and to work as a bridge between PC/104+ PCI Bus and the M-LVDS Bus.

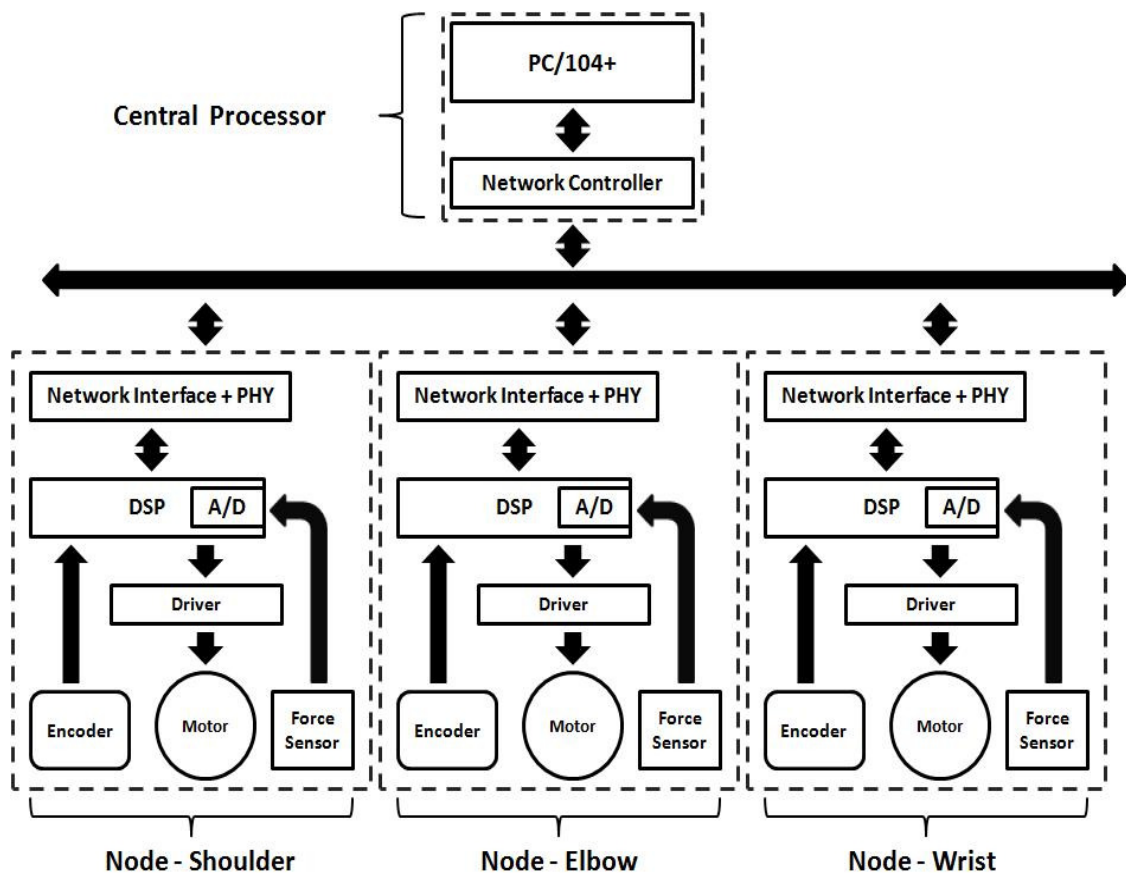


Figure 4. General architecture of the control subsystem

5.3 Nodes

All tree nodes are composed by the same hardware: an actuator (DC motor) coupled with an encoder and the appropriate analog front-end for driving it, force sensors with the appropriate signal conditioning, a DSP and a Network Interface with a M-LVDS transceiver. For the DSP, the TMS32028335 was chosen due to the availability of sixteen PWM channels, two quadrature encoder interface, sixteen Analog to Digital Converter channels, a Floating-Point Unit and a maximum of 150MHz processing frequency [17]. All of these features make it very suitable to control the DC motors (both brushed and brushless) and to run the bio-inspired routines which demand floating-point math operations. Finally, all other available peripherals make it useful and reusable in future projects.

6. PRELIMINARY RESULTS

This section introduces the methodology followed to select the appropriate DC motors to power the three active joints, shoulder, elbow and wrist in the prescribed motions (flexion and extension).

6.1 Determination of the peak torques

In order to build an exoskeleton capable to drive the human upper limb, it was necessary to determine the required torque and power in each joint, shoulder, elbow and wrist for the actuated dof, in this case flexion and extension.

For this purpose, it was performed a search in the literature that did not yield conclusive results because the available data showed a large dispersion of values, probably due to inter-subject differences and to different experimental methodologies. Therefore, it was decided to carry out some experiments to obtain the reference values for the torque and power at each joint. The tests consisted of performing between 5 and 10 repetitions of concentric (in the direction of the muscle contraction) and eccentric (against muscle contraction) isokinetic, with constant force, movements. It was used the CYBEX Evaluation machine (CSMI Solutions) from the Vita Institute (São Paulo, Brazil). This machine can reach up to 678 Nm torques (concentric and eccentric) and velocities up to 500°/s in concentric test and 300°/s in eccentric test. Two male young subjects participated in the study (23 years, 73±1 Kg, 1,81±1 m). They performed concentric shoulder tests at 30°/s, 60°/s, 90°/s, 150°/s and 180°/s and elbow concentric tests at 30°/s, 60°/s, 180°/s and eccentric tests at 60°/s and 180°/s. Table 1 shows the results for the dominant side (right).

Table 1. Experimental results for isokinetic concentric and eccentric tests in upper limb joints for dominant side

Joint	30°/s		60°/s		90°/s		150°/s		180°/s	
	Peak Torque ⁽¹⁾	Average Power ⁽²⁾	Peak Torque	Average Power	Peak Torque	Average Power	Peak Torque	Average Power	Peak Torque	Average Power
Shoulder Flexion ⁽³⁾	61	15.3	61	33.8	62	45.6	46	51.5	38	53.4
Shoulder Extension ⁽³⁾	74	29.3	77	56.8	66	78.3	59	98.6	56	112.5
Elbow Flexion ⁽³⁾	31	10.6	25	17.1	-	-	-	-	20	31.1
Elbow Extension ⁽³⁾	33	11.8	27	19.5	-	-	-	-	20	32.9
Elbow Flexion ⁽⁴⁾	-	-	34	24.9	-	-	-	-	37	58.8
Elbow Extension ⁽⁴⁾	-	-	35	24.8	-	-	-	-	34	65.7

(1) : in Nm

(2) : in Watts

(3) : concentric motion

(4) : eccentric motion

6.2 Determination of the peak torques considering only the exoskeleton inertias

The methodology to determine the peak torques by taking into account the effects of the exoskeleton inertia was based on performing dynamic analysis based on simulations run with the software ADAMS (MSC Software Corp). The eccentric motion was selected due to the fact that this movement is more severe than the concentric. The results are shown in Figures 5 and 6 for flexion and extension, respectively with an angular velocity of 60 degrees per second and in Figures 7 and 8 for flexion and extension in an angular velocity of 180 degrees per second.

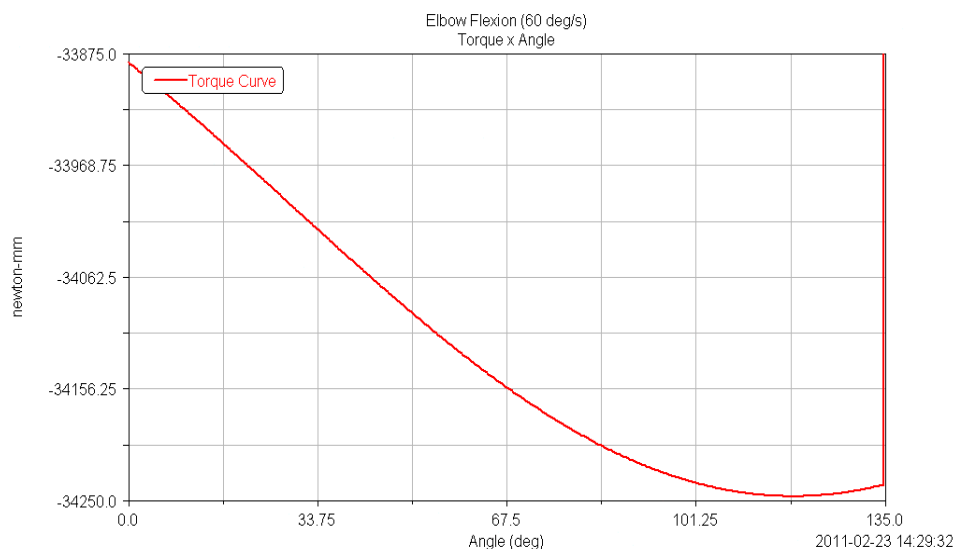


Figure 5. Elbow flexion torque as a function of joint angle at a speed of 60 deg/s

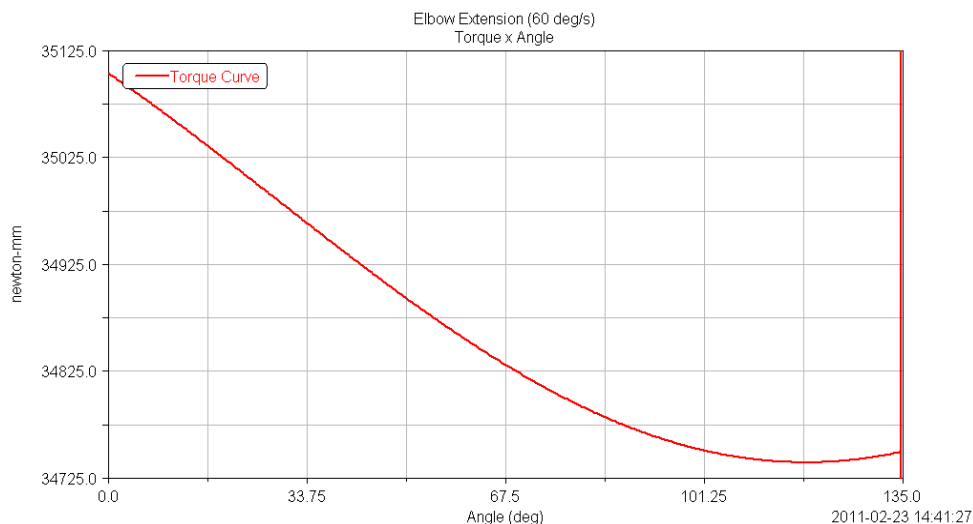


Figure 6. Elbow extension torque as a function of joint angle at a speed of 60 deg/s

The analysis of Figures 5 and 6 indicates that, with an angular velocity of 60 deg/s, the peak torques reached values of 34.25 Nm (flexion) and 35.10 Nm (extension). Considering the Figures 7 and 8 it can be concluded that, with a angular velocity of 180 deg/s, the peak torques reached 37.25 Nm (flexion) and 34.12 Nm (extension).

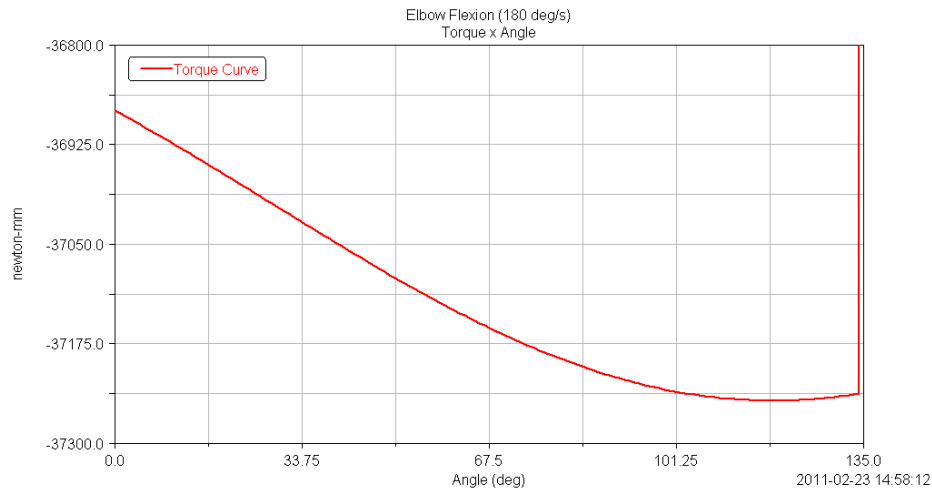


Figure 7. Elbow flexion torque as a function of joint angle at a speed of 180 deg/s

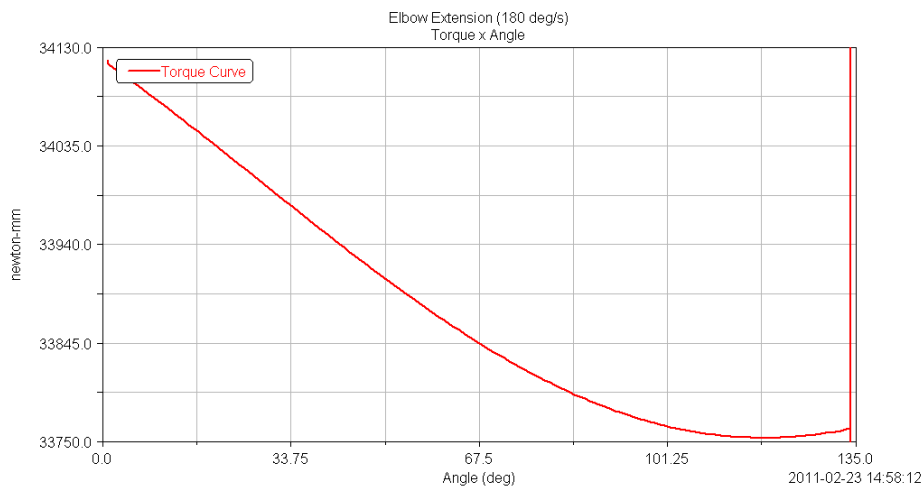


Figure 8. Elbow extension torque as a function of joint angle at a speed of 190 deg/s

Taking into account the peak torques obtained by the simulations and the results obtained by the experiments, it was possible to specify an operation point to our exoskeleton and to size the appropriate DC motor for each joint. All selected motors are brushless DC motors (MAXON flat EC series). For the shoulder, considering that the maximum joint angular speed is 90°/s a 90 watts motor was chosen. For the elbow joint, a lower power is required, so a 60 watts motor was selected. Finally, for the wrists it was estimated that a 30 watt motor was sufficient.

6.3 Built prototypes

In earlier studies, it has been developed three prototypes to evaluate some exoskeleton's features as teleoperation, fixation, control and bio-inspired mechanical architecture.

A muscle-inspired mechanical architecture was also built with low cost materials to study the advantages and disadvantages of this topology. The prototype consisted of an elbow joint actuated by a DC motor moving a bar that emulates a muscle. As it was not possible to control directly the bar's length, a linear screw, coupled with a motor reduction spindle, moved the 'muscle' attached at the humerus, providing the angular movement. Figure 9 shows the physical construction. Further studies could emulate various muscle fibers exploring the possibility of use multiples bars and motors to distribute the power source as occurs in our limbs.



Figure 9. Low-cost prototypes developed by AB Miranda to study different aspects in the construction of the exoskeleton.

In order to explore the different possibilities in the design of the fixation of exoskeleton to the arm, it was developed a prototype with parallel and series chain as shown in Fig. 9. The parallel part is responsible for axial rotations (e.g. forearm pronation and supination) and the series part is responsible for perpendicular rotations (e.g. elbow extension and flexion). In this way, user could easily fix the exoskeleton to the arm and forearm.

Currently a real scale prototype with one actuated dof in elbow is being used to test the control strategies, options to implement the fixation to the arm, sensors, hardware and human-robot interaction.

7. ACKNOWLEDGMENTS

This work is supported by the Fundação de Amparo a Pesquisa do Estado de Sao Paulo (FAPESP) project “Estudo do Controle Motor do Membro Superior. Fase 1 - Desenvolvimento de um exoesqueleto robótico biomimético” (Process2010/17181-0). We thank Prof Marcos Duarte (USP) and the Vita Institute for the experimental facilities provided.

8. REFERENCES

- [1] Machiel Van der Loos, H. F.; Reinkensmeyer, D. J. Rehabilitation and healthy care robotics In : Siciliano, B.; Khatib, O. (Ed.). Handbook of Robotics. Berlin-Heidelberg: Springer, 2008, p. 1229-1231.
- [2] Loureiro, R.; Amirabdollahian, F.; Topping, M.; Driessen, B.; Harwin, W. Upper Limb Robot Mediated Stroke Therapy—GENTLE/s Approach. Autonomous Robots , v.15, p.35–51, 2003
- [3] Tsai, L. W. The mechanics of serial and parallel manipulators. New York: John Wiley & Sons, 1999. 505 p.
- [4] Krebs, H. I.; Hogan, N.; Aisen, M. L.; Volpe, B. T. Robot-Aided Neurorehabilitation IEEE Trans Rehabil Eng. , v. 6, n. 1, p. 75–87, 1998.
- [5] Burgar, C.G.; Lum, P.S.; Shor, P.C.; Machiel Van der Loos, H.F. Development of robots for rehabilitation therapy : The Palo Alto VA/Stanford experience. Journal of Rehabilitation Research and Development , v. 37, n. 6, p. 663-673, 2000
- [6] Cattin, E.; Roccella, S.; Vitiello, N.; Sardellitti, I.; Artemiadis, P. K.; Vacalebria, P.; Vecchi, F.; Carrozza, M. C.; Kyriapoulos , K. J.; Dario, P. Design and Development of a Novel Robotic Platform for Neuro-Robotics Applications: the NEURobotics ARM (NEURARM). Advanced Robotics, v. 22, n. 1, p. 3–37, 2008
- [7] Kiguchi, K.; Fukuda, T. Upper-Limb Exoskeletons for Physically Weak Persons, In: Kommu, S. S. (Ed.), Rehabilitation Robotics, Vienna Itech: Education and Publishing, 2007, p. 287-299.
- [8] Rocon, E.; Ruiz, A. F.; Pons, J. L. Wearable upper limb robots. In: Pons, J. L. (Ed.). Wearable Robots: Biomechatronic Exoskeletons. Chichester: John Wiley and Sons, 2008, p. 235-278.
- [9] Cashore, K. Exoskeleton. Scott Foresman Science 3.2. Glenview : Pearson Education, 2006

- [10] Yang, C. J. ; Zhang, J.-F. ; Chen, Y. ; Dong, Y.-M. ; Zhang, Y. A review of exoskeleton-type systems and their key technologies. *J. Mechanical Engineering Science*, v. 222, p. 1599-1612, 2008
- [11] Jacobsen, S.C.; Olivier, M.; Smith, F.M.; Knutti, D.F.; Johnson, R.T.; Colvin, G.E.; Scroggin, W.B. Research Robots for Applications in AI, Teleoperation and Entertainment. *The International Journal of Robotics Research*, v. 23 n. 4-5, p. 319-330, 2004.
- [12] Gupta, A. and O'Malley, M.K. Robotic Exoskeletons for Upper Extremity rehabilitation. In: Kommu, S. S. (Ed.), *Rehabilitation Robotics*, Vienna Itech: Education and Publishing, 2007, p. 371-396.
- [13] Perry, J. C.; Rosen, J.; Burns, S. Upper-Limb Powered Exoskeleton Design. *Transactions on Mechatronics*, v. 12, n. 4, p. 408-417, 2007.
- [14] Jeong, Y.; Lee, Y.; Kim, K.; Hong, Y.-S.; Park, J.-O. A 7-DOF Wearable Robotic Arm Using Pneumatic Actuators. In: *INTERNATIONAL SYMPOSIUM ON ROBOTICS*, 32., 2001, Seoul, Proceedings, 2001. p. 388-393.
- [15] Hogan, N. Impedance control: An approach to manipulation: Part I, Part II, Part III. *J. Dynam. Syst., Measurement, Contr.—Trans. ASME* , v. 107, p. 1–24, 1985.
- [16] Forner-Cordero, A.; Pons, J. L.; Turowska, E. A.; Schiele A. Chapter 3. Kinematics and dynamics of wearable robots. In: Pons, J. L. (Ed.). *Wearable Robots: Biomechatronic Exoskeletons*. Chichester: John Wiley and Sons, 2008, p. 235-278.
- [17] Texas Instruments. TMS320F28335, TMS320F28334, TMS320F38332, TMS320F28235, TMS320F28234, TMS320F28232 Digital Signal Controllers (DSCs) Data Manual, June 2007 – Revised March 2010.
- [18] Hill A.V. (1953) The mechanics of active muscle *Proc Roy Soc Lond (Biol)*, 141: 104-117
- [19] Ruiz A.F., Rocon E., Forner-Cordero A. (2009) Exoskeleton-Based Robotic Platform Applied in Biomechanical Modelling of the Human Upper Limb. *Appl Bionics Biomechanics* 6(2): 205-16.
- [20] Williamson, MM. (1995) Series Elastic Actuators. PhD Thesis. MIT
- [21] Hogan, N. (1984). Adaptive Control of Mechanical Impedance by Coactivation of Antagonist Muscles, *IEEE Transactions on Automatic Control* 29, 681–690.

9. RESPONSIBILITY NOTICE

The following text, properly adapted to the number of authors, must be included in the last section of the paper:
The author(s) is (are) the only responsible for the printed material included in this paper.