

**ALEXANDRE MITSURU NISHIKAWA
HENRIQUE YUJI SUGIMOTO**

**EXOESQUELETO ROBÓTICO COM UM ATUADOR E ESTRUTURA
CONFIGURÁVEL PARA A REABILITAÇÃO MOTORA DO OMBRO**

São Paulo
2014

ALEXANDRE MITSURU NISHIKAWA
HENRIQUE YUJI SUGIMOTO

**Exoesqueleto robótico com um atuador e estrutura
configurável para a reabilitação motora do ombro**

Monografia apresentada à Escola
Politécnica da Universidade de São Paulo
para a disciplina PMR2550 – Projeto de
Conclusão de Curso II

São Paulo
2014

ALEXANDRE MITSURU NISHIKAWA
HENRIQUE YUJI SUGIMOTO

**Exoesqueleto robótico com um atuador e estrutura
configurável para a reabilitação motora do ombro**

Monografia apresentada à Escola
Politécnica da Universidade de São Paulo
para a disciplina PMR2550 – Projeto de
Conclusão de Curso II

Área de Concentração:
Engenharia Mecatrônica

Orientador: Prof. Dr. Tarcísio Hess Coelho

São Paulo
2014

*Dedicamos este trabalho às nossas famílias,
amigos e colegas que nos apoiaram durante a
nossa vida acadêmica.*

AGRADECIMENTOS

Às nossas famílias pelo carinho e apoio sem limites para que nós chegássemos até esta etapa de nossas vidas.

Aos amigos e colegas, que nos ajudaram a crescer tanto pessoalmente quanto profissionalmente.

Aos nossos professores, que durante o período acadêmico nos guiaram para o caminho do conhecimento.

À Aline.

A todas as pessoas, que de maneira direta ou indireta, contribuíram – com conversas, sugestões, reflexões, ideias e sonhos – para a realização deste trabalho.

RESUMO

A prática terapêutica de reabilitação motora para pacientes idosos ou com lesão neuromuscular ou musculoesquelética requer o acompanhamento de um profissional da saúde ou de uma pessoa instruída para executar uma série de exercícios repetitivos. Os dispositivos robóticos destinados à reabilitação motora executam movimentos precisos controlados por sensores, obtendo alta repetitividade e precisão. Além disso, a geração de relatórios oferece parâmetros de monitoramento do progresso e um sistema de pontuação qualitativo do movimento incentiva a superação pessoal e contribui para a continuidade do tratamento. Para os profissionais da saúde, o uso de dispositivos robóticos na terapia de reabilitação motora retira o esforço físico necessário durante a execução dos movimentos. Assim, o seu foco pode ser destinado à monitoração dos exercícios de mais pacientes simultâneos, ampliando a oferta de tratamento.

Este trabalho tem como objetivo desenvolver um projeto de um exoesqueleto robótico para a reabilitação dos movimentos de flexão/extensão e abdução/adução do ombro. A solução proposta utiliza apenas um atuador e sua estrutura configurável é responsável pelo ajuste do dispositivo no indivíduo e para a definição do plano de movimentação. O membro superior do usuário é conduzido pelo dispositivo pelo conceito de cadeia passiva do mecanismo através da modelagem por um quadrilátero articulado “virtual”. Esta abordagem não requer o alinhamento entre os eixos robóticos e os biológicos e permite que os movimentos de elevação/depressão e protração/retração do ombro ocorram e sejam identificados durante os exercícios.

Um procedimento de aquisição de dados experimentais foi realizado em uma pessoa saudável, sem histórico de lesões do ombro, para obter as trajetórias da movimentação real de um membro superior. O método de aquisição utilizado foi por câmeras de captura de movimento do Laboratório de Biomecatrônica da Escola Politécnica da Universidade de São Paulo. Estes dados foram utilizados para validar o modelo do mecanismo desenvolvido no software SOLIDWORKS e em uma análise no software de simulação MATLAB[®] através do equacionamento e dimensionamento do quadrilátero articulado “virtual”. Em seguida, uma nova iteração do projeto adequou o resultado das análises ao modelo do mecanismo proposto.

Palavras-chave: Reabilitação, Exoesqueletos, Robótica, Ombro

ABSTRACT

The therapeutic practice of motor rehabilitation for the elderly, for neuromuscular or musculoskeletal injury patients requires assistance of a health professional or of a person instructed to perform a series of repetitive exercises. Robotic devices for motion rehabilitation execute precise movements controlled by sensors, obtaining high precision and repeatability. In addition, the creation of reports provides parameters for progress monitoring and a system of qualitative score of the movement encourages personal development and contributes to the continuity of care. For health professionals, the use of robotic devices in motor rehabilitation therapy removes the physical effort required during the execution of movements. Thus, your focus may be intended for monitoring the exercises more patients simultaneously, expanding the offer of treatment.

This work aims to develop a design of a robotic exoskeleton for the rehabilitation of flexion/extension and abduction/adduction of the shoulder. The proposed solution uses only one actuator and its configurable structure is responsible for setting the device on the individual and for the definition of the movement plan. The device uses the concept of passive chain mechanism through modeling by a "virtual" 4-bar linkage to drive the user's upper limb. This approach does not require the alignment between robotic and biological joints and allows the performance and the identification of the movements of elevation/depression and protraction/retraction of the shoulder during the exercises.

A step acquisition of experimental data was performed in a healthy person with no history of shoulder injuries, obtaining the trajectories of the actual movement of the upper limb. The acquisition method was used for motion capture cameras Biomechatronic Lab from the Polytechnic School of the University of Sao Paulo. The data was used to validate the model developed in SOLIDWORKS software engine and a simulation analysis in MATLAB[®] by equating and scaling of a "virtual" 4-bar linkage. Then, a new iteration of the project adapted the test results to the model of the proposed mechanism.

Keywords: Rehabilitation, Exoskeleton, Robotics, Shoulder

LISTA DE FIGURAS

1. Tipos de dispositivos robóticos	17
2. Projeto final do exoesqueleto MGA	18
3. Desenho do exoesqueleto da patente US7862524	18
4. Modelo do ARMin III e implementação correspondente	19
5. Dispositivo BONES	20
6. Esquema da estrutura robótica	22
7. Sistema MEDARM	22
8. Modelo sólido do AssistOn-SE	22
9. Dispositivo WREX	23
10. Desenho do exoesqueleto da patente US20030115954	24
11. Dispositivo para a reabilitação do cotovelo	26
12. Dispositivo para a reabilitação do cotovelo acoplado ao usuário	26
13. Etapas de Desenvolvimento do Trabalho	30
14. Planos anatômicos	33
15. Articulações do complexo do ombro	33
16. Deslocamento do Centro Instantâneo de Rotação (CIR) da junta glenoumeral	33
17. Movimentos do rotação do ombro	34
18. Movimentos de translação do ombro	34
19. Câmera de captura Optitrack	42
20. Configuração do laboratório para a captura dos dados experimentais	42
21. Marcadores reflexivos	42
22. Conexões das câmeras no <i>OptiHub 2</i>	42
23. Posicionamento dos marcadores na pessoa submetida à aquisição de dados de movimentação	44
24. Gráfico da velocidade angular	55
25. Divisão do quadrilátero articulado. (a) Cadeia cinemática ativa (b) Cadeia cinemática passiva	61
26. Modelo do quadrilátero articulado	65
27. Modelo do quadrilátero articulado virtual aplicado no sistema de transmissão de torque	65

28. Efeitos do movimento translacional da junta O_{GH}	67
29. Efeitos do movimento rotacional da junta O_{GH}	68
30. Efeitos das diferenças de comprimento do segmento L_B	69
31. Conceito inicial da solução proposta	70
32. Montagem com peças de LEGO®	70
33. Movimentação das barras para os exercícios de flexão/extensão no plano sagital do braço direito	71
34. Movimentação das barras para os exercícios abdução/adução no plano transversal do braço direito	72
35. Movimentação das barras para os exercícios do braço esquerdo	73
36. Descrição para o Lado Esquerdo	76
37. Descrição para o Lado Direito	77
38. Vetores para o equacionamento do Lado Esquerdo	78
39. Demonstração gráfica dos vetores	81
40. Trajetória dos marcadores durante o ensaio dos movimentos de flexão/extensão no plano sagital	83
41. Trajetória dos marcadores durante o ensaio dos movimentos de abdução no plano frontal	83
42. Trajetória dos marcadores durante o ensaio dos movimentos de abdução/adução horizontal no plano transversal	84
43. Conjunto Maxon (Encoder, Motor e Redutor Planetário)	87
44. Sistemas do dispositivo	90
45. Eixos do Sistema de Orientação do Atuador PRRR	91
46. Configurações do dispositivo para os exercícios nos planos: (a) Sagital; (b) Frontal e (c) Transverso	92
47. Sistema de Transmissão do Torque (Quadrilátero articulado “virtual”)	93
48. Sistema de fixação do membro superior (vista isométrica)	94
49. Sistema de fixação do membro superior (vista superior)	94
50. Mecanismo de ajuste telescópico e acoplamento por interferência ajustável	95
51. Configuração do mecanismo passando pelo ponto P_1 no plano transversal	97

52. Configuração do mecanismo passando pelo ponto P_2 no plano transversal - β_2 e γ_2	97
53. Configuração do mecanismo passando pelo ponto P_3 no plano transversal - β_3 e γ_3 iniciais	97
54. Sketch no solidworks para determinação do ângulo	98
55. Configuração do mecanismo passando pelo ponto P_3 no plano transversal. β_3 e γ_3 espelhado	98
56. Configuração do movimento passando pelo ponto P_3 no plano transversal. β_3 e γ_3 finais	98
57. Configuração do mecanismo passando pelo ponto P_1 no plano sagital	99
58. Configuração do mecanismo passando pelo ponto P_2 no plano sagital - β_2 e γ_2	99
59. Configuração do mecanismo passando pelo ponto P_3 no plano sagital - β_3 e γ_3 iniciais	99
60. Sketch em solidworks para determinação do ângulo	100
61. Configuração do mecanismo passando pelo ponto P_3 no plano sagital. β_3 e γ_3 espelhado	100
62. Configuração do movimento passando pelo ponto P_3 no plano sagital. β_3 e γ_3 finais	100
63. Desenho esquemático do mecanismo paralelo para o ombro esquerdo	110
64. Saída gráfica representando o espaço tridimensional e o posicionamento das juntas	115
65. Saída da interface principal do MATLAB [®] para a configuração de roll = pitch = yaw = 0	116
66. Modelo de uma pessoa com a estrutura móvel do mecanismo	117

LISTA DE TABELAS

1.	Amplitude de movimento para homens e mulheres	35
2.	Dimensões antropométricas do corpo humano	36
3.	Massa dos segmentos do corpo humano	37
4.	Dados do momento isométrico do ombro	50
5.	Comprimentos dos segmentos corporais relativos à altura h .	51
6.	Massas dos segmentos corporais em relação à massa total do corpo m_{corpo}	51
7.	Localização relativa do centro de massa no segmento corporal	51
8.	Raio de giro de cada segmento corporal segundo a posição do eixo de rotação	53
9.	Amplitudes dos movimentos do ombro separados em etapas	57
10.	Crítérios e pesos utilizados para a escolha do tipo de atuador	60
11.	Matriz de decisão para a escolha do atuador.	60
12.	Comparação entre os dados experimentais e da literatura para o movimento de flexão/extensão no plano sagital	84
13.	Comparação entre os dados experimentais e da literatura para o movimento de abdução no plano frontal	84
14.	Comparação entre os dados experimentais e da literatura para o movimento de abdução/adução horizontal no plano transversal	84
15.	Especificação do motor	87
16.	Especificação do redutor planetário	87
17.	Tipos de Pares Cinemáticos	201

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	13
2	Estado da Arte	15
2.1	Classificação	15
2.2	Soluções encontradas na literatura	17
2.2.1	MGA Exoskeleton	18
2.2.2	ARMin III	19
2.2.3	BONES	19
2.2.4	CaMaReS	20
2.2.5	MEDARM	21
2.2.6	AssistOn-SE	21
2.2.7	WREX	23
2.2.8	Estrutura de exoesqueleto para a extremidade superior (US20030115954)	23
3	Visão Geral do Projeto	25
3.1	Objetivo e contexto do Projeto	25
3.1.1	Objetivos de Longo Prazo	26
3.1.2	Objetivos de Curto Prazo	27
3.2	Metodologia do Projeto	28
4	Estudo do Ombro	32
4.1	Anatomia do Ombro	32
4.2	Medidas antropométricas	34
4.3	Reabilitação Motora	38
4.3.1	Rotina totalmente assistida	38
4.3.2	Reabilitação parcialmente assistida	38
4.3.3	Rotina sem assistência	39
4.3.4	Rotina resistiva	39
5	Desenvolvimento	40
5.1	Aquisição de Dados Experimentais	40
5.1.1	Equipamentos	40
5.1.2	Procedimento	43
5.2	Projeto do Dispositivo	47

5.2.1	Requisitos do Projeto	47
5.2.2	Desenvolvimento do Dispositivo	59
5.3	Equacionamento e validação do mecanismo no MATLAB®	75
6	Resultados	83
6.1	Aquisição de dados experimentais	83
6.2	Projeto do Dispositivo	85
6.2.1	Especificação do atuador	85
6.2.2	Apresentação da Solução Final	88
6.2.3	Resultados do método de síntese do mecanismo do quadrilátero articulado	95
6.3	Desenhos mecânicos	101
7	CONCLUSÕES	102
	REFERÊNCIAS	104
	APÊNDICE A – SOLUÇÃO 2013	107
	APÊNDICE B – CÓDIGO DA ANÁLISE CINEMÁTICA NO MATLAB®	118
	APÊNDICE C – ROTINA MATLAB® PARA A ORGANIZAÇÃO DOS DADOS	123
	APÊNDICE D – ROTINA MATLAB® SIMULAÇÃO E VALIDAÇÃO DOS DADOS	130
	APÊNDICE E – DESENHOS MECÂNICOS	150
	ANEXO A – MECANISMOS	201

1 INTRODUÇÃO

A hemiparesia, ou seja, a perda parcial da movimentação de um dos lados do corpo é uma das sequelas decorrentes de acidentes vasculares encefálicos (AVE), também conhecidos como AVC ou derrame. As terapias de reabilitação motora permitem melhorar a amplitude e a qualidade dos movimentos dos membros afetados buscando tornar o indivíduo capaz de executar atividades da vida diária (AVD). Este tratamento visa promover a reinserção do indivíduo na sociedade e a melhoria da sua qualidade de vida. Outros públicos-alvo das sessões de reabilitação motora são as pessoas com lesões musculoesqueléticas e os idosos.

O objetivo deste trabalho de formatura é propor um mecanismo de um dispositivo robótico do tipo exoesqueleto para a reabilitação motora do ombro humano. Nos processos terapêuticos convencionais de reabilitação motora, os fisioterapeutas conduzem o membro afetado do paciente durante uma série de exercícios repetitivos. Além da execução dos exercícios, os profissionais acompanham o progresso do estado clínico do paciente e ensinam exercícios que os acompanhantes e/ou o próprio paciente podem executar durante o período entre sessões.

Os dispositivos robóticos destinados à reabilitação motora têm como finalidade: reduzir o esforço físico demandado pelos fisioterapeutas, uniformizar os exercícios executados e ampliar a capacidade de atendimento simultâneo por profissional.

Os exercícios de reabilitação são resultados da movimentação controlada do dispositivo. Sensores de posição angular e de força de interação entre o paciente e o dispositivo fornecem informações cinemáticas e dinâmicas para o controle do movimento. Além disso, o dispositivo pode informar dados quantitativos referentes à movimentação e ao desempenho realizado. Desta forma é possível acompanhar o progresso do paciente a partir de índices, gráficos e/ou pontuações que estimulam a superação pessoal e contribui para a continuidade do tratamento.

Alguns estudos clínicos com pacientes mostraram a eficácia desse tipo de tratamento (PRANGE, JANNINK, *et al.*, 2006), (KWAKKEL, KOLLEN e KREBS, 2008). No artigo (PETER S. LUM, 2002), por exemplo, o autor compara os efeitos da fisioterapia convencional com a terapia robótica em pacientes com hemiparesia crônica pós-AVE. Esse estudo mos-

trou a eficácia da terapia auxiliada por dispositivos robóticos, evidenciando algumas de suas vantagens. Após o período de seis meses os resultados das duas terapias se mostraram equivalentes para os dois grupos de pacientes. Estudos com o dispositivo *MIT-Manus* (KREBS, HOGAN, *et al.*, 1998) resultaram na versão clínica *InMotion ARM*TM.

A apresentação desta monografia está organizada da seguinte forma:

O Capítulo 2 contém classificações e definições encontradas na literatura para descrever os dispositivos robóticos e apresenta alguns exemplos de dispositivos da pesquisa bibliográfica realizada.

O Capítulo 3 descreve a visão geral do projeto, seus objetivos e a metodologia de desenvolvimento. Os objetivos de longo prazo são aqueles que direcionam o desenvolvimento do trabalho, mas só serão alcançados em trabalhos futuros. Os objetivos de curto prazo, por sua vez, são aqueles abordados neste trabalho e que contribuem para o progresso do projeto.

O Capítulo 4 é dedicado às informações multidisciplinares deste projeto. Um breve estudo sobre a movimentação do ombro é apresentado para o leitor se familiarizar com os termos anatômicos utilizados na área da reabilitação motora e para apresentar as características do movimento que serão abordadas no projeto. Uma pesquisa sobre dados antropométricos foi realizada a fim de obter informações sobre a movimentação da articulação segundo as diferenças da população. Em seguida, algumas informações sobre o processo de reabilitação motora foram descritas a partir de uma reunião realizada com a professora Dra. Silvia Maria Amado João do curso de graduação em fisioterapia da Universidade de São Paulo e de dados da literatura.

O Capítulo 5 destina-se ao desenvolvimento do projeto separado em três partes: uma parte experimental de aquisição de dados reais do movimento de uma pessoa saudável foi realizada no Laboratório de Biomecatrônica da Escola Politécnica da Universidade de São Paulo; a segunda parte contém os requisitos do projeto e uma descrição do processo de desenvolvimento da solução deste trabalho; e um método de síntese do mecanismo foi utilizando com os dados coletados da parte experimental para o modelo do quadrilátero articulado na terceira parte.

O Capítulo 6 apresenta os resultados do desenvolvimento das etapas do capítulo anterior. Por fim, o sétimo capítulo possui as conclusões deste trabalho.

2 ESTADO DA ARTE

A pesquisa bibliográfica pelo estado da arte teve como objetivo conhecer as soluções mais relevantes dos dispositivos destinados à reabilitação motora do ombro. As fontes consultadas foram: as bases de artigos científicos *IEEE Xplore Digital Library* (ieeexplore.ieee.org), *PubMed* (www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed) e o mecanismo de busca de patentes *Google Patents* (www.google.com/patents). As palavras-chave utilizadas foram: *rehabilitation*, *shoulder*, *exoskeleton*.

Com o intuito de facilitar a compreensão das características de cada tipo de solução encontrada apresentamos na subseção a seguir as principais classificações e definições utilizadas na comunidade científica.

2.1 CLASSIFICAÇÃO

Classificar é o processo de agrupar os elementos semelhantes e distingui-los dos demais segundo uma característica específica. Os dispositivos robóticos destinados à reabilitação podem ser classificados de acordo com:

- Membro destinado (membro superior, membro inferior);
- Aplicação (auxílio na execução de atividades diárias, fisioterapia);
- Topologia (baseado em efetadores, exoesqueleto);
- Espaço de trabalho (planar, tridimensional);
- Portabilidade (fixo, portátil);
- Tipo de assistência (dispositivo ativo, passivo, háptico, treinamento);
- Atuadores (elétrico, hidráulicos, pneumáticos, etc.);
- Transmissão do movimento (correias e polias, engrenagens, cabos, barras articuladas);

- Sinal de controle (Não biológico: dinâmica, cinemática, disparo; Biológico: EMG, EEG);
- Estratégia de controle de “alto nível” (de assistência, baseado em desafio, estimulação tátil, de treinamento);
- Estratégia de controle de “baixo-nível” (força, posição, impedância, admitância);
- Número de graus de liberdade;

dentre outros.

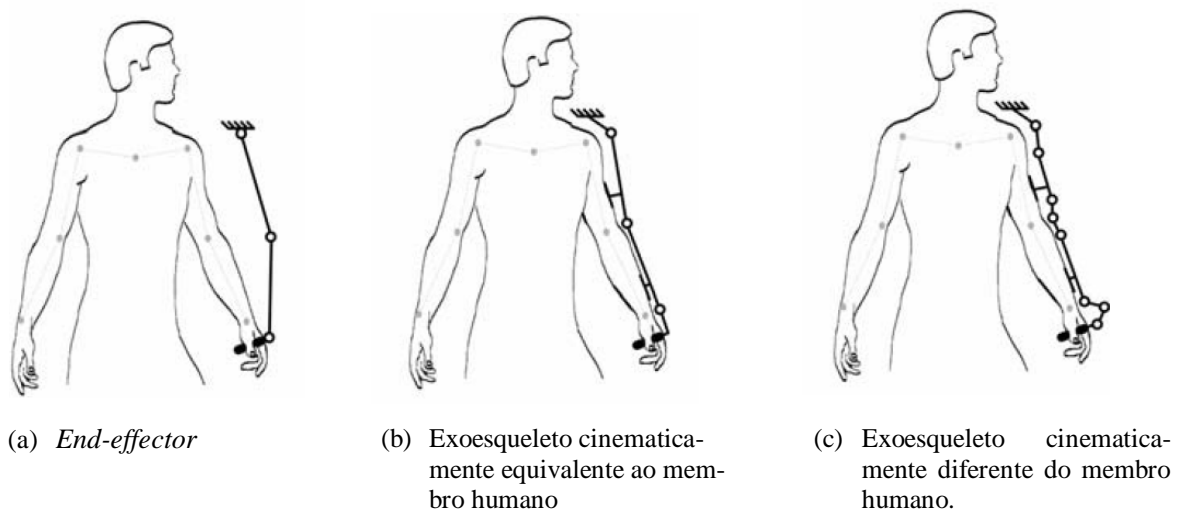
Em (MACIEJASZ, ESCHWEILER, *et al.*, 2014), os autores revisaram diversos dispositivos robóticos para a reabilitação do membro superior e apresentaram as seguintes definições:

- **Dispositivo baseado em efetuador (*End-effector based device*):** O contato com o membro do indivíduo é realizado apenas na sua parte mais distal do membro. Esta característica simplifica a estrutura do dispositivo, mas pode dificultar o controle da posição do membro nos casos de múltiplos graus de liberdade possíveis.
- **Dispositivo baseado em exoesqueleto (*Exoskeleton-based device*):** A estrutura mecânica do dispositivo se espelha na estrutura esquelética do membro, isto é, cada segmento do membro associado com um movimento de articulação é ligado ao segmento correspondente do dispositivo. O projeto permite o controle independente, simultâneo e preciso dos movimentos de algumas articulações do membro. No entanto, é mais complexo em relação a um dispositivo baseado em efetuador. As órteses que restringem ou assistem os movimentos em um ou mais juntas podem ser também consideradas como dispositivos baseados em exoesqueleto.
- **Robô planar (*Planar robot*):** É um dispositivo geralmente baseado em efetuador que se movimenta em um específico plano. O projeto dos robôs planares diminui o custo assim como a variedade de movimentos que podem ser exercitados. Embora este dispositivo desempenhe movimentos em um plano, as juntas do membro ainda podem se mover em um espaço tridimensional.
- **Modularidade (*Modularity*):** Uma propriedade do dispositivo que indica que partes opcionais podem adaptá-lo para uma condição específica ou simplesmente para desempenhar exercícios adicionais;

- **Reconfigurabilidade (*Reconfigurability*):** Uma propriedade do dispositivo que indica que a sua estrutura mecânica pode ser modificada sem a adição de partes a fim de adaptá-lo para a condição do indivíduo ou para desempenhar outra forma de treinamento.

Neste trabalho utilizaremos os termos: *end-effector*, para os dispositivos baseados em efetador (manipulador) que também são conhecidos como *end-point systems*; e apenas o termo **exoesqueleto**, para se referir aos dispositivos baseados em exoesqueleto. Os exoesqueletos possuem uma junta ou conjunto de juntas robóticas para cada junta biológica do indivíduo. Há autores que classificam os exoesqueletos em cinematicamente equivalentes ao membro humano (uma junta robótica por junta biológica) e em exoesqueletos cinematicamente diferentes do membro humano (um conjunto de juntas robóticas por junta biológica).

Figura 1 – Tipos de dispositivos robóticos.



Fonte: Retirado de (PONS, 2008)

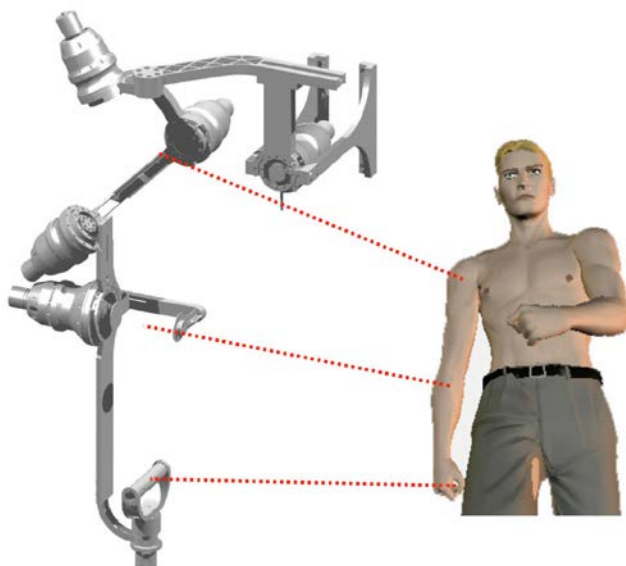
2.2 SOLUÇÕES ENCONTRADAS NA LITERATURA

Os dispositivos robóticos encontrados na pesquisa pelo estado da arte realizada foram:

2.2.1 MGA Exoskeleton

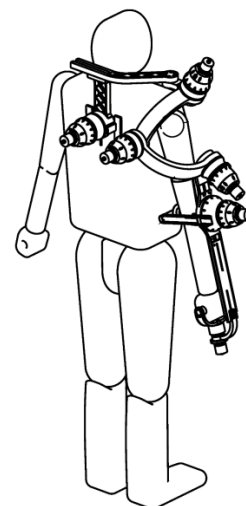
O exoesqueleto MGA (*Maryland-Georgetown-Army*) possui 5 graus de liberdade atuados por motores elétricos (Figuras 2 e 3). Os movimentos controlados são: a elevação/depressão escapular, as três rotações da junta glenoumeral e a flexão/extensão do cotovelo. O sistema de controle do *MGA Exoskeleton* possui dois modos: Realidade Virtual e Fisioterapia (CARGINAN, LIZSKA e RODERICK, 2005).

Figura 2 – Projeto final do exoesqueleto MGA.



Fonte: Extraído de (CARGINAN, LIZSKA e RODERICK, 2005)

Figura 3 – Desenho do exoesqueleto da patente US7862524.



Fonte: Adaptado de (CARIGAN, 2007)

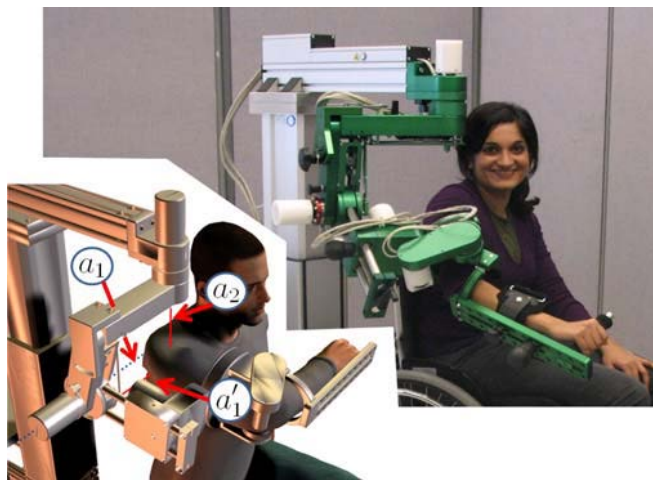
No modo de realidade virtual, um ambiente virtual gerado pelo computador simula atividades da vida diária para a reabilitação funcional. O usuário visualiza a simulação da atividade e a representação de seu braço através de um monitor enquanto o exoesqueleto promove o retorno tátil. No modo de fisioterapia é permitida a rotação do braço em torno de um eixo arbitrário usando um perfil de resistência predefinido. A patente do dispositivo *MGA Exoskeleton* possui o registro US7862524 (CARIGAN, 2007).

2.2.2 ARMin III

Comparado com o *MGA Exoskeleton*, o exoesqueleto *ARMin III* permite o movimento circular de elevação/depressão da cintura escapular sem o uso de um atuador adicional, tornando-o mais barato e seguro. A desvantagem deste mecanismo é que o movimento da junta glenoumeral só é possível quando acompanhado da elevação do ombro, limitando o tipo de movimento que o paciente poderá realizar (NEF e RIENER, 2008).

O *ARMin III* possui apontadores laser que facilitam o posicionamento do paciente e pode ser reconfigurado em menos de um minuto do lado esquerdo para o direito sem a necessidade de qualquer ferramenta. Possui atuadores para 3 graus de liberdade do ombro e para um grau de liberdade do cotovelo.

Figura 4 – Modelo do ARMin III e implementação correspondente.



As indicações α_2 e α'_1 representam o uso dos apontadores laser como guia de alinhamento e α_1 é o eixo da mola de compensação de peso do dispositivo para que o mesmo não caia na ausência de força nos atuadores.

Fonte: Extraído de (NEF e RIENER, 2008)

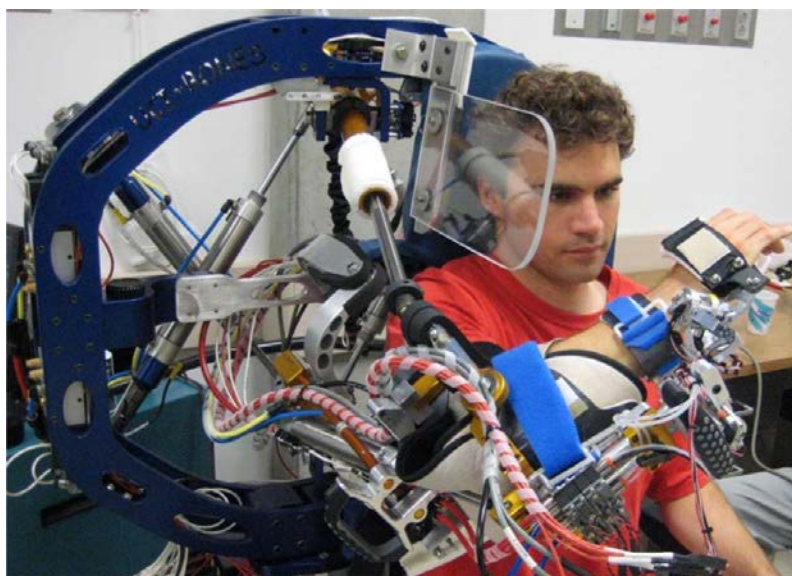
2.2.3 BONES

BONES (Biomimetic Orthosis for Neurorehabilitation of the Elbow and Shoulder) é um exoesqueleto de topologia paralela inspirado no antebraço humano para gerar movimentos

naturais do ombro (Figura 5). O mecanismo é capaz de gerar grandes forças em uma parcela substancial do alcance do movimento do braço humano permanecendo leve. O dispositivo permite o movimento em 3 graus de liberdade do ombro, além da flexão/extensão do cotovelo.

O uso do mecanismo paralelo possui a vantagem de permitir o uso de atuadores relativamente grandes para gerar a força já que o peso dos atuadores não precisa ser movido. No entanto, o uso da arquitetura paralela é um desafio, pois é necessário um mecanismo relativamente complexo para a transmissão adequada de forças por todo o alcance do movimento do ombro humano enquanto o braço e o corpo ainda continuam acomodados no espaço de trabalho do mecanismo. (KLEINS, SPENCER, *et al.*, 2010)

Figura 5 – Dispositivo BONES.



Fonte: Extraído de (KLEINS, SPENCER, *et al.*, 2010)

2.2.4 CaMaReS

CaMaReS (*Cable Manipulator for Rehabilitation of Shoulder*) é uma solução nacional baseada na transmissão de força por cabos para a reabilitação dos movimentos do ombro. No artigo

(MOREIRA, RODRIGUES, *et al.*, 2011) os autores apresentam a modelagem matemática do sistema e o projeto de controle empregado, descrevendo as duas etapas de funcionamento:

- **“teaching”**: é a etapa de aprendizado dos movimentos conduzidos pelo fisioterapeuta;
- **“playing”**: nesta etapa a máquina reproduz os movimentos armazenados no sistema.

Para a etapa de “teaching” foi necessário aplicar uma malha de controle para manter a tensão dos cabos para evitar o afrouxamento durante o movimento da tala. O esquema da estrutura pode ser observado na Figura 6. A solução com transmissão por cabos possui a mesma vantagem de diminuição de peso e da inércia do conjunto conectado ao membro humano do *BONES*, pois permite que os atuadores fiquem posicionados em uma estrutura estática.

2.2.5 MEDARM

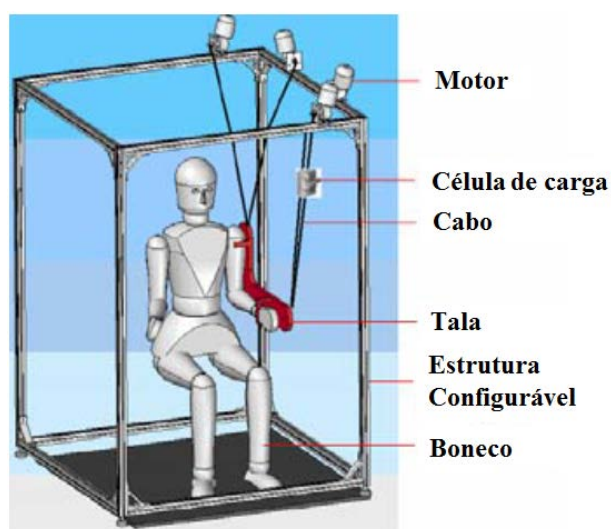
O MEDARM (*Motorized Exoskeleton Device for Advanced Rehabilitation of Motor function*) (Figura 7) é um exoesqueleto para a reabilitação do complexo do ombro com controle independente de 6 graus de liberdade do membro superior: dois da junta esternoclavicular, três da junta glenoumeral e uma do cotovelo. Os motores elétricos atuam nas juntas por meio de transmissão por cabos e correias. Uma cadeira móvel é utilizada para alinhar o paciente com o sistema (BALL, BROWN e SCOTT, 2007).

2.2.6 AssistOn-SE

O exoesqueleto AssistOn-SE (Figura 8) permite os movimentos da cintura escapular bem como os movimentos de rotação do ombro. Os movimentos de translação do centro da junta glenoumeral podem ser executados de forma passiva ou ativa de modo a ajustar os eixos das articulações correspondentes às rotações do ombro. Esta característica resulta no acoplamento

ideal entre os eixos do exoesqueleto com os eixos do usuário, promove o conforto e a ergonomia durante as sessões e expande o alcance de movimento útil da articulação do ombro (YALCIN e PATOGLU, 2012).

Figura 6 – Esquema da estrutura robótica.



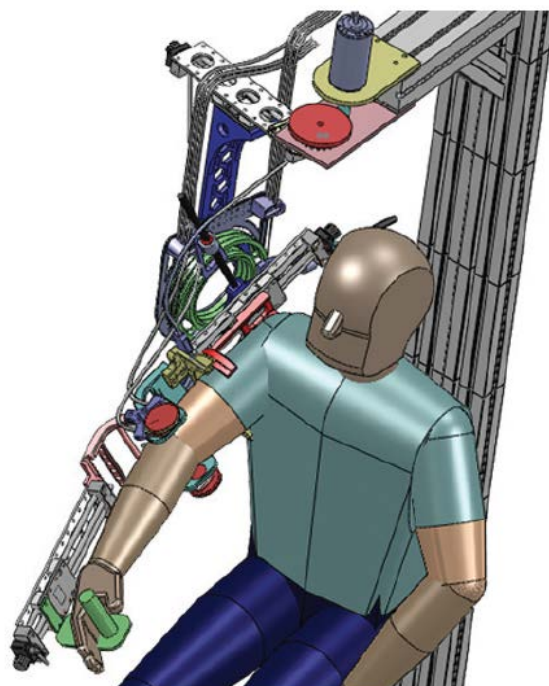
Fonte: Extraído de (MOREIRA, RODRIGUES, *et al.*, 2011)

Figura 7 – Sistema MEDARM.



Fonte: Extraído de (BALL, BROWN e SCOTT, 2007)

Figura 8 – Modelo sólido do AssistOn-SE.



Fonte: Extraído de (YALCIN e PATOGLU, 2012)

2.2.7 WREX

O *Wilmington Robotic EXoskeleton Arm (WREX)* da empresa *JAECO Orthopedic* é um exoesqueleto comercial de baixo peso que possui ajustes manuais para adequar o dispositivo às dimensões do paciente (Figura 9). O produto é utilizado para auxiliar na execução de tarefas do cotidiano de pacientes que sofreram perda parcial do movimento e para a execução de exercícios de reabilitação. Ele possui 4 graus de liberdade e pode ser facilmente conectado a uma cadeira de rodas.

Figura 9 – Dispositivo WREX.



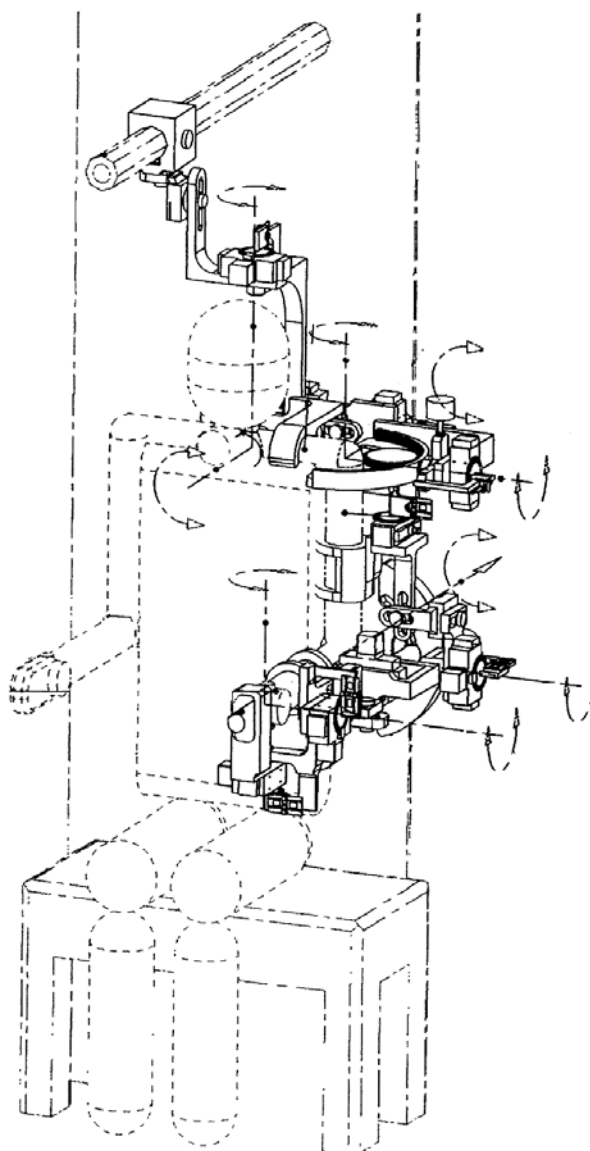
Fonte: Extraído de (WREX: Wilmington Robotic EXoskeleton Arm JAECO Orthopedic)

2.2.8 Estrutura de exoesqueleto para a extremidade superior (US20030115954)

A patente (AL., 2001) sob o registro US20030115954 descreve uma estrutura de exoesqueleto (Figura 10) e um método para avaliar e exercitar a extremidade superior do corpo do usuário com uma carga seletivamente dosada e com medições biomecânicas de cada segmento da extremidade superior. A estrutura do exoesqueleto compreende os módulos funcionais do

pulso, cotovelo, ombro e esternoclavicular. Cada módulo possui um bloco de carga-medição que contém: um dispositivo de resistência para ajustar a carga para o movimento do exercício predeterminado, um dispositivo dinamométrico para determinar a força muscular, e um dispositivo goniométrico para medir o ângulo articular.

Figura 10 – Desenho do exoesqueleto da patente US20030115954.



Fonte: Adaptado de (AL., 2001)

3 VISÃO GERAL DO PROJETO

Este trabalho de conclusão de curso realizado sob a orientação do prof. Dr. Tarcísio Antônio Hess Coelho do Departamento de Engenharia Mecatrônica da Universidade de São Paulo se insere no contexto de pesquisa de soluções alternativas para a reabilitação motora do membro superior.

As seções deste capítulo descrevem o objetivo do projeto, o trabalho realizado no departamento, a definição do escopo deste trabalho e os trabalhos futuros.

3.1 OBJETIVO E CONTEXTO DO PROJETO

O objetivo principal deste projeto é desenvolver dispositivos robóticos para a reabilitação dos segmentos do membro superior que respeitem a movimentação natural das juntas biológicas, ou seja, os movimentos realizados pelo robô não devem transmitir forças indesejadas capazes de causar danos ou lesões ao paciente. A ideia incentivada pelo professor Tarcísio foi de propor soluções que utilizassem o membro humano como uma cadeia passiva do mecanismo composto pelo conjunto homem-máquina.

Dentro deste contexto, (NAMINDOME e DE OLIVEIRA, 2013) desenvolveram um exoesqueleto robótico para a reabilitação da articulação do cotovelo utilizando um modelo de quadrilátero articulado virtual para lidar com a mudança do centro de rotação da junta biológica durante o movimento de flexão e extensão. O trabalho apresentou uma etapa experimental de medição para verificar esta mudança do centro de rotação, porém com um método não muito preciso. A solução apresentada possui um motor de passo e a transmissão é formada por um conjunto *worm drive* além das barras do mecanismo. O conjunto *worm drive* é composto por um eixo com rosca sem fim e uma engrenagem (*worm gear*). Como resultado, o dispositivo

foi capaz de lidar com a mudança do centro de rotação da junta do cotovelo sem transmitir forças residuais excessivas ao usuário.

Figura 11 – Dispositivo para a reabilitação do cotovelo.

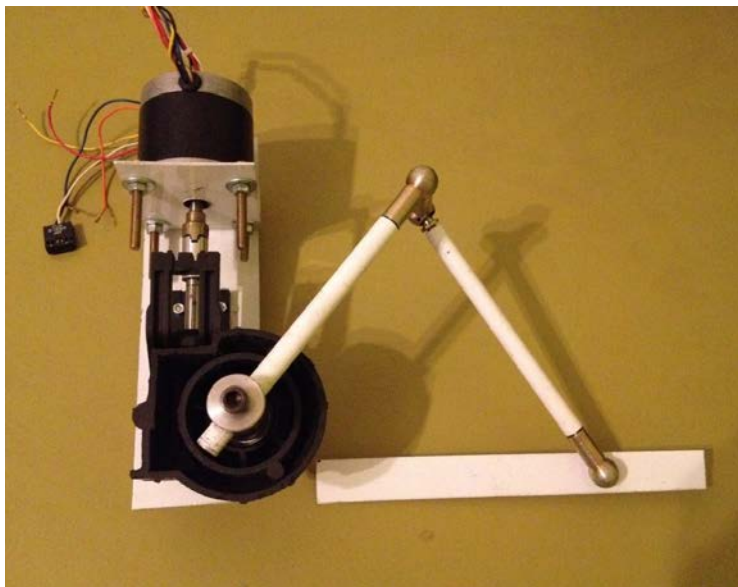
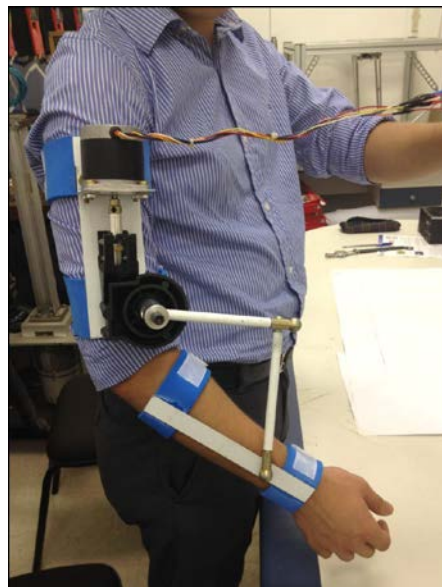


Figura 12 – Dispositivo para a reabilitação do cotovelo acoplado ao usuário.



Fonte: Extraído de (NAMINDOME e DE OLIVEIRA, 2013)

Inspirado nesta abordagem utilizada para a reabilitação do movimento do cotovelo, este presente trabalho se propõe a desenvolver uma solução similar para a reabilitação motora da articulação do ombro.

3.1.1 Objetivos de Longo Prazo

Estabelecemos como objetivos de longo prazo aqueles que extrapolam a duração do trabalho de conclusão de curso. São as características esperadas de um dispositivo robótico após todo o seu processo de desenvolvimento. Eis os principais:

1. O dispositivo deve ser capaz de conduzir os movimentos do ombro de acordo com as séries de exercícios definidas pelo fisioterapeuta. A condução do membro superior deve

ser feita de maneira segura, com amplitude e velocidade compatíveis com o quadro clínico do paciente.

2. Deve ser possível monitorar a execução dos movimentos fornecendo dados sobre a amplitude, velocidade e os níveis de interação entre o robô e o usuário, ou seja, a parcela da assistência realizada pelo dispositivo.
3. Um controle baseado no *feedback* de intensidade de dor do usuário deve ajustar a amplitude do exercício, ponderando os dados do usuário com as definições realizadas pelo fisioterapeuta.
4. Deve apresentar um sistema de compensação de peso para minimizar a força aplicada ao paciente quando os atuadores estiverem desligados.
5. Uma interface de jogos deve ser integrada com o dispositivo para fornecer estímulos visuais para a execução dos exercícios.
6. Um relatório do desempenho após cada sessão deve apresentar parâmetros representativos da atividade realizada e do progresso ao longo do tratamento. Estes dados servem como motivação e incentivo para a continuidade do tratamento ao observar os avanços obtidos.

Com estes objetivos alcançados, espera-se difundir o uso da reabilitação robótica para as clínicas e centros de reabilitação motora, promovendo de forma segura e confiável os benefícios do tratamento assistido roboticamente.

3.1.2 Objetivos de Curto Prazo

Os objetivos de curto prazo delimitam o escopo deste trabalho de conclusão de curso e visam alcançar os objetivos de longo prazo.

A seguir estão enumerados os objetivos intermediários do projeto:

1. Realizar aquisições de dados experimentais dos movimentos do membro superior simulando os exercícios pretendidos com o dispositivo proposto.

2. Propor uma solução com as seguintes características:

- **Dispositivo modular.** A busca por soluções modulares é motivada pela melhor divisão do trabalho e pelas diferenças motoras de cada região do membro superior. No final do projeto espera-se integrar as soluções para obter uma solução completa.
- **Adaptabilidade a diversos indivíduos.** Um dispositivo adaptável possibilita atender grande parte do público-alvo segundo as diferenças antropométricas. Esta característica pode ser obtida por ajustes mecânicos e/ou na interpretação dos dados pelo software.
- **Reconfigurável.** Através de mudanças manuais, o dispositivo é capaz de atuar em outras configurações, por exemplo, para os membros superiores direito e esquerdo.
- **Baixa complexidade.** Almeja-se propor uma solução mais simples em relação às soluções baseadas em exoesqueleto que possuem sistemas complexos para lidar com o alinhamento entre as juntas robóticas e biológicas.
- **Alta repetitividade e qualidade de movimento.** A solução proposta deve executar movimentos com tais características, pois são elas que motivam a aplicação da robótica no contexto da reabilitação.
- **Confortável.** Reflexo da interação física entre o dispositivo e o usuário, o conforto é resultado da transmissão de forças e torques para o indivíduo. É o fator chave para a recuperação e para a aceitação da reabilitação robótica nos tratamentos de fisioterapia motora.
- **Segurança.** Característica imprescindível a qualquer dispositivo robótico, principalmente àqueles que possuem grande interação física com as pessoas. Deve ser garantida por meios mecânicos e/ou por software. É recomendável utilizar sistemas redundantes.

3.2 METODOLOGIA DO PROJETO

A metodologia utilizada neste projeto possui as etapas enumeradas a seguir:

1. Identificação do problema;
2. Estudo teórico e aquisição de dados experimentais;
3. Desenvolvimento da solução;
4. Verificação da solução apresentada;
5. Construção de um protótipo físico;
6. Verificação do desempenho (esperado x real);
7. Validação clínica do dispositivo;

Com o período de desenvolvimento delimitado para o primeiro semestre¹ de 2014, este trabalho de conclusão de curso possui como escopo as quatro primeiras etapas apresentadas. A decisão de limitar o escopo para estas etapas iniciais teve como justificativa a complexidade de se desenvolver um dispositivo para o ombro. Sabe-se que esta articulação é uma das mais complexas do corpo humano e o escopo multidisciplinar do projeto torna o estudo e, consequentemente, o desenvolvimento ainda mais demorado.

Começar um projeto com suposições equivocadas, certamente traz dificuldades adicionais ao longo do trabalho e pode resultar em retrabalho. Por isso, logo no início do trabalho, entramos em contato com a professora Dra. Silvia Maria Amado João, do curso de graduação em fisioterapia da Universidade de São Paulo, e marcamos uma reunião para discutir a ideia do projeto e para entender como é o processo de reabilitação motora convencional. As informações obtidas foram bastante esclarecedoras e o vínculo criado pode ser explorado durante as outras etapas e também em outros projetos futuros.

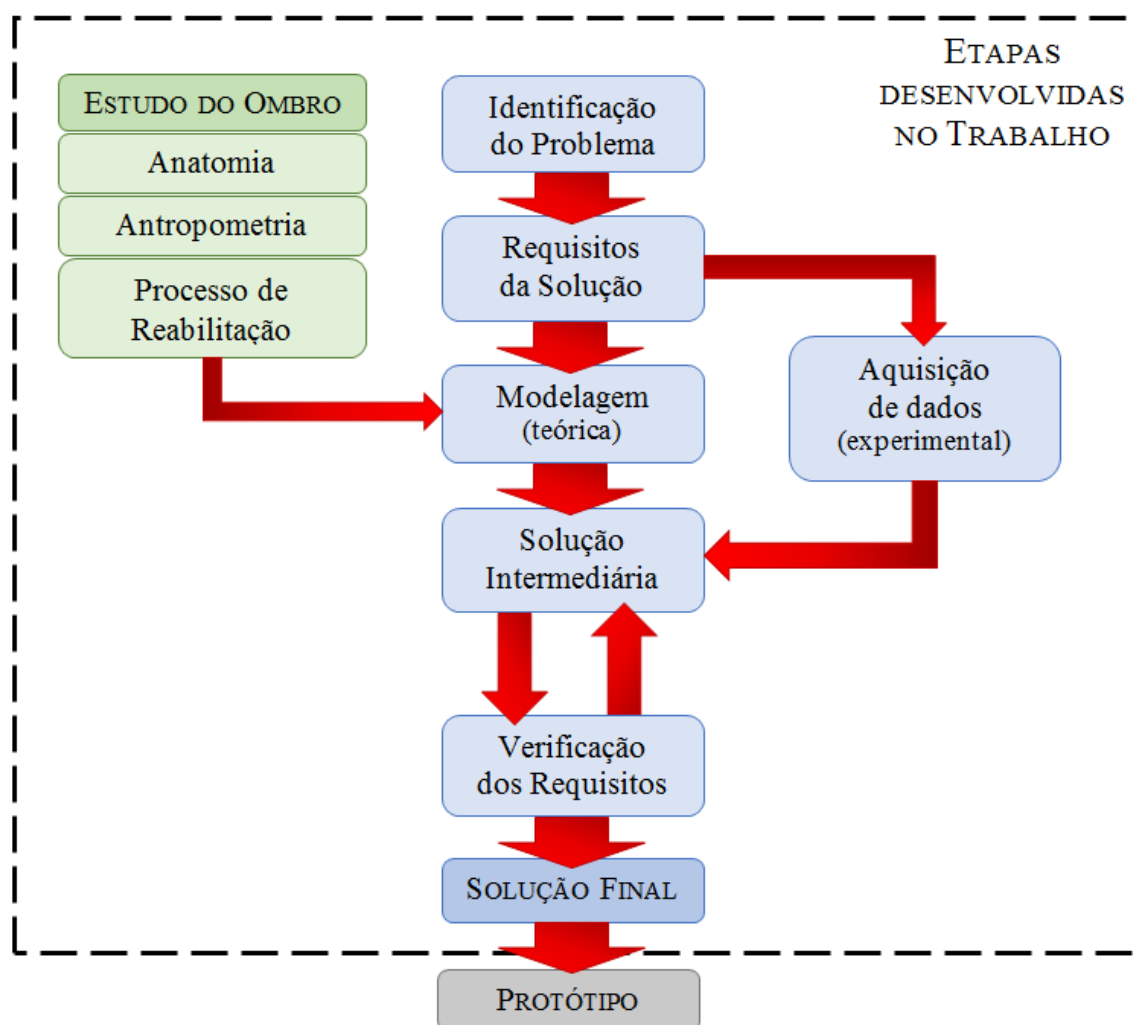
Um projeto sem um protótipo físico construído traz algumas dificuldades como, por exemplo, a para apresentar os resultados. Para contornar isso, foi utilizado o software SOLIDWORKS para

¹ O tempo de desenvolvimento deste trabalho foi reduzido de um ano para um semestre, pois o mesmo tema já havia sido desenvolvido durante todo o ano de 2013 por um dos autores deste trabalho, porém com uma abordagem diferente para a concepção do mecanismo. (vide Apêndice A).

modelar as peças do dispositivo e para verificar os movimentos realizados pelo modelo proposto.

Os resultados podem ser conferidos na seção 6.2.

Figura 13 – Etapas de Desenvolvimento do Trabalho



As etapas de construção do protótipo físico e de verificação e validação do protótipo construído poderão ser abordadas em um trabalho futuro, de acordo com o interesse na continuidade deste projeto pelos alunos e professores do departamento de engenharia. Desenvolver um projeto com vários autores possui algumas vantagens como, por exemplo, possibilita refinar a solução com maior eficácia, pois os autores podem contribuir com pontos de vista diferentes na identificação dos potenciais problemas e na sugestão de novas ideias para a solução.

A figura 13 é uma representação esquemática da metodologia adotada com as etapas desenvolvidas em azul e os tópicos estudados em verde. As setas em vermelho representam o fluxo de desenvolvimento. Note que entre a “Solução Intermediária” e a “Verificação dos Requisitos” há um processo iterativo. Este processo deve ser realizado até todos os requisitos forem atendidos. Caso contrário, sugerem-se novas alterações e o ciclo de verificação se reinicia.

4 ESTUDO DO OMBRO

4.1 ANATOMIA DO OMBRO

O complexo articular do ombro é composto pelo ombro e pela cintura escapular. A partir da movimentação deste complexo é possível obter um amplo alcance de movimento do membro superior para a execução de tarefas da vida diária.

A articulação do ombro, também chamada de junta glenoumeral, é aproximada por uma articulação do tipo esferoide e possui movimentos rotacionais em três eixos. Para facilitar a identificação dos movimentos do ombro, utilizaremos como referência os planos anatômicos: sagital, frontal e transversal (Figura 14).

O movimento da cintura escapular é resultado da movimentação dos ossos: úmero, escápula e clavícula e das articulações esternoclavicular, acromioclavicular e escapulotorácica (Figura 15). As articulações esternoclavicular e acromioclavicular possuem três graus de liberdade cada (3 GdL) enquanto a articulação escapulotorácica possui cinco (5 GdL). (KOO, CHANG, *et al.*, 2011). O movimento dessas três articulações desloca o centro de rotação da junta glenoumeral durante os movimentos de flexão (Figura 16) e abdução do ombro. Portanto, conclui-se que os movimentos do complexo do ombro não ocorrem de forma independente. Assim, a fisioterapia de reabilitação dos movimentos da cintura escapular é realizada através da movimentação do úmero.

Os movimentos rotacionais da articulação do ombro são: flexão/extensão, no plano sagital; abdução/adução, no plano frontal; e rotação medial/lateral, no plano transversal (Figura 17). Outros movimentos possíveis são aproximados por translações: retração/protração e elevação/depressão (Figura 18), resultados da movimentação da cintura escapular.

Figura 14 – Planos anatômicos.

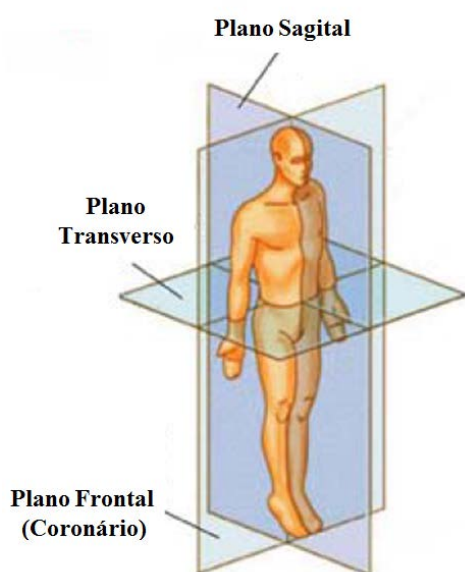
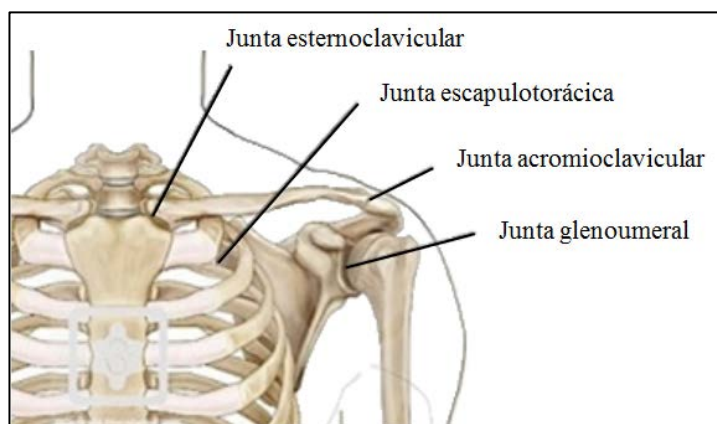


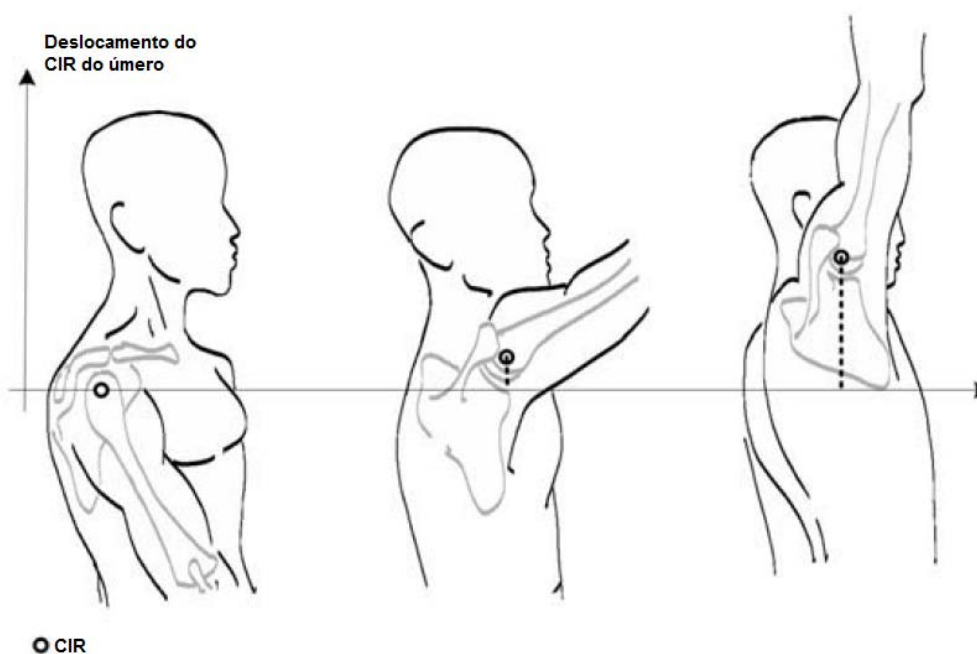
Figura 15 – Articulações do complexo do ombro.



Fonte: Adaptado de (Shoulder this mission: Your Range of Motion)

Fonte: Adaptado de (CARIGNAN, NAYLOT e RODERICK, 2008)

Figura 16 – Deslocamento do Centro Instantâneo de Rotação (CIR) da junta glenoumeral.



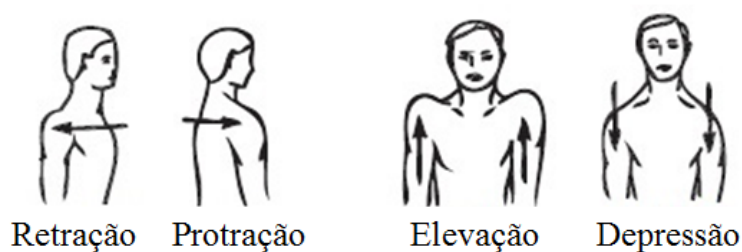
Fonte: Adaptado de (PONS, 2008)

Figura 17 – Movimentos do rotação do ombro.



Adaptado de (YALCIN e PATOGLU, 2012)

Figura 18 – Movimentos de translação do ombro.



Fonte: Adaptado de (YALCIN e PATOGLU, 2012)

4.2 MEDIDAS ANTROPOMÉTRICAS

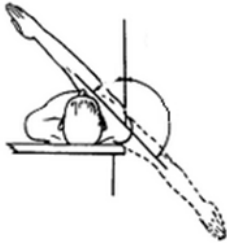
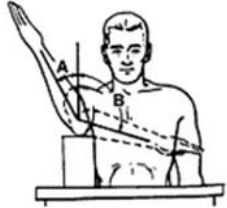
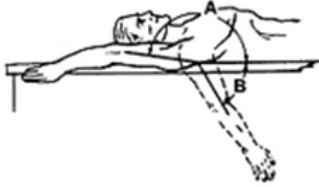
Para obter dados sobre a amplitude dos movimentos realizados pelo ombro, recorreremos a dados antropométricos produzidos pela NASA² que foram utilizados para estudar os candidatos a astronautas (THORNTON e JACKSON, 1979). Este estudo foi adotado, pois, diferente de outros estudos antropométricos, este não se restringiu a uma população específica. Como este estudo será utilizado para o dimensionamento do máximo alcance dos movimentos realizados pelo dispositivo, foram considerados o limite inferior da amplitude de movimento mulheres

² Agência espacial americana (National Aeronautics and Space Administration).

japonesas (uma das populações com menores dimensões antropométricas do mundo) e o limite superior dos dados referentes ao 95º percentil do homem americano (uma das populações com maiores dimensões antropométricas do mundo). Os dados do estudo estão apresentados na Tabela 1.

Os dados de comprimento e de massa de cada segmento do corpo humano extraídos de (HUSTON, 2009) são apresentados nas Tabelas 2 e 3. Os valores destas tabelas foram utilizados para validar as estimativas realizadas através das correlações apresentadas na seção 5.2.1.1.2.

Tabela 1– Amplitude de movimento para homens e mulheres.

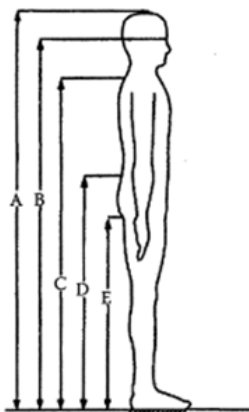
<i>Ilustração</i>	<i>Movimento da junta do ombro</i>	<i>Alcance de movimento</i>			
		<i>Homens</i>		<i>Mulheres</i>	
		<i>5º percentil</i>	<i>95º percentil</i>	<i>5º percentil</i>	<i>95º percentil</i>
	Abdução	173,2	188,7	172,6	192,9
	Rotação Lateral (A)	46,3	96,7	53,8	85,8
	Rotação Medial (B)	90,5	126,6	95,8	130,9
	Flexão (A)	164,4	210,9	152,0	217,0
	Extensão (B)	39,6	83,3	33,7	87,9

Fonte: Adaptado de (THORNTON e JACKSON, 1979)

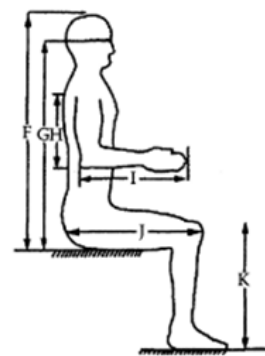
Tabela 2 – Dimensões antropométricas do corpo humano.

<i>Dimensão</i>	<i>Homem</i>			<i>Mulher</i>		
	5º percentil	50º percentil	95º percentil	5º percentil	50º percentil	95º percentil
A	1,649	1,759	1,869	1,518	1,618	1,724
B	1,545	1,644	1,748	1,427	1,520	1,630
C	1,346	1,444	1,564	1,210	1,314	1,441
D	0,993	1,102	1,168	0,907	0,985	1,107
E	0,761	0,839	0,919	0,691	0,742	0,832
F	0,859	0,927	0,975	0,797	0,853	0,911
G	0,743	0,800	0,855	0,692	0,743	0,791
H	0,333	0,361	0,389	0,306	0,332	0,358
I	0,451	0,483	0,517	0,396	0,428	0,458
J	0,558	0,605	0,660	0,531	0,578	0,628
K	0,506	0,553	0,599	0,461	0,502	0,546

* dimensões em metro



- A. Estatura
- B. Altura dos olhos (em pé)
- C. Altura do ombro
- D. Altura da cintura
- E. Altura das nádegas



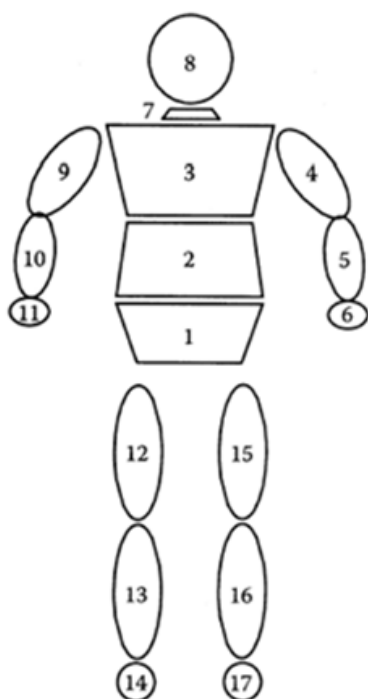
- F. Altura sentado
- G. Altura dos olhos (sentado)
- H. Comprimento do braço
- I. Comprimento do antebraço/mão
- J. Comprimento da coxa
- K. Comprimento da perna

Fonte: Adaptado de (HUSTON, 2009)

Tabela 3 – Massa dos segmentos do corpo humano.

<i>Parte do corpo</i>		<i>Homem</i>			<i>Mulher</i>		
		5º percentil	50º percentil	95º percentil	5º percentil	50º percentil	95º percentil
Parte inferior do tronco (pélvis)	1.	8,24	10,00	11,99	8,27	10,00	12,11
Parte média do tronco (lombor)	2.	9,01	10,95	13,13	5,45	6,59	7,98
Parte superior do tronco (peito)	3.	15,30	18,58	22,28	7,69	9,30	11,25
Braço	4, 9.	1,84	2,23	2,67	1,41	1,71	2,07
Antebraço	5, 10.	1,14	1,39	1,66	0,84	1,02	1,24
Mão	6, 11.	0,43	0,52	0,63	0,34	0,42	0,50
Pescoço	7.	1,48	1,80	2,16	1,20	1,45	1,76
Cabeça	8.	4,07	4,95	5,93	3,31	4,01	4,85
Coxa	12, 15.	6,96	8,45	10,13	6,22	7,53	9,11
Perna	13, 16.	2,84	3,45	4,14	2,24	2,71	3,28
Pé	14, 17.	0,85	1,03	1,23	0,71	0,86	1,04
TOTAL		66,22	80,42	96,41	49,44	59,85	72,43

* massa em Kg



Fonte: Adaptado de (HUSTON, 2009)

4.3 REABILITAÇÃO MOTORA

Pacientes com diferentes limitações motoras requerem diferentes estratégias durante o tratamento. Cabe ao fisioterapeuta avaliar o estado do paciente e definir a rotina de exercícios apropriada ao paciente.

4.3.1 Rotina totalmente assistida

No contexto da reabilitação motora convencional, os pacientes que apresentam grau elevado de deficiência motora não estão aptos para realizar os movimentos do membro afetado sem o auxílio de uma pessoa. Em sua maioria, são casos de pacientes vítimas de lesões neurológicas.

Nesta condição, os exercícios de reabilitação são classificados como **passivos**, pois a pessoa não contribui ativamente para a realização do movimento. Os dispositivos robóticos utilizados devem ser **ativos** e são responsáveis pela condução do membro do usuário. As rotinas de exercícios são programadas pelo terapeuta e a única interação do usuário com a máquina é para interromper o funcionamento do sistema acionando um mecanismo de parada de emergência.

Por mais que os exercícios são realizados de forma passiva, é recomendável que o usuário tente acompanhar a execução dos exercícios enviando estímulos nervosos para o seu sistema motor. Espera-se dessa forma estimular a adaptação das células neurológicas não afetadas para o controle motor do membro afetado.

4.3.2 Reabilitação parcialmente assistida

Esta rotina é destinada aos indivíduos que conseguem movimentar o membro superior sem o auxílio de alguém, mas apresenta limitações de amplitude, tônus ou precisão. Esses exercícios são classificados como **ativos**, pois a pessoa é capaz de conduzir ativamente o membro afetado, embora necessite de algum nível de assistência externa. O sistema de controle do dispositivo monitora o grau de movimentação do usuário para definir o nível de assistência aplicada. A intenção do movimento pode ser obtida através de sinais biológicos (EMG, EEG) ou não biológicos (extensômetros, piezoelétricos).

4.3.3 Rotina sem assistência

Nesta rotina, o dispositivo não auxilia e nem resiste ao movimento. A sua principal função é monitorar os movimentos e fornecer um *feedback* relacionado ao desempenho do indivíduo e podem ser utilizados nas aplicações de reabilitação em ambientes virtuais. O sistema de controle atua apenas para compensar a presença do dispositivo.

4.3.4 Rotina resistiva

Destinada aos pacientes que necessita ganhar tônus muscular, o dispositivo exerce forças resistivas ao movimento. Este tipo de exercício é classificado como ativo, pois o usuário deve ser capaz de executar o movimento do membro afetado; e o dispositivo utilizado pode ser tanto ativo como passivo. Os dispositivos ativos utilizam um sistema de controle similar ao empregado na rotina parcialmente assistida, mudando a direção e a amplitude da aplicação da força; enquanto os dispositivos passivos utilizam freios no lugar dos atuadores, tornando-os mais leves.

5 DESENVOLVIMENTO

O desenvolvimento deste trabalho foi dividido em duas partes. A primeira parte contém uma descrição dos materiais e métodos utilizados para a aquisição de dados sobre a movimentação do ombro. Os movimentos ensaiados nesta etapa simula o uso do dispositivo proposto durante as sessões de reabilitação robótica. A segunda parte do desenvolvimento contém as tomadas de decisão realizadas durante a concepção do dispositivo, realizando os cálculos necessários para verificar se o modelo proposto atende aos requisitos do projeto.

5.1 AQUISIÇÃO DE DADOS EXPERIMENTAIS

O objetivo desta etapa do trabalho é obter dados confiáveis e representativos sobre a movimentação do ombro humano a fim de auxiliar no processo de desenvolvimento do mecanismo proposto. As amostras obtidas foram extraídas de uma pessoa do sexo masculino, com 51 *kg* de massa e 1,70 *m* de altura, sem nenhum histórico de lesão do ombro.

5.1.1 Equipamentos

A aquisição de dados foi realizada a partir da solução *OptiTrack* de propriedade do Laboratório de Biomecatrônica da Escola Politécnica da Universidade de São Paulo. Este sistema é composto por: sete câmeras de captura de movimento *Flex 13* posicionadas ao redor da área de captura; diversos marcadores reflexivos posicionados no objeto de estudo; dois dispositivos *OptiHub 2*, para efetuar as conexões das câmeras ao computador; e o software *Moti-*

ve:Tracker para o processamento das imagens e o monitoramento da posição dos marcadores em tempo real ou trabalho *off-line*.

5.1.1.1 Câmeras Flex 13

As câmeras *Flex 13* são câmeras de captura de movimento com 28 LEDs emissores de luz infravermelha de 850nm. A resolução de captura é de 1.3MP (1280x1024) e a taxa de aquisição é configurável de 30 a 120 FPS.

5.1.1.2 Marcadores reflexivos

Os marcadores reflexivos são as fontes dos dados rastreados pelas câmeras. O número de marcadores utilizados depende da quantidade de pontos capaz de representar o movimento ensaiado.

5.1.1.3 OptiHub 2

O *OptiHub 2* é um hub USB projetado para os sistemas USB da *OptiTrack*. Cada dispositivo é capaz de conectar até seis câmeras de captura de movimento fornecendo energia regulada e transmitindo os dados obtidos. Possui conexões para sincronizar outros *OptiHub 2*, ampliando a capacidade de trabalho com mais câmeras e o volume de captura.

Figura 19 – Câmera de captura Optitrack.



Figura 20 – Configuração do laboratório para a captura dos dados experimentais.

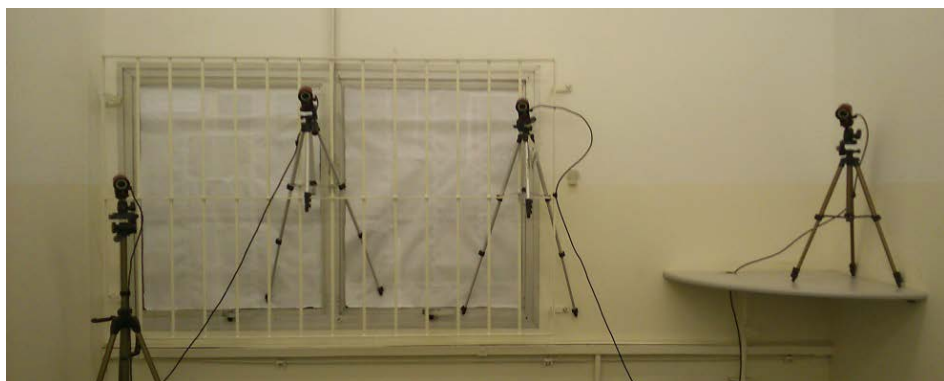


Figura 21 - Marcadores reflexivos

a) Foto sem flash



(b) Foto com flash



Figura 22 - Conexões das câmeras no *OptiHub 2*



5.1.1.4 Software *Motive:Tracker*

A plataforma de software *Motive* possui uma arquitetura unificada de monitoramento óptico. Os softwares *Motive:Tracker* e *Movite:Body* foram desenvolvidos para processar as imagens obtidas por câmeras de captura de movimento situadas ao redor da área de estudo.

O software *Motive:Tracker* é capaz de rastrear objetos em seis graus de liberdade com precisão. É destinado para atender as necessidades das aplicações de engenharia e de pesquisa. O software *Motive:Body* realiza o rastreamento preciso do corpo. É capaz de identificar a movimentação de várias pessoas e é destinado aos estúdios independentes e às casas de produção de animação e arte. Para a aquisição realizada deste trabalho foi utilizado o software *Motive:Tracker* disponível no Laboratório de Biomecatrônica da Escola Politécnica.

5.1.2 Procedimento

Após conhecer todos os componentes envolvidos no processo de aquisição dos dados experimentais, a próxima etapa é destinada à configuração do sistema e à preparação do indivíduo.

5.1.2.1 Calibração do sistema

De acordo com o princípio de aquisição de dados por imagens, a captura de movimento depende do posicionamento das câmeras receptoras. A primeira etapa preparatória para a aquisição consiste em posicionar adequadamente as câmeras ao redor do objeto de estudo. Recomenda-se dispor de uma área livre e difusa, posicionar as câmeras direcionadas para a região do estudo e evitar que outras câmeras recebam a luz emitida por outras câmeras. Na impossibilidade de obter uma área livre de reflexões indesejadas ou das luzes incididas de outras câmeras, um filtro digital pode ser aplicado para desprezar as luzes detectadas pelas câmeras. No entanto, o uso deste recurso deve ser evitado ao máximo, pois os marcadores não serão devidamente reconhecidos quando percorrerem a região filtrada.

A segunda etapa é de calibração do sistema. É um procedimento que visa configurar os parâmetros de posicionamento de todas as câmeras instaladas a partir da movimentação de um

acessório padrão. Em seguida, a definição do sistema de coordenadas é realizada posicionando um padrão de calibração nivelado com o plano horizontal.

5.1.2.2 *Preparação do indivíduo*

Para a aquisição da movimentação do ombro foram posicionados nove marcadores reflexivos no corpo do indivíduo conforme as figuras 23(a) e 23(b). O indivíduo é posicionado sentado em uma cadeira com encosto e preso com um cinto para evitar o movimento do troco. Em seguida, inicia-se a etapa de aquisição dos movimentos.

Figura 23 – Posicionamento dos marcadores na pessoa submetida à aquisição de dados de movimentação.

(a) Vista frontal



(b) Vista lateral



5.1.2.3 Aquisição dos movimentos

A etapa de aquisição foi realizada em três séries, cada uma responsável por um plano do movimento do ombro. As movimentações foram:

- Flexão e extensão no plano sagital;
- Abdução e adução no plano frontal;
- Abdução e adução horizontal no plano transversal;

Cada série inicia-se com o membro superior na posição de repouso e, em seguida, executam-se movimentos oscilatórios aumentando a amplitude a cada ciclo. Após alcançar a amplitude máxima, executam-se movimentos com a redução da amplitude até obter a posição inicial.

5.1.2.4 Dados exportados

As informações obtidas pelas câmeras são convertidas em dados de movimento pelo software *Motive:Tracker*. O software identifica o posicionamento de cada marcador e calcula os parâmetros de orientação dos corpos rígidos definidos.

Na interface do software é possível verificar a movimentação em tempo real e no trabalho offline, gravar a aquisição no formato de vídeo, realizar pós-processamento dos sinais e exportar os dados.

Os recursos de pós-processamento são: mesclar sinais, verificação e correção de gaps, aplicação de filtros para eliminar ruídos, dentre outros.

O arquivo exportado no formato *csv* possui comentários informando a disposição dos dados presentes no documento. Isto permite que outros softwares sejam capazes de utilizar esses dados para a finalidade desejada. O arquivo exportado apresenta as informações da seguinte maneira:

O primeiro campo de cada linha se refere a uma *tag* que indica quais informações serão apresentadas na linha. As *tags* e as informações apresentadas são:

- Comentário (*comment*)
- Informações (*info*)

Número da versão (<i>version</i>)
Número de quadros (<i>framecount</i>)
Número de corpos rígidos (<i>rigidbodycount</i>)

- Definições dos Corpos Rígidos (*rigidbody*)
- Quadro (*frame*)

Frame Index	Time Stamp	Rigid Body Count	Rigid Body											...
			ID	Position			Orientation Quaternion				Euler Angles			...
				x	y	z	qx	qy	qz	qw	yaw	pitch	roll	...

...	<i>Marker Count</i>	<i>Marker</i>				...	
...		<i>Position</i>			<i>ID</i>	<i>Name</i>	...
...		<i>x</i>	<i>y</i>	<i>z</i>			...

- Corpo Rígido – Informações estendidas de cada quadro (*rigidbody*)
- Sistema de coordenada mão direita (*righthanded*)
- Sistema de coordenada mão esquerda (*lefthanded*)

5.1.2.5 Verificação dos dados

Para manipular os dados exportados, rotinas de MATLAB[®] foram desenvolvidas para verificar a consistência dos dados extraídos do arquivo. Com elas, foi possível gravar vídeos da movimentação executada, visualizar os gráficos das coordenadas e a trajetória de cada marcador, além de exportar os dados, por exemplo, no formato *sldcrv* para o uso como trajetória do modelo desenvolvido no software SOLIDWORKS. Os códigos estão no Anexo D e na mídia de

DVD que acompanha a monografia. Os resultados obtidos nesta etapa de aquisição serão apresentados na Seção 6.1.

5.2 PROJETO DO DISPOSITIVO

Esta parte do projeto é responsável pelo desenvolvimento do dispositivo proposto. As etapas de definição dos requisitos do sistema e a busca por alternativas de soluções que atendem estes requisitos fazem parte desta seção.

5.2.1 Requisitos do Projeto

A especificação dos requisitos do projeto é o resultado da tradução das necessidades do projeto definidas nos objetivos de curto e longo prazo. No Capítulo 3, foi enunciado: “O dispositivo deve ser capaz de conduzir os movimentos do ombro de acordo com as séries de exercícios definidas pelo fisioterapeuta (...) de maneira segura, com amplitude e velocidade compatíveis com o quadro clínico do paciente”, além de “monitorar a execução dos movimentos fornecendo dados (sobre a movimentação executada)”. Destes segmentos descritivos dos objetivos podem-se extrair as seguintes variáveis de projeto:

1. Velocidade e Torque;
2. Movimento e Espaço de Trabalho;
3. Segurança e Conforto.

A partir delas, foram elaborados os seguintes requisitos:

- O dispositivo deve executar exercícios de reabilitação conduzindo o membro do usuário com velocidades entre **3 e 90°/s (0,5 e 15 rpm)**;

- O dispositivo deve ser capaz de transmitir um torque mínimo de aproximadamente **30 Nm** na junta do ombro em todo o espaço de trabalho;
- O dispositivo deve ser capaz de realizar os movimentos de **flexão/extensão** e **abdução/adução** do ombro e suas amplitudes devem compreender **pelo menos 85%** das amplitudes máximas realizadas por pessoas saudáveis;
- O dispositivo deve apresentar **pelo menos um sistema** que garanta a segurança do usuário;
- O dispositivo deve apresentar **pelo menos um sistema** visando o conforto.

A identificação das variáveis do projeto, bem como a definição dos requisitos, são tarefas que exigem um nível de conhecimento sólido sobre a aplicação e experiência no desenvolvimento de projetos similares. Os valores atribuídos se tornam as referências utilizadas durante todo o desenvolvimento do projeto, portanto, quanto mais próximos da realidade eles forem, menor o número de iterações e retrabalho do projeto.

Neste trabalho, a dificuldade em especificar estas variáveis foi decorrente da presença do ser humano atuar como parte integrante do sistema. Cada pessoa, como um indivíduo em mudança, tende a apresentar comportamentos diferentes não apenas entre as demais pessoas, mas consigo mesma durante o tempo. Por isso, muitos modelos utilizam modelos simplificados de acordo com a sua necessidade e que podem ser limitados para o uso em outras aplicações.

A seguir, cada subseção busca justificar a escolha dos valores relacionados de acordo com as aproximações feitas.

5.2.1.1 Velocidade e Torque

As variáveis de projeto velocidade do movimento e torque aplicado na articulação do ombro do usuário são resultados da especificação do sistema de atuação e de transmissão adotado na

solução. O controle dessas variáveis deve ser realizado através de um modelo mecânico compatível com a dinâmica do sistema de modo a garantir a movimentação pretendida.

5.2.1.1.1 Estimativa da velocidade

Um método experimental foi realizado para estimar um intervalo de velocidades compatível com os movimentos de reabilitação do ombro. A partir da medição do tempo durante deslocamentos angulares de aproximadamente 90° do membro superior, calcularam-se as velocidades médias dos movimentos ensaiados, obtendo o intervalo compreendido entre **3 a $90^\circ/s$** (0,5 a 15 *rpm*). Note que o valor de $90^\circ/s$ corresponde a uma movimentação bastante rápida para um indivíduo com déficit motor. No entanto, este valor foi mantido, pois se trata de uma velocidade possível para o membro superior humano e será utilizado para criar uma margem de segurança na etapa de especificação de desempenho do dispositivo.

5.2.1.1.2 Estimativa do torque

Para estimar o torque necessário para movimentar o membro superior, recorreremos aos dados de ensaios de movimentos do membro superior e nas especificações dos dispositivos encontrados na literatura. Em uma posterior análise, uma estimativa de torque foi realizada utilizando correlações sobre dados dos segmentos do membro superior como uma aproximação quantitativa do sistema.

Dados encontrados em um estudo do movimento

No estudo da correlação entre o volume muscular e o máximo momento isométrico realizado por (HOLZBAUR, DELP, *et al.*, 2006). As medições do máximo momento isométrico da

junta do ombro (adução/abdução) estão apresentadas na Tabela 4. O conjunto de amostra utilizado era composto por 10 jovens saudáveis, com nenhum histórico de lesão no membro superior, e estava compreendida a faixa entre o 20º percentil feminino e o 97º percentil masculino da população baseada na altura.

Tabela 4 – Dados do momento isométrico do ombro

<i>Indivíduo</i>	<i>Idade</i>	<i>Altura (cm)</i>	<i>Peso (kg)</i>	<i>Momento do ombro (Nm)</i>	
				<i>Adução</i>	<i>Abdução</i>
F1	24	157,5	49,9	31,6	43,0
F2	36	162,6	49,9	39,2	48,0
F3	24	162,6	59,0	28,3	42,8
F4	30	165,1	52,2	41,3	43,5
M1	28	172,7	72,6	75,1	81,4
M2	27	175,3	83,9	55,6	91,1
M3	37	175,3	93,0	79,7	111,7
F5	26	177,8	72,6	34,4	33,3
M4	27	177,8	72,6	79,3	88,9
M5	27	188,0	86,2	82,3	95,6
Média feminina (Desvio-padrão)	28,0 (5,1)	165,1 (7,6)	56,7 (9,6)	34,9 (5,4)	42,1 (5,4)
Média masculina (Desvio-padrão)	29,2 (4,4)	177,8 (6,0)	81,6 (8,9)	74,4 (10,8)	93,7 (11,3)
Média total (Desvio-padrão)	28,6 (4,5)	171,5 (9,3)	69,2 (15,8)	54,7 (22,3)	67,9 (28,4)

Fonte: (HOLZBAUR, DELP, *et al.*, 2006)

Observa-se que, a partir desses dados, os máximos valores para a média dos momentos durante os movimentos de adução e abdução de pessoas saudáveis são **42,1 Nm** para a população feminina e **93,7 Nm** para a masculina. Esses valores são os torques máximos que o indivíduo consegue aplicar na articulação para manter o membro na posição estática.

Busca por valores utilizados em projetos similares

Em (LI, WANG, *et al.*, 2006) observa-se que o dispositivo foi dimensionado com o torque de saída de **46 Nm** para a articulação do ombro para a velocidade de **3,75 rpm**, ou **22,5°/s**.

Estimativa do torque baseado em correlações antropométricas

Consultando a literatura, também foram encontrados alguns estudos antropométricos com correlações para o cálculo do comprimento, da massa, da posição do centro gravitacional e do

momento de inércia de cada segmento do corpo humano. Utilizando estas correlações, foi realizada uma estimativa do torque necessário para movimentar o membro superior em função dos parâmetros de altura e massa do indivíduo.

Os estudos de (DRILLIS, CONTINI e BLUESTEIN, 1966) apresentam correlações para estimar os comprimentos dos segmentos corporais em função da estatura do indivíduo quando não for possível realizar medições no próprio sujeito (Tabela 5). As relações das massas de cada segmento do membro superior do estudo de (CLAUSER, MCCONVILLE e YOUNG, 1969) estão apresentadas na Tabela 6, e a localização do centro de massa de cada segmento do membro superior pode ser estimada segundo (DEMPSTER, 1955) (Tabela 7).

Tabela 5 – Comprimentos dos segmentos corporais relativos à altura h .

<i>Segmento corporal</i>	<i>Comprimento</i>
Braço	$0,186 \cdot h$
Antebraço	$0,146 \cdot h$
Mão	$0,108 \cdot h$

Fonte: (DRILLIS, CONTINI e BLUESTEIN, 1966)

Tabela 6 – Massas dos segmentos corporais em relação à massa total do corpo m_{corpo}

<i>Segmento corporal</i>	<i>Braço</i>	<i>Antebraço</i>	<i>Mão</i>	<i>Membro superior</i>
Massa $m_{segmento}$	$0,0260 \cdot m_{corpo}$	$0,0160 \cdot m_{corpo}$	$0,0070 \cdot m_{corpo}$	$0,0490 \cdot m_{corpo}$

Fonte: (CLAUSER, MCCONVILLE e YOUNG, 1969)

Tabela 7 - Localização relativa do centro de massa no segmento corporal

<i>Segmento corporal</i>	<i>Localização do centro de massa</i>	
	Proximal	Distal
Braço	0,436	0,564
Antebraço	0,430	0,570
Mão	0,506	0,494

Fonte: (DEMPSTER, 1955)

Considerando um indivíduo de massa m e altura h , e θ_1, θ_2 e θ_3 , os ângulos formados pelo braço, antebraço e mão, respectivamente, com o plano horizontal; obtemos as coordenadas das projeções das articulações no eixo x :

<i>Pontos</i>	<i>Articulação do ombro</i>	<i>Articulação do cotovelo</i>	<i>Articulação do pulso</i>	<i>Extremidade distal da mão</i>
Posição x	0	$0,186 \cdot h \cdot \cos\theta_1$	$0,186 \cdot h \cdot \cos\theta_1$ $+ 0,146 \cdot h \cdot \cos\theta_2$	$0,186 \cdot h \cdot \cos\theta_1$ $+ 0,146 \cdot h \cdot \cos\theta_2$ $+ 0,108 \cdot h \cdot \cos\theta_3$

A partir das relações da tabela 7, as coordenadas dos centros de massa de cada segmento foram calculadas abaixo.

<i>Pontos</i>	<i>Braço</i>	<i>Antebraço</i>	<i>Mão</i>
Posição $x_{CM,segmento}$	$(0,436 \cdot 0,186 \cdot h \cdot \cos\theta_1)$	$(0,430 \cdot 0,146 \cdot h \cdot \cos\theta_2$ $+ 0,186 \cdot h \cdot \cos\theta_1)$	$(0,506 \cdot 0,108 \cdot h \cdot \cos\theta_3$ $+ 0,186 \cdot h \cdot \cos\theta_1$ $+ 0,146 \cdot h \cdot \cos\theta_2)$

A coordenada horizontal do centro de massa do membro superior é calculada pela seguinte expressão:

$$x_{CM,membro superior} = \frac{m_{braço} \cdot x_{CM,braço} + m_{antebraço} \cdot x_{CM,antebraço} + m_{mão} \cdot x_{CM,mão}}{m_{braço} + m_{antebraço} + m_{mão}} \quad (1)$$

Substituindo as relações da tabela 6 na equação (1) e simplificando os termos:

$$x_{CM,membro superior} = (0,1303 \cdot \cos\theta_1 + 0,0414 \cdot \cos\theta_2 + 0,0078 \cdot \cos\theta_3) \cdot h \quad (2)$$

O torque necessário na articulação ombro para manter a posição estática do membro superior é dado por:

$$M_{estático} = m_{membro superior} \cdot g \cdot x_{CM,membro superior} \quad (3)$$

O valor máximo do torque estático é obtido na posição $\theta_1 = \theta_2 = \theta_3 = 0$, ou seja, o membro superior está alinhado com o plano horizontal.

$$x_{CM,membro superior}(0,0,0) = 0,1795 \cdot h \quad (4)$$

$$M_{estático}(0,0,0) = 0,1795 \cdot m_{membro superior} \cdot g \cdot h \quad (5)$$

Note que a posição do centro de massa do membro superior se localiza na região do braço, próximo ao cotovelo, e depende dos ângulos θ_1 , θ_2 e θ_3 .

Para o caso de uma pessoa com massa de 52 kg e 1,70 m de altura, o torque estimado para manter o membro superior estático na posição horizontal é:

$$M_{estático}^{(52kg; 1,70m)} = 7,58 Nm \quad (6)$$

Para os valores de altura e peso (1,869 m e 86,41 kg) do 95º percentil masculino da população apresentada na seção 4.2, o valor do torque máximo estático estimado é:

$$M_{estático}^{(86,41kg; 1,869m)} = 13,9 Nm \quad (7)$$

O momento de inércia de um corpo é uma medida de distribuição da massa em torno de um eixo. (DEMPSTER, 1955) apresenta os valores dos raios de giros ρ dos segmentos do corpo em relação ao seu comprimento $l_{segmento}$.

Tabela 8 - Raio de giro de cada segmento corporal segundo a posição do eixo de rotação

<i>Segmento corporal</i>	<i>Raio de giro ρ</i>		
	Centro de massa	Proximal	Distal
Braço	0,322	0,542	0,645
Antebraço	0,303	0,526	0,647
Mão	0,297	0,587	0,577

Fonte: Retirado de (DEMPSTER, 1955)

Os raios de giro são usados para calcular os momentos de inércia através da equação:

$$I = mk^2 = m.(\rho.l_{segmento})^2 \quad (8)$$

A partir dos raios de giro, calculam-se os momentos de inércia no centro de massa de cada segmento.

$$I_{cm,mão} = 0,0070.m.(0,297 . 0,108 . h)^2 = 7,2021.10^{-6}m.h^2 \quad (9a)$$

$$I_{cm,antebraço} = 0,0160.m.(0,526 . 0,146 . h)^2 = 3,1312.10^{-5}m.h^2 \quad (9b)$$

$$I_{cm,braço} = 0,0260.m.(0,542 . 0,186 . h)^2 = 9,3263.10^{-6}m.h^2 \quad (9c)$$

Para o indivíduo de 52 kg de massa e 1,70 m de altura, tem-se:

$$I_{cm,m\tilde{a}o}^{(52kg; 1,70m)} = 0,0010823 \text{ kg.m}^2 = 10823 \text{ g.cm}^2 \quad (10a)$$

$$I_{cm,antebra\tilde{c}o}^{(52kg; 1,70m)} = 0,0047056 \text{ kg.m}^2 = 47056 \text{ g.cm}^2 \quad (10b)$$

$$I_{cm,br\tilde{a}c}o^{(52kg; 1,70m)} = 0,0140156 \text{ kg.m}^2 = 140156 \text{ g.cm}^2 \quad (10c)$$

Pelo teorema de Steiner, ou teorema dos eixos paralelos, possibilita calcular a partir do momento de inércia sobre o centro de massa de um corpo (I_{cm}) o momento de inércia em um eixo paralelo (I_z) através da equação:

$$I_z = I_{cm} + m \cdot d^2 \quad (11)$$

onde m é a massa do corpo e d é a distância entre os eixos paralelos.

Aplicando para os segmentos do corpo analisados:

$$I_{br\tilde{a}c,o\tilde{m}b\tilde{r}o} = I_{cm,br\tilde{a}c}o + m_{br\tilde{a}c}o \cdot (0,436 \cdot 0,186h)^2 \quad (12a)$$

$$\begin{aligned} I_{antebra\tilde{c}o,o\tilde{m}b\tilde{r}o} &= I_{cm,antebra\tilde{c}o} + m_{antebra\tilde{c}o} \cdot [(0,430 \cdot 0,146.h)^2 + (0,186.h)^2 \\ &+ 2 \cdot (0,430 \cdot 0,146.h) \cdot (0,186.h) \cdot \cos(\theta_1 - \theta_2)] \end{aligned} \quad (12b)$$

$$\begin{aligned} I_{m\tilde{a}o,o\tilde{m}b\tilde{r}o} &= I_{cm,m\tilde{a}o} \\ &+ m_{m\tilde{a}o} \cdot \{(0,506 \cdot 0,108.h)^2 + (0,186.h)^2 + (0,146.h)^2 \\ &+ 2 \cdot [(0,506 \cdot 0,108.h) \cdot (0,186.h) \cdot \cos(\theta_1 - \theta_3) \\ &+ (0,506 \cdot 0,108.h) \cdot (0,146.h) \cdot \cos(\theta_2 - \theta_3) \\ &+ (0,186.h) \cdot (0,146.h) \cdot \cos(\theta_1 - \theta_2)]\} \end{aligned} \quad (12c)$$

Assim, o momento de inércia do membro superior sobre o eixo de rotação do ombro é dado pela soma:

$$I_{ombro} = I_{m\tilde{a}o,ombro} + I_{antebra\tilde{c}o,ombro} + I_{bra\tilde{c}o,ombro} \quad (13)$$

Observando as equações, nota-se que o maior valor do momento de inércia é obtido quando os ângulos θ_1, θ_2 e θ_3 são iguais, ou seja, quando os segmentos do membro superior estão alinhados.

Para esta configuração, a pessoa de 52kg e 1,70 m possui o momento de inércia para o membro superior:

$$I_{ombro}^{(52kg; 1,70m)}(\theta, \theta, \theta) = 0,3515813 \text{ kg.m}^2 = 3515813 \text{ g.cm}^2 \quad (14)$$

e para o indivíduo de 86,41 kg e 1,869 m:

$$I_{ombro}^{(86,41kg; 1,869m)}(\theta, \theta, \theta) = 0,7061667 \text{ kg.m}^2 = 7061667 \text{ g.cm}^2 \quad (15)$$

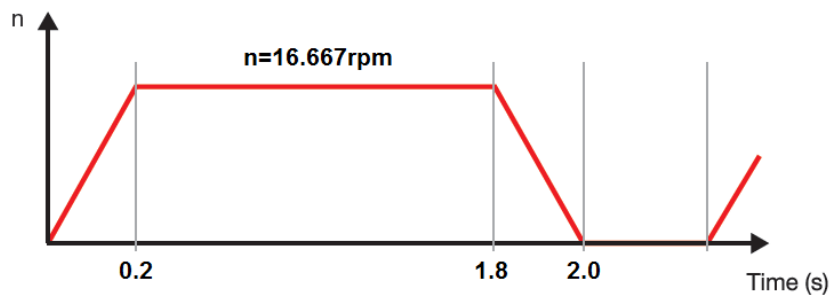
Da dinâmica dos corpos rígidos, temos que:

$$\sum M = I \cdot \alpha \quad (16)$$

onde a somatória dos momentos M aplicados no corpo resulta no giro do corpo de momento de inércia I sobre o eixo de rotação com a aceleração angular α .

Para estimar um valor de aceleração angular do movimento do membro superior, consideramos um perfil de velocidade trapezoidal cuja duração é de 2.0 s para percorrer um deslocamento angular de 180° , sendo 0,2 s os tempos de aceleração e desaceleração.

Figura 24 – Gráfico da velocidade angular



Logo, a velocidade máxima ocorre no tempo 0,2 s e possui intensidade de 100°/s (16,667 rpm).

$$\sum M = 0,7061667 \cdot \frac{\pi}{30} \cdot \frac{16,667}{0,2} = 6,16 \text{ Nm} \quad (17)$$

Portanto, para o pior caso, temos que o torque necessário para a flexão e abdução do ombro de uma pessoa de 86,41 Kg é de 20,1 Nm.

O pico de potência mecânica desse movimento é:

$$P_{mec} = M_{m\acute{a}x} \cdot n_{m\acute{a}x} \cdot \frac{\pi}{30} = 20,1 \cdot 16,667 \cdot \frac{\pi}{30} = 35,01 \text{ W} \quad (18)$$

Para o indivíduo com 52 kg e 1,70 m, o momento dinâmico para obter o perfil de velocidades considerado é de 3,07 Nm, logo, o torque necessário para a flexão e abdução do ombro é 10,65 Nm.

Calculando o pico de potência mecânica, temos:

$$P_{mec} = M_{m\acute{a}x} \cdot n_{m\acute{a}x} \cdot \frac{\pi}{30} = 10,65 \cdot 16,667 \cdot \frac{\pi}{30} = 18,58 \text{ W} \quad (19)$$

Dessa forma, o valor do torque mínimo especificado para a movimentação da articulação do ombro em todo espaço de trabalho foi **30 Nm**, segundo um fator de segurança 1,5.

5.2.1.2 Movimentos e Espaço de Trabalho

Além da especificação de velocidade e torque, o dispositivo deve ser capaz de posicionar o membro superior na posição desejada segundo um espaço de trabalho compatível com a movimentação natural de um indivíduo saudável.

Sabe-se pelo estudo dos movimentos do ombro (Capítulo 4) que as rotações da articulação do ombro são: flexão/extensão; abdução/adução e rotação lateral/medial do ombro. Estas três direções compõe um espaço de trabalho esférico com 3 graus de liberdade.

Para definir quais movimentações do ombro este projeto do dispositivo poderia executar sem maiores complicações, uma pessoa da área de reabilitação motora foi consultada. Na reunião realizada com a professora Dra. Sílvia Maria Amado João esta questão foi levantada. Tendo em vista a complexidade da movimentação do ombro, a professora do curso de fisioterapia da USP sugeriu evitar o tratamento do movimento de rotação lateral/medial para não elevar a dificuldade do projeto. Portanto, embora haja casos clínicos com deficiência motora para este movimento, a sua inclusão neste trabalho não seria apropriado.

De fato, em uma primeira análise, a transmissão deste movimento de rotação lateral/medial através de um sistema de fixação simples de contato na superfície da pele resultaria em forças de cisalhamento devido aos efeitos dos tecidos moles do braço. Esse tipo de transmissão de forças não é adequado, pois pode gerar desconforto e os movimentos não seriam muito precisos.

Assim, os movimentos do ombro definidos para este trabalho foram:

- Flexão/extensão no plano sagital;
- Adução/adução horizontal no plano transversal;
- Adução no plano frontal.

A abdução pode ser realizada tanto no plano frontal como no transversal (abdução horizontal), enquanto que a adução frontal é restrita pelo tronco da pessoa.

Em (KAPANDJI, 1990), o autor divide em etapas a participação de cada articulação nos ângulos dos movimentos (Tabela 9).

Tabela 9 – Amplitudes dos movimentos do ombro separados em etapas

Flexão: 0° a 180° (sagital)	1ª etapa: de 0° a 50-60°.	Abdução: 0° a 180° (frontal)	1ª etapa: de 0° a 90°
	2ª etapa: de 60° a 120°		2ª etapa: de 90° a 150°
	3ª etapa: de 120° a 180°		3ª etapa: de 150° a 180°
Extensão: (sagital)	0° a 45°-50°	Adução (transverso):	0° a 30°-40°

Fonte: (KAPANDJI, 1990)

Durante a primeira etapa da flexão e abdução, os movimentos translacionais do ombro praticamente não são expressivos. Durante a segunda etapa, a contribuição desses movimentos se mostra mais aparente. Na terceira etapa, os movimentos translacionais possuem maior contribuição no movimento do ombro. Algumas soluções baseadas em exoesqueleto podem explorar estas informações do movimento do ombro para reduzir as forças resultantes pelo efeito do desalinhamento entre eixos robóticos e os anatômicos, mas seu benefício pode ficar limitado pela precisão do modelo adotado.

Para o desenvolvimento deste trabalho, os autores consideraram como adequado um dispositivo capaz de executar os movimentos de reabilitação com amplitudes de **pelo menos 85%** das amplitudes máximas obtidas por pessoas sem déficit motor.

A partir dos valores da Tabela 9, os mínimos valores limites serão:

- **Flexão (plano sagital): 0° a 153°**
- **Extensão (plano sagital): 0° a $-42,5^{\circ}$**
- **Abdução (plano frontal): 0° a 153°**
- **Adução (plano transversal): 0° a -34°**

Ou seja, deverão ser realizadas pelo dispositivo: 1ª, 2ª e parcialmente 3ª etapas da flexão; e 1ª e 2ª etapas da abdução, além dos movimentos de extensão e adução.

5.2.1.3 Mecanismos de Segurança e de Conforto

A segurança e o conforto de dispositivos robóticos podem ser obtidos através da topologia adotada e/ou pela presença de mecanismos específicos que promovem tal efeito. As naturezas desses sistemas podem ser mecânica, elétrica ou de controle; e a presença de soluções redundantes destinadas à segurança do usuário é altamente recomendável para os dispositivos que, sobretudo, fazem interface com o ser humano.

Mecanismos de compensação do peso do dispositivo, de limitação da amplitude de movimento e de paradas emergenciais, são exemplos de soluções e contribuem para tornar o dispositivo mais adequado para a aplicação clínica. O detalhamento dos sistemas de segurança e de conforto pode ser apresentado em trabalhos futuros com o foco nestes dois benefícios específicos. Para este trabalho, foi definido como requisito do projeto a apresentação de **pelo menos um sistema de segurança e um sistema de conforto**.

5.2.2 Desenvolvimento do Dispositivo

Com os requisitos do projeto definidos e justificados na seção 5.2.1, a próxima etapa do projeto consiste no desenvolvimento da solução. Esta seção é caracterizada pelo amadurecimento da solução ao longo do projeto, pois se trata de um processo iterativo. Cada escolha realizada aqui tem reflexo no resultado obtido. Por isso, a cada iteração do projeto, as escolhas são revistas e refinadas até o atendimento de todos os requisitos especificados. Caso haja desconfiança dos requisitos especificados, uma revisão do processo anterior também pode ser feita desde que corretamente justificada.

5.2.2.1 Escolha do tipo de atuador

As características desejáveis para um dispositivo robótico são: alta repetitividade, alta qualidade de movimento, baixa complexidade, baixa manutenção, baixo ruído, baixo peso. A escolha do tipo de atuador e do sistema de transmissão utilizado é responsável pelo dispositivo apresentar ou não tais características. Os atuadores considerados neste projeto foram:

- Motor elétrico:
 - Motor DC com escovas;

- Motor DC sem escovas;
- Motor AC;
- Motor de passo;
- Servo-motor.
- Atuador pneumático;
- Atuador hidráulico.

Tabela 10 – Critérios e pesos utilizados para a escolha do tipo de atuador

<i>Critério</i>	<i>Peso</i>	<i>Característica Desejável</i>
Repetitividade	3	Alta
Qualidade de movimento	4	Alta
Força/Torque	3	Alto
Complexidade	4	Baixa
Nível de ruído	2	Baixo
Durabilidade	3	Alta
Custo	4	Baixo
Peso	3	Baixo

Para determinar qual solução é a mais adequada para a nossa proposta, foi utilizada uma matriz de decisão. Os critérios e os pesos escolhidos estão apresentados na Tabela 10. Cada critério recebeu um peso de 0 a 5 admitindo o maior valor para a característica mais desejável. A pontuação total é obtida através da soma das multiplicações da pontuação atribuída a cada critério com o seu respectivo peso.

Tabela 11 – Matriz de decisão para a escolha do atuador.

<i>Critério</i>	<i>Peso</i>	<i>Motor DC com escovas</i>	<i>Motor DC sem escovas</i>	<i>Motor AC</i>	<i>Motor de passo</i>	<i>Servo-motor</i>	<i>Atuador pneumático</i>	<i>Atuador hidráulico</i>
Repetitividade	3	5	5	5	4	5	2	4
Qualidade de movimento	4	5	5	5	2	3	3	5
Força/Torque	3	4	4	4	2	4	2	5
Complexidade	4	5	4	2	4	2	2	2
Nível de ruído	2	4	4	3	3	3	2	4
Durabilidade	3	4	5	3	5	4	2	2
Custo	4	5	3	3	4	3	3	3
Peso	3	3	3	3	2	4	3	2
PONTUAÇÃO TOTAL:		116	107	91	85	89	63	87

Conforme o resultado obtido pela matriz de decisão da tabela 11, foi definido o uso motores elétricos sem escovas para o sistema de atuação. De fato, os projetos de exoesqueletos para a reabilitação motora utilizam este tipo de atuador.

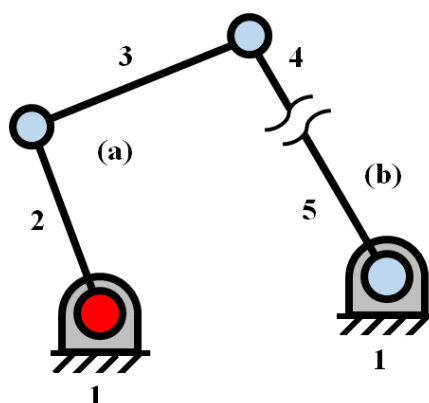
5.2.2.2 Conceito de Cadeia Passiva do Mecanismo

Após definido o sistema de atuação, o próximo passo foi definir o sistema de transmissão do movimento e a topologia da estrutura. Conforme apresentado na Seção 3.1, a ideia proposta pelo professor orientador Tarcísio Antônio Hess Coelho foi realizar um projeto de um dispositivo robótico que utiliza o membro superior humano como uma cadeia passiva do mecanismo. Em (COELHO, 2008), o método de adição de uma cadeia passiva é utilizado para a síntese de mecanismos com estrutura cinemática paralela. Neste método, a cadeia passiva é adicionada ao conjunto com a função de restringir o movimento da plataforma móvel para obter a movimentação desejada.

Apesar de enunciada para os mecanismos de cadeia cinemática paralela, a função de uma cadeia passiva do mecanismo também pode ser observada no modelo do quadrilátero articulado, um mecanismo de cadeia cinemática fechada planar. Esta interpretação é resultado da seguinte análise do mecanismo:

Figura 25 – Divisão do quadrilátero articulado.

- (a) Cadeia cinemática ativa
- (b) Cadeia cinemática passiva



Divide-se o quadrilátero articulado em duas cadeias cinemáticas conforme a figura 25. A primeira cadeia cinemática (a) possui quatro peças (1, 2, 3 e 4) conectadas com três juntas de rotação (R). A conectividade desta cadeia cinemática é igual a três ($C_a = 3$). Um exemplo de mecanismo com esta topologia é um robô planar *end-effector*.

A segunda cadeia cinemática (b) possui uma peça (5) conectada à peça de referência (1) através de uma junta de rotação (R). A conectividade desta cadeia cinemática é igual a um ($C_b = 1$). A conexão entre as peças 4 e 5 resulta no mecanismo conhecido como quadrilátero articulado (RRRR). Pelo método da adição de uma cadeia passiva, $C_a = \lambda = 3$ e $C_b = M = 1$. Portanto, a mobilidade do mecanismo é um ($M = 1$).

Conclui-se, então, que a adição da segunda cadeia cinemática no mecanismo restringe o movimento da primeira, exercendo a função de uma cadeia passiva e a mobilidade do mecanismo é igual à conectividade da cadeia passiva inserida.

Uma aplicação deste conceito pode ser observada no trabalho de conclusão de curso de (NAMINDOME e DE OLIVEIRA, 2013). A solução possui uma cadeia cinemática com duas barras em série e placas de fixação do braço e antebraço. Estes componentes formam a cadeia cinemática (a) da figura 25, enquanto o braço e antebraço do usuário formam a cadeia cinemática passiva do mecanismo (b). O acoplamento do braço no dispositivo permite a movimentação natural da articulação do cotovelo, pois, apesar das particularidades motoras desta junta, a mobilidade do conjunto é igual à conectividade da cadeia passiva.

5.2.2.3 Definição da topologia

Inspirado em (NAMINDOME e DE OLIVEIRA, 2013), este trabalho aplica o conceito de cadeia passiva do mecanismo para lidar com o deslocamento da junta do ombro durante os exercícios de reabilitação. A aplicação deste conceito, que lidou com o problema do centro de rotação variável da junta do cotovelo, se mostra promissora para a reabilitação do ombro, pois, conforme visto na seção 4.1, durante os exercícios de flexão/extensão e abdução/adução

do ombro também podem ocorrer os movimentos de elevação/depressão e protração/retração do ombro.

A cadeia cinemática escolhida para a transmissão do torque foi baseada no quadrilátero articulado. Esta topologia é a mais simples que utiliza o conceito da cadeia passiva no mecanismo. A configuração planar do quadrilátero articulado restringe o movimento em um plano, no entanto, esta limitação também pode ser útil para evitar os movimentos não especificados como, por exemplo, a rotação medial/lateral do ombro (Seção 5.2.1). Sugere-se para um trabalho futuro o estudo de uma solução com uma cadeia cinemática paralela para incluir este outro movimento do ombro.

Apresentação da solução

Considerando as limitações de uma cadeia cinemática planar, a melhor solução encontrada utiliza um sistema que configura a posição e a orientação do motor para a atuação nos mais diversos planos possíveis. Dessa forma, apesar da limitação da execução do exercício no plano configurado, a solução é capaz de realizar todos os movimentos do ombro especificados em um amplo espaço de trabalho com o uso de apenas um atuador. Além disso, com a monitoração das juntas passivas, é possível identificar os movimentos de rotação e de translação do ombro a fim de quantificar os movimentos compensatórios realizados durante a série de exercícios e de mapear o modelo da junta do ombro de cada pessoa. Esta solução apresenta um grande potencial para se tornar um equipamento de baixo custo e pode ajudar a tornar a reabilitação robótica mais acessível às clínicas e aos centros de reabilitação motora.

Para melhor compreender as funções de cada parte da solução, esta pode ser dividida em:

- ***Sistema de orientação do atuador.*** É um sistema articulado com juntas passivas ou ativas responsável por modificar os planos dos exercícios alterando a posição e orientação da plataforma suporte do atuador. Os robôs industriais podem ser adaptados a esta função desde que possuam sistemas de segurança eficazes para este propósito. O alto custo dos robôs industriais pode ser proibitivo para muitas clínicas de reabilitação. Portanto, a adaptação é mais indicada para o ramo de pesquisa ou para os locais que já possuem um robô.

- **Sistema de transmissão de torque.** Este sistema com topologia baseada no quadrilátero articulado é responsável por transmitir o movimento do atuador para o sistema de fixação do braço do indivíduo. O sistema considera o membro do paciente como uma cadeia passiva do mecanismo e possui sensores de posição angular nas juntas (potenciômetros ou *encoder*) para identificar os movimentos de rotação ou de translação do ombro.
- **Sistema de fixação do braço.** Último elo da cadeia cinemática aberta do dispositivo robótico, este sistema faz a interface física com o usuário. É responsável por transmitir o movimento de forma mais confortável ao usuário e monitora a intenção do movimento através de transdutores piezoelétricos ou extensômetros. Alguns componentes deste sistema são adaptáveis ou são disponibilizados em diversos tamanhos para lidar com as diferenças dimensionais de cada pessoa.
- **Sistema de fixação do tronco.** Responsável por limitar a movimentação do tronco do usuário, este sistema evita movimentos translacionais excessivos da junta glenoumeral.

Nas próximas seções cada um desses sistemas será detalhado.

5.2.2.4 Sistema de transmissão de torque

O modelo do quadrilátero articulado é um mecanismo de cadeia cinemática fechada formada por quatro barras e quatro juntas de rotação (Figura 25). É um mecanismo bastante conhecido e explorado para diversas aplicações. Este trabalho utilizará um modelo baseado nele para a análise cinemática do sistema de transmissão de torque do dispositivo.

O modelo utilizado aqui foi denominado **quadrilátero articulado virtual** por fazer referência a um mecanismo que possui **barras virtuais**, isto é, peças definidas pelas distâncias entre as suas juntas, mas que inexistem fisicamente. A função deste mecanismo é transmitir o movimento do sistema de atuação para o sistema de fixação acoplado ao membro do usuário.

Na figura 26, observa-se um desenho esquemático do modelo do quadrilátero articulado virtual aplicado na solução proposta. Nota-se que a cadeia cinemática fechada é formada por duas barras físicas (linhas contínuas) e duas barras virtuais (linhas pontilhadas).

Figura 26 - Modelo do quadrilátero articulado

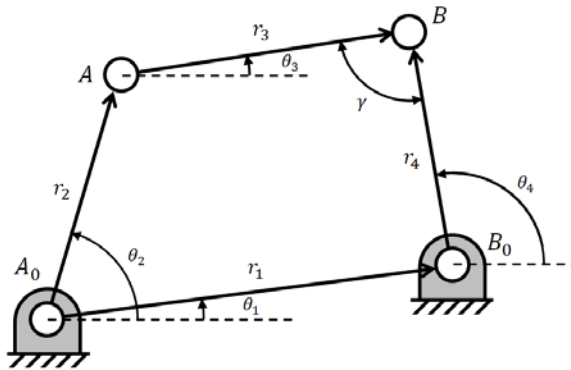
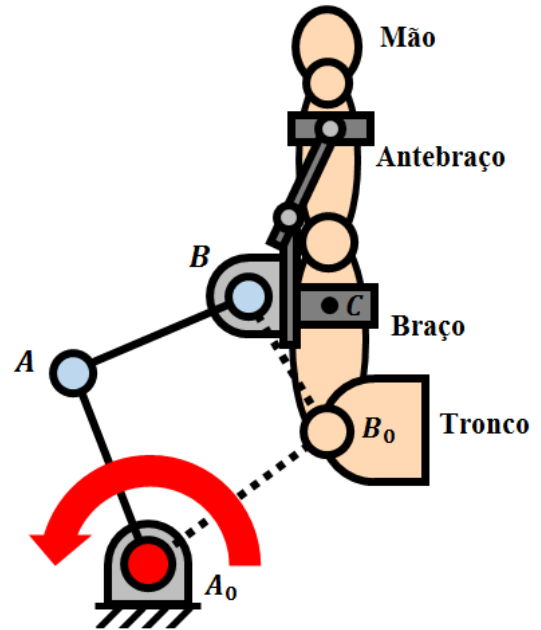


Figura 27 – Quadrilátero articulado virtual (A_0ABB_0) formado pelo sistema de transmissão de torque e usuário.



Este modelo virtual foi proposto pelo fato da junta glenoumeral O_{GH} ($= B_0$) não ser estática na aplicação real. Assim, a barra virtual $\overline{A_0B_0}$ pode ter o seu comprimento r_1 e o ângulo θ_1 variáveis durante o movimento. No caso particular de B_0 estático, o modelo do quadrilátero articulado virtual se comporta como o original. Caso contrário, uma análise do mecanismo com uma cadeia cinemática aberta pode ser mais adequada.

Análise cinemática

A cadeia cinemática do dispositivo quando não conectada ao membro humano é do tipo RRR. A quantidade de peças é quatro (referencial fixo, $\overline{A_0A}$, \overline{AB} e \overline{BC}) e as juntas são três de rotação. Logo, a conectividade desta cadeia é igual a três ($C_a = 3$).

Conforme a proposta inicial do trabalho espera-se que a cadeia cinemática do braço do indivíduo se comporte como a cadeia passiva do mecanismo. Ao considerar os movimentos de flexão/extensão, abdução/adução, rotação lateral/medial, elevação/depressão e protração/retração da junta glenoumeral conclui-se que esta possui 5 graus de liberdade e a conectividade da sua cadeia cinemática é igual a cinco ($C_{GH} = 5$). Desse modo, a cadeia cinemática do braço possui maior conectividade do que a cadeia cinemática do dispositivo, o que leva à conclusão de que esta restringe o movimento daquela, exercendo a função de cadeia passiva e não o contrário.

De fato, este comportamento representa a realidade, porém, não resulta em problemas para o mecanismo. Ao assumir um modelo planar para a cadeia cinemática do dispositivo, já era esperado que o movimento do braço fosse restringido à movimentação em um plano. Assim, os graus de liberdade livres da articulação do ombro são aqueles que são possíveis de ser realizados no plano configurado. Estes movimentos são no máximo três: duas translações e uma rotação. Toda combinação de um, dois ou três destes movimentos pode ser realizada de acordo com o plano escolhido e as faixas de amplitude do movimento.

Assim sendo, a conectividade da cadeia cinemática do ombro pode variar de um até no máximo três ($1 \leq C_{GH} \leq 3$) e, conseqüentemente, a mobilidade do mecanismo também ($1 \leq M \leq 3$). Ou seja, a mobilidade do conjunto é resultado dos possíveis movimentos realizados pela junta do ombro no plano do exercício escolhido. Logo, a movimentação da cadeia cinemática do dispositivo é resultado da movimentação da cadeia cinemática do braço e, portanto, esta atua como uma cadeia passiva do mecanismo.

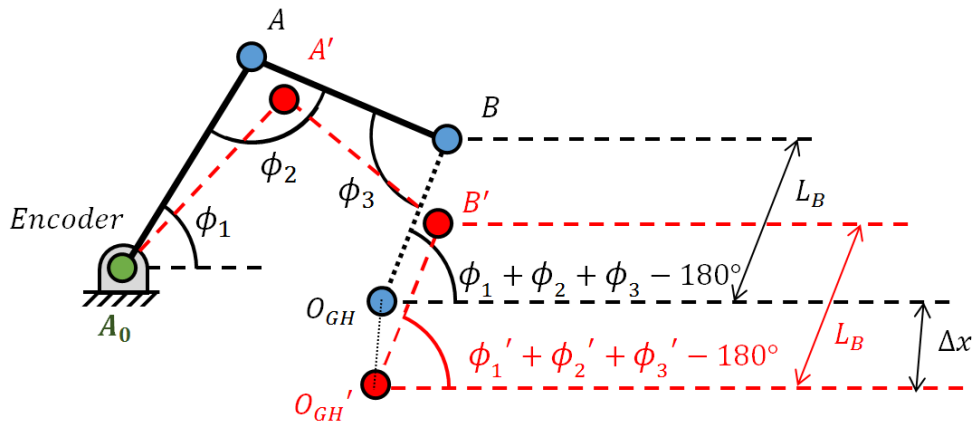
Ressalta-se que a participação dos movimentos translacionais não deve ser muito expressiva na composição do movimento realizado, visto que o dispositivo possui um sistema de fixação do tronco que deve ser utilizado para imobilizar esta região durante os exercícios. Com isto feito, os movimentos de translação e de rotação monitorados durante os exercícios serão dados para modelar a junta do ombro da pessoa para cada plano de exercício realizado.

Monitoração do movimento do braço

O modelo do quadrilátero articulado virtual se difere do modelo original por considerar os movimentos de translação da articulação do ombro e, assim, as variações dos comprimentos das barras virtuais do mecanismo. A partir deste modelo é possível analisar os efeitos da movimentação da cadeia cinemática passiva, isto é, o movimento realizado pelo usuário, através dos parâmetros da cadeia cinemática do dispositivo.

Esta análise inicial foi realizada a partir da propriedade da soma dos ângulos internos de um quadrilátero, cujo valor deve ser sempre 360° . Esta abordagem resulta em cálculos práticos, de fácil entendimento e podem ser utilizados na rotina de programação de um sistema embarcado para o dispositivo. Outra possível abordagem é utilizar um modelo de cadeias cinemáticas aberta da robótica e calcular todos os parâmetros da movimentação.

Figura 28 – Efeitos do movimento translacional da junta O_{GH}



A partir da notação utilizada nas figuras 28 a 30 e utilizando a propriedade geométrica do quadrilátero, o ângulo formado pelo segmento $\overline{O_{GH}B}$ em relação a uma linha de referência (horizontal) sempre deverá ser:

$$\alpha = \phi_1 + \phi_2 + \phi_3 - 180^\circ \quad (20)$$

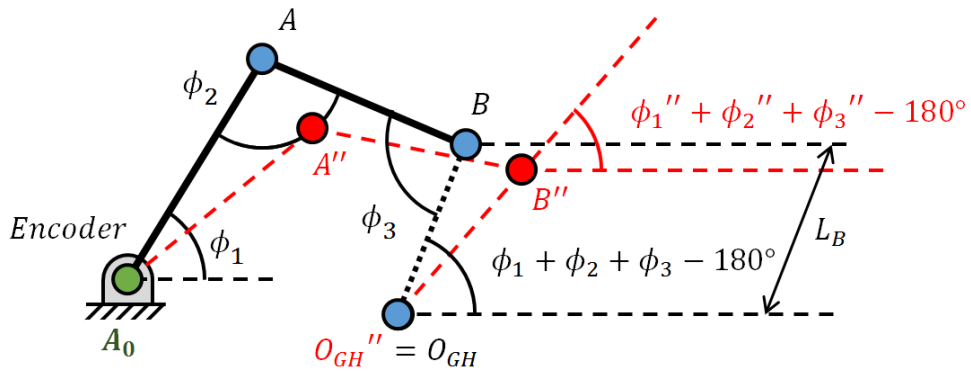
Dada uma movimentação de translação pura da junta glenoumeral O_{GH} (Figura 28), temos:

$$\alpha = \alpha'$$

$$\phi_1 + \phi_2 + \phi_3 = \phi'_1 + \phi'_2 + \phi'_3 \quad (21)$$

Ou seja, a soma dos ângulos (ϕ_1 , ϕ_2 e ϕ_3) das juntas da cadeia cinemática do dispositivo permanece constante para os movimentos de translação sem a ocorrência de rotação do ombro.

Figura 29 – Efeitos do movimento rotacional da junta O_{GH}



Por sua vez, uma rotação pura $\Delta\phi$ do ombro (Figura 29) é dada pela diferença entre a soma dos ângulos (ϕ_1 , ϕ_2 e ϕ_3):

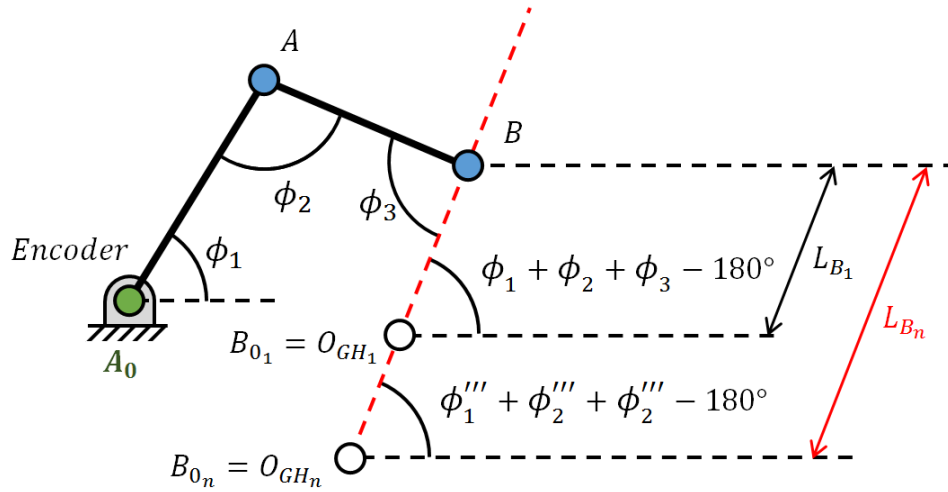
$$\phi_1 + \phi_2 + \phi_3 - 180^\circ - \Delta\phi = \phi_1'' + \phi_2'' + \phi_3'' - 180^\circ$$

$$(\phi_1 + \phi_2 + \phi_3) - (\phi_1'' + \phi_2'' + \phi_3'') = \Delta\phi \quad (22)$$

No caso de movimentos de translação e rotação simultâneos, isola-se a contribuição da rotação através dos valores das somas e, em seguida, calculam-se os valores de translação a partir dos valores individuais de cada ângulo.

Desse modo, é possível monitorar o movimento da junta glenoumeral no plano de cada exercício e fornecer parâmetros para o controle do atuador a partir das medições angulares das juntas do dispositivo. Assim, os movimentos compensatórios realizados pelo usuário podem ser identificados e compensados pelo sistema até que a movimentação desejada seja realizada. As medições dos deslocamentos angulares das juntas da sua cadeia cinemática do dispositivo podem ser feitas com o uso de *encoder* e/ou potenciômetros.

Figura 30 – Efeitos das diferenças de comprimento do segmento L_B



Outra abordagem possível pode ser feita a partir do modelo de um mecanismo de cadeia cinemática serial RRR com quatro peças e com três juntas. A partir dos comprimentos das peças físicas e dos ângulos ϕ_1 e ϕ_2 é possível obter a posição da junta B . Conhecendo o ângulo ϕ_3 , obtém a orientação do segmento $\overline{O_{GH}B}$. O único parâmetro desconhecido é o comprimento L_B . Pela figura 30, observa-se que esta medida é responsável por definir a posição da junta O_{GH} . O seu valor é obtido durante uma etapa de calibração do indivíduo. Neste processo, realizam-se deslocamentos angulares conhecidos sem os movimentos translacionais da junta O_{GH} . A partir dos valores angulares obtidos, estima-se L_B .

5.2.2.5 Sistema de orientação do atuador

Após definido o mecanismo de transmissão de torque e o uso de somente um motor, o objetivo desta parte da solução foi desenvolver uma estrutura capaz de posicionar o atuador de modo que o mecanismo de hastes que compõem o sistema de transmissão pudesse ser movimentado nos planos de execução dos exercícios desejados. No esboço inicial da estrutura, o conjunto do atuador composto pelo motor, redutor e encoder estaria instalado em uma plataforma

que possui um mecanismo de rotação para a mudança de orientação do conjunto, conforme a figura 31.

A estrutura é conectada pelo eixo de rotação na parte traseira de uma cadeira, em uma região próxima do ombro. O eixo de rotação possui o curso limitado em 90° para dispor o conjunto nas posições vertical, horizontal e entre essas duas direções de maneira segura. Os possíveis movimentos ocorrem entre os planos sagital e transverso. Um dispositivo com esta topologia estrutural é capaz de exercitar os dois braços simultaneamente com o uso de dois conjuntos de atuadores ou, então, permutar o lado do exercício de acordo com a necessidade do paciente utilizando apenas um conjunto motor.

Figura 31 – Conceito inicial da solução proposta.

Na região inferior da estrutura encontra-se o eixo de rotação (linha tracejada vermelha) para alterar a orientação do conjunto do atuador.

No eixo do redutor (linha tracejada verde) será acoplado o sistema de transmissão baseado em um quadrilátero articulado “virtual” (não representado na figura).

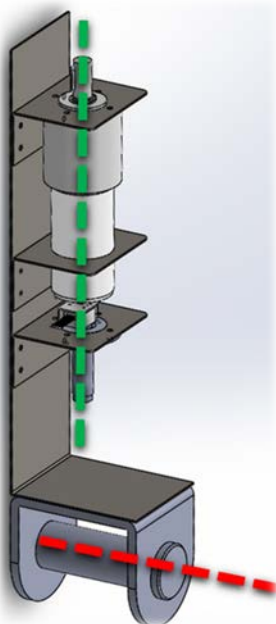


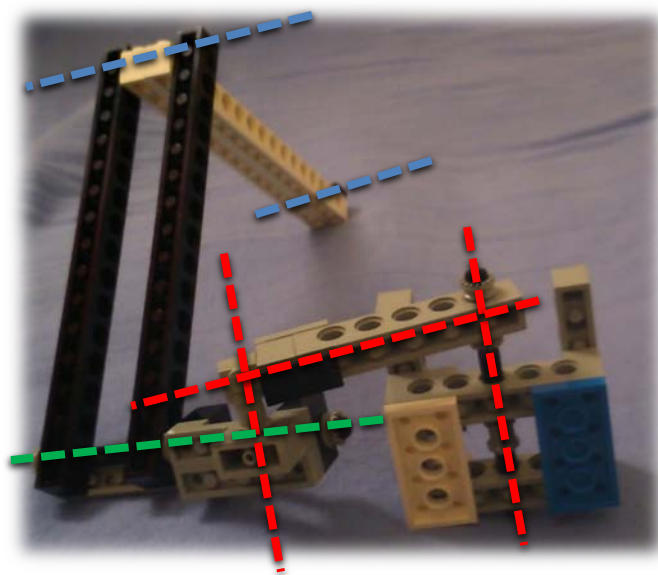
Figura 32 – Montagem com peças de LEGO®.

Modelo físico utilizado para visualizar os movimentos do sistema de orientação do atuador e do sistema de transmissão.

A linha tracejada em verde representa o eixo do motor.

As linhas tracejadas vermelhas representam os eixos de rotação das juntas do sistema de orientação do atuador.

As linhas tracejadas azuis representam os eixos de rotação das juntas passivas do sistema de transmissão baseado no quadrilátero articulado “virtual”.



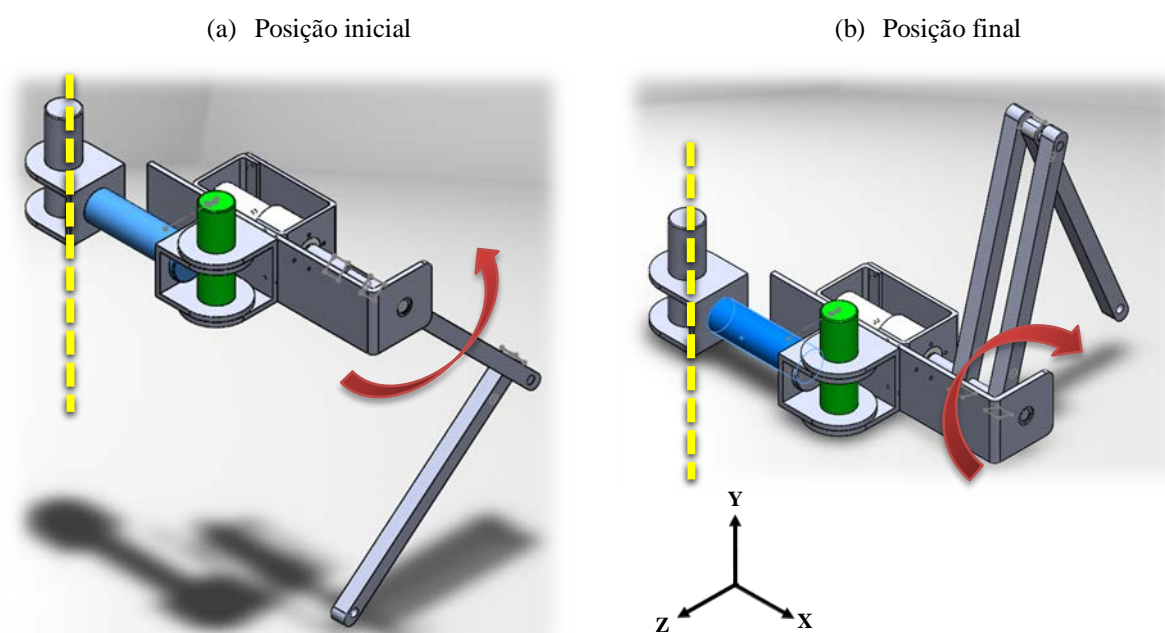
Apesar disso, esta topologia inicial não foi escolhida devido à má distribuição de massa em relação ao eixo de rotação deste mecanismo. A distância do centro de massa do conjunto até o eixo de rotação resulta em um momento no eixo pela ação da gravidade. Quanto maior essa

distância, maior o esforço exigido para manter o posicionamento estático da estrutura. Portanto, a ideia foi melhorar este sistema buscando o alinhamento entre o eixo de rotação e o centro de massa do conjunto.

A próxima solução desenvolvida teve como objetivo oferecer um conjunto mais versátil. A topologia proposta possui outro conjunto de juntas para orientar o sistema de atuação em outros planos de exercícios. Esta topologia permite mudar a configuração do dispositivo entre os dois membros sem a necessidade de desmontar o sistema. Há mecanismos no sistema para efetuar ajustes grossos e finos a fim de diminuir o tempo de preparação do dispositivo para acomodar o usuário. Este sistema é mais complexo que o anterior e, por isso, os autores utilizaram peças de LEGO® (Figura 32) para construir um modelo representativo dos movimentos pretendidos.

Este sistema também foi projetado para ser instalado na parte traseira de uma cadeira, alinhado com o seu centro. Nesta solução também foi levada em consideração a questão do momento resultante do desalinhamento dos eixos de rotação com os centros de massa das partes móveis, porém, nem sempre foi possível realizar o perfeito alinhamento, portanto, a solução foi minimizar essas distâncias.

Figura 33 – Movimentação das barras para os exercícios de flexão/extensão no plano sagital do braço direito.



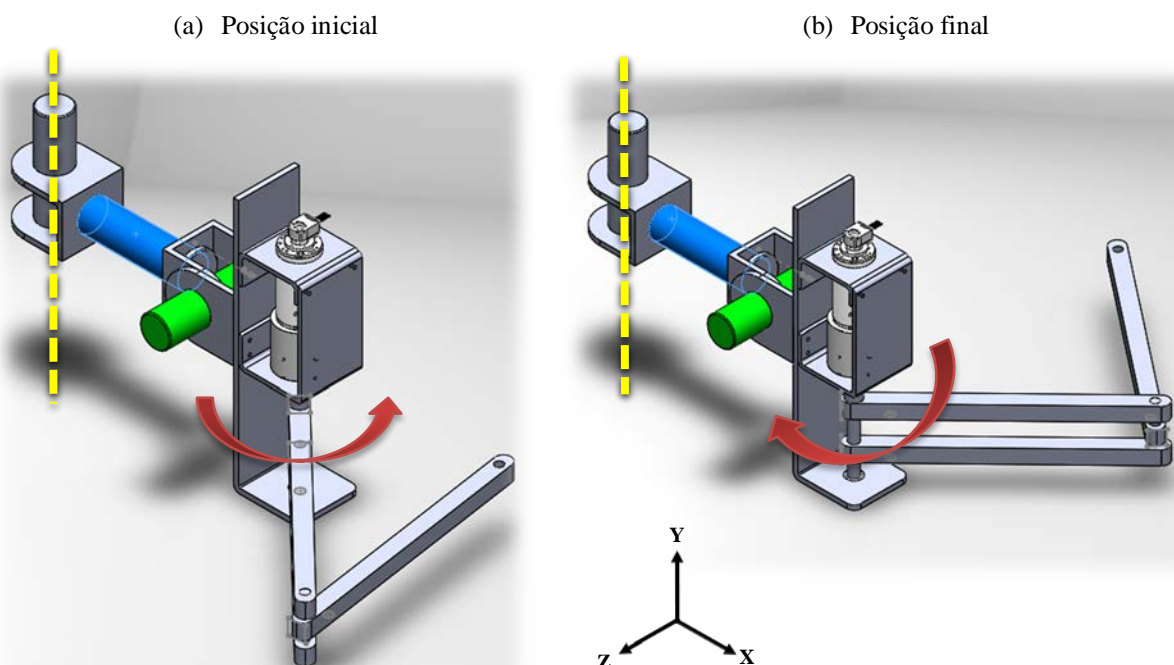
Um modelo do mecanismo foi desenhado no software SOLIDWORKS para simular a movimentação desejada e para compreender os detalhes dos componentes que podem afetar o desempenho desta solução. As figuras 33(a) e 33(b) representam a movimentação da cadeia cinemática do *sistema de transmissão de torque* sob a atuação do motor para os exercícios de flexão/extensão do ombro direito no plano sagital.

Para mudar a configuração do dispositivo a fim de exercitar os movimentos de abdução/adução horizontais, executa-se a seguinte sequência de rotações segundo os eixos globais da figura 33:

1. Rotação de -90° em Y do eixo indicado na cor verde;
2. Rotação de 90° em X do indicado na cor azul.

O resultado obtido pode ser observado na figura 34. Nesta nova configuração, o atuador movimenta a cadeia cinemática no plano horizontal, conforme desejado. A figura 34(a) indica a posição inicial e a Figura 34(b) a posição final da cadeia cinemática do *sistema de transmissão de torque*.

Figura 34 – Movimentação das barras para os exercícios abdução/adução no plano transverso do braço direito.



Para modificar a configuração do dispositivo e atender os movimentos do braço esquerdo de pacientes com deficiência motora, gira-se o eixo central indicado pela linha tracejada amarela da figura 34 com uma rotação de -180° em Y. O resultado obtido observado na figura 35(a) é simétrico em relação à posição anterior mostrada na figura 34(b).

Com a orientação do atuador na figura 35(a) podemos realizar os movimentos de abdução/adução horizontal do ombro esquerdo e após a seguinte sequência de rotações:

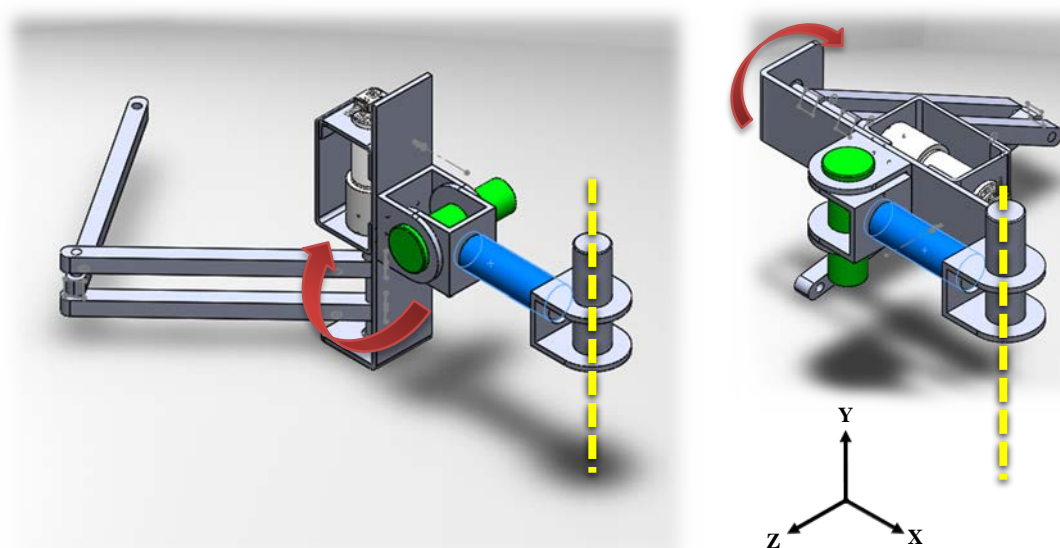
1. Rotação de -90° em Z do eixo indicado pela cor verde;
2. Rotação de -90° em X do eixo indicado pela cor azul;

é obtida a orientação para atuar os movimentos de flexão/extensão da articulação do ombro esquerdo (Figura 35(b)).

Figura 35 – Movimentação das barras para os exercícios do braço esquerdo.

(a) Abdução/adução no plano transverso

(b) Flexão/extensão no plano sagital



A última iteração do projeto do *sistema de orientação do atuador* deste trabalho detalhou a estrutura com um mecanismo de regulação de altura e incluiu uma cadeira para o usuário. A topologia da solução final pode ser observada na seção 6.2.2.

5.2.2.6 Sistema de Fixação

O *sistema de fixação* é responsável por fazer a interface física entre o usuário e o dispositivo. O projeto deste sistema deve proporcionar o conforto e garantir a segurança do usuário. O conforto segue a lógica difusa (*fuzzy logic*), ou seja, os parâmetros não possuem valores limites exatos para classificar tal característica. Também apresenta variações de classificação entre pessoas mais sensíveis e as mais tolerantes. A segurança, por sua vez, segue a lógica booleana: ou o sistema possui mecanismo de segurança, ou não tem. O diferencial do dispositivo está na quantidade de sistemas redundantes existente na determinada solução.

Nos requisitos do projeto, foi especificado que a solução proposta deve possuir pelo menos um sistema de segurança e um sistema de conforto. Para atender estes requisitos, um estudo de algumas soluções foi realizado para escolher qual poderia ser explorada.

Apesar da lógica difusa aplicada na classificação dos parâmetros de conforto, estes são resultados dos modelos desenvolvidos para representar o sistema. No caso de um dispositivo robótico, o principal parâmetro representativo do conforto é resultado do sistema de transmissão de forças e torque. A magnitude dos esforços aplicada ao usuário é que define se a solução oferece ou não algum risco ou desconforto.

Na transmissão dos mecanismos destinados à reabilitação, é desejável que as forças resultantes sejam perpendiculares ao movimento realizado pelo membro conectado a fim de evitar o surgimento de componentes axiais. No caso da transmissão utilizada baseada na topologia de um quadrilátero articulado, sabe-se que o ângulo de transmissão varia ao longo do movimento (ângulo γ da figura 26) e é resultado pela diferença entre os ângulos θ_4 e θ_3 . De acordo com a literatura, recomenda-se o uso do ângulo de transmissão entre 40° e 140° .

A cadeia cinemática do dispositivo robótico deve permitir a movimentação natural da junta ou então restringir os graus de liberdade indesejados de forma controlada. Mecanismos demasiadamente rígidos podem oferecer grande resistência ao movimento e exigir grandes esforços do usuário. O uso de elementos flexíveis para o acoplamento pode ser bastante explorado desde que não afete a dinâmica do sistema.

Levar em consideração as características da interação entre o usuário e o dispositivo também significa estudar os efeitos dos tecidos moles do corpo humano na transmissão do movimento.

A composição das camadas de tecidos da pele permite que pequenos deslocamentos e pequenas rotações ocorram na superfície da pele quando submetidos a forças e torques. Esta característica da transmissão do movimento muda de pessoa a pessoa, de acordo com a espessura da camada dos tecidos e a região do corpo em questão. As soluções devem evitar este efeito para não afetar a dinâmica do movimento e para evitar qualquer desconforto ou estranheza em pessoas mais sensíveis.

Definir as regiões de fixação do membro superior também faz parte do projeto do *sistema de fixação*. Os mecanismos que possuem apenas um ponto de transmissão na região mais distal do membro são denominados dispositivos *end-effector*. Em dispositivos exoesqueletos há a presença de mais pontos de fixação ao longo da cadeia cinemática. Estes dispositivos possuem a relação 1 para 1 entre os segmentos robóticos e os segmentos biológicos.

Para a solução desenvolvida neste trabalho, foi definido o uso de duas fixações, uma no braço e outra no antebraço. Esta solução visa o projeto modular do dispositivo. A estrutura que conecta os dois segmentos promove a estabilidade do antebraço durante os exercícios do ombro. Futuramente esta estrutura pode ser utilizada para acoplar um sistema de atuação e/ou de transmissão para controlar o movimento da articulação do cotovelo.

Na fase atual do projeto, as articulações presentes nesta estrutura permitem o movimento passivo da junta do cotovelo e o ajuste para as diferenças antropométricas de cada usuário. O antebraço pode ser movimentado de acordo com a vontade do usuário, ou as juntas podem ser travadas para oferecer apoio durante o movimento. A definição da configuração utilizada depende das definições do fisioterapeuta.

5.3 EQUACIONAMENTO E VALIDAÇÃO DO MECANISMO NO MATLAB[®]

Um método de síntese topológica com três posições móveis prescritas, abordado em (COELHO, 2010) foi utilizado para dimensionar o mecanismo baseado em um quadrilátero articulado. Neste trabalho, o modelo possui barras virtuais que inexistem fisicamente, mas que

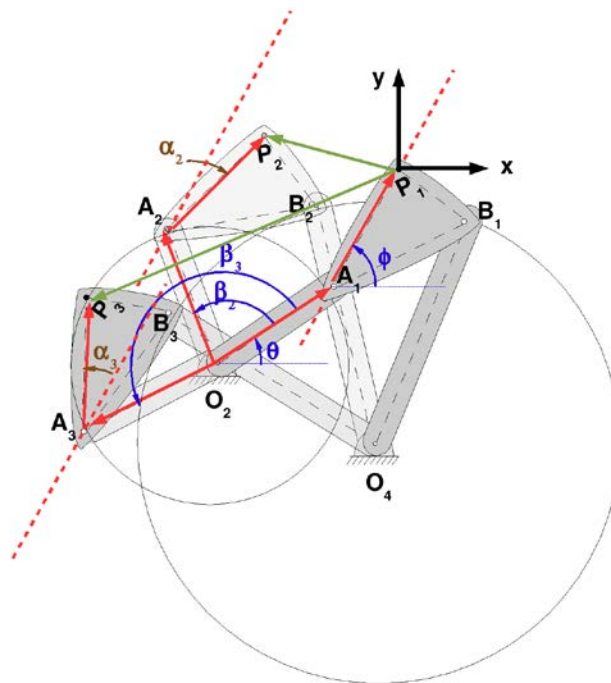
pertencem ao mecanismo. O objetivo desta parte do desenvolvimento é obter parâmetros como os comprimentos das barras do mecanismo utilizando dados das movimentações adquiridos na parte experimental deste trabalho. Em seguida, a trajetória do movimento será validada com o uso do modelo desenvolvido no SOLIDWORKS a partir dos parâmetros obtidos nesta etapa.

O método se inicia escolhendo um sistema de coordenadas como origem e separando o mecanismo plano 4R em duas metades: a metade da esquerda e a metade da direita. A resolução das duas metades é feita de maneira análoga e é definida em função de alguns parâmetros de entrada.

O equacionamento do lado esquerdo foi desenvolvido conforme a figura 36.

Sejam P_1 , P_2 e P_3 os pontos da trajetória de um marcador obtidos na parte experimental deste trabalho conforme descrito na seção 5.1. Os vetores $\overrightarrow{A_1P_1}$, $\overrightarrow{A_2P_2}$, e $\overrightarrow{A_3P_3}$ representam a orientação do corpo rígido durante o movimento do mecanismo. O ângulo formado entre os vetores $\overrightarrow{A_2P_2}$ e $\overrightarrow{A_1P_1}$ é α_2 , enquanto o ângulo entre os vetores $\overrightarrow{A_3P_3}$ e $\overrightarrow{A_1P_1}$ é α_3 .

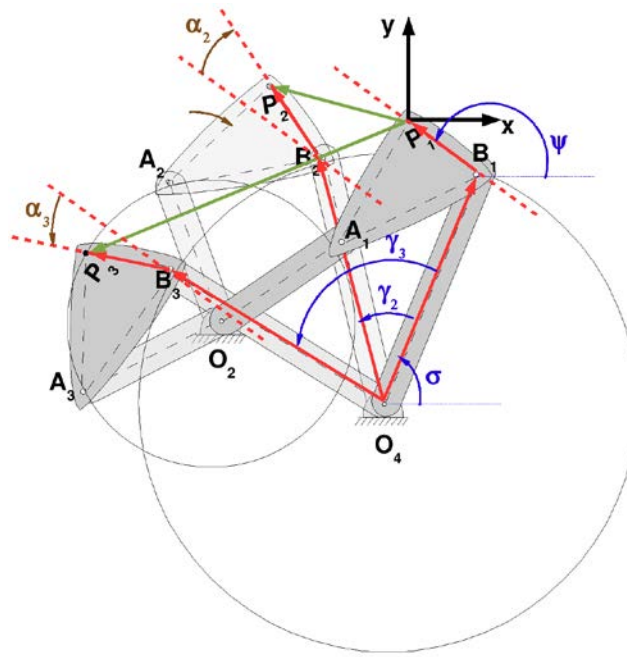
Figura 36 – Descrição para o Lado Esquerdo



Fonte: (COELHO, 2010)

Para o lado direito do mecanismo, a figura 36 apresenta os parâmetros do equacionamento utilizado. Os pontos P_1 , P_2 e P_3 são os mesmos pontos utilizados para o lado esquerdo do mecanismo que foram obtidos experimentalmente. O mesmo ângulo de mudança de orientação do corpo rígido α_2 é encontrado entre os vetores $\overrightarrow{B_2P_2}$ e $\overrightarrow{B_1P_1}$ e α_3 entre os vetores $\overrightarrow{B_3P_3}$ e $\overrightarrow{B_1P_1}$.

Figura 37 – Descrição para o Lado Direito



Fonte: (COELHO, 2010)

Para o equacionamento do mecanismo, devem-se adotar as seguintes notações:

$$(P_{1x}; P_{1y})(P_{2x}; P_{2y})(P_{3x}; P_{3y})$$

$$\overrightarrow{P_2P_1} = (P_{2x} - P_{1x})\hat{i} + (P_{2y} - P_{1y})\hat{j} = (P_{2x} - P_{1x}) + i(P_{2y} - P_{1y}) \quad (23)$$

$$\overrightarrow{P_3P_1} = (P_{3x} - P_{1x})\hat{i} + (P_{3y} - P_{1y})\hat{j} = (P_{3x} - P_{1x}) + i(P_{3y} - P_{1y}) \quad (24)$$

A partir da vetorização do mecanismo, pode-se obter o seguinte equacionamento, começando pelo lado esquerdo:

$$\vec{R}_{A_1O_2} = \vec{W} = W_x\hat{i} + W_y\hat{j} = |\vec{W}|e^{i\theta} = |\vec{W}|\cos\theta + i|\vec{W}|\sin\theta \quad (25)$$

$$\vec{R}_{P_1A_1} = \vec{Z} = Z_x\hat{i} + Z_y\hat{j} = |\vec{Z}|e^{i\phi} = |\vec{Z}|\cos\phi + i|\vec{Z}|\sin\phi \quad (26)$$

Rotacionando os vetores $\vec{R}_{A_1O_2}$ e $\vec{R}_{P_1A_1}$ pelos ângulos β e α , respectivamente, obtemos os outros vetores referentes às outras posições P_2 e P_3 :

$$\vec{R}_{A_2O_2} = \vec{W}_2 = \vec{W}e^{i\beta_2} \quad (27)$$

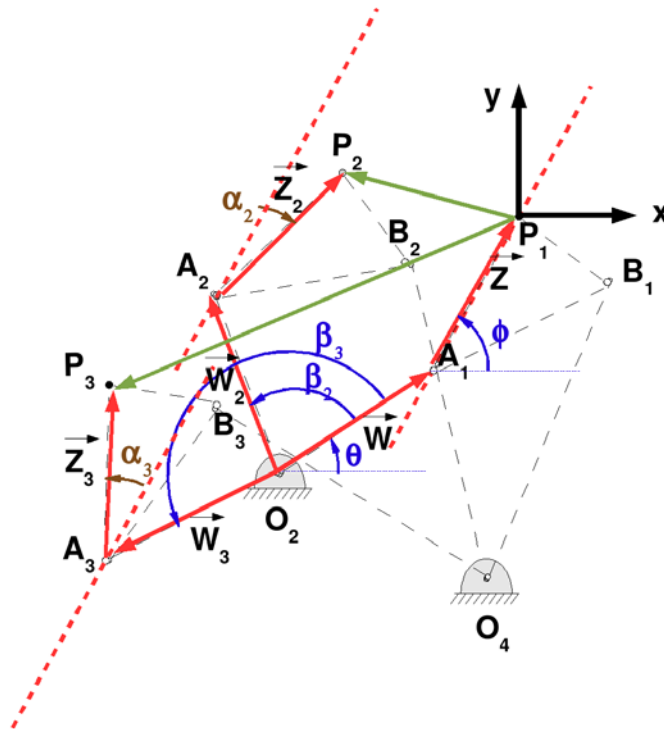
$$\vec{R}_{P_2A_2} = \vec{Z}_2 = \vec{Z}e^{i\alpha_2} \quad (28)$$

$$\vec{R}_{A_3O_2} = \vec{W}_3 = \vec{W}e^{i\beta_3} \quad (29)$$

$$\vec{R}_{P_3A_2} = \vec{Z}_3 = \vec{Z}e^{i\alpha_3} \quad (30)$$

Na figura 38, temos a descrição gráfica dos vetores para equacionamento do lado esquerdo.

Figura 38 – Vetores para o equacionamento do Lado Esquerdo



Fonte: (COELHO, 2010)

Equacionamento do Lado Esquerdo:

Caminho Fechado (Loop): $O_2 - A_2 - P_2 - P_1 - A_1 - O_2$

$$\vec{W}_2 + \vec{Z}_2 - \overrightarrow{P_2P_1} - \vec{Z} - \vec{W} = \vec{0} \quad (31)$$

Reorganizando os termos, temos:

$$\vec{W}(e^{i\beta_2} - 1) + \vec{Z}(e^{i\alpha_2} - 1) = \overrightarrow{P_2P_1} \quad (32)$$

Caminho Fechado (Loop): $O_2 - A_3 - P_3 - P_1 - A_1 - O_2$

$$\vec{W}_3 + \vec{Z}_3 - \overrightarrow{P_3P_1} - \vec{Z} - \vec{W} = \vec{0} \quad (33)$$

Reorganizando os termos, temos:

$$\vec{W}(e^{i\beta_3} - 1) + \vec{Z}(e^{i\alpha_3} - 1) = \overrightarrow{P_3P_1} \quad (34)$$

Caminho Fechado (Loop): $O_2 - A_1 - P_1 - O_2$

$$\vec{W} + \vec{Z} = \overrightarrow{P_1O_2} \quad (35)$$

Assim, é possível estabelecer o seguinte sistema de equações:

$$\begin{cases} \vec{W}(e^{i\beta_2} - 1) + \vec{Z}(e^{i\alpha_2} - 1) = \overrightarrow{P_2P_1} \\ \vec{W}(e^{i\beta_3} - 1) + \vec{Z}(e^{i\alpha_3} - 1) = \overrightarrow{P_3P_1} \\ \vec{W} + \vec{Z} = \overrightarrow{P_1O_2} \end{cases} \quad (36)$$

Podemos reescrever este sistema de equações na forma matricial:

$$\begin{bmatrix} (e^{i\beta_2} - 1) & (e^{i\alpha_2} - 1) \\ (e^{i\beta_3} - 1) & (e^{i\alpha_3} - 1) \\ 1 & 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \vec{W} \\ \vec{Z} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \overrightarrow{P_2P_1} \\ \overrightarrow{P_3P_1} \\ \overrightarrow{P_1O_2} \end{bmatrix} \quad (37)$$

Esta matriz se desenvolve em um sistema com seis equações (cada equação vetorial é composta por uma parte real e uma parte imaginária) e seis incógnitas ($\beta_2, \beta_3, real(\vec{W}), imag(\vec{W}), real(\vec{Z})$ e $imag(\vec{Z})$).

Com a finalidade de resolver o sistema por meios analíticos, devemos igualar o seu determinante a zero, de modo que o sistema tenha uma solução parametrizada.

$$\begin{vmatrix} (e^{i\beta_2} - 1) & (e^{i\alpha_2} - 1) & P_2 - P_1 \\ (e^{i\beta_3} - 1) & (e^{i\alpha_3} - 1) & P_3 - P_1 \\ 1 & 1 & P_1 - O_2 \end{vmatrix} = 0 \quad (38)$$

Resolvendo o determinante da matriz, obtemos a seguinte expressão:

$$\begin{aligned} & -e^{i\beta_2} (P_3 - O_2 - e^{i\alpha_3}(P_1 - O_2)) + e^{i\beta_3} (P_2 - O_2 - e^{i\alpha_2}(P_1 - O_2)) \\ & = -e^{i\alpha_2}(P_3 - O_2) + e^{i\alpha_3}(P_2 - O_2) \end{aligned} \quad (39)$$

Podemos então, utilizar o artifício da substituição para simplificar a expressão, de modo que o resultado se torna:

$$\vec{D}_{E2}e^{i\beta_2} + \vec{D}_{E3}e^{i\beta_3} = \vec{D}_{E1} \quad (40)$$

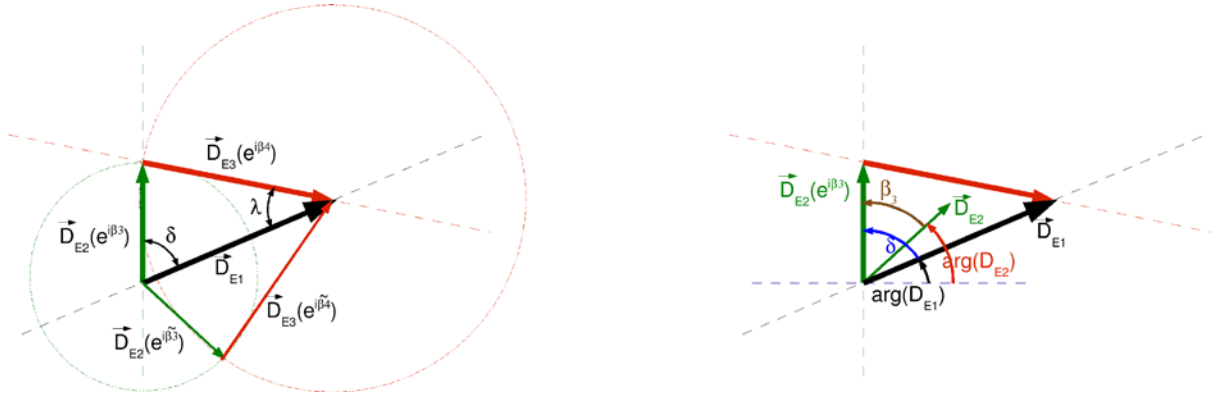
Onde:

$$\vec{D}_{E2} = -(P_3 - O_2 - e^{i\alpha_3}(P_1 - O_2)) \quad (41)$$

$$\vec{D}_{E3} = (P_2 - O_2 - e^{i\alpha_2}(P_1 - O_2)) \quad (42)$$

$$\vec{D}_{E1} = -e^{i\alpha_2}(P_3 - O_2) + e^{i\alpha_3}(P_2 - O_2) \quad (43)$$

Figura 39 – Demonstração gráfica dos vetores



Fonte: (COELHO, 2010)

A partir da demonstração gráfica dos vetores podemos aplicar a lei dos cossenos:

$$\delta = \arccos \left[\frac{D_{E1}^2 + D_{E2}^2 - D_{E3}^2}{2D_{E1}D_{E2}} \right] \quad (44)$$

Temos que: $\beta_3 = \arg(D_{E1}) - \delta - \arg(D_{E2})$

Analogamente, para β_4 obtemos:

$$\lambda = \arccos \left[\frac{D_{E1}^2 + D_{E3}^2 - D_{E2}^2}{2D_{E1}D_{E3}} \right] \quad (45)$$

Temos que: $\beta_4 = 2\pi + \arg(D_{E1}) - \lambda - \arg(D_{E3})$

Assim, temos os ângulos β_3 e β_4 , descritos de maneira analítica.

Portanto, se reutilizarmos a equação matricial original, obtemos:

$$\begin{bmatrix} (e^{i\beta_2} - 1) & (e^{i\alpha_2} - 1) \\ (e^{i\beta_3} - 1) & (e^{i\alpha_3} - 1) \\ 1 & 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \vec{W} \\ \vec{Z} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} P_2 - P_1 \\ P_3 - P_1 \\ P_1 - O_2 \end{bmatrix} \quad (46)$$

Retirando a última equação da matriz, o sistema se simplifica da seguinte maneira:

$$\begin{bmatrix} (e^{i\beta_2} - 1) & (e^{i\alpha_2} - 1) \\ (e^{i\beta_3} - 1) & (e^{i\alpha_3} - 1) \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \vec{W} \\ \vec{Z} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} P_2 - P_1 \\ P_3 - P_1 \end{bmatrix} \quad (47)$$

Devido à dualidade da solução exponencial, o sistema acima terá quatro soluções, uma para par de $\beta_2, \tilde{\beta}_2, \beta_3$ e $\tilde{\beta}_3$. Todavia é possível provar que somente uma destas quatro soluções é viável para o escopo do projeto. Através do MATLAB[®], esta solução será encontrada e definida.

Assim, toda esta resolução se deu para o lado esquerdo do mecanismo. De maneira análoga, o lado direito segue a mesma resolução.

6 RESULTADOS

6.1 AQUISIÇÃO DE DADOS EXPERIMENTAIS

Na seção 5.1 foi descrito todo o procedimento realizado na parte experimental do trabalho. Os dados dos movimentos ensaiados foram exportados no formato *csv* e interpretadas pelas rotinas desenvolvidas no MATLAB[®] (Anexo D). Como resultado, pode-se observar a movimentação realizada nas figuras abaixo e nos vídeos armazenados no DVD-R anexo à monografia.

Figura 40 – Trajetória dos marcadores durante o ensaio dos movimentos de flexão/extensão no plano sagital.

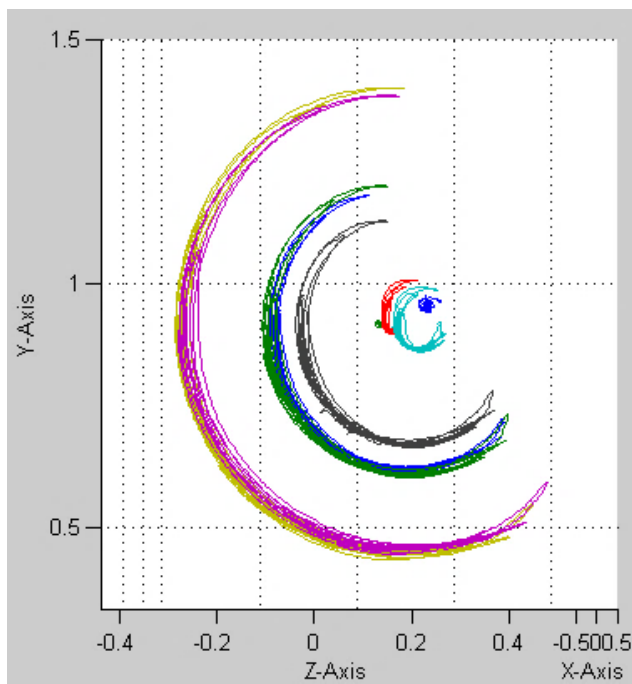


Figura 41 – Trajetória dos marcadores durante o ensaio dos movimentos de abdução no plano frontal.

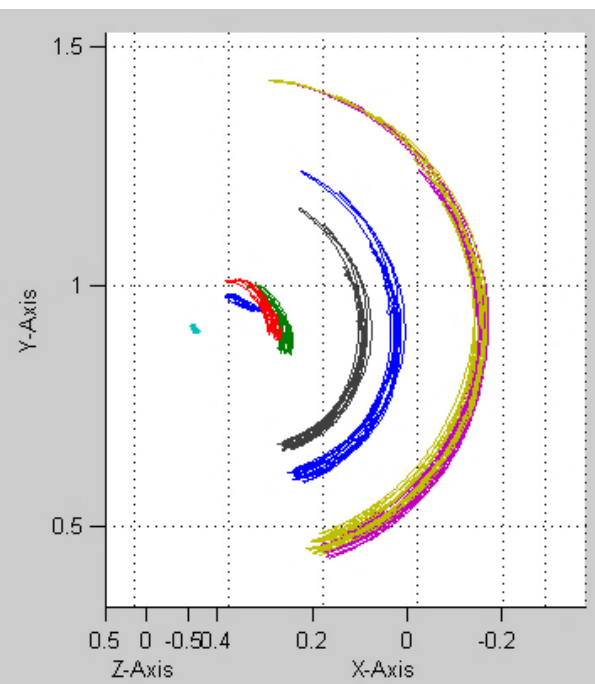
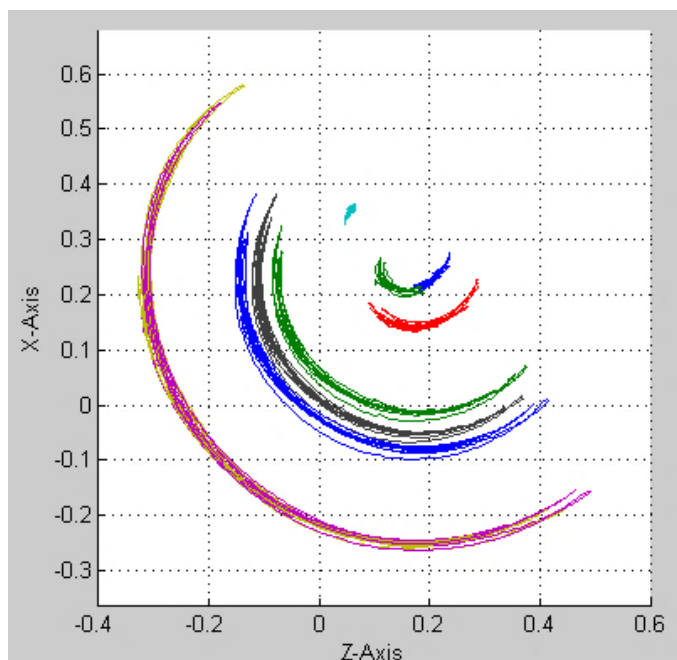


Figura 42 – Trajetória dos marcadores durante o ensaio dos movimentos de abdução/adução horizontal no plano transversal.



As medições angulares das trajetórias resultaram em:

Tabela 12 – Comparação entre os dados experimentais e da literatura para o movimento de flexão/extensão no plano sagital

<i>Movimento</i>	<i>Plano Sagital</i>	
	<i>Experimental</i>	<i>Literatura</i>
Flexão	0° a 178°	0 a 180°
Extensão	0° a -41,6°	0° a -45°

Tabela 13 – Comparação entre os dados experimentais e da literatura para o movimento de abdução no plano frontal

<i>Movimento</i>	<i>Plano Frontal</i>	
	<i>Experimental</i>	<i>Literatura</i>
Abdução	15° a 175°	0 a 180°

Tabela 14 – Comparação entre os dados experimentais e da literatura para o movimento de abdução/adução horizontal no plano transversal

<i>Movimento</i>	<i>Plano Transverso</i>	
	<i>Experimental</i>	<i>Literatura</i>
Abdução Horizontal	0° a 130°	0 a 180°
Adução Horizontal	0° a -42,5°	0° a -45°

A partir dos dados obtidos, nota-se que a oscilação do posicionamento do marcador anexado na região do tronco (esterno) foi pequena. Conclui-se, então, que o procedimento de aquisição foi feito adequadamente, pois o tronco permaneceu praticamente estático durante o movimento, logo, sua contribuição para a movimentação conjunta foi desprezível.

Os gráficos das trajetórias que os movimentos dos marcadores localizados na parte mais distal do membro superior descrevem uma trajetória aproximadamente circular. De fato, o uso de modelos simplificados para descrever esta movimentação é compreensível, porém, é necessário que os mecanismos respeitem as características da movimentação de cada junta. Apesar de aproximado, as diferenças de trajetórias podem causar desconforto ou forças excessivas capazes oferecer risco ao tratamento.

6.2 PROJETO DO DISPOSITIVO

6.2.1 Especificação do atuador

A partir dos cálculos realizados na seção 5.2.1.1, observa-se que as diferenças antropométricas são relevantes para o projeto não apenas para adaptar o dispositivo a cada usuário, mas também para obter a dinâmica desejada.

As estimativas de torque de membro superior foram realizadas utilizando as relações de massa, posição do centro de massa, comprimento dos segmentos corporais e raio de giro em função do peso e da altura do indivíduo. De acordo com essas relações, o maior torque obtido para realizar a movimentação do perfil de velocidades descrito, considerando os efeitos gravitacionais e inerciais, porém, desprezando o torque de fricção das juntas, foi de $20,1 \text{ Nm}$. Este valor é uma estimativa do torque equivalente ao esforço que um homem 95º percentil exerce na própria articulação para realizar o movimento do seu membro superior.

Para dimensionar o torque do motor de um dispositivo de reabilitação, deve ser considerado também o torque necessário para movimentar o próprio dispositivo e o torque de fricção do conjunto. Todos os cálculos devem ser realizados em relação ao eixo de rotação do atuador.

Considerando o projeto em sua etapa inicial, alguns parâmetros ainda não estavam definidos ou ainda serão alvos de processos de otimização durante a evolução da solução. Embora não representativo do torque total, este valor obtido de $20,1 \text{ Nm}$ foi utilizado como parâmetro para estimar o torque do motor.

Levando em consideração a excentricidade do eixo do atuador com a junta biológica, os efeitos de fricção das juntas e os movimentos serem de baixa velocidade, o torque adotado foi de **100 Nm** . Foi suposto 45 Nm necessários para atuar o mecanismo, 30 Nm para a movimentação do braço (considerando a distância entre o eixo do motor e da junta do ombro), 10 Nm devido às perdas por fricção e 15 Nm como margem de segurança do dimensionamento.

A escolha do sistema de atuação e redução foi baseada na busca catalográfica dos motores elétricos com escovas de acordo com a escolha realizada na seção 5.2.2.1. Uma consulta dos atuadores aplicados em exoesqueletos também foi feita a fim de conhecer quais soluções são comumente utilizados nesta área de reabilitação robótica.

A fabricante Maxon possui seu catálogo acessível em seu site (<http://www.maxonmotor.com>). A partir desse catálogo, foi possível selecionar o conjunto que atendia os parâmetros estimados.

O conjunto escolhido (Figura 43) é composto pelo motor Maxon RE65 de 250 W , a redução planetária Maxon GP81 na razão 308:1 e o encoder Maxon HEDL5540.

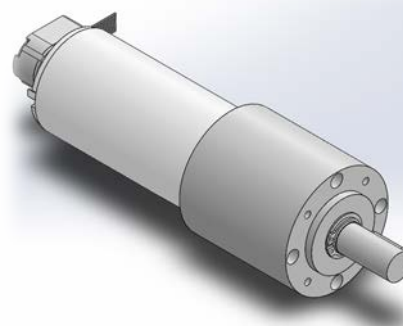
Tabela 15 – Especificação do motor

Motor Maxon RE65 250W	
Alimentação nominal	24 V
Rotação nominal	3710 rpm
Torque nominal	485 mNm
Eficiência máxima	83 %
Inércia do rotor	1290 gcm ²

Tabela 16 – Especificação do redutor planetário

Redutor Planetário Maxon GP81	
Redução	308:1
Redução absoluta	19683/64
Número de estágios	3
Torque máximo contínuo	120 Nm
Permissividade de torque intermitente	180 Nm
Máxima eficiência	70%
Inércia	89 gcm ²

Figura 43 – Conjunto Maxon (Encoder, Motor e Redutor Planetário)



O máximo torque contínuo suportado pelo conjunto é de 120 Nm e a limitação é dada pela especificação do redutor planetário. A velocidade máxima nominal na saída do redutor é 12 rpm (72°/s) e o máximo torque é 104,4 Nm.

Nota-se que o conjunto apresentou os valores dimensionados próximos aos valores especificados. Apesar do valor da velocidade de 12 rpm ser menor que a especificação de 15 rpm, este valor da especificação ainda é alto no contexto da reabilitação motora. Neste caso, 12 rpm é um valor adequado para a aplicação para o conjunto do atuador.

O valor do torque estimado para a movimentação foi de 100 Nm enquanto o conjunto selecionado é capaz de fornecer o torque de 104,4 Nm. Estes valores bem próximos indicam que o dimensionamento do conjunto foi feito no limite dos componentes. Vale ressaltar que o redutor selecionado é o que melhor suporta torque na saída e o que possui maior relação de redução de todo o catálogo disponível deste fabricante. Apesar disso, os valores adotados como requisitos foram sempre estimados de forma a criar uma margem de segurança para o projeto. Uma etapa de otimização da solução pode ser suficiente para criar uma margem maior para os componentes selecionados.

6.2.1.1 Públicos-alvo

O dispositivo proposto neste trabalho para a reabilitação robótica do movimento do ombro possui como públicos-alvo os pacientes que sofreram alguma perda motora por lesão musculoesquelética, pelo avanço da idade, ou por sequelas de doenças neuromusculares, como, por exemplo, após um AVC. No entanto, recomenda-se que os indivíduos que se enquadram nesta última categoria tenham um acompanhamento mais próximo de um fisioterapeuta, pois a espasticidade muscular é uma questão a ser observada durante o processo de reabilitação, além da instabilidade do ombro, segundo a professora Dra. Silvia Maria Amado João.

6.2.2 Apresentação da Solução Final

As características especificadas nos objetivos do projeto são:

1. Dispositivo modular;
2. Adaptável a diversos indivíduos;
3. Reconfigurável;
4. Baixa complexidade;
5. Confortável
6. Segurança.

A modularidade do dispositivo é resultado da segmentação do projeto em trabalhos menores. A ideia de se trabalhar com diferentes equipes permite obter soluções próprias. Os diferentes conceitos utilizados podem ser explorados em outras regiões. Uma solução completa para o membro superior pode surgir da combinação dos resultados.

A adaptabilidade a diversos indivíduos e a reconfiguração do dispositivo pode ser obtida por mecanismos de ajustes e de travamentos, posicionando as peças do dispositivo com o uso de juntas passivas ou ativas.

A baixa complexidade do dispositivo pode ser utilizada como sinônimo de baixo custo. O uso de juntas ativas é a principal fonte de aumento do custo do equipamento, principalmente nos dispositivos baseados em exoesqueleto. Assim sendo, um mecanismo simples possui a quantidade mínima necessária de atuadores para desempenhar a função pretendida.

Os projetos baseados em exoesqueleto apresentam maior controle do movimento de cada segmento do membro superior do usuário, porém algumas desvantagens observadas são: a necessidade do alinhamento entre os eixos de rotação das juntas do robô e as articulações do usuário; dispor de algum mecanismo para lidar com o ritmo escapular; dentre outras.

Por outro lado, os dispositivos *end-effector* não permitem o movimento controlado de todos os segmentos do membro superior, pois o ponto de transmissão do movimento geralmente se dá na parte distal do membro, ou seja, na mão ou no antebraço. A desvantagem deste tipo de solução é a possibilidade de compensar o movimento pela ação de outras partes do corpo como o tronco e o braço.

O mecanismo desenvolvido neste trabalho é posicionado na parte traseira de uma cadeira. O usuário se posiciona sentado para maior comodidade e também para que não haja movimentação excessiva do tronco durante os exercícios. Para isso, é necessário que o usuário utilize um cinto fixo à cadeira do dispositivo.

Para realizar os exercícios de flexão/extensão, o usuário utiliza as braçadeiras de fixação do dispositivo. Em seguida, a cadeia do mecanismo é colocada ao lado da cadeira e uma haste telescópica possui a função de conectar as duas partes do dispositivo.

Outros aspectos do mecanismo também foram considerados, por exemplo: foram adicionados rolamentos aos eixos que realizam os movimentos, as fixações foram todas remodeladas e dimensionadas para aguentar a estrutura visando uma construção mais sólida e robusta. O posicionamento do atuador também foi modificado de modo que os eixos fossem alinhados de maneira que o peso da estrutura não gerasse um torque significativo em relação ao movimento desejado.

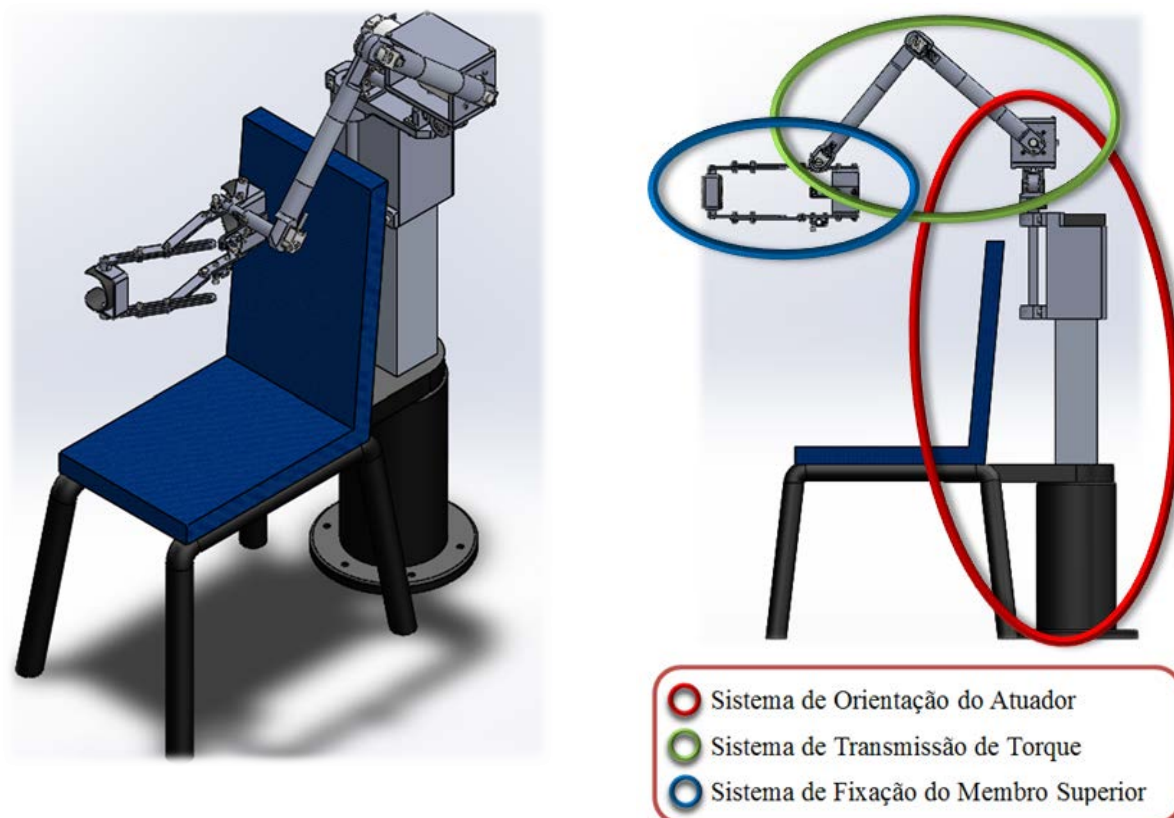
O ponto de fixação do membro superior foi definido a partir da análise feita no MATLAB[®], onde de acordo com os dados experimentais, foi definido um ponto eficiente na transmissão do torque para realização do movimento. A fixação também foi modificada de modo que são

possíveis ajustes de acordo com o tipo de movimento desejado e o biótipo do paciente. Foi adicionado também um compartimento para que fosse colocado um controlador do sistema atuador.

Assim, a solução obtida neste trabalho foi um dispositivo do tipo exoesqueleto com a interface de fixação no segmento do braço. Este sistema foi dividido em três subsistemas, conforme a figura 44:

1. Sistema de posicionamento do atuador;
2. Sistema de transmissão do torque;
3. Sistema de fixação no membro superior.

Figura 44 – Sistemas do dispositivo

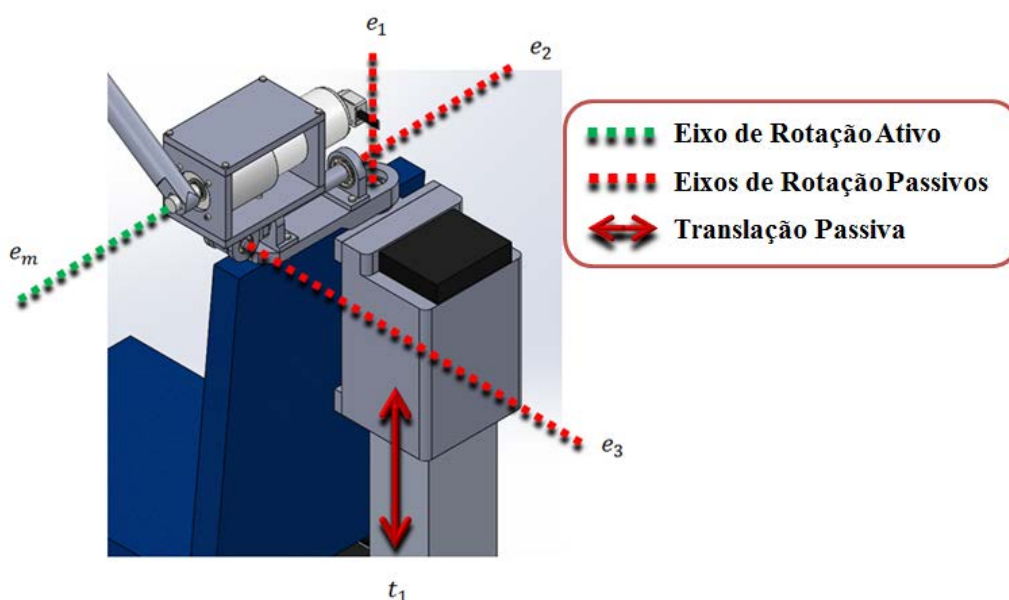


Esses três sistemas possuem funções bem específicas que serão apresentadas a seguir.

6.2.2.1 Sistema de posicionamento do atuador

Este sistema foi desenvolvido para atender as características de reconfigurabilidade e adaptabilidade do mecanismo para diversas pessoas e para os exercícios de lados diferentes de membros superiores. Este sistema possui apenas articulações passivas, cada um com um sistema de travamento de posição, evitando que os movimentos rotativos e translacionais ocorram durante o exercício motor de reabilitação.

Figura 45 – Eixos do Sistema de Orientação do Atuador PRRR

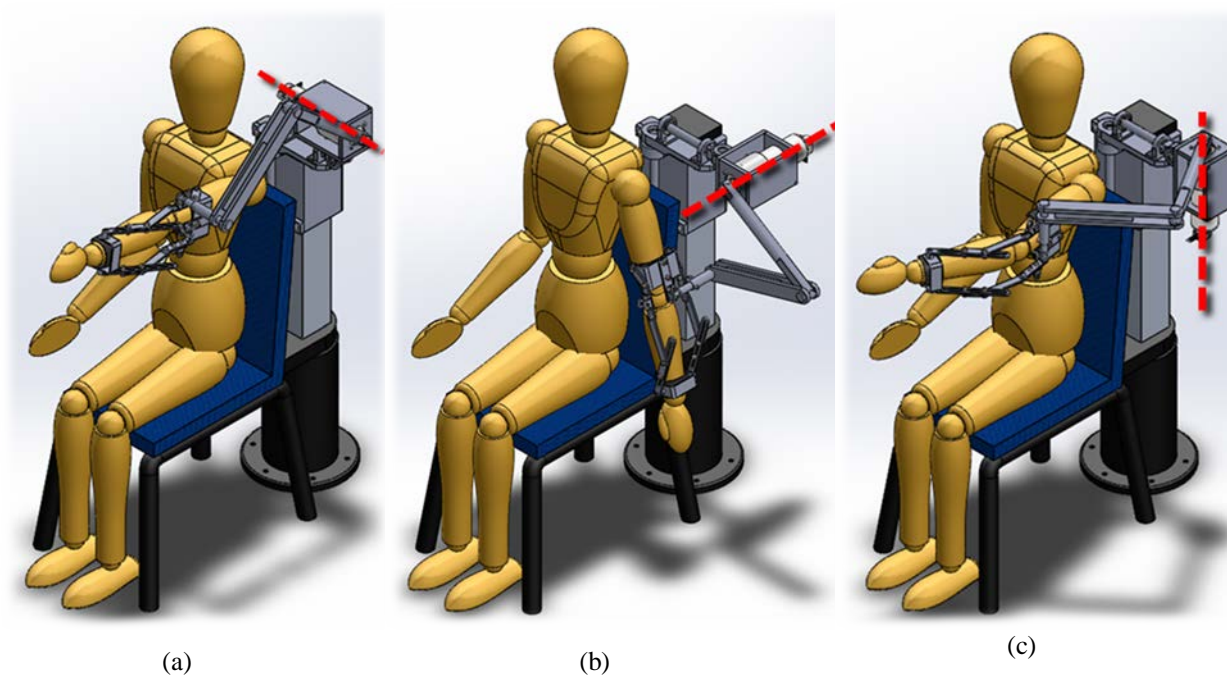


A topologia escolhida da cadeia cinemática para este sistema foi PRRR. A junta de translação é responsável pelo ajuste grosso da altura do suporte do atuador (t_1 da figura 45). A próxima junta, a de rotação, é responsável pelo giro de 180° para a atuação do outro membro superior. Posições intermediárias das juntas também podem ser utilizadas para executar os movimentos em outros planos, por exemplo, no plano escapular (abduzido 30° no plano transversal em relação ao plano frontal). As outras juntas de rotação (e_1, e_2, e_3) se destinam a mudar a orientação do conjunto do atuador para definir os planos dos exercícios.

Nas figuras abaixo, a solução final será apresentada utilizando o modelo humanoide Ergo-Man, encontrado na biblioteca da comunidade do SOLIDWORKS. A linha tracejada vermelha

representa o eixo do atuador configurado para os exercícios em diferentes planos de movimentação.

Figura 46 – Configurações do dispositivo para os exercícios nos planos: (a) Sagital; (b) Frontal e (c) Transverso



6.2.2.2 Sistema de transmissão de torque

Conforme desenvolvido e modelado na seção 5.2.2.4, o sistema de transmissão de torque é baseado em um modelo do quadrilátero articulado dito virtual por não possuir quatro barras físicas. A cadeia cinemática do membro superior do indivíduo se comporta como uma cadeia passiva adicionada na cadeia cinemática do dispositivo. Nas juntas passivas há a presença de potenciômetros que realizam o sensoriamento da posição angular das juntas. Em conjunto com os dados do *encoder*, o modelo adotado é capaz de monitorar os movimentos translacionais da junta glenoumeral.

O sistema de fixação possui diversos pontos de fixações para acoplar o sistema de transmissão de torque (Figura 48). Assim é possível utilizar a orientação mais adequada do membro superior do usuário para o exercício determinado. O acoplamento realizado nos pontos de fixação é baseado no ajuste da interferência entre a haste telescópica (Figura 50) e o conjunto de fixação do membro superior. O mecanismo de hastes telescópicas visa o ajuste fino entre a distância do dispositivo e usuário e o acoplamento por ajuste da interferência permite desacoplar os sistemas em casos de emergência.

Figura 48 – Sistema de fixação do membro superior (vista isométrica)

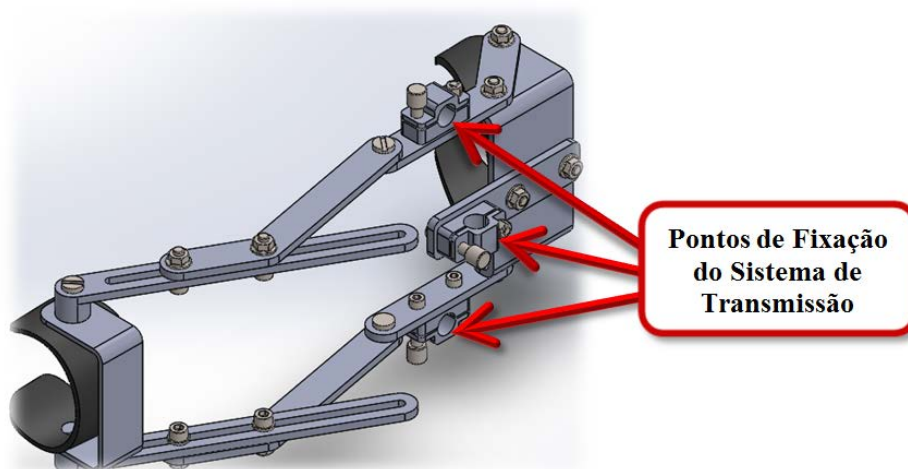
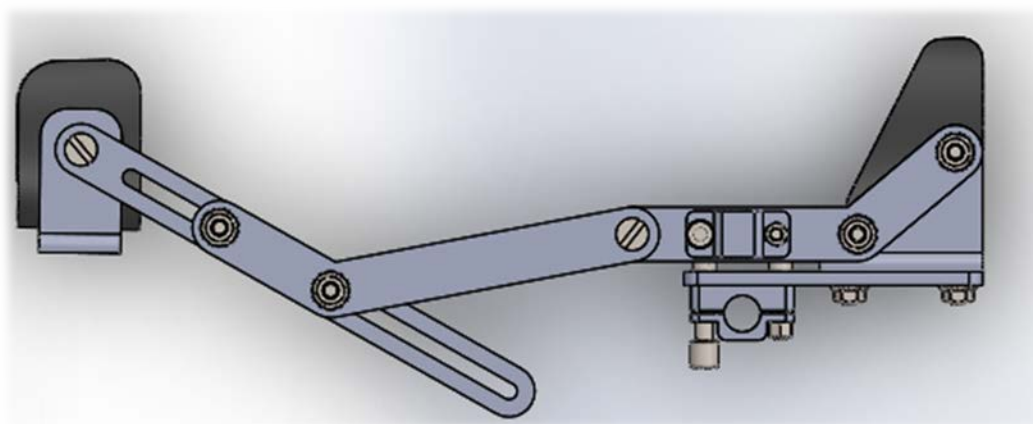


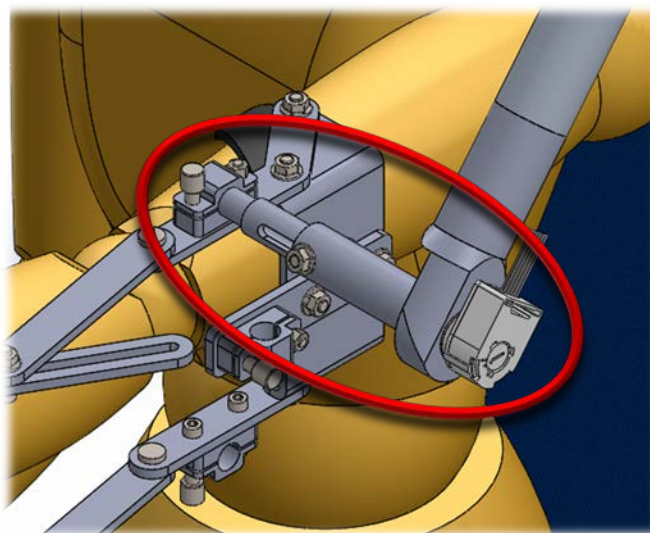
Figura 49 – Sistema de fixação do membro superior (vista superior)



O nível de detalhamento do projeto do sistema de fixação não teve como objetivo lidar com as características da movimentação da junta do cotovelo como, por exemplo, o centro de rotação variável desta junta. A adequação deste sistema para um mecanismo atuado pode ser estudada

para obter uma solução do tipo exoesqueleto para os demais movimentos do membro superior.

Figura 50 – Mecanismo de ajuste telescópico e acoplamento por interferência ajustável



6.2.3 Resultados do método de síntese do mecanismo do quadrilátero articulado

Uma vez equacionado o problema, utilizaremos os dados experimentais como parâmetros de entrada para o ambiente de simulação criado no MATLAB[®]. Para definição dos pontos P_1 , P_2 e P_3 , foram considerados três pontos, a partir dos dados experimentais coletados no laboratório de biomecatrônica, que descrevessem o movimento em questão da melhor maneira possível.

O *script* de cálculo do MATLAB[®] (em anexo), calculo4R, visa à concepção de um mecanismo “quadrilátero articulado”, porém para o escopo deste trabalho, utilizaremos um quadrilátero articulado “virtual”. Consideramos “virtual” o mecanismo, pois uma das “barras” calculadas não é propriamente uma barra. Esta barra virtual representa o conjunto “braço e antebraço”. As extremidades desta barra virtual são a fixação da haste do mecanismo no membro superior do indivíduo e o ombro do indivíduo utilizando o mecanismo. Desta maneira, foi possível simplificar os cálculos e atribuir um valor à barra “virtual”. Foram criados também dois

scripts similares, mas com dados de entrada diferente, sendo um para cada tipo de movimento (sagital e transversal) abordado neste projeto.

A princípio, nos *scripts* de cálculo do mecanismo 4R, não se sabia quais eram os ângulos α_2 e α_3 . Então, iterativamente, foi calculado todas as possíveis configurações do mecanismo. Para uma melhor análise dos resultados obtidos, foi determinado um intervalo de comprimento no qual as hastes do mecanismo seriam melhor utilizadas. Decidiu-se então, que as hastes deveriam ter entre 30 *cm* e 50 *cm*. Assim, a quantidade de possíveis soluções se tornou bem mais reduzida. Com diversas soluções ainda à disposição, definimos que deveria ser escolhida configuração que tivesse a menor soma das hastes. Com isso, o mecanismo ficaria mais leve e seria mais fácil para o motor realizar o movimento. Para o script do movimento sagital, a configuração cuja soma das hastes era a menor foi 30,80 *cm* para a haste primária (que é fixada ao motor) e 31,58 *cm* para a haste secundária (que é fixada ao membro superior). Para o script do movimento transversal, os comprimentos das hastes primária e secundária foram 30,66 *cm* e 32,30 *cm*, respectivamente. Como fator de segurança, para que não haja nenhuma situação que se aproxime de algum ponto de singularidade do mecanismo, foi adotado um comprimento de 35 *cm* para ambas as hastes.

Após diversas iterações, analisaram-se os resultados obtidos graficamente, através do script de Plotagem4R (em anexo) de maneira que fosse definido o par de ângulos $\beta_2, \tilde{\beta}_2, \beta_3$ e $\tilde{\beta}_3$ e $\gamma_2, \tilde{\gamma}_2, \gamma_3$ e $\tilde{\gamma}_3$ deveriam ser utilizados. Após diversos testes, graficamente foi definido que os melhores pares de ângulos fossem β_2 e β_3 e γ_2 e γ_3 . Estes geraram soluções mais satisfatórias e condizentes com o escopo do projeto. Para também satisfazer ao escopo do projeto, foi considerado que os pontos A_1, A_2 e A_3 fossem quase coincidentes aos pontos P_1, P_2 e P_3 , respectivamente. Após diversas iterações, estabeleceu-se que o erro deveria ser menor que 0.0001 *m*.

Nas figuras abaixo segue as configurações das posições das hastes com respeito aos respectivos pontos e movimentos. Em azul temos a haste primária, em vermelho a secundária e a virtual em verde. Os pontos P_1, P_2 e P_3 estão representados por indicadores nos formatos de círculo (\circ), quadrado (\square) e soma (+), respectivamente. Os pontos indicados pelo xis (\times) são os pontos fixos do ombro e do motor.

Movimento no plano transversal:

Figura 51 – Configuração do mecanismo passando pelo ponto P_1 no plano transversal.

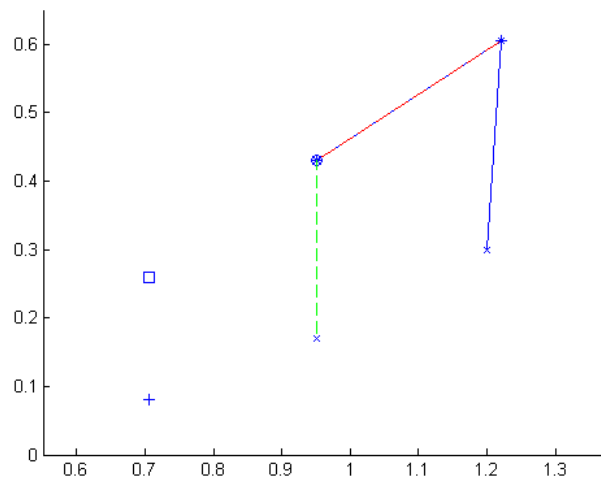


Figura 52 – Configuração do mecanismo passando pelo ponto P_2 no plano transversal - β_2 e γ_2

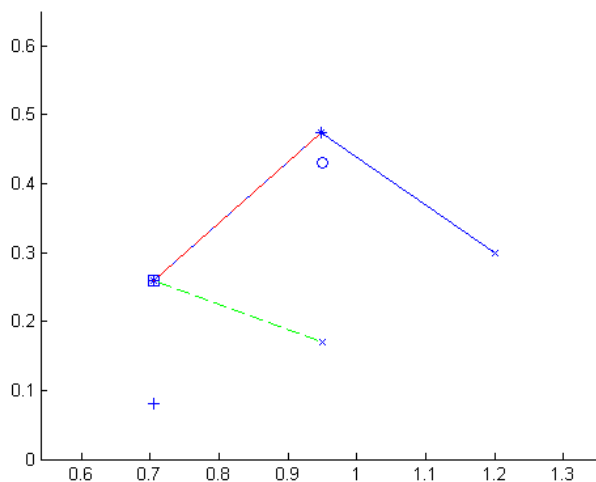
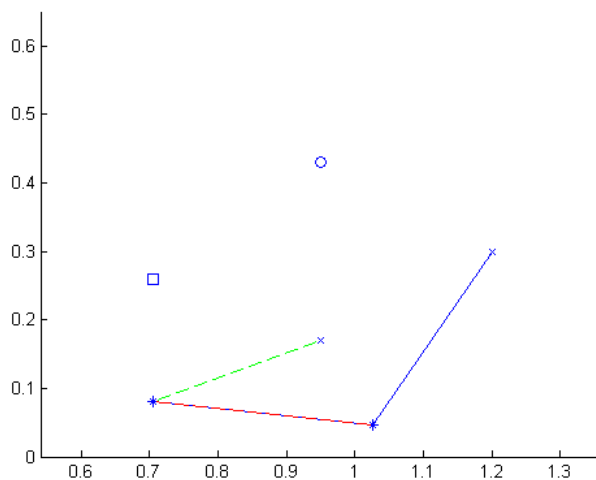
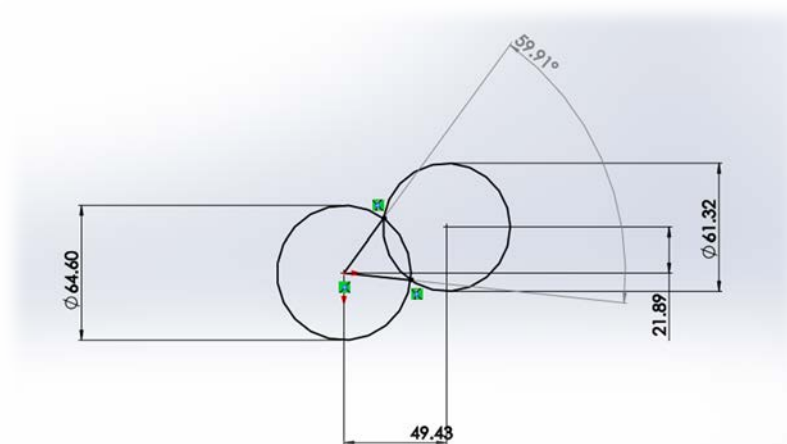


Figura 53 – Configuração do mecanismo passando pelo ponto P_3 no plano transversal - β_3 e γ_3 iniciais



Devido à configuração no ponto P_3 e graças à dualidade do mecanismo, podemos espelhar o ângulo do formado entre B_3 e O_4 . O cálculo deste ângulo foi obtido através de um simples desenho no software SOLIDWORKS:

Figura 54 - *Sketch* no SOLIDWORKS para determinação do ângulo



Assim, a Figura 56 apresenta a configuração final para o ponto P_3 .

Figura 55 – Configuração do mecanismo passando pelo ponto P_3 no plano transversal. β_3 e γ_3 espelhado

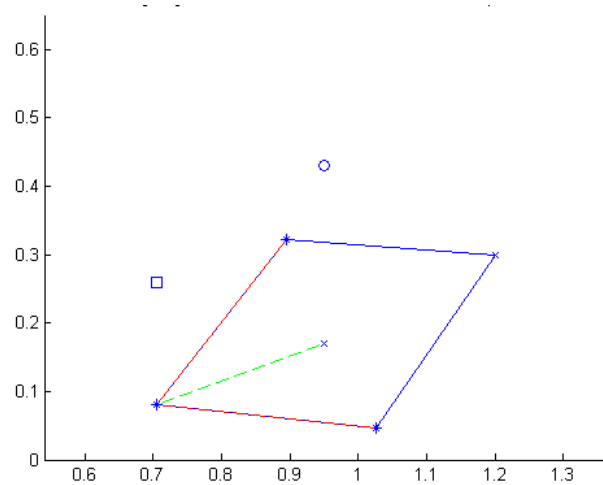
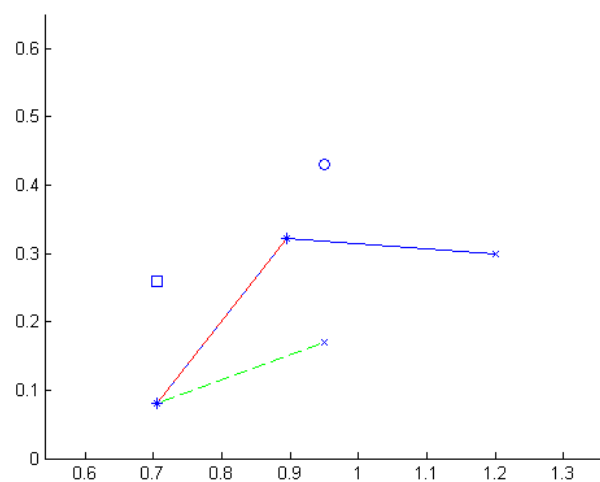


Figura 56 – Configuração do movimento passando pelo ponto P_3 no plano transversal. β_3 e γ_3 finais



Movimento no plano sagital:

Figura 57 - Configuração do mecanismo passando pelo ponto P_1 no plano sagital.

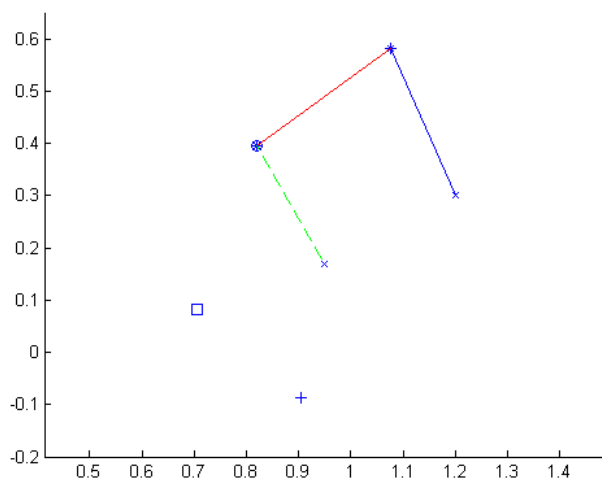


Figura 58 – Configuração do mecanismo passando pelo ponto P_2 no plano sagital - β_2 e γ_2

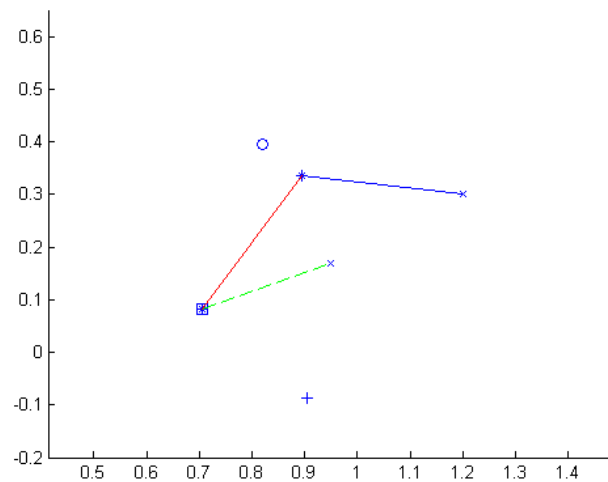
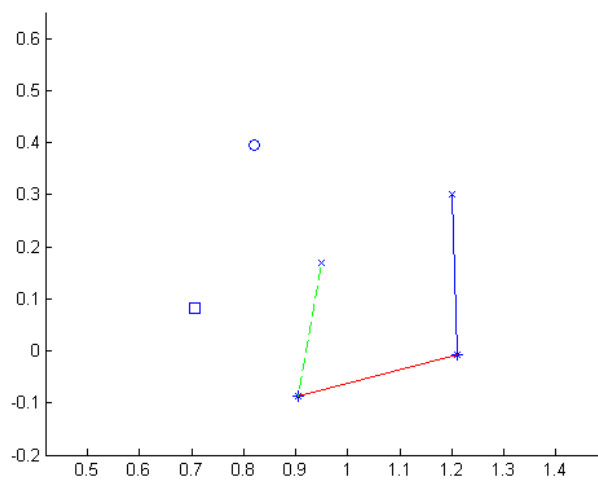
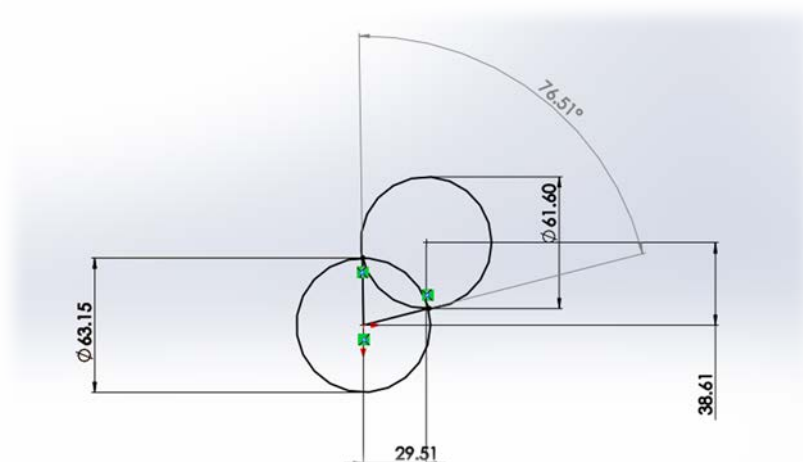


Figura 59 – Configuração do mecanismo passando pelo ponto P_3 no plano sagital - β_3 e γ_3 iniciais



De maneira análoga ao movimento transversal, foi espelhada a configuração do ponto P_3 .

Figura 60 – *Sketch* em SOLIDWORKS para determinação do ângulo



Assim, a figura 62 apresenta a configuração final para o ponto P_3 :

Figura 61 – Configuração do mecanismo passando pelo ponto P_3 no plano sagital. β_3 e γ_3 espelhado

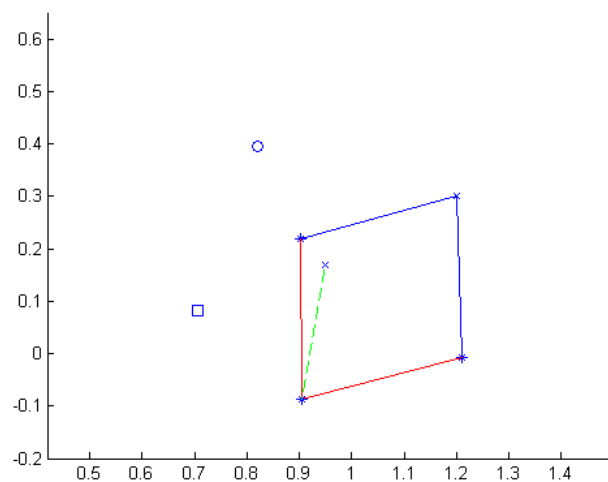
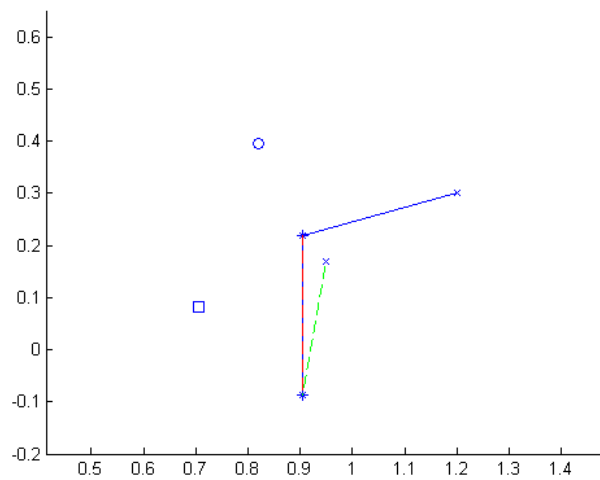


Figura 62 – Configuração do movimento passando pelo ponto P_3 no plano sagital. β_3 e γ_3 finais



6.3 DESENHOS MECÂNICOS

Os desenhos mecânicos dos componentes, conjunto e subconjuntos da solução desenvolvida se encontram no Apêndice E.

7 CONCLUSÕES

Depois de analisar as soluções encontradas no estado da arte, foi definido que o sistema deveria ser desenvolvido com definições simplificadas bem estabelecidas a priori: A utilização de somente um motor, com a finalidade de simplificação da construção e do sistema de controle, e da separação dos planos de atuação do mecanismo, abdução no plano horizontal e flexão/extensão no plano vertical.

O mecanismo proposto neste trabalho procura por meio de um mecanismo paralelo considerar o braço e antebraço do paciente como uma cadeia passiva do sistema. Assim, a movimentação do sistema robótico será limitada pela movimentação do braço.

A princípio, o trabalho foi desenvolvido buscando-se soluções que mais se adequassem ao escopo do projeto. A cada nova pesquisa e reunião, surgiram múltiplos mecanismos que abordavam as necessidades do projeto, gerando novas iterações da solução. O mecanismo escolhido foi o que mais se destacou pela funcionalidade e robustez.

Com os equipamentos do Laboratório de Biomecatrônica da Escola Politécnica da Universidade de São Paulo, dados experimentais foram coletados de maneira a validar os movimentos que seriam realizados pelo mecanismo em ambiente de simulação. Somente após um tratamento dos sinais coletados foi possível analisar os dados de maneira coerente para que fossem utilizados na próxima etapa do projeto.

A análise do movimento do mecanismo foi feita através do conceito de quadrilátero articulado “virtual”, pois não é um quadrilátero articulado propriamente dito, é uma combinação de alguns elementos que por meio de artifícios e suposições foi possível considerar o mecanismo como um mecanismo 4R. Assim, o equacionamento do mecanismo foi viabilizado e uma discussão sobre o dimensionamento foi posto em pauta.

Uma vez definido as características principais do mecanismo, começou o trabalho de refinamento da solução final. O mecanismo final foi modelado em SOLIDWORKS e todos os seus componentes e estruturas foram analisados e criados de maneira a que a solução fosse ainda

mais robusta, com relação à adaptação aos diferentes biotipos possíveis dos pacientes em questão.

Para trabalhos futuros, um protótipo do projeto deverá ser construído assim como o desenvolvimento de um sistema de controle para o mecanismo de atuação. Alguns pontos importantes também deverão ser abordados, como mecanismos de segurança, por exemplo, um botão de emergência. Um estudo aplicado na geração de iterações da solução proposta deverá ser um trabalho contínuo, visando sempre otimizar o sistema, seja através de uma redução de massa, um sistema de controle mais eficiente, um sistema atuador mais adequado ao escopo ou até possivelmente um redimensionamento do mecanismo para melhor atender às necessidades práticas do projeto.

REFERÊNCIAS

AL., Z. E. **Upper extremity exoskeleton structure and method**. US20030115954, 7 Dezembro 2001.

BALL, S. J.; BROWN, I. E.; SCOTT, S. H. **MEDARM: a rehabilitation robot with 5DOF at the shoulder complex**. Advanced intelligent mechatronics, 2007 IEEE/ASME international conference on. 2007. p. 1,6,4-7.

CARGINAN, C.; LIZSKA, M.; RODERICK, S. **Design of an arm exoskeleton with scapula motion for shoulder rehabilitation**. International Conference on Advanced Robotics. 2005. p. 524-531.

CARIGAN. **Portable arm exoskeleton for shoulder rehabilitation**. US7862524, 22 Março 2007.

CARIGNAN, C. R.; NAYLOT, M. P.; RODERICK, S. N. **Controlling Shoulder Impedance in a Rehabilitation Arm Exoskeleton**. Robotics and Automation, 2008 IEEE International Conference on. Pasadena: IEEE. 2008. p. 2453-2458.

CLAUSER, C. E.; MCCONVILLE, J. T.; YOUNG, J. W. **Weight, volume, and center of mass of segments of the human body**. Aerospace Medical Research Laboratory, Aerospace Medical Division, Air Force Systems Command. p. 101. 1969.

COELHO, T. A. H. **Metodologia para Análise e Síntese de Mecanismos**. Universidade de São Paulo. São Paulo, p. 62. 2008.

COELHO, T. A. H. **Síntese de Mecanismos Planos de 4 Elos - Metodologia Analítica**. Universidade de São Paulo. São Paulo. 2010.

DEMPSTER, T. **Space requirements of the seated operator**. USAF, WADC, Tech Rep. 55-159. Ohio. 1955.

DRILLIS, R.; CONTINI, R.; BLUESTEIN, M. **Body Segment Parameters**. Technical Report 1166.03. New York University, School of Engineering and Science. New York. 1966.

HOLZBAUR, K. R. S. et al. Moment-generating capacity of upper limb muscles in healthy adults. **Journal of Biomechanics**, 17 Novembro 2006. 2442–2449.

HUSTON, R. L. **Principles of Biomechanics**. Boca Raton: CRC Press, 2009. 9 p.

KAPANDJI, I. A. **Fisiologia articular**. 5. ed. São Paulo: Manole, v. 1, 1990.

KLEINS, J. et al. Optimization of a Parallel Shoulder Mechanism to Achieve a High-Force, Low-Mass, Robotic-Arm Exoskeleton. **IEEE Transactions on Robotics**, v. 26, n. 4, Agosto 2010.

KOO, D. et al. **Shoulder mechanism design of an exoskeleton robot for stroke patient rehabilitation**. Rehabilitation Robotics (ICORR), 2011 IEEE International Conference on. Zurich: IEEE. 2011. p. 1-6.

KREBS, H. I. et al. Robot-Aided Neurorehabilitation. **Rehabilitation Engineering, IEEE Transactions on**, v. 6, n. 1, p. 75-87, March 1998.

KWAKKEL, G.; KOLLEN, B. J.; KREBS, H. I. Effects of robot-assisted therapy on upper limb recovery after stroke: A systematic review. **Neurorehabilitation and Neural Repair**, v. 22, n. 2, p. 111-121, 2008.

LI, Q. et al. **A Novel Rehabilitation System for Upper Limbs**. Engineering in Medicine and Biology Society, 2005. IEEE-EMBS 2005. 27th Annual International Conference of the. Shanghai: IEEE. 2006. p. 6840 - 6843.

MACIEJASZ, P. et al. A survey on robotic devices for upper limb rehabilitation. **Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation**, 9 Janeiro 2014.

MOREIRA, W. N. et al. **Sistema de Controle do CaMaReS**. DINCON 2011 - 10ª Conferência Brasileira de Dinâmica, Controle e Aplicações. 2011. p. 567-570.

NAMINDOME, G.; DE OLIVEIRA, M. C. **Projeto de exoesqueleto de membro superior para estudo de terapia robótica**. São Paulo. 2013.

NEF, T.; RIENER, R. **Shoulder actuation mechanisms for arm rehabilitation exoskeletons**. 2nd Biennial IEEE/RAS-EMBS International Conference on Biomedical Robotics and Mechatronics. 2008. p. 179-187.

PETER S. LUM, C. G. B. P. C. S. M. M. M. V. D. L. Robot assisted Movement Training Compared With Conventional Therapy Techniques for the Rehabilitation of Upper-Limb Motor Function After Stroke. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, v. 83, n. 7, p. 952-959, July 2002. ISSN 0003-9993.

PONS, J. L. **Wearable Robots: Biomechatronic Exoskeletons**. Chichester: John Wiley & Sons, Ltd, 2008.

PRANGE, G. B. et al. Systematic Review of the effect of robot-aided therapy on recovery of the hemiparetic arm after stroke. **Journal of Rehabilitation Research & Development**, v. 43, n. 2, p. 171-184, 2006.

SHOULDER this mission: Your Range of Motion. **GAIAM life**. Disponível em: <<http://blog.gaiam.com/shoulder-this-mission-your-range-of-motion/>>. Acesso em: 15 Maio 2013.

THORNTON, W.; JACKSON, J. **Anthropometric Study of Astronaut Candidates**. [S.l.]: NASA-JSC, 1979.

WREX: Wilmington Robotic EXoskeleton Arm JAECO Orthopedic. Disponível em: <<http://jaecoorthopedic.com/products/products/WREX%3A-Wilmington-Robotic-EXoskeleton-Arm.html>>. Acesso em: 09 Abril 2013.

YALCIN, M.; PATOGLU, V. **Kinematics and design of AssistOn-SE: A self-adjusting shoulder-elbow exoskeleton**. Biomedical Robotics and Biomechatronics (BioRob), 2012 4th IEEE RAS & EMBS International Conference on. Rome: IEEE. 2012. p. 1579-1585.

APÊNDICE A – SOLUÇÃO 2013

1 SÍNTESE TOPOLÓGICA

Para esta seção, as definições utilizadas estão apresentadas no Anexo A.

A síntese topológica tem como objetivo gerar arquiteturas de mecanismos que atendem qualitativamente a especificação dos movimentos de saída.

1.1 SIMPLIFICAÇÕES CONSIDERADAS

Conforme observado na Seção 2.1, a movimentação relativa ao ombro é o resultado de uma combinação do movimento vários outros movimentos dos ossos e músculos da região. Uma modelagem detalhada deste complexo do ombro para modelar todos os esforços envolvidos nos músculos em um processo de reabilitação pode trazer uma dificuldade adicional que, de acordo com o escopo e a proposta deste trabalho de formatura, não se mostra adequada para este projeto. Dada essa consideração, algumas simplificações foram adotadas.

Na literatura, pode-se observar que uma simplificação comumente aceita é o modelo de junta esférica para articulação glenoumeral que, fisiologicamente, se traduz nos movimentos de adução/abdução, flexão/extensão e rotações medial/lateral do úmero.

A modelagem da cintura escapular permite contemplar os movimentos de elevação/depressão e retração/protração que caracterizam as translações da junta glenoumeral no sentido vertical (para cima e para baixo) e horizontal (para trás e para frente), respectivamente.

A especificação adotada para a primeira solução foi de modelar um sistema de três graus de liberdade retratando os movimentos da junta glenoumeral.

2 MÉTODOS DE SÍNTESE

A base teórica utilizada para a síntese topológica foi o material utilizado na matéria de Mecanismos ministrada pelo prof. Dr. Tarcísio Antônio Hess Coelho na Escola Politécnica da Universidade de São Paulo.

Dentre os métodos de síntese que podem ser utilizados para esta solução, destacam-se: o método do critério de Kutzbach-Gruebler, o método da enumeração das cadeias ativas, método da adição da cadeia passiva e o método alternativo.

Para esta solução, escolhemos o critério de Kutzbach-Gruebler para realizar um cálculo preliminar da mobilidade do mecanismo e a aplicação do método de adição de uma cadeia passiva para gerar a estrutura estudada.

O critério de Kutzbach-Gruebler descreve a seguinte equação para o cálculo da mobilidade do mecanismo.¹

$$M = 6(n - 1) - 5n_{P_1} - 4n_{P_2} - 3n_{P_3} - 2n_{P_4} - n_{P_5} \quad (48)$$

Onde, n é o número de peças, n_{P_j} é a quantidade de par cinemático com j graus de liberdade.

O método de adição de cadeia passiva considera que a conectividade da junta passiva deve ser igual à mobilidade do mecanismo. A conectividade das outras cadeias (ativas) deve ser igual a 6 para o espaço tridimensional.

3 APRESENTAÇÃO DOS MODELOS

¹ Em alguns casos o critério de Kutzbach-Gruebler pode falhar para mecanismos de espaço tridimensional onde a direção das juntas influencia na mobilidade. Neste caso, deve ser utilizado o método da teoria dos grupos de deslocamento de Lie.

Considerando as observações do estado da arte para a síntese do mecanismo, a ideia inicial foi atender a movimentação tridimensional do ombro utilizando mecanismos de cadeia paralela para tratar o braço do usuário como uma cadeia cinemática passiva. A vantagem das estruturas paralelas em relação às seriais é a menor inércia móvel devido ao posicionamento dos motores próximos à base fixa e não ao longo da estrutura, reduzindo a inércia de movimentação. Além disso, mecanismos paralelos apresentam o campo de trabalho mais restrito devido ao caráter fechado de suas cadeias cinemáticas, transmitindo maior segurança pois restringe o posicionamento indevido fora do alcance do braço do usuário. Essa característica, por outro lado, também implica em uma maior complexidade para abranger toda a amplitude de movimento de uma pessoa saudável.

A topologia apresentada a seguir foi resultado de estudo realizado por Henrique Yuji Sugimoto e Renan Andrade Pereira durante o ano de 2013.

3.1 TOPOLOGIA DO MECANISMO

Após diversas análises da topologia mecânica, a solução convergiu para um mecanismo de estrutura híbrida para conduzir o ombro humano nos movimentos de flexão/extensão, abdução/adução e rotação medial/lateral. Um desenho esquemático da topologia do mecanismo pode ser observado na Figura 63.

- a. Composta pelas estruturas de fixação posicionadas no braço e no antebraço;
- b. O antebraço é posicionado com a articulação do cotovelo semiflexionada;
- c. Possuem o formato em “C” com mecanismo de abertura rápida;
- d. A parte interna é forrada com placas de EVA para maior conforto;
- e. São permutáveis e de diversos tamanhos para adequar ao usuário.

Essa topologia foi resultado de diversas iterações que considerou os seguintes aspectos:

- 1) Movimentos de flexão/extensão, abdução/adução e rotações medial/lateral do ombro;
- 2) O braço do usuário realiza a função de cadeia passiva do movimento;
- 3) O conforto do usuário através da interface física Homem-Robô;
- 4) Mecanismos seguros para casos de emergência.

3.2 ANÁLISE CINEMÁTICA DO MECANISMO

O sistema de coordenadas fixo adotado OXYZ possui sua origem O coincidente à posição da junta glenoumeral (GH), origem do sistema de coordenadas móvel solidário ao braço.

A matriz de rotação (R_O^{GH}) descreve a orientação do braço em relação ao sistema de coordenadas fixo e, assim, os vetores posição b_1 , b_2 , c , a_2 podem ser determinados calculando:

$$p_O = R_O^{GH} \cdot p_{GH} \quad (49)$$

- p_O = vetor posição na base fixa
- p_{GH} = vetor posição na base móvel solidário ao braço.

A matriz de rotação pode ser descrita pelos ângulos *roll*, *pitch* e *yaw*, muito utilizados na navegação marítima, e serão utilizadas para descrever a orientação do braço de acordo com a definição:

- **Roll (ψ):** rotação em torno do eixo fixo X;
- **Pitch (ϕ):** rotação em torno do eixo fixo Y;
- **Yaw (θ):** rotação em torno do eixo fixo Z;

A matriz de rotação definida pelos ângulos *roll*, *pitch* e *yaw* obedece uma determinada sequência de rotações: rotação em torno de X, em Y e finalmente em Z. A matriz de rotação é construída a partir das matrizes de rotações:

$$R_{\psi,X} = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & \cos\psi & -\sin\psi \\ 0 & \sin\psi & \cos\psi \end{bmatrix} \quad (50)$$

$$R_{\varphi,Y} = \begin{bmatrix} \cos\varphi & 0 & \sin\varphi \\ 0 & 1 & 0 \\ -\sin\varphi & 0 & \cos\varphi \end{bmatrix} \quad (51)$$

$$R_{\theta,Z} = \begin{bmatrix} \cos\theta & -\sin\theta & 0 \\ \sin\theta & \cos\theta & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (52)$$

$$R_O^{GH} = R_{\theta,Z} \cdot R_{\varphi,Y} \cdot R_{\psi,X} \quad (53)$$

$$R_O^{GH} = \begin{bmatrix} c\varphi c\theta & c\varphi s\theta s\psi - s\varphi c\psi & c\varphi s\theta c\psi + s\varphi s\psi \\ s\varphi c\theta & s\varphi s\theta s\psi + c\varphi c\psi & s\varphi s\theta c\psi - c\varphi s\psi \\ -s\theta & c\theta s\psi & c\theta c\psi \end{bmatrix} \quad (54)$$

As notações $s\theta$ e $c\theta$ se referem ao seno e cosseno do ângulo, respectivamente.

Assim, a posição dos pontos B1, B2, C e A3 é obtido pelos vetores:

$$b1_o = R_O^{GH} \cdot \begin{bmatrix} L_C \\ R_1 \\ 0 \end{bmatrix} \quad (55)$$

$$c_o = R_O^{GH} \cdot \begin{bmatrix} L_C \\ 0 \\ 0 \end{bmatrix} \quad (56)$$

$$b2_o = R_O^{GH} \cdot \begin{bmatrix} L_C + L_6 \\ 0 \\ -R_2 \end{bmatrix} \quad (57)$$

$$a3_o = R_O^{GH} \cdot \begin{bmatrix} L_C + L_6 \\ 0 \\ 0 \end{bmatrix} \quad (58)$$

R_1 e R_2 são as distâncias das juntas esféricas B1 e B2, respectivamente, até o eixo do braço.

Considerando os deslocamentos angulares α , β e γ respectivos aos atuadores A1, A2 e A3, pode-se determinar o posicionamento dos pontos P1 e P2 em função das coordenadas de posicionamento A1 e A2 no sistema de coordenadas fixo. Assim:

$$p1_o = a1_o + R_{\alpha,Z} \cdot p1_{A1} = \begin{bmatrix} x_{A1} \\ y_{A1} \\ z_{A1} \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} \cos\alpha & -\sin\alpha & 0 \\ \sin\alpha & \cos\alpha & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} L_1 \\ 0 \\ 0 \end{bmatrix} \quad (59)$$

$$x_{P1} = x_{A1} + L_1 \cos\alpha \quad (60a)$$

$$y_{P1} = y_{A1} + L_1 \sin\alpha \quad (60b)$$

$$z_{P1} = z_{A1} \quad (60c)$$

Similarmente para o ponto P2, temos:

$$p2_o = a2_o + R_{\beta,Y} \cdot p1_{A2} = \begin{bmatrix} x_{A2} \\ y_{A2} \\ z_{A2} \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} \cos\beta & 0 & \sin\beta \\ 0 & 1 & 0 \\ -\sin\beta & 0 & \cos\beta \end{bmatrix} \begin{bmatrix} L_3 \\ -L_4 \\ 0 \end{bmatrix} \quad (61)$$

$$x_{P2} = x_{A2} + L_3 \cos\beta \quad (62a)$$

$$y_{P2} = y_{A2} - L_4 \quad (62b)$$

$$z_{P2} = z_{A2} - L_3 \sin\beta \quad (62c)$$

Finalmente, o sistema deve satisfazer as seguintes condições:

$$\|\overline{P1B1}\| = \|p1_o - b1_o\| = L_2 \quad (63)$$

$$\|\overline{P2B2}\| = \|p2_o - b2_o\| = L_5 \quad (64)$$

Desse modo,

$$L_2^2 = [p1_o - b1_o]^T [p1_o - b1_o] \quad (65)$$

$$L_5^2 = [p2_o - b2_o]^T [p2_o - b2_o] \quad (66)$$

Lembrando que a rotação do atuador A3 é responsável pela giro em torno do eixo X, então desprezando efeitos de cisalhamento no braço (torção), o deslocamento angular γ é igual ao ângulo *roll* (ψ).

$$\gamma = \psi \quad (67)$$

3.3 CINEMÁTICA INVERSA

A cinemática inversa de um mecanismo paralelo consiste em determinar os ângulos dos atuadores a partir do conhecimento da orientação da plataforma móvel. Ou seja, os ângulos *roll-pitch-yaw* são conhecidos e deseja-se obter os ângulos α , β e γ . Assim determina-se o posicionamento dos motores para uma posição desejada da plataforma móvel.

Pelas equações 12 e 14 temos os pontos P1 e P2 em termos de α , x_{A1} , y_{A1} , z_{A1} , L_1 , β , x_{A2} , y_{A2} , z_{A2} , L_3 , L_4 . E pelas equações 7, 8 e 10 temos os pontos B1 e B2 em função dos parâmetros ψ , φ , θ , L_C , L_6 , R_1 , R_2 . As equações 18 e 19 relaciona esses quatro pontos.

3.4 CINEMÁTICA DIRETA

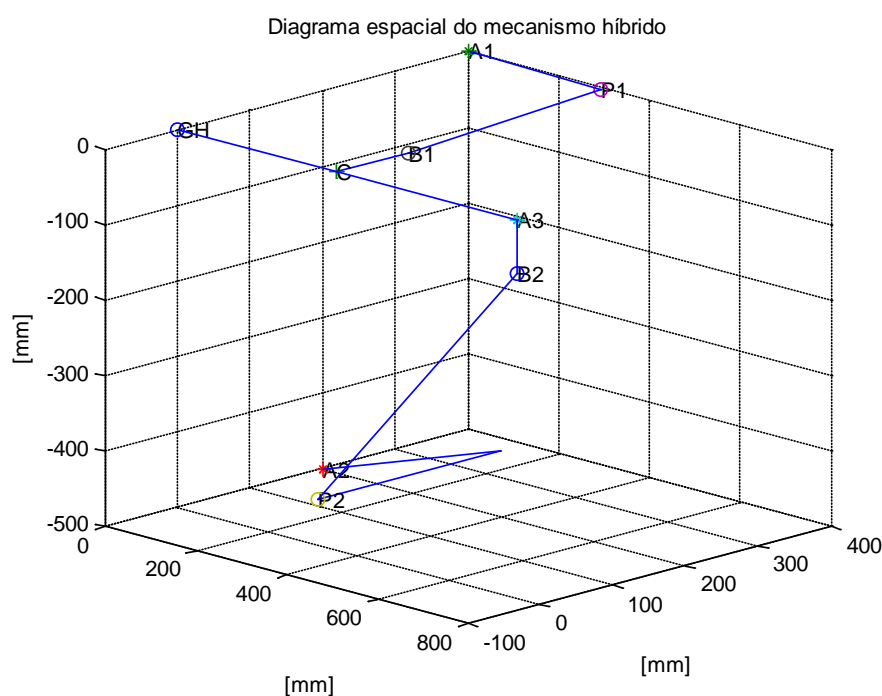
A cinemática direta de um mecanismo paralelo consiste em determinar a orientação da plataforma móvel a partir dos ângulos dos atuadores. Ou seja, os ângulos α , β e γ são conhecidos e deseja-se obter os ângulos *roll-pitch-yaw*. Assim, pode-se determinar o posicionamento do dispositivo robótico.

3.5 MODELAGEM DO MECANISMO COM O SOFTWARE MATLAB[®]

A partir do desenvolvimento algébrico da seção anterior, um software foi programado no ambiente MATLAB[®] para verificar as análises cinemáticas inversa e direta do posicionamento do mecanismo. O código de teste está no Apêndice A.

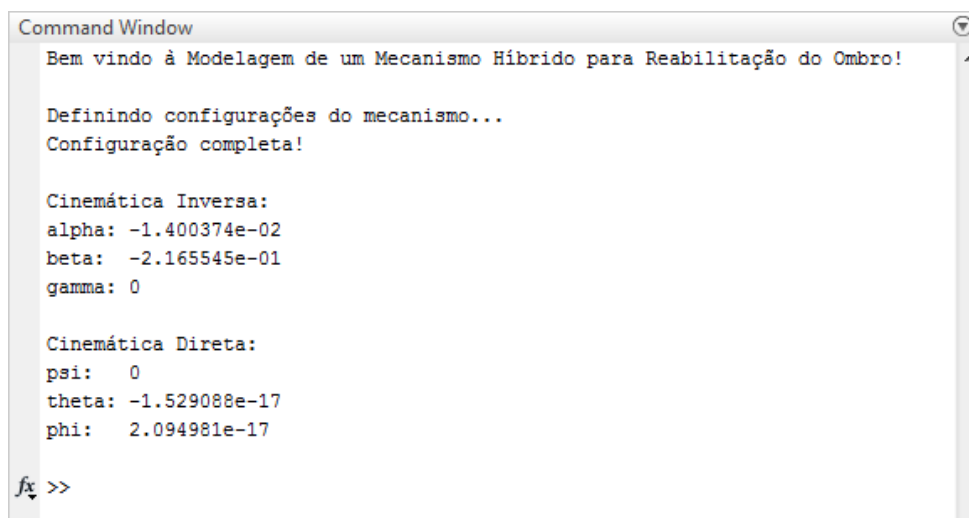
Executando o código obtém uma representação gráfica do posicionamento das juntas e as orientações das barras no espaço tridimensional de acordo com os parâmetros do projeto: comprimentos das barras e posição e orientação dos atuadores. A seguir, um exemplo da figura obtida:

Figura 64 – Saída gráfica representando o espaço tridimensional e o posicionamento das juntas



Para verificar a consistência dos cálculos podemos comparar os valores atribuídos inicialmente para a análise cinemática inversa com os resultados obtidos após a o cálculo da análise cinemática direta.

Figura 65 – Saída da interface principal do MATLAB® para a configuração de roll = pitch = yaw = 0.



```
Command Window
 Bem vindo à Modelagem de um Mecanismo Híbrido para Reabilitação do Ombro!

 Definindo configurações do mecanismo...
 Configuração completa!

 Cinemática Inversa:
 alpha: -1.400374e-02
 beta: -2.165545e-01
 gamma: 0

 Cinemática Direta:
 psi: 0
 theta: -1.529088e-17
 phi: 2.094981e-17

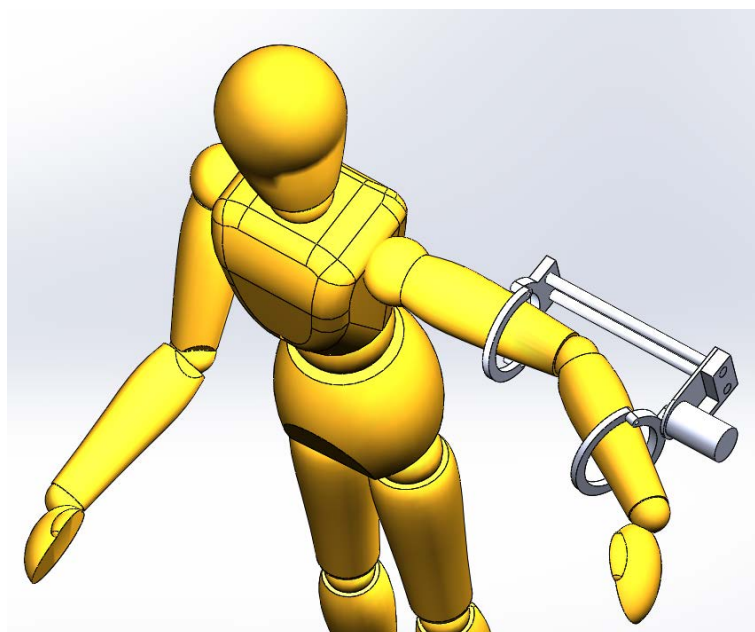
 fx >>
```

Diversos valores de ângulos dos atuadores foram utilizados. O resultado obtido foi que o mecanismo se posicionava adequadamente apenas para pequenos ângulos. Foi possível observar que a limitação do mecanismo se apresentava em ângulos próximos de 40°.

Nesses casos, os cálculos apresentavam sem solução ou o posicionamento incorreto das juntas era observado, com as juntas invadindo o espaço do usuário. Várias tentativas foram feitas para minimizar este efeito, como por exemplo, alterando o posicionamento dos atuadores, os comprimentos das barras, mas o ganho de amplitude em uma direção de movimento era obtido com o decréscimo da amplitude de movimento de outra.

Assim, concluiu-se que esta topologia híbrida se mostrava muito limitada apresentando pouco ganho em relação à outras topologias presentes na literatura.

Figura 66 – Modelo de uma pessoa com a estrutura móvel do mecanismo



APÊNDICE B – CÓDIGO DA ANÁLISE CINEMÁTICA NO MATLAB®

1 CÓDIGO PRINCIPAL

1.1 Início

```
home;
clear;
fprintf(' Bem vindo à Modelagem de um Mecanismo Híbrido para Reabilitação do Ombro!\n\n');
```

Bem vindo à Modelagem de um Mecanismo Híbrido para Reabilitação do Ombro!

1.2 Configurações

1.2.1 Definição das posições

```
fprintf(' Definindo configurações do mecanismo... \n');
```

```
GH = [0; 0; 0];
A1 = [0; 400; 0];
A2 = [0; 200; -500];
```

```
% Definições Geométricas
```

```
L1 = 300;    % A1 P1
L2 = 300;    % B1 P1
L3 = 400;    % A2 P3
L4 = 250;    % P2 P3
L5 = 500;    % P2 B2
L6 = 400;    % B1 A3
LC = 350;    % C 0
R1 = 100;    % C B1
R2 = 70;     % A3 B2
```

```
fprintf(' Configuração completa!\n\n');
```

1.3 Análise Geométrica

```

syms alpha beta gamma; % ângulos dos atuadores A1, A2 e A3, respectivamente

% Cálculos das posições das juntas passivas P1 e P2
P1 = A1 + rotation('z', alpha)*[L1; 0; 0];
P2 = A2 + rotation('y', beta)*[L3; -L4; 0];
P3 = A2 + rotation('y', beta)*[L3; 0; 0];

syms psi theta phi; % ângulos roll, pitch, yaw do braço

% Cálculo das posições dos pontos B1 e B2 a partir da orientação do ombro
RotXYZ = rotation('z', phi)*rotation('y', theta)*rotation('x', psi);

B1 = RotXYZ*[LC; R1; 0];
C = RotXYZ*[LC; 0; 0];
B2 = RotXYZ*[LC+L6; 0; -R2];
A3 = RotXYZ*[LC+L6; 0; 0];

```

1.4 Cinemática Inversa

```

fprintf(' Cinemática Inversa: \n');

% Os ângulos roll-pitch-yaw são conhecidos
angles_Inv = [0, 0, 0];

B1_Inv = double(subs(B1, [psi, theta, phi], angles_Inv));
C_Inv = double(subs(C, [psi, theta, phi], angles_Inv));
B2_Inv = double(subs(B2, [psi, theta, phi], angles_Inv));
A3_Inv = double(subs(A3, [psi, theta, phi], angles_Inv));

alpha_Inv = double(solve(L2^2 == B1_Inv'*B1_Inv + P1'*P1 - 2*B1_Inv'*P1));
beta_Inv = double(solve(L5^2 == B2_Inv'*B2_Inv + P2'*P2 - 2*B2_Inv'*P2));
gamma_Inv = angles_Inv(1); % gamma = roll

fprintf(' alpha: %d \nbeta: %d \ngamma: %d\n\n', alpha_Inv, beta_Inv, gamma_Inv);

```

```

Cinemática Inversa:
alpha: -1.400374e-02
beta: -2.165545e-01
gamma: 0

```

1.5 Cinemática Direta

```

fprintf(' Cinemática Direta: \n');

% Os ângulos dos atuadores são conhecidos
angles_Dir = [alpha_Inv, beta_Inv, gamma_Inv];

```



```

P1_Dir = double(subs(P1, alpha, angles_Dir(1)));
P2_Dir = double(subs(P2, beta, angles_Dir(2)));
P3_Dir = double(subs(P3, beta, angles_Dir(2)));

[phi_Dir, psi_Dir, theta_Dir] = solve(L2^2 == B1'*B1 + P1_Dir'*P1_Dir - 2*B1'*P1_Dir,...
    L5^2 == B2'*B2 + P2_Dir'*P2_Dir - 2*B2'*P2_Dir,...
    psi == angles_Dir(3), phi, psi, theta);

phi_Dir = double(phi_Dir);
psi_Dir = double(psi_Dir);
theta_Dir = double(theta_Dir);

fprintf('psi:    %d \ntheta: %d \nphi:    %d\n\n', psi_Dir, theta_Dir, phi_Dir);

```

Cinemática Direta:

```

psi:    0
theta: -1.529088e-17
phi:    2.094981e-17

```

1.6 Gráfico

```

clf;
hold all;
grid on;
title('Diagrama espacial do mecanismo híbrido');
xlabel(' [mm] ');
ylabel(' [mm] ');
zlabel(' [mm] ');
view(45,20);
% axis([-200, 800, -200, 800, -800, 400]);
% view(0,0);

% Plotagem dos pontos e seus nomes
plotPoint(GH, 'o', 'GH');
plotPoint(A1, '*', 'A1');
plotPoint(A2, '*', 'A2');
plotPoint(A3_Inv, '*', 'A3');
plotPoint(P1_Dir, 'o', 'P1');
plotPoint(P2_Dir, 'o', 'P2');
plotPoint(B1_Inv, 'o', 'B1');
plotPoint(B2_Inv, 'o', 'B2');
plotPoint(C_Inv, '+', 'C');

% Plotagem das linhas
plotLine(A1, P1_Dir);
plotLine(P1_Dir, B1_Inv);
plotLine(A2, P3_Dir);
plotLine(P3_Dir, P2_Dir);
plotLine(P2_Dir, B2_Inv);

```

```

plotLine(GH, C_Inv);
plotLine(B1_Inv, C_Inv);
plotLine(C_Inv, A3_Inv);
plotLine(B2_Inv, A3_Inv);

```

2 FUNÇÕES AUXILIARES UTILIZADAS NO MATLAB®

2.1 Matrizes de Rotação

```

function Rotation = rotation(axis, angle)
switch axis
    case 'x'
        % Rotação em X
        Rotation = [1, 0, 0;
                    0, cos(angle), -sin(angle);
                    0, sin(angle), cos(angle)];
    case 'y'
        % Rotação em Y
        Rotation = [cos(angle), 0, sin(angle);
                    0, 1, 0;
                    -sin(angle), 0, cos(angle)];
    case 'z'
        % Rotação em Z
        Rotation = [cos(angle), -sin(angle), 0;
                    sin(angle), cos(angle), 0;
                    0, 0, 1];
end

```

2.2 Imprime Ponto

```
function plotPoint(A, dot, label)

plot3(A(1), A(2), A(3), dot);
text(A(1), A(2), A(3), label);

end
```

2.3 Imprime Linha

```
function plotLine(A, B)

line([A(1) B(1)], [A(2) B(2)], [A(3) B(3)]);

end
```

APÊNDICE C – ROTINA MATLAB® PARA A ORGANIZAÇÃO DOS DADOS

```

%*****
% Autores:  Alexandre Mitsuru Nishikawa      N° USP: 5947440
%           Henrique Yuji Sugimoto          5945917
%
% Descrição:
% Script de processamento dos dados do arquivo '.csv' exportado pelo
% software Motive:Tracker. A interpretação dos dados é dependente da ordem
% das linhas do arquivo.
%
%----- Escola Politécnica da Universidade de São Paulo -----
%
% Version: 1.0
% Date: 05.21.2014 [mm.dd.yyyy]
%
% Steps:
% - Open CSV file;
% - Extract information of data;
% - Close CSV file.
%
%*****

```

Open CSV file

```

%FileName = 'Data.csv';
[fileName, pathName, filterIndex] = uigetfile('*.csv');
fileID = fopen(fileName);
lineData = fgetl(fileID);
Data = strsplit(lineData, ',');

```

Skip Comments

```

while (strcmpi(Data(1), 'comment'))
    lineData = fgetl(fileID);
    Data = strsplit(lineData, ',');
end

```

Read Coordinate System

```

if(strcmpi(Data(1), 'righthanded'))
    coordinateSystem = 1;

```

```

    % disp('Coordinate System: right-handed');
elseif(strcmpi(Data(1), 'lefthanded'))
    coordinateSystem = -1;
    % disp('Coordinate System: left-handed');
else
    error('Error: Coordinate System');
end

lineData = fgetl(fileID);
Data = strsplit(lineData, ',');

```

Read info

```

while (strcmpi(Data(1), 'info'))
    if(strcmpi(Data(2), 'version'))
        iVersion = str2double(Data(3));
    elseif(strcmpi(Data(2), 'framecount'))
        iFrameCount = str2double(Data(3));
    elseif(strcmpi(Data(2), 'rigidbodycount'))
        iRigidBodyCount = str2double(Data(3));
    end
    lineData = fgetl(fileID);
    Data = strsplit(lineData, ',');
end
fprintf('File Version: %.1f\n', iVersion);
fprintf('Frame Count: %d\n', iFrameCount);
fprintf('Rigid Body Count: %d\n\n', iRigidBodyCount);

```

Read Rigid Body Definitions

```

% Pre-allocate memory
rbName = cell(iRigidBodyCount, 1);
rbID = zeros(iRigidBodyCount, 1);
rbMarkerCount = zeros(iRigidBodyCount, 1);

% Read Informations
i = 1;
while(strcmpi(Data(1), 'rigidbody'))

    rbName(i) = Data(2);
    rbID(i) = str2double(Data(3));
    rbMarkerCount(i) = str2double(Data(4));

    for j=1:rbMarkerCount(i)
        rbMarketPosition(i,j,1) = str2double(Data(3*j+2)); % X
        rbMarketPosition(i,j,2) = str2double(Data(3*j+3)); % Y
        rbMarketPosition(i,j,3) = str2double(Data(3*j+4)); % Z
    end
end

```

```

i = i + 1;
lineData = fgetl(fileID);
Data = strsplit(lineData, ',');
end

```

Read Frame and Extended Rigid Body Information

```

% Pre-allocate Memory
frFrameIndex = zeros(iFrameCount, 1);
frTimeStamp = zeros(iFrameCount, 1);
frRigidBodyCount = zeros(iFrameCount, 1); % utilizar para consistência
frRigidBodyData = zeros(iFrameCount, iRigidBodyCount, 11);
frMarkerCount = zeros(iFrameCount, 1); % utilizar para consistência

% Read informations
i = 1;
while(ischar(lineData))
    Data = strsplit(lineData, ',');
    if (strcmpi(Data(1), 'frame'))
        frFrameIndex(i) = str2double(Data(2));
        frTimeStamp(i) = str2double(Data(3));
        frRigidBodyCount(i) = str2double(Data(4));

        for j=1:frRigidBodyCount(i)
            for k=1:11
                frRigidBodyData(i,j,k) = str2double(Data(11*j-7+k));
            end
        end

        frMarkerCount(i) = str2double(Data(11*frRigidBodyCount(i)+5));

        for l=1:frMarkerCount(i)
            for m=1:3
                frMarkerData(i,l,m) = ...
                    str2double(Data(5*l+11*frRigidBodyCount(i)+m));
            end
            frMarkerID(i,l) = str2double(Data(5*l+11*frRigidBodyCount(i)+4));
            frMarkerName(i,l) = Data(5*l+11*frRigidBodyCount(i)+5);
        end

        i = i + 1;
    elseif (strcmpi(Data(1), 'rigidbody'))
        %*****%
        %   TO DO   %
        %*****%

    else
        error('Error: Frame and Rigid Body Data');
    end

    lineData = fgetl(fileID);
end

```

```
end
fclose(fileID);
```

Set Axis and Figure Properties

```
figure(2);

xlim([min(min(frMarkerData(:, :, 3)))-0.1, max(max(frMarkerData(:, :, 3))+0.1)]);
ylim([min(min(frMarkerData(:, :, 1)))-0.1, max(max(frMarkerData(:, :, 1))+0.1)]);
zlim([min(min(frMarkerData(:, :, 2)))-0.1, max(max(frMarkerData(:, :, 2))+0.1)]);

% Configure Normal Plane
if(isscalar(regexpi(fileName, 'Sagittal')))
    view(5, 0);
elseif(isscalar(regexpi(fileName, 'Transverse')))
    view(0, 90);
elseif(isscalar(regexpi(fileName, 'Frontal')))
    view(-100, 0);
else
    view(40, 20);
end

axis tight;
axis equal;
grid;

% Compatibility of MotiveTracker and MatLab axes
xlabel('Z-Axis');
ylabel('X-Axis');
zlabel('Y-Axis');

set(gca, 'NextPlot', 'replaceChildren');
set(gcf, 'Renderer', 'zbuffer')

line(frMarkerData(:, :, 3), frMarkerData(:, :, 1), frMarkerData(:, :, 2));
```

Set Axis and Figure Properties

```
figure(4);

% xlim([min(min(frMarkerData(:, :, 3)))-0.2, max(max(frMarkerData(:, :, 3))+0.2)]);
% ylim([min(min(frMarkerData(:, :, 1)))-0.2, max(max(frMarkerData(:, :, 1))+0.2)]);
% zlim([min(min(frMarkerData(:, :, 2)))-0.2, max(max(frMarkerData(:, :, 2))+0.2)]);
%
% % Configure Normal Plane
% view(10, 0); % Sagittal
% % view(0, 90); % Transverse
```

```

% % view(70, 0); % Frontal
% % view(30, 0); % Scapular

% axis tight;
% axis equal;
grid;

% Compatibility of Motive:Tracker and MatLab axes

set(gca, 'NextPlot', 'replaceChildren');
set(gcf, 'Renderer', 'zbuffer')

```

```

% Draw lines
title('Curves Coordinate System');
subplot(3, 1, 1)
%hold on;
grid;
xlabel('Time [s]');
ylabel('X');
line(frTimeStamp(:), frMarkerData(:, :, 1));

subplot(3, 1, 2)
%hold on;
grid;
xlabel('Time [s]');
ylabel('Y');
line(frTimeStamp(:), frMarkerData(:, :, 2));

subplot(3, 1, 3)
%hold on;
grid;
xlabel('Time [s]');
ylabel('Z');
line(frTimeStamp(:), frMarkerData(:, :, 3));

```

```

if(isscalar(regexpi(fileName, 'Sagittal')))
    mkdir('MarkersData/Sagittal');
    cd('MarkersData/Sagittal');
elseif(isscalar(regexpi(fileName, 'Transverse')))
    mkdir('MarkersData/Transverse');
    cd('MarkersData/Transverse');
elseif(isscalar(regexpi(fileName, 'Frontal')))
    mkdir('MarkersData/Frontal');
    cd('MarkersData/Frontal');
else
    mkdir('MarkersData');
    cd('MarkersData');
end

```



```

try
    for j=1:frMarkerCount(1)

        txtName = strcat('ExportMarkerData', num2str(j), '.sl dcrv');

```

Create file

```

        fid = fopen(txtName, 'wt');
        for i=1:iFrameCount
            fprintf(fid, '%fm %fm %fm\n', frMarkerData(i,j,1), ...
                frMarkerData(i,j,2), frMarkerData(i,j,3));
        end
        fclose(fid);

    end
catch
    cd(pathName);
end
cd(pathName);

```

```

%*****
% Autores: Alexandre Mitsuru Nishikawa    Nº USP: 5947440
%          Henrique Yuji Sugimoto        5945917
%
% Descrição:
% Script para gerar um vídeo do movimento de acordo com os dados
% exportados pelo software Motive:Tracker.
%
%----- Escola Politécnica da Universidade de São Paulo -----
%
% Versão: 1.1
% Data: 05.23.2014 [mm.dd.yyyy]
%
% Steps:
% - Plot motion;
% - Create video.
%
%*****

```

Create Export Video

```

nameDefault = strcat(strsplit(fileName, '.csv'), '.avi');
videoName = inputdlg({'File name: '}, 'Save Video As', 1, nameDefault);
videoObject = VideoWriter(videoName{1}, 'Uncompressed AVI');
videoObject.FrameRate = 120;
open(videoObject);

```

Set Axis and Figure Properties

```
figure('Color', [0.7961 0.7961 0.7961]);

% Configure Normal Plane
if(isscalar(regexpi(fileName, 'Sagittal')))
    view(5, 0);
elseif(isscalar(regexpi(fileName, 'Transverse')))
    view(0, 90);
elseif(isscalar(regexpi(fileName, 'Frontal')))
    view(-100, 0);
else
    view(40, 20);
end

axis tight;
axis equal;
grid;

% Compatibility of MotiveTracker and MatLab axes
xlabel('Z-Axis'); ylabel('X-Axis'); zlabel('Y-Axis');

set(gcf, 'Renderer', 'zbuffer');

for i=1:frMarkerCount(1)
    handleLine(i) = line(frMarkerData(1, 1, 3), frMarkerData(1, 1, 1), ...
        frMarkerData(1, 1, 2), 'Marker', 'o', 'MarkerSize', 12, ...
        'MarkerFaceColor', 'b', 'MarkerEdgeColor', 'k');
    xlim([min(min(frMarkerData(:, :, 3)))-0.1, ...
        max(max(frMarkerData(:, :, 3))+0.1)]);
    ylim([min(min(frMarkerData(:, :, 1)))-0.1, ...
        max(max(frMarkerData(:, :, 1))+0.1)]);
    zlim([min(min(frMarkerData(:, :, 2)))-0.1, ...
        max(max(frMarkerData(:, :, 2))+0.1)]);
end

% Create a set of frames and write each frame to the file
for i = 1:iFrameCount
    for j = 1:frMarkerCount(i)
        set(handleLine(j), ...
            'XData', frMarkerData(i, j, 3), ...
            'YData', frMarkerData(i, j, 1), ...
            'ZData', frMarkerData(i, j, 2))
    end

    % Get frame as an image
    frame = getframe(gcf);
    writeVideo(videoObject, frame);
end

close(videoObject);
```

APÊNDICE D – ROTINA MATLAB® SIMULAÇÃO E VALIDAÇÃO DOS DADOS

Calculo4R_Sagital

```
clear all
close all
%%Código em Matlab para projetar um moecanismo tipo 4R que passe por 3
%%posições prescritas e fixação dos pontos 02 e 04

%MOVIMENTO SAGITAL

%Definição dos Pontos Fixos
02=0.17*i +0.95;
04=0.3*i +1.2;

%definição ângulos pontos
angP1 = 120;
angP2 = 200;
angP3 = 260;

%Definição dos Pontos (SAGITAL)
P1=0.8200 + 0.3952*i;
P2=0.7057 + 0.0811*i;
P3=0.9049 - 0.0861*i;

conta=1;

for alpha2=1:45
    for alpha3 = 60:120

P2P1=P2-P1;
P3P1=P3-P1;

%Definição dos Segmentos para equacionamento
RE1=P1-02;
RE2=P2-02;
RE3=P3-02;
RD1=P1-04;
RD2=P2-04;
RD3=P3-04;

%Definição dos coeficientes do sistema de equações para o Lado Esquerdo:
DE1=-RE3*exp(i*alpha2) + RE2*exp(i*alpha3);
DE2=-RE3 + RE1*exp(i*alpha3);
DE3=RE2 - RE1*exp(i*alpha2);

MDE1=abs(DE1); %modulo do vetor DE1
```

```

argDE1=angle(DE1); %argumento do vetor DE1
MDE2=abs(DE2); %modulo do vetor DE2
argDE2=angle(DE2); %argumento do vetor DE2
MDE3=abs(DE3); %modulo do vetor DE3
argDE3=angle(DE3); %argumento do vetor DE3

%beta2
delta=acos((MDE1*MDE1 + MDE2*MDE2 - MDE3*MDE3)/(2*MDE1*MDE2));
delta graus=delta*180/pi;
beta2=argDE1 + delta - argDE2;
beta2graus=beta2*180/pi;
beta2til=2*pi + argDE1 - delta - argDE2;
beta2tilgraus=beta2til*180/pi;

%beta3
lambda=acos((MDE1*MDE1 + MDE3*MDE3 - MDE2*MDE2)/(2*MDE1*MDE3));
lambda graus=lambda*180/pi;
beta3=2*pi + argDE1 - lambda - argDE3;
beta3graus=beta3*180/pi;
beta3til=2*pi + argDE1 + lambda - argDE3;
beta3tilgraus=beta3til*180/pi;

%Montagem do Sistema de Equações
M_e=[exp(i*beta2) , exp(i*alpha2); exp(i*beta3) , exp(i*alpha3)];
N_e=[RE2 ; RE3];
Esquerdo=M_e\N_e;
W=Esquerdo(1);
Z=Esquerdo(2);
A1=P1-Z;
% O2=A1-W;
M_etil=[exp(i*beta2til) , exp(i*alpha2); exp(i*beta3til) , exp(i*alpha3)];
Esquerdotil=M_etil\N_e;
Wtil=Esquerdotil(1);
Ztil=Esquerdotil(2);
A1til=P1-Ztil;
O2til=A1-Wtil;

%Definição dos coeficientes do sistema de equações para o Lado Direito:
DD1=- RD3*exp(i*alpha2) + RD2*exp(i*alpha3);
DD2=- RD3 + RD1*exp(i*alpha3);
DD3=RD2 - RD1*exp(i*alpha2);

MDD1=abs(DD1); %modulo do vetor DD1
argDD1=angle(DD1); %argumento do vetor DD1
MDD2=abs(DD2); %modulo do vetor DD2
argDD2=angle(DD2); %argumento do vetor DD2
MDD3=abs(DD3); %modulo do vetor DD3
argDD3=angle(DD3); %argumento do vetor DD3

%gamma2
delta=acos((MDD1*MDD1 + MDD2*MDD2 - MDD3*MDD3)/(2*MDD1*MDD2));
delta graus=delta*180/pi;
gamma2=argDD1 + delta - argDD2;

```

```

gamma2graus=gamma2*180/pi;
gamma2til=2*pi + argDD1 - delta - argDD2;
gamma2tilgraus=gamma2til*180/pi;

%gamma3
lambda=acos((MDD1*MDD1 + MDD3*MDD3 - MDD2*MDD2)/(2*MDD1*MDD3));
lambdagraus=lambda*180/pi;
gamma3=2*pi + argDD1 - lambda - argDD3;
gamma3graus=gamma3*180/pi;
gamma3til=2*pi + argDD1 + lambda - argDD3;
gamma3tilgraus=gamma3til*180/pi;

%Montagem do Sistema de Equações
M_d=[exp(i*gamma2) , exp(i*alpha2); exp(i*gamma3) , exp(i*alpha3)];
N_d=[RD2 ; RD3 ];
Direito=M_d\N_d;
U=Direito(1);
S=Direito(2);
B1=P1-S;
% O4=B1-U;
M_dtil=[exp(i*gamma2til) , exp(i*alpha2); exp(i*gamma3til) , exp(i*alpha3)];
Direitotil=M_dtil\N_d;
Util=Direitotil(1);
Stil=Direitotil(2);
B1til=P1-Stil;
O4til=B1til-Util;

%Definição das outras configurações
AA2=O2+W*exp(i*beta2);
AA2til=O2+W*exp(i*beta2til);
BB2=O4+U*exp(i*gamma2);
BB2til=O4+U*exp(i*gamma2til);
AA3=O2+W*exp(i*beta3);
AA3til=O2+W*exp(i*beta3til);
BB3=O4+U*exp(i*gamma3);
BB3til=O4+U*exp(i*gamma3til);

%Definição do comprimento dos segmentos
haste=A1-B1;
tam1=A1-P1;
tam2=AA2-P2;
tam3=AA2til-P2;
tam4=AA3-P3;
tam5=AA3til-P3;

erro= 0.0001;

if abs(haste)<0.5 &&abs(haste)>0.3...
    && abs(U)<0.5 && abs(U)>0.3 ...
    && abs(tam1)<erro && (abs(tam2)<erro || abs(tam3)<erro)...
    && (abs(tam4)<erro || abs(tam5)<erro);
    matriz(conta,:) = [W, U, Z, alpha2, alpha3, beta2, beta2til, ...
        beta3, beta3til, gamma2, gamma2til, gamma3, gamma3til, ...

```

```

        A1, B1, P1, P2, P3, 02, 04, ...
        abs(W), abs(haste), abs(U)];
    conta= conta+1;
end
    end
end

```

Calculo4R_Transversal

```

clear all
close all
%%Código em Matlab para projetar um moecanismo tipo 4R que passe por 3
%%posições prescritas e fixação dos pontos 02 e 04

%MOVIMENTO TRANSVERSAL

%Definição dos Pontos Fixos
02=0.17*i +0.95;
04=0.3*i +1.2;

%definição ângulos pontos
angP1 = 90;
angP2 = 160;
angP3 = 200;

%Definição dos Pontos (transversal)
P1=02+0.26*exp(i*angP1*pi/180);
P2=02+0.26*exp(i*angP2*pi/180);
P3=02+0.26*exp(i*angP3*pi/180);
%
% P1=0.9500 + 0.4300*i;
% P2=0.7057 + 0.2589*i;
% P3=0.7507 + 0.0811*i;

conta=1;

for alpha2=1:45
    for alpha3 = 60:120

P2P1=P2-P1;
P3P1=P3-P1;

%Definição dos Segmentos para equacionamento
RE1=P1-02;
RE2=P2-02;
RE3=P3-02;
RD1=P1-04;

```

```

RD2=P2-04;
RD3=P3-04;

%Definição dos coeficientes do sistema de equações para o Lado Esquerdo:
DE1=-RE3*exp(i*alpha2) + RE2*exp(i*alpha3);
DE2=-RE3 + RE1*exp(i*alpha3);
DE3=RE2 - RE1*exp(i*alpha2);

MDE1=abs(DE1); %modulo do vetor DE1
argDE1=angle(DE1); %argumento do vetor DE1
MDE2=abs(DE2); %modulo do vetor DE2
argDE2=angle(DE2); %argumento do vetor DE2
MDE3=abs(DE3); %modulo do vetor DE3
argDE3=angle(DE3); %argumento do vetor DE3

%beta2
delta=acos((MDE1*MDE1 + MDE2*MDE2 - MDE3*MDE3)/(2*MDE1*MDE2));
delta graus=delta*180/pi;
beta2=argDE1 + delta - argDE2;
beta2 graus=beta2*180/pi;
beta2til=2*pi + argDE1 - delta - argDE2;
beta2til graus=beta2til*180/pi;

%beta3
lambda=acos((MDE1*MDE1 + MDE3*MDE3 - MDE2*MDE2)/(2*MDE1*MDE3));
lambda graus=lambda*180/pi;
beta3=2*pi + argDE1 - lambda - argDE3;
beta3 graus=beta3*180/pi;
beta3til=2*pi + argDE1 + lambda - argDE3;
beta3til graus=beta3til*180/pi;

%Montagem do Sistema de Equações
M_e=[exp(i*beta2) , exp(i*alpha2); exp(i*beta3) , exp(i*alpha3)];
N_e=[RE2 ; RE3];
Esquerdo=M_e\N_e;
W=Esquerdo(1);
Z=Esquerdo(2);
A1=P1-Z;
% O2=A1-W;
M_etil=[exp(i*beta2til) , exp(i*alpha2); exp(i*beta3til) , exp(i*alpha3)];
Esquerdotil=M_etil\N_e;
Wtil=Esquerdotil(1);
Ztil=Esquerdotil(2);
A1til=P1-Ztil;
O2til=A1-Wtil;

%Definição dos coeficientes do sistema de equações para o Lado Direito:
DD1=-RD3*exp(i*alpha2) + RD2*exp(i*alpha3);
DD2=-RD3 + RD1*exp(i*alpha3);
DD3=RD2 - RD1*exp(i*alpha2);

MDD1=abs(DD1); %modulo do vetor DD1
argDD1=angle(DD1); %argumento do vetor DD1

```

```

MDD2=abs(DD2); %modulo do vetor DD2
argDD2=angle(DD2); %argumento do vetor DD2
MDD3=abs(DD3); %modulo do vetor DD3
argDD3=angle(DD3); %argumento do vetor DD3

%gamma2
delta=acos((MDD1*MDD1 + MDD2*MDD2 - MDD3*MDD3)/(2*MDD1*MDD2));
delta graus=delta*180/pi;
gamma2=argDD1 + delta - argDD2;
gamma2graus=gamma2*180/pi;
gamma2til=2*pi + argDD1 - delta - argDD2;
gamma2tilgraus=gamma2til*180/pi;

%gamma3
lambda=acos((MDD1*MDD1 + MDD3*MDD3 - MDD2*MDD2)/(2*MDD1*MDD3));
lambda graus=lambda*180/pi;
gamma3=2*pi + argDD1 - lambda - argDD3;
gamma3graus=gamma3*180/pi;
gamma3til=2*pi + argDD1 + lambda - argDD3;
gamma3tilgraus=gamma3til*180/pi;

%Montagem do Sistema de Equações
M_d=[exp(i*gamma2) , exp(i*alpha2); exp(i*gamma3) , exp(i*alpha3)];
N_d=[RD2 ; RD3 ];
Direito=M_d\N_d;
U=Direito(1);
S=Direito(2);
B1=P1-S;
% 04=B1-U;
M_dtil=[exp(i*gamma2til) , exp(i*alpha2); exp(i*gamma3til) , exp(i*alpha3)];
Direito_til=M_dtil\N_d;
U_til=Direito_til(1);
S_til=Direito_til(2);
B1til=P1-S_til;
04til=B1til-U_til;

%Definição das outras configurações
AA2=02+W*exp(i*beta2);
AA2til=02+W*exp(i*beta2til);
BB2=04+U*exp(i*gamma2);
BB2til=04+U*exp(i*gamma2til);
AA3=02+W*exp(i*beta3);
AA3til=02+W*exp(i*beta3til);
BB3=04+U*exp(i*gamma3);
BB3til=04+U*exp(i*gamma3til);

%Definição do comprimento dos segmentos
haste=A1-B1;
tam1=A1-P1;
tam2=AA2-P2;
tam3=AA2til-P2;
tam4=AA3-P3;
tam5=AA3til-P3;

```



```

erro= 0.0001;

if    abs(haste)<0.35 &&abs(haste)>0.3...
    && abs(U)<0.35 && abs(U)>0.3 ...
    && abs(tam1)<erro && (abs(tam2)<erro || abs(tam3)<erro)...
    && (abs(tam4)<erro || abs(tam5)<erro);
    matriz(conta,:) = [W, U, Z, alpha2, alpha3, beta2, beta2til, ...
        beta3, beta3til, gamma2, gamma2til, gamma3, gamma3til, ...
        A1, B1, P1, P2, P3, O2, O4, ...
        abs(W), abs(haste), abs(U)];
    conta= conta+1;
end
end
end

```

Plotagem da configuração 4R - Sagital

```

%escolha da solução com menor comprimento de barra
conta = 22;
% for conta=1:size(matriz,1)

close all
W=matriz(conta, 1);
U=matriz(conta, 2);
Z=matriz(conta, 3);
alpha2=matriz(conta, 4);
alpha3=matriz(conta, 5);
beta2=matriz(conta, 6);
beta2til=matriz(conta, 7);
beta3=matriz(conta, 8);
beta3til=matriz(conta, 9);
gamma2=matriz(conta, 10);
gamma2til=matriz(conta, 11);
gamma3=matriz(conta, 12);
gamma3graus = gamma3*180/pi;
gamma3til=matriz(conta, 13);
A1 = matriz(conta, 14);
B1 = matriz(conta, 15);
P1 = matriz(conta, 16);
P2 = matriz(conta, 17);
P3 = matriz(conta, 18);
O2 = matriz(conta, 19);
O4 = matriz(conta, 20);
matriz(conta, 21);
matriz(conta, 22);
matriz(conta, 23);
anguloespelhado = 76.51;

```

```

%posicao 1
figure(1)
axis([0.65, 1.2, -0.2, 0.65]);
axis equal
hold on
title('Configuração P1 Sagital');
hold on
plot([P1], 'o') %plota pontos de interesse
hold on
plot([P2], 's')
hold on
plot([P3], '+')
hold on
plot([A1, B1], '*')
hold on
plot([O2, O4], 'x')
hold on
plot([A1, B1, O4]) %plota o mecanismo na posição 1
hold on
plot([P1, A1, B1, P1], '--r') %plota o triangulo formado no elo 3
hold on
plot([O2, A1], '--g') %plota a barra virtual
hold on
pause
%posicao 2

figure(2)
title('Configuração P2 Sagital - Beta2 e Gamma2');
hold on
axis([0.65, 1.2, -0.2, 0.65]);
axis equal
hold on
A2=O2+W*exp(i*beta2);
B2=O4+U*exp(i*gamma2);
plot([P1], 'o') %plota pontos de interesse
hold on
plot([P2], 's')
hold on
plot([P3], '+')
hold on
plot([A2, B2], '*')
hold on
plot([O2, O4], 'x')
hold on
plot([A2, B2, O4]) %plota o mecanismo na posicao 2
hold on
plot([P2, A2, B2, P2], '--r') %plota o triangulo formado no elo 3
hold on
plot([O2, A2], '--g') %plota a barra virtual
hold on
axis equal
hold on

```

```

pause

%posicao 3 espelhado
figure(6)
title('Configuração P3 Sagital - Beta3 e Gamma3 espelhado');
hold on
axis([0.65, 1.2, -0.2, 0.65]);
axis equal
hold on
A3=O2+W*exp(i*beta3);
B3=O4+U*exp(i*gamma3);
plot([P1], 'o') %plota pontos de interesse
hold on
plot([P2], 's')
hold on
plot([P3], '+')
hold on
plot([A3, B3], '*')
hold on
plot([O2, O4], 'x')
hold on
plot([A3, B3, O4]) %plota o mecanismo na posicao 3
hold on
plot([P3, A3, B3, P3], '--r') %plota o triangulo formado no elo 3
hold on
plot([O2, A3], '--g') %plota a barra virtual
hold on
pause

A3=O2+W*exp(i*beta3);
B3=O4+U*exp(i*(gamma3-anguloespelhado*pi/180));
plot([P1], 'o') %plota pontos de interesse
hold on
plot([P2], 's')
hold on
plot([P3], '+')
hold on
plot([A3, B3], '*')
hold on
plot([O2, O4], 'x')
hold on
plot([A3, B3, O4]) %plota o mecanismo na posicao 3
hold on
plot([P3, A3, B3, P3], '--r') %plota o triangulo formado no elo 3
hold on
plot([O2, A3], '--g') %plota a barra virtual
hold on
axis equal
pause

%posicao 3 final
figure(7)

```

```

title('Configuração P3 Sagital - Beta3 e Gamma3 final');
hold on
axis([0.65, 1.2, -0.2, 0.65]);
axis equal
hold on
A3=02+W*exp(i*beta3);
B3=04+U*exp(i*(gamma3-anguloespelhado*pi/180));
plot([P1], 'o') %plota pontos de interesse
hold on
plot([P2], 's')
hold on
plot([P3], '+')
hold on
plot([A3, B3], '*')
hold on
plot([O2, O4], 'x')
hold on
plot([A3, B3, O4]) %plota o mecanismo na posicao 3
hold on
plot([P3, A3, B3, P3], '--r') %plota o triangulo formado no elo 3
hold on
plot([O2, A3], '--g') %plota a barra virtual
hold on
axis equal
pause

%posicao 3 inicial
figure(8)
title('Configuração P3 Sagital - Beta3 e Gamma3 inicial');
hold on
axis([0.65, 1.2, -0.2, 0.65]);
axis equal
hold on
A3=02+W*exp(i*beta3);
B3=04+U*exp(i*(gamma3));
plot([P1], 'o') %plota pontos de interesse
hold on
plot([P2], 's')
hold on
plot([P3], '+')
hold on
plot([A3, B3], '*')
hold on
plot([O2, O4], 'x')
hold on
plot([A3, B3, O4]) %plota o mecanismo na posicao 3
hold on
plot([P3, A3, B3, P3], '--r') %plota o triangulo formado no elo 3
hold on
plot([O2, A3], '--g') %plota a barra virtual
hold on
axis equal
pause

```

```

%%Seção deixada com comentário pois faz parte da análise dos ângulos Beta e
%%Gamma

% %posicao 2'
% figure(3)
% title('Beta2til e Gamma2');
% hold on
% axis([0.5, 1.3, -0.3, 0.6]);
% axis equal
% hold on
% A2=O2+W*exp(i*beta2til);
% B2=O4+U*exp(i*gamma2);
% plot([P1], 'o') %plota pontos de interesse
% hold on
% plot([P2], 's')
% hold on
% plot([P3], '+')
% hold on
% plot([A2, B2], '*')
% hold on
% plot([O2, O4], 'x')
% hold on
% plot([O2, A2, B2, O4]) %plota o mecanismo na posicao 2
% hold on
% plot([P2, A2, B2, P2], '--r') %plota o triangulo formado no elo 3
% hold on
% pause
%
% %posicao 2''
% figure(4)
% title('Beta2 e Gamma2til');
% hold on
% axis([0.5, 1.3, -0.3, 0.6]);
% axis equal
% hold on
% A2=O2+W*exp(i*beta2);
% B2=O4+U*exp(i*gamma2til);
% plot([P1], 'o') %plota pontos de interesse
% hold on
% plot([P2], 's')
% hold on
% plot([P3], '+')
% hold on
% plot([A2, B2], '*')
% hold on
% hold on
% plot([O2, O4], 'x')
% hold on
% plot([O2, A2, B2, O4]) %plota o mecanismo na posicao 2
% hold on
% plot([P2, A2, B2, P2], '--r') %plota o triangulo formado no elo 3
% hold on

```

```

% pause
%
% %posicao 2'''
% figure(5)
% title('Beta2til e Gamma2til');
% hold on
% axis([0.5, 1.3, -0.3, 0.6]);
% axis equal
% hold on
% A2=O2+W*exp(i*beta2til);
% B2=O4+U*exp(i*gamma2til);
% plot([P1], 'o') %plota pontos de interesse
% hold on
% plot([P2], 's')
% hold on
% plot([P3], '+')
% hold on
% plot([A2, B2], '*')
% hold on
% hold on
% plot([O2, O4], 'x')
% hold on
% plot([O2, A2, B2, O4]) %plota o mecanismo na posicao 2
% hold on
% plot([P2, A2, B2, P2], '--r') %plota o triangulo formado no elo 3
% hold on
% pause

% %posicao 3'
% figure(7)
% title('Beta3til e Gamma3');
% hold on
% axis([0.5, 1.3, -0.3, 0.6]);
% axis equal
% hold on
% A3=O2+W*exp(i*beta3til);
% B3=O4+U*exp(i*gamma3);
% plot([P1], 'o') %plota pontos de interesse
% hold on
% plot([P2], 's')
% hold on
% plot([P3], '+')
% hold on
% plot([A3, B3], '*')
% hold on
% plot([O2, O4], 'x')
% hold on
% plot([O2, A3, B3, O4]) %plota o mecanismo na posicao 3
% hold on
% plot([P3, A3, B3, P3], '--r') %plota o triangulo formado no elo 3
% hold on
% pause

```

```

%
% %posicao 3''
% figure(8)
% title('Beta3 e Gamma3til');
% hold on
% axis([0.5, 1.3, -0.3, 0.6]);
% axis equal
% hold on
% A3=O2+W*exp(i*beta3);
% B3=O4+U*exp(i*gamma3til);
% plot([P1], 'o') %plota pontos de interesse
% hold on
% plot([P2], 's')
% hold on
% plot([P3], '+')
% hold on
% plot([A3, B3], '*')
% hold on
% hold on
% plot([O2, O4], 'x')
% hold on
% plot([O2, A3, B3, O4]) %plota o mecanismo na posicao 3
% hold on
% plot([P3, A3, B3, P3], '--r') %plota o triangulo formado no elo 3
% hold on
% pause
%
%
% %posicao 3'''
% figure(9)
% title('Beta3til e Gamma3til');
% hold on
% axis([0.5, 1.3, -0.3, 0.6]);
% axis equal
% hold on
% A3=O2+W*exp(i*beta3til);
% B3=O4+U*exp(i*gamma3til);
% plot([P1], 'o') %plota pontos de interesse
% hold on
% plot([P2], 's')
% hold on
% plot([P3], '+')
% hold on
% plot([A3, B3], '*')
% hold on
% plot([O2, O4], 'x')
% hold on
% plot([O2, A3, B3, O4]) %plota o mecanismo na posicao 3
% hold on
% plot([P3, A3, B3, P3], '--r') %plota o triangulo formado no elo 3
% hold on
%
%
% conta = conta+1;

```

```
%
% end
```

Plotagem da configuração 4R – Plano Transverso

```
%escolha da solução com menor comprimento de barra
```

```
conta = 2;
```

```
% for conta=5: size(matriz, 1)
```

```
    close all
```

```
    W=matriz(conta, 1);
```

```
    U=matriz(conta, 2);
```

```
    Z=matriz(conta, 3);
```

```
    al pha2=matriz(conta, 4);
```

```
    al pha3=matriz(conta, 5);
```

```
    beta2=matriz(conta, 6);
```

```
    beta2til=matriz(conta, 7);
```

```
    beta3=matriz(conta, 8);
```

```
    beta3til=matriz(conta, 9);
```

```
    gamma2=matriz(conta, 10);
```

```
    gamma2til=matriz(conta, 11);
```

```
    gamma3=matriz(conta, 12);
```

```
    gamma3graus = gamma3*180/pi;
```

```
    gamma3til=matriz(conta, 13);
```

```
    A1 = matriz(conta, 14);
```

```
    B1 = matriz(conta, 15);
```

```
    P1 = matriz(conta, 16);
```

```
    P2 = matriz(conta, 17);
```

```
    P3 = matriz(conta, 18);
```

```
    O2 = matriz(conta, 19);
```

```
    O4 = matriz(conta, 20);
```

```
    matriz(conta, 21);
```

```
    matriz(conta, 22);
```

```
    matriz(conta, 23);
```

```
    anguloespelhado=59.91;
```

```
%posicao 1
```

```
figure(1)
```

```
axis([0.65, 1.2, 0, 0.65]);
```

```
axis equal
```

```
hold on
```

```
title('Configuração P1 Transversal');
```

```
hold on
```

```
plot([P1], 'o') %plota pontos de interesse
```

```
hold on
```

```
plot([P2], 's')
```

```
hold on
```

```
plot([P3], '+')
```

```
hold on
```



```

plot([A1, B1], ' *')
hold on
plot([O2, O4], ' x')
hold on
plot([A1, B1, O4]) %plota o mecanismo na posição 1
hold on
plot([P1, A1, B1, P1], '--r') %plota o triangulo formado no elo 3
hold on
plot([O2, A1], '--g') %plota a barra virtual
hold on
pause

%posicao 2
figure(2)
title('Configuração P2 Transversal - Beta2 e Gamma2');
hold on
axis([0.65, 1.2, 0, 0.65]);
axis equal
hold on
A2=O2+W*exp(i *beta2);
B2=O4+U*exp(i *gamma2);
plot([P1], ' o') %plota pontos de interesse
hold on
plot([P2], ' s')
hold on
plot([P3], ' +')
hold on
plot([A2, B2], ' *')
hold on
plot([O2, O4], ' x')
hold on
plot([A2, B2, O4]) %plota o mecanismo na posicao 2
hold on
plot([P2, A2, B2, P2], '--r') %plota o triangulo formado no elo 3
hold on
plot([O2, A2], '--g') %plota a barra virtual
hold on
axis equal
hold on
pause

%posicao 3 espelhada
figure(6)
title('Configuração P3 Transversal - Beta3 e Gamma3 espelhado');
hold on
axis([0.65, 1.2, 0, 0.65]);
axis equal
hold on
A3=O2+W*exp(i *beta3);
B3=O4+U*exp(i *gamma3);
plot([P1], ' o') %plota pontos de interesse
hold on
plot([P2], ' s')

```

```

hold on
plot([P3], '+' )
hold on
plot([A3, B3], '*' )
hold on
plot([O2, O4], 'x' )
hold on
plot([A3, B3, O4]) %plota o mecanismo na posicao 3
hold on
plot([P3, A3, B3, P3], '--r') %plota o triangulo formado no elo 3
hold on
plot([O2, A3], '--g') %plota a barra virtual
hold on
pause

A3=O2+W*exp(i*beta3);
B3=O4+U*exp(i*(gamma3-anguloespelhado*pi/180));
plot([P1], 'o') %plota pontos de interesse
hold on
plot([P2], 's')
hold on
plot([P3], '+' )
hold on
plot([A3, B3], '*' )
hold on
plot([O2, O4], 'x' )
hold on
plot([A3, B3, O4]) %plota o mecanismo na posicao 3
hold on
plot([P3, A3, B3, P3], '--r') %plota o triangulo formado no elo 3
hold on
plot([O2, A3], '--g') %plota a barra virtual
hold on
axis equal
pause

%posicao 3 final
figure(7)
title('Configuração P3 Transversal - Beta3 e Gamma3 final');
hold on
axis([0.65, 1.2, 0, 0.65]);
axis equal
hold on
A3=O2+W*exp(i*beta3);
B3=O4+U*exp(i*(gamma3-anguloespelhado*pi/180));
plot([P1], 'o') %plota pontos de interesse
hold on
plot([P2], 's')
hold on
plot([P3], '+' )
hold on
plot([A3, B3], '*' )

```

```

hold on
plot([O2, O4], 'x')
hold on
plot([A3, B3, O4]) %plota o mecanismo na posicao 3
hold on
plot([P3, A3, B3, P3], '--r') %plota o triangulo formado no elo 3
hold on
plot([O2, A3], '--g') %plota a barra virtual
hold on
axis equal
pause

%posicao 3 inicial
figure(8)
title('Configuração P3 Transversal - Beta3 e Gamma3 inicial');
hold on
axis([0.65, 1.2, 0, 0.65]);
axis equal
hold on
A3=O2+W*exp(i*beta3);
B3=O4+U*exp(i*(gamma3));
plot([P1], 'o') %plota pontos de interesse
hold on
plot([P2], 's')
hold on
plot([P3], '+')
hold on
plot([A3, B3], '*')
hold on
plot([O2, O4], 'x')
hold on
plot([A3, B3, O4]) %plota o mecanismo na posicao 3
hold on
plot([P3, A3, B3, P3], '--r') %plota o triangulo formado no elo 3
hold on
plot([O2, A3], '--g') %plota a barra virtual
hold on
axis equal
pause

%%Seção deixada com comentário pois faz parte da análise dos ângulos Beta e
%%Gamma

% %posicao 2'
% figure(3)
% title('Beta2til e Gamma2');
% hold on
% axis([0.5, 1.3, -0.3, 0.6]);
% axis equal
% hold on
% A2=O2+W*exp(i*beta2til);
% B2=O4+U*exp(i*gamma2);
% plot([P1], 'o') %plota pontos de interesse

```

```

% hold on
% plot([P2], 's')
% hold on
% plot([P3], '+')
% hold on
% plot([A2, B2], '*')
% hold on
% plot([O2, O4], 'x')
% hold on
% plot([O2, A2, B2, O4]) %plota o mecanismo na posicao 2
% hold on
% plot([P2, A2, B2, P2], '--r') %plota o triangulo formado no elo 3
% hold on
% pause
%
% %posicao 2''
% figure(4)
% title('Beta2 e Gamma2til');
% hold on
% axis([0.5, 1.3, -0.3, 0.6]);
% axis equal
% hold on
% A2=O2+W*exp(i*beta2);
% B2=O4+U*exp(i*gamma2til);
% plot([P1], 'o')%plota pontos de interesse
% hold on
% plot([P2], 's')
% hold on
% plot([P3], '+')
% hold on
% plot([A2, B2], '*')
% hold on
% hold on
% plot([O2, O4], 'x')
% hold on
% plot([O2, A2, B2, O4]) %plota o mecanismo na posicao 2
% hold on
% plot([P2, A2, B2, P2], '--r') %plota o triangulo formado no elo 3
% hold on
% pause
%
% %posicao 2'''
% figure(5)
% title('Beta2til e Gamma2til');
% hold on
% axis([0.5, 1.3, -0.3, 0.6]);
% axis equal
% hold on
% A2=O2+W*exp(i*beta2til);
% B2=O4+U*exp(i*gamma2til);
% plot([P1], 'o')%plota pontos de interesse
% hold on
% plot([P2], 's')

```

```

% hold on
% plot([P3], '+' )
% hold on
% plot([A2, B2], '*' )
% hold on
% hold on
% plot([O2, O4], 'x')
% hold on
% plot([O2, A2, B2, O4]) %plota o mecanismo na posicao 2
% hold on
% plot([P2, A2, B2, P2], '--r') %plota o triangulo formado no elo 3
% hold on
% pause

% %posicao 3'
% figure(7)
% title('Beta3til e Gamma3');
% hold on
% axis([0.5, 1.3, -0.3, 0.6]);
% axis equal
% hold on
% A3=O2+W*exp(i*beta3til);
% B3=O4+U*exp(i*gamma3);
% plot([P1], 'o') %plota pontos de interesse
% hold on
% plot([P2], 's')
% hold on
% plot([P3], '+' )
% hold on
% plot([A3, B3], '*' )
% hold on
% plot([O2, O4], 'x')
% hold on
% plot([O2, A3, B3, O4]) %plota o mecanismo na posicao 3
% hold on
% plot([P3, A3, B3, P3], '--r') %plota o triangulo formado no elo 3
% hold on
% pause
%
% %posicao 3''
% figure(8)
% title('Beta3 e Gamma3til');
% hold on
% axis([0.5, 1.3, -0.3, 0.6]);
% axis equal
% hold on
% A3=O2+W*exp(i*beta3);
% B3=O4+U*exp(i*gamma3til);
% plot([P1], 'o') %plota pontos de interesse
% hold on
% plot([P2], 's')
% hold on

```

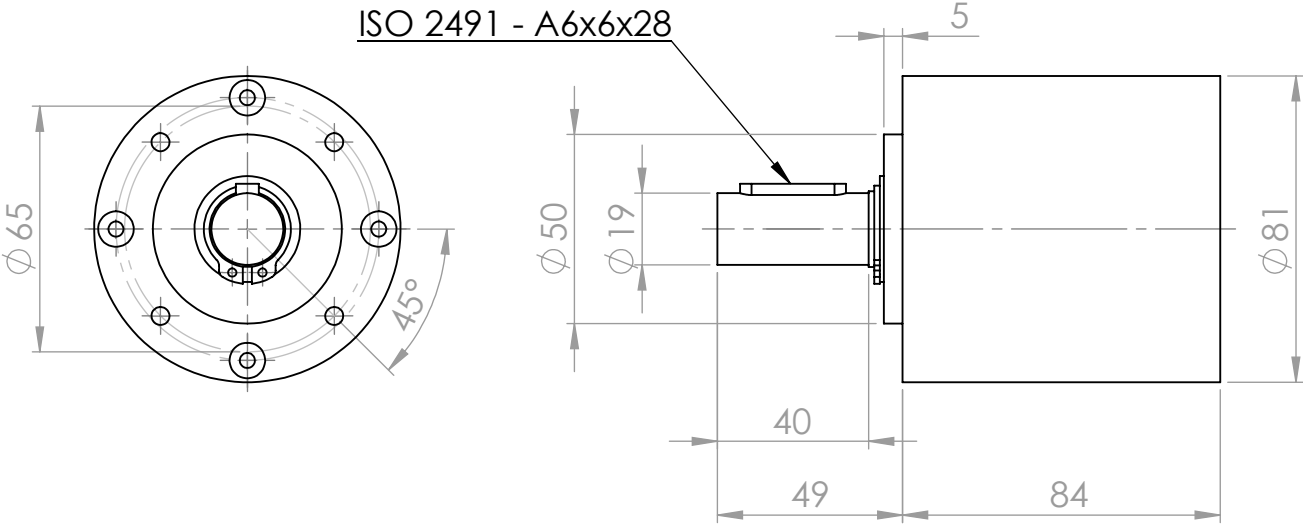
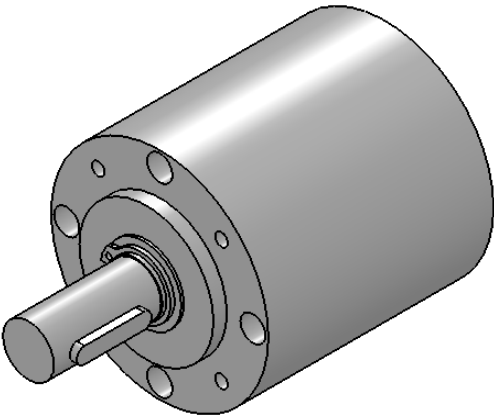
```

% plot([P3], '+' )
% hold on
% plot([A3, B3], '*' )
% hold on
% hold on
% plot([O2, O4], 'x')
% hold on
% plot([O2, A3, B3, O4]) %plota o mecanismo na posicao 3
% hold on
% plot([P3, A3, B3, P3], '--r') %plota o triangulo formado no elo 3
% hold on
% pause
%
%
% %posicao 3'''
% figure(9)
% title('Beta3til e Gamma3til');
% hold on
% axis([0.5, 1.3, -0.3, 0.6]);
% axis equal
% hold on
% A3=O2+W*exp(i*beta3til);
% B3=O4+U*exp(i*gamma3til);
% plot([P1], 'o')%plota pontos de interesse
% hold on
% plot([P2], 's')
% hold on
% plot([P3], '+' )
% hold on
% plot([A3, B3], '*' )
% hold on
% plot([O2, O4], 'x')
% hold on
% plot([O2, A3, B3, O4]) %plota o mecanismo na posicao 3
% hold on
% plot([P3, A3, B3, P3], '--r') %plota o triangulo formado no elo 3
% hold on
%
%
% conta = conta+1;
%
% end

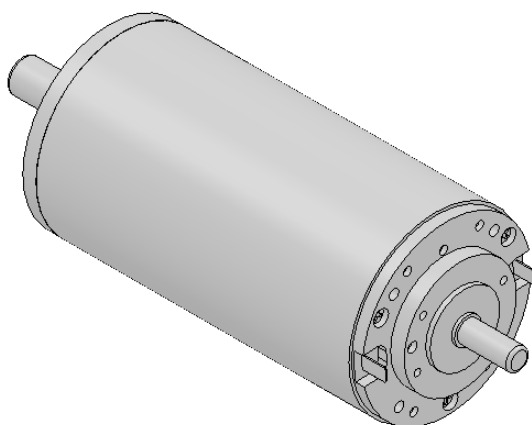
```

APÊNDICE E – DESENHOS MECÂNICOS

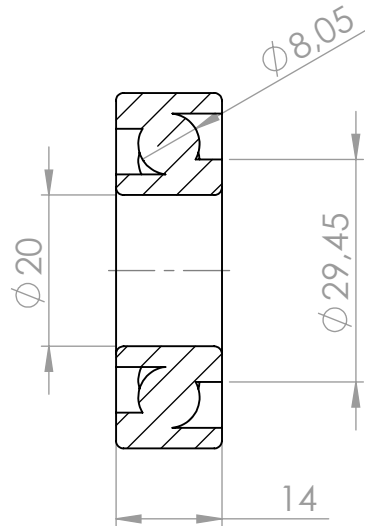
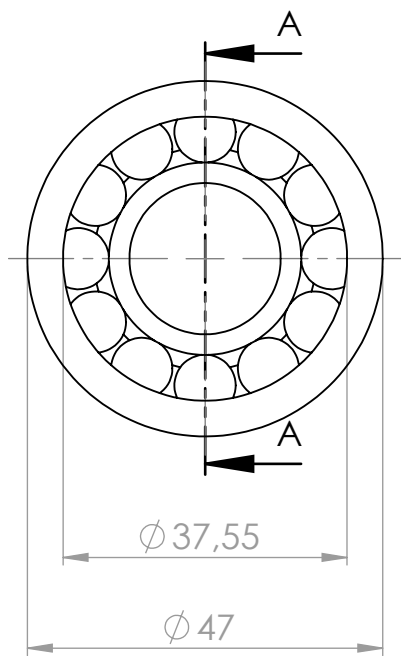
Vide páginas seguintes.



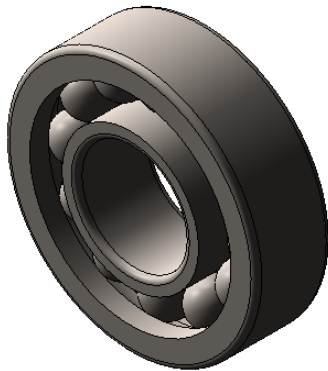
UNLESS OTHERWISE SPECIFIED: DIMENSIONS ARE IN MILLIMETERS SURFACE FINISH: TOLERANCES: LINEAR: ANGULAR:		FINISH:		DEBUR AND BREAK SHARP EDGES		DO NOT SCALE DRAWING		REVISION	
NAME		SIGNATURE		DATE		TITLE:			
DRAWN									
CHK'D									
APPV'D									
MFG									
Q.A				MATERIAL:		DWG NO.		110413	
								A4	
				WEIGHT:		SCALE:1:2		SHEET 1 OF 1	



UNLESS OTHERWISE SPECIFIED: DIMENSIONS ARE IN MILLIMETERS SURFACE FINISH: TOLERANCES: LINEAR: ANGULAR:				FINISH:		DEBUR AND BREAK SHARP EDGES		DO NOT SCALE DRAWING		REVISION		
	NAME		SIGNATURE		DATE			TITLE:				
DRAWN												
CHK'D												
APPV'D												
MFG												
Q.A												
					MATERIAL:		DWG NO. 353295				A4	
					WEIGHT:		SCALE:1:2				SHEET 1 OF 1	

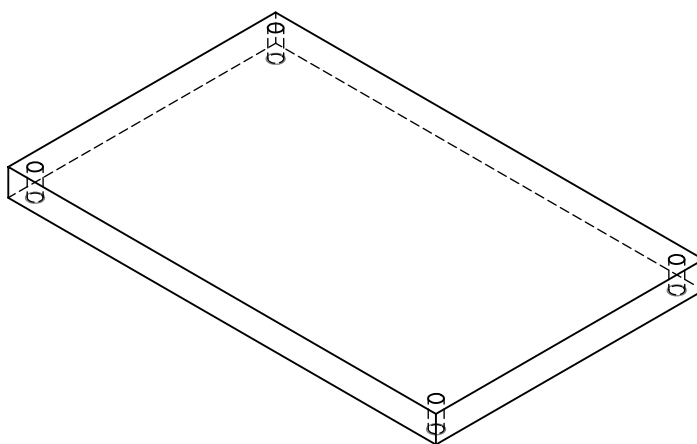
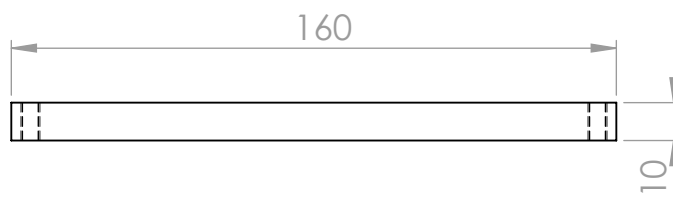
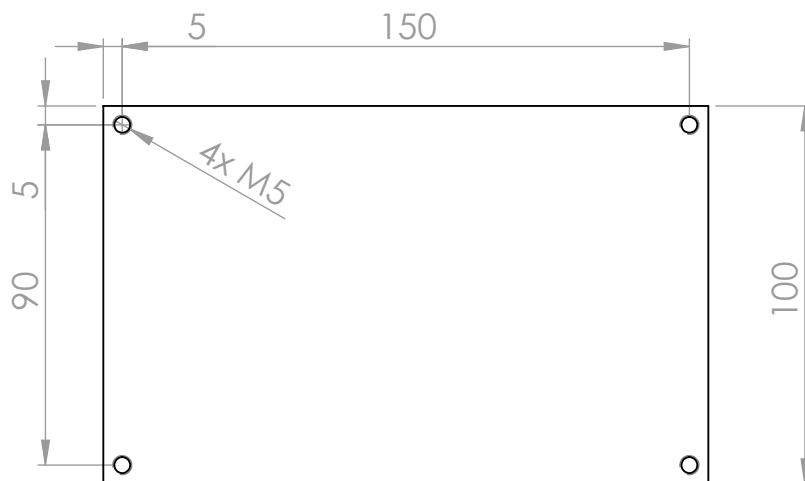


SEÇÃO A-A



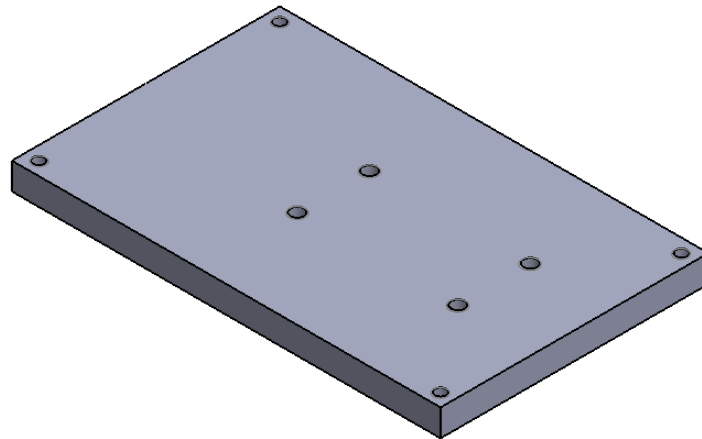
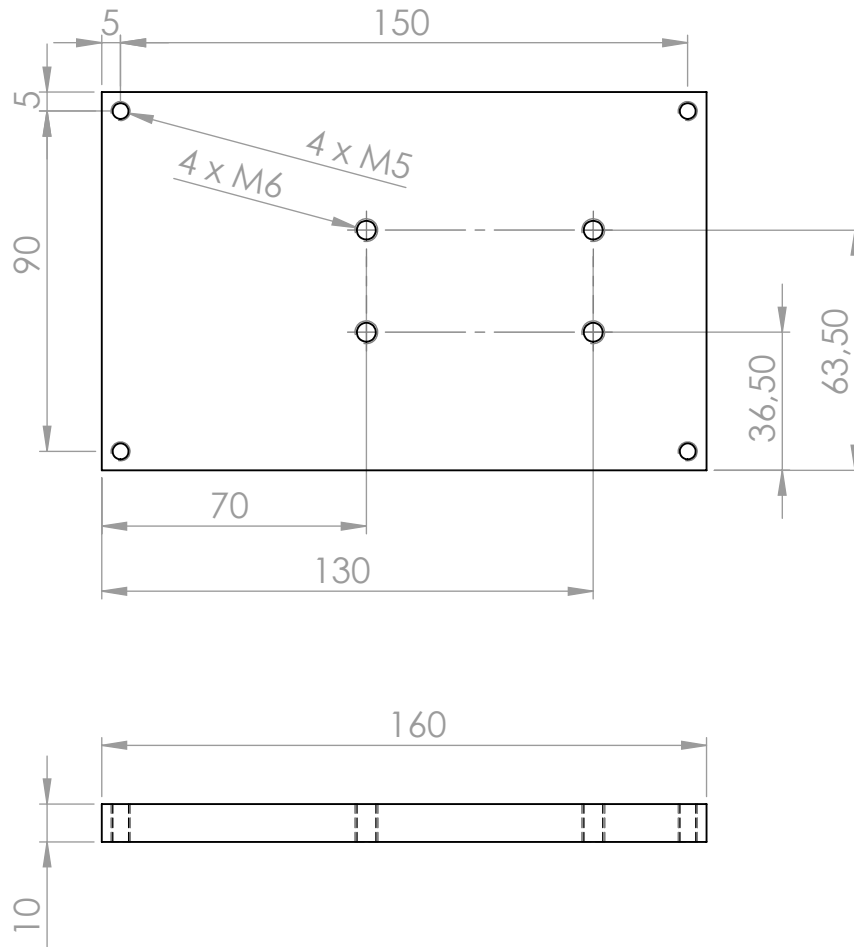
UNLESS OTHERWISE SPECIFIED: DIMENSIONS ARE IN MILLIMETERS SURFACE FINISH: TOLERANCES: LINEAR: ANGULAR:				FINISH:		DEBUR AND BREAK SHARP EDGES		DO NOT SCALE DRAWING		REVISION	
NAME		SIGNATURE		DATE				TITLE:			
DRAWN											
CHK'D											
APPV'D											
MFG											
Q.A						MATERIAL:		DWG NO.		A4	
						WEIGHT:		SCALE:1:1		SHEET 1 OF 1	

Bearing_68



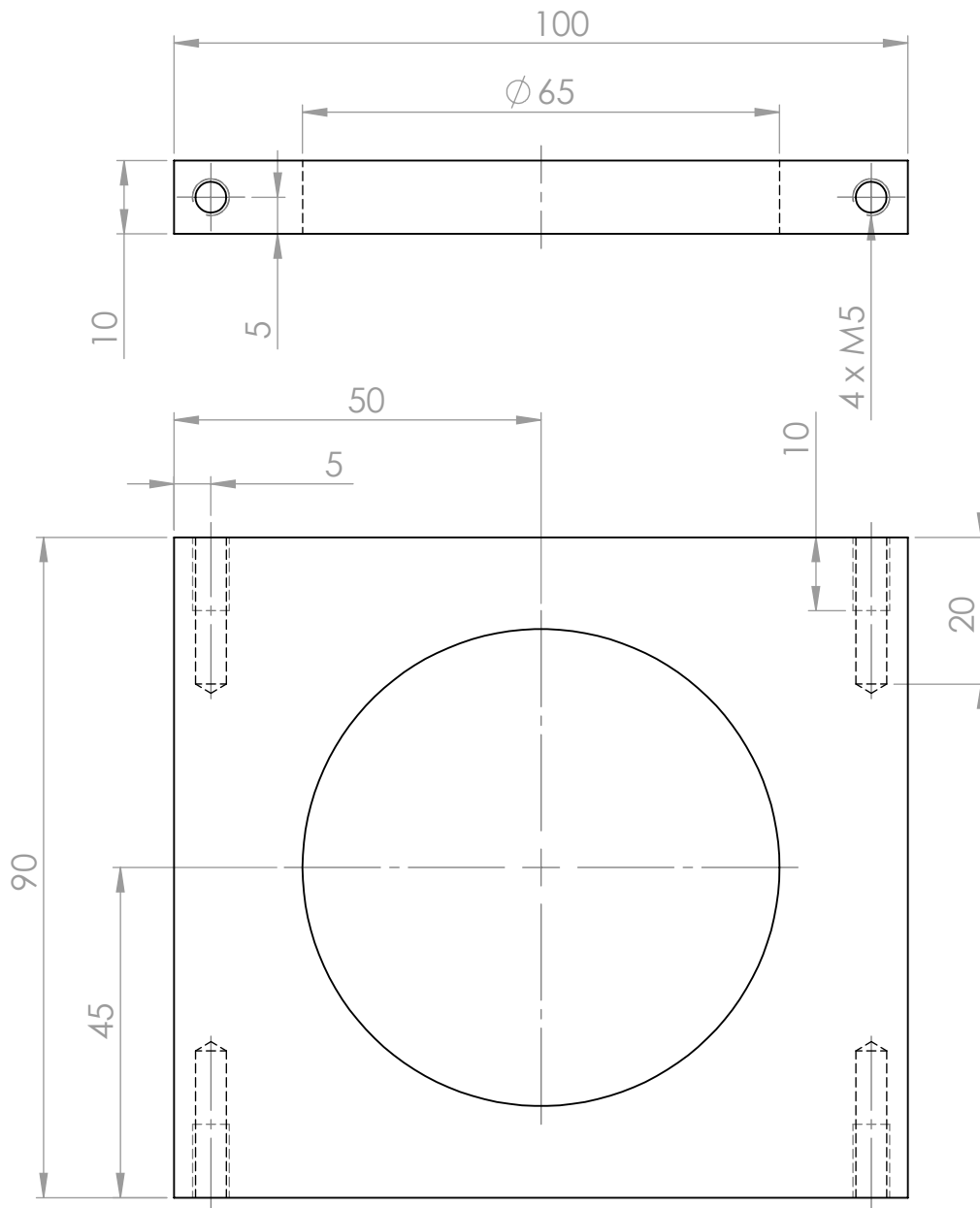
UNLESS OTHERWISE SPECIFIED: DIMENSIONS ARE IN MILLIMETERS SURFACE FINISH: TOLERANCES: LINEAR: ANGULAR:		FINISH:		DEBUR AND BREAK SHARP EDGES		DO NOT SCALE DRAWING		REVISION	
	NAME	SIGNATURE	DATE			TITLE:			
DRAWN									
CHK'D									
APPV'D									
MFG						DWG NO.			
Q.A									
				MATERIAL:		Chapa_1			
				WEIGHT:		SCALE:1:2		SHEET 1 OF 1	

A4

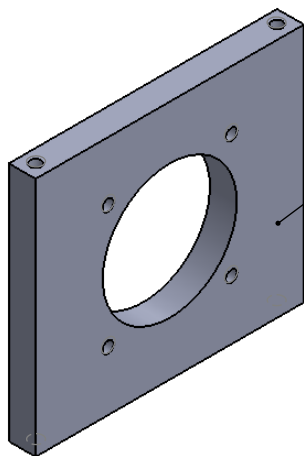


UNLESS OTHERWISE SPECIFIED: DIMENSIONS ARE IN MILLIMETERS SURFACE FINISH: TOLERANCES: LINEAR: ANGULAR:				FINISH:		DEBUR AND BREAK SHARP EDGES		DO NOT SCALE DRAWING		REVISION	
NAME		SIGNATURE		DATE				TITLE:			
DRAWN											
CHK'D											
APPV'D											
MFG											
Q.A						MATERIAL:		DWG NO.		Chapa_2	
										A4	
						WEIGHT:		SCALE:1:2		SHEET 1 OF 1	

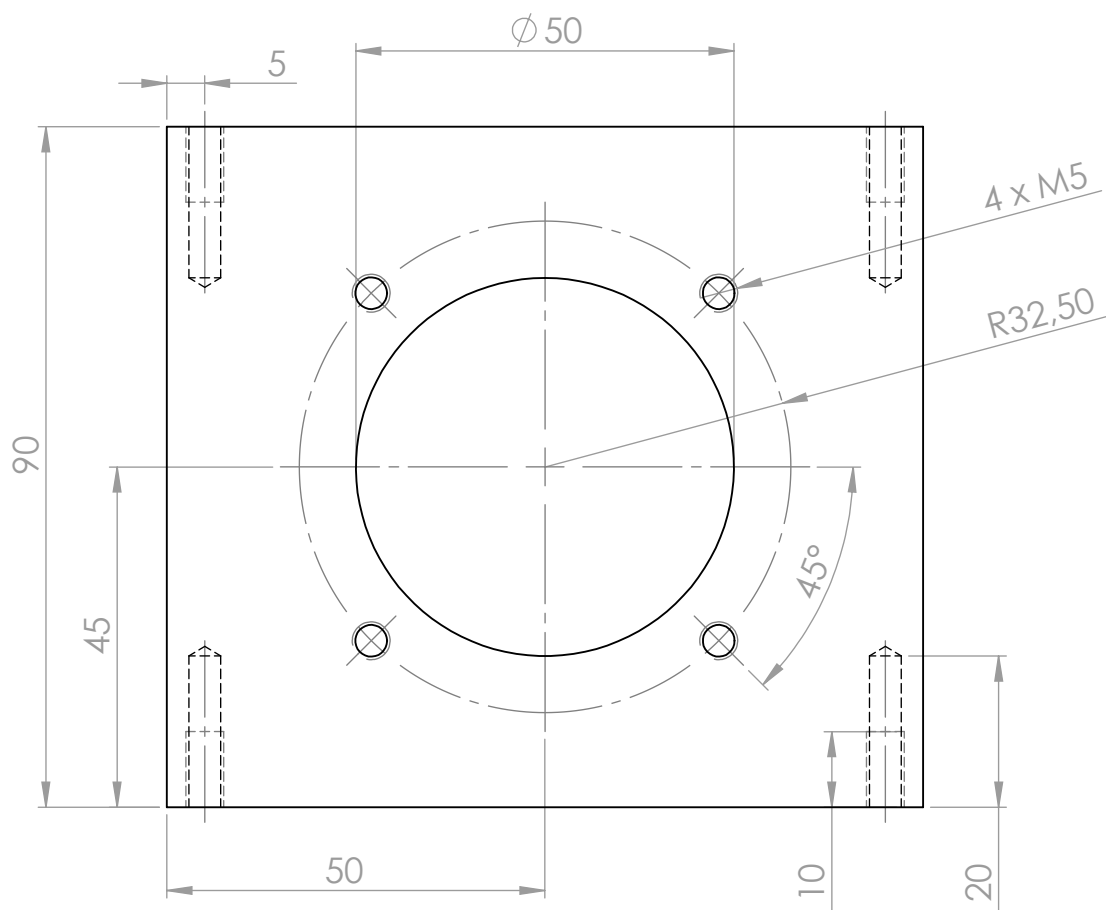
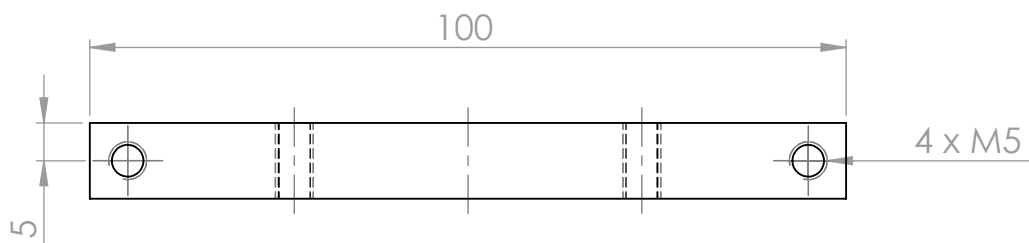
A 3D perspective view of a rectangular plate. It features a large central circular hole. On the top edge, there are two small circular holes, one near each end. The plate is shown in a light blue color with black outlines.



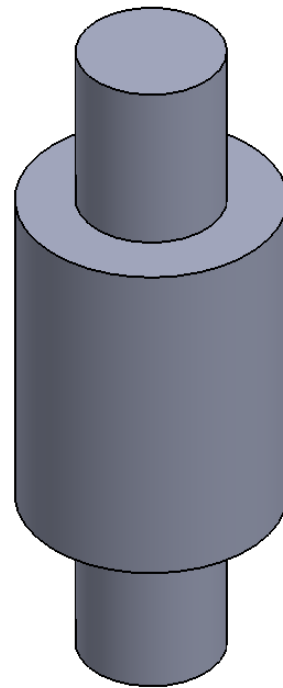
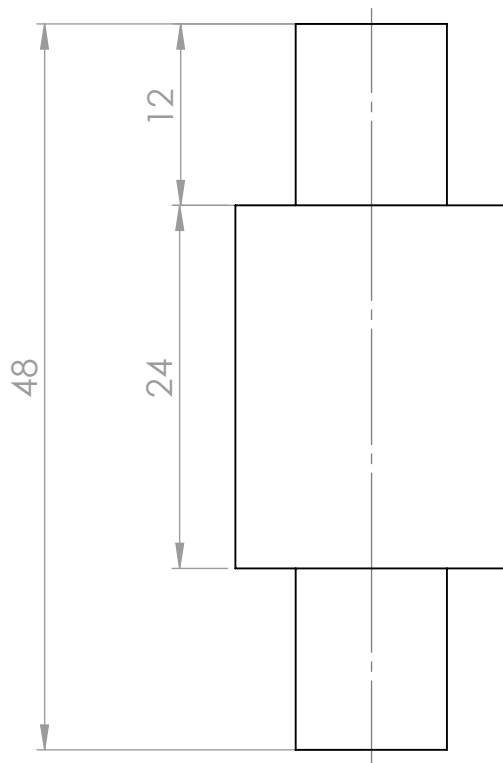
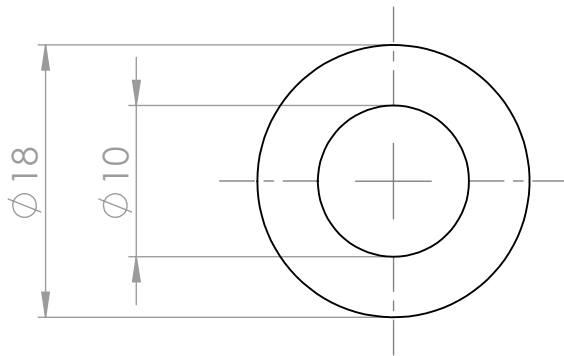
TITLE:	
DWG NO.	Estr_Sup_Motor
	A4
SCALE:1:1	SHEET 1 OF 1



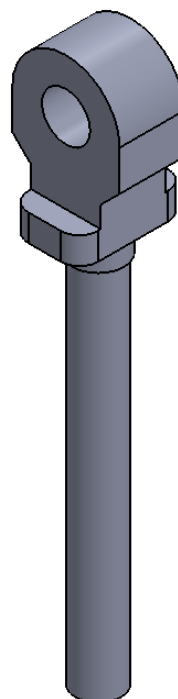
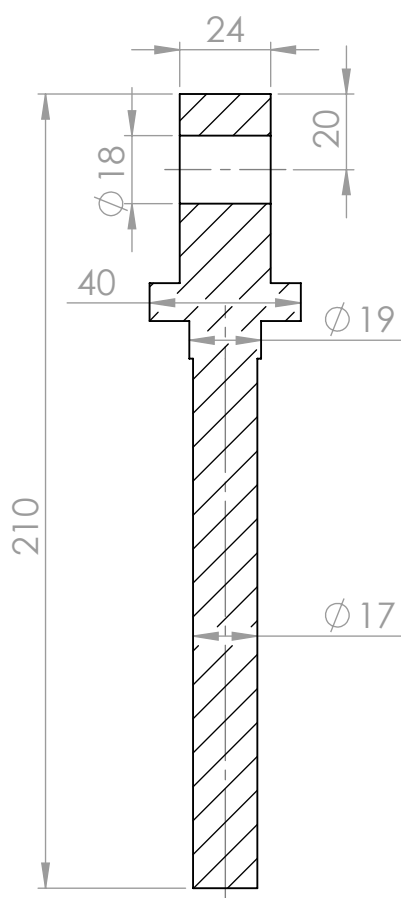
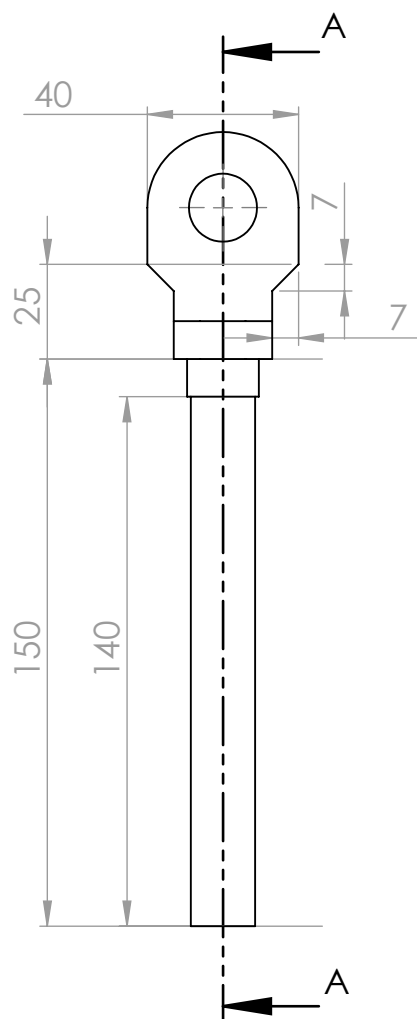
SCALE 1:2



UNLESS OTHERWISE SPECIFIED: DIMENSIONS ARE IN MILLIMETERS SURFACE FINISH: TOLERANCES: LINEAR: ANGULAR:		FINISH:		DEBUR AND BREAK SHARP EDGES		DO NOT SCALE DRAWING		REVISION	
NAME		SIGNATURE		DATE		TITLE:			
DRAWN									
CHK'D									
APPV'D									
MFG									
Q.A				MATERIAL:		DWG NO.		Estr_Sup_Redutor	
								A4	
						WEIGHT:		SCALE:1:1	
								SHEET 1 OF 1	



UNLESS OTHERWISE SPECIFIED: DIMENSIONS ARE IN MILLIMETERS SURFACE FINISH: TOLERANCES: LINEAR: ANGULAR:		FINISH:		DEBUR AND BREAK SHARP EDGES		DO NOT SCALE DRAWING		REVISION	
		NAME		SIGNATURE		DATE		TITLE:	
DRAWN									
CHK'D									
APPV'D									
MFG									
Q.A						MATERIAL:		DWG NO.	
								Estr_Eixo_1	
								A4	
						WEIGHT:		SCALE:2:1	
								SHEET 1 OF 1	

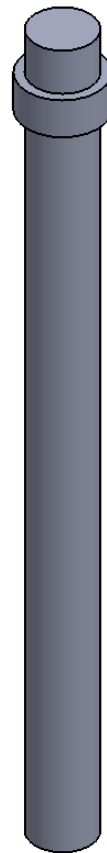
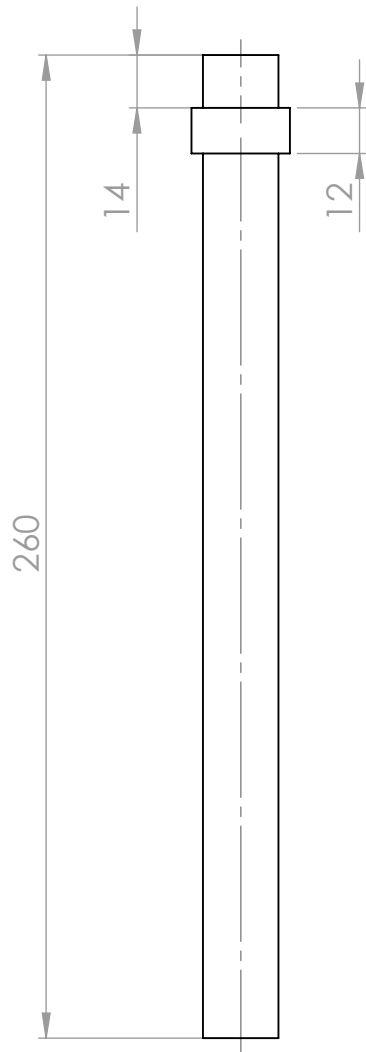
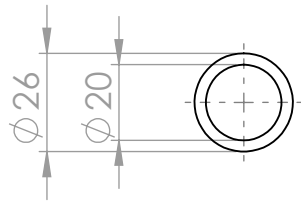


SEÇÃO A-A

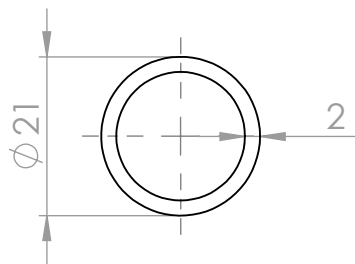
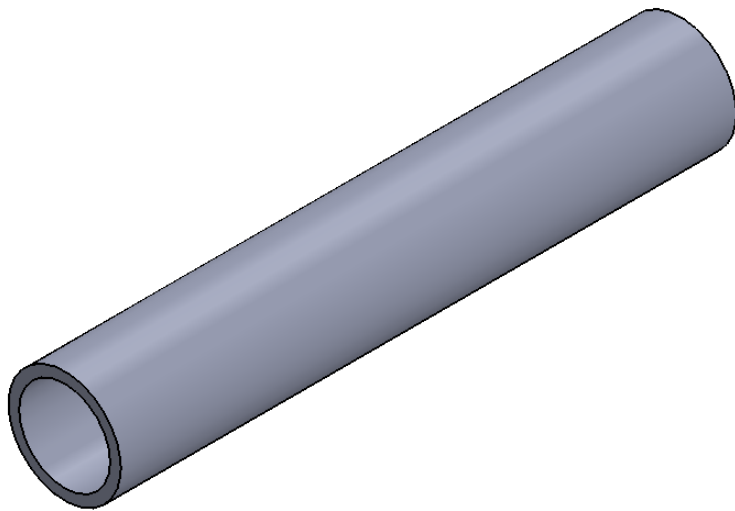
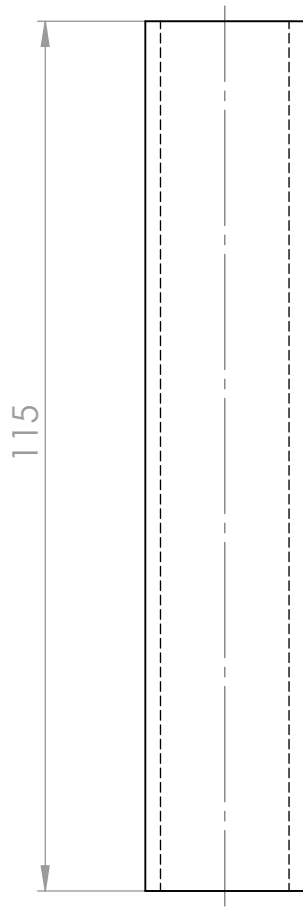
TITLE:	
DWG NO.	Estr_Eixo_2
SCALE:1:2	SHEET 1 OF 1

Estr_Eixo_2

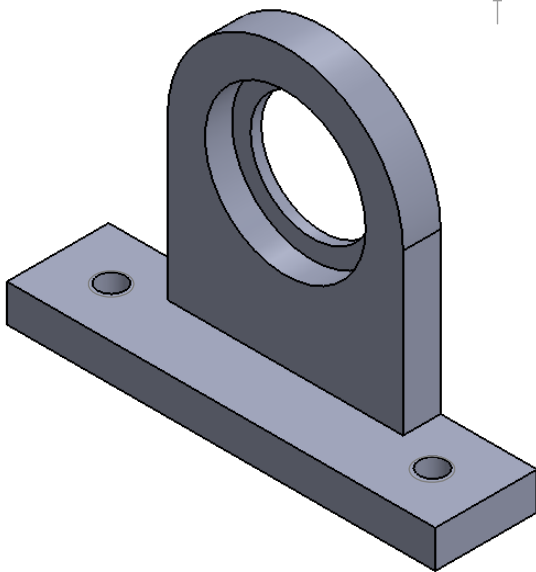
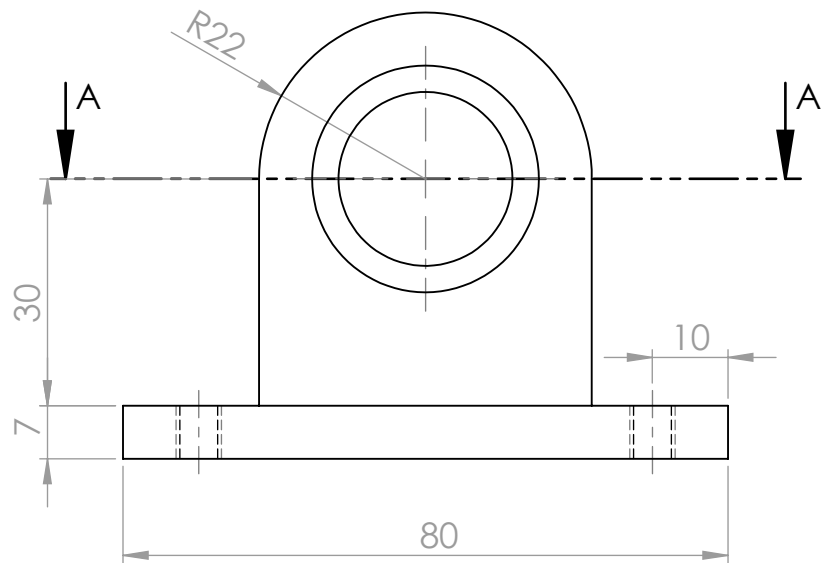
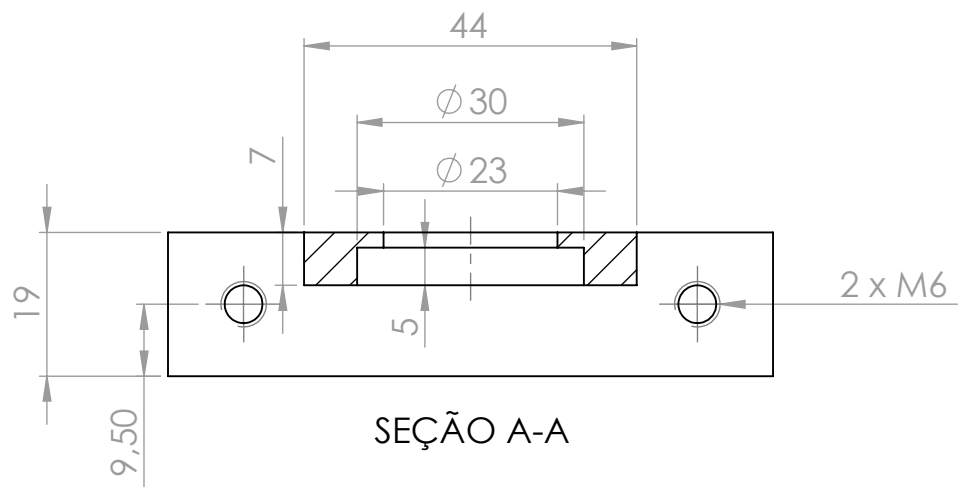
A4



UNLESS OTHERWISE SPECIFIED: DIMENSIONS ARE IN MILLIMETERS SURFACE FINISH: TOLERANCES: LINEAR: ANGULAR:		FINISH:		DEBUR AND BREAK SHARP EDGES		DO NOT SCALE DRAWING		REVISION	
	NAME	SIGNATURE	DATE			TITLE:			
DRAWN									
CHK'D									
APPV'D									
MFG						DWG NO.			
Q.A									
				MATERIAL:		Estr_Eixo_3			
				WEIGHT:		SCALE:1:2		SHEET 1 OF 1	
								A4	



UNLESS OTHERWISE SPECIFIED: DIMENSIONS ARE IN MILLIMETERS SURFACE FINISH: TOLERANCES: LINEAR: ANGULAR:		FINISH:		DEBUR AND BREAK SHARP EDGES		DO NOT SCALE DRAWING		REVISION	
	NAME	SIGNATURE	DATE			TITLE:			
DRAWN									
CHK'D									
APPV'D									
MFG						DWG NO. Estr_Espacador			
Q.A									
						A4			
						SCALE:1:1		SHEET 1 OF 1	



UNLESS OTHERWISE SPECIFIED:
DIMENSIONS ARE IN MILLIMETERS
SURFACE FINISH:
TOLERANCES:
LINEAR:
ANGULAR:

FINISH:

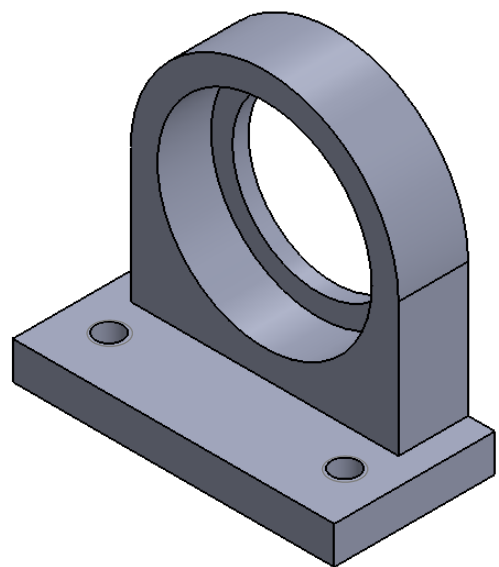
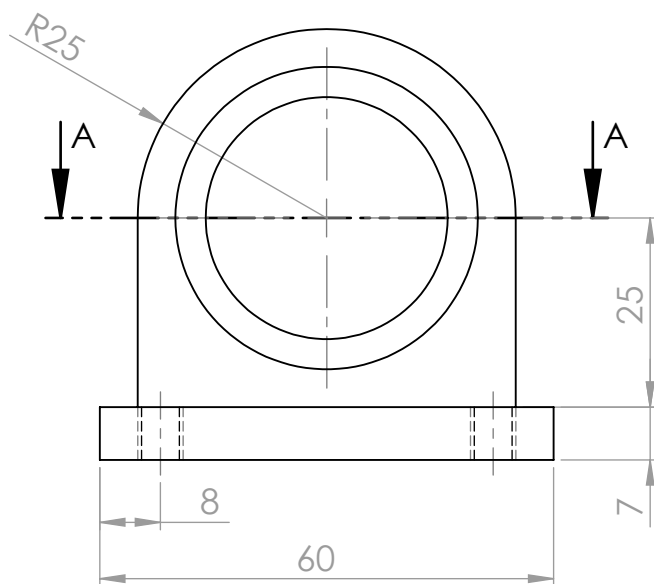
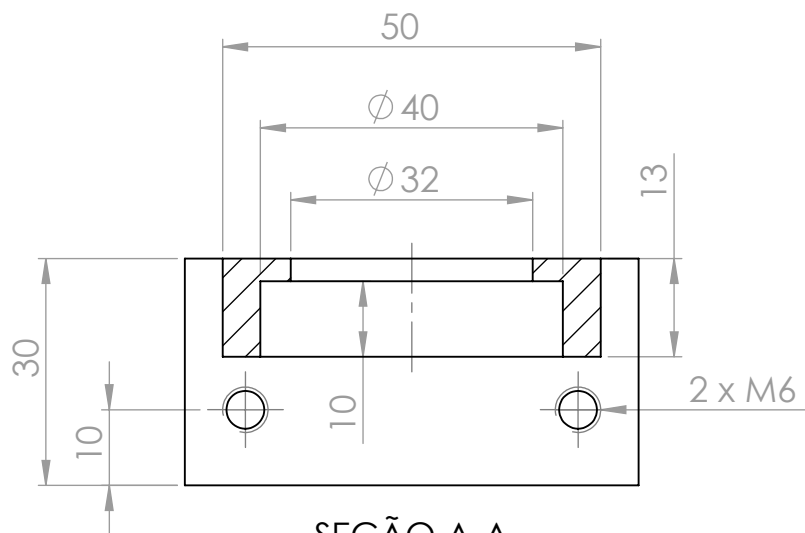
DEBUR AND
BREAK SHARP
EDGES

DO NOT SCALE DRAWING

REVISION

	NAME	SIGNATURE	DATE		
DRAWN					
CHK'D					
APPV'D					
MFG					
Q.A					
			MATERIAL:		
			WEIGHT:		

TITLE:	
DWG NO.	Estr_Mancal_1
SCALE:1:1	SHEET 1 OF 1



UNLESS OTHERWISE SPECIFIED:
DIMENSIONS ARE IN MILLIMETERS
SURFACE FINISH:
TOLERANCES:
LINEAR:
ANGULAR:

FINISH:

DEBUR AND
BREAK SHARP
EDGES

DO NOT SCALE DRAWING

REVISION

	NAME	SIGNATURE	DATE		
DRAWN					
CHK'D					
APPV'D					
MFG					
Q.A					

MATERIAL:

WEIGHT:

TITLE:

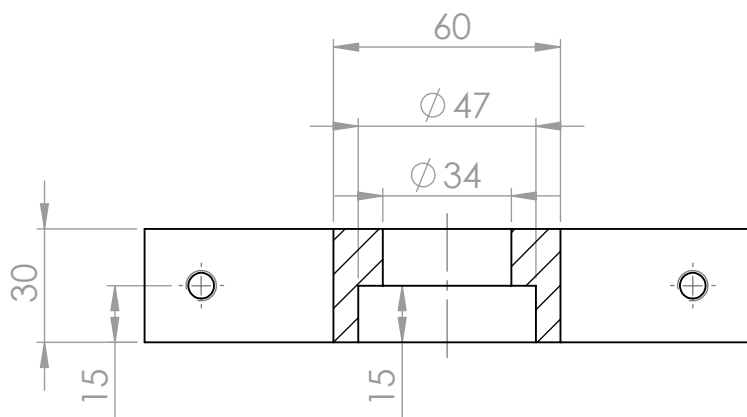
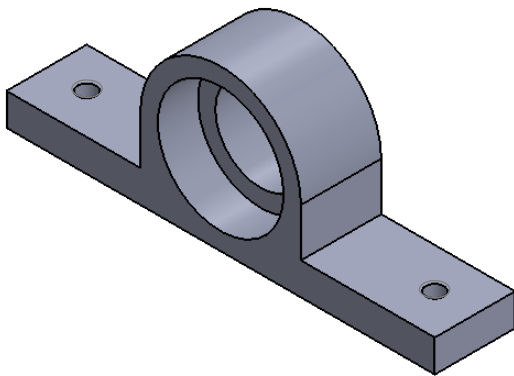
DWG NO.

SCALE:1:1

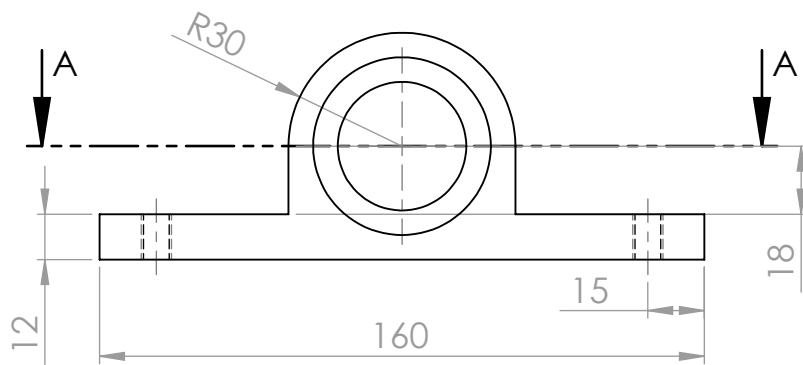
Estr_Mancal_2

A4

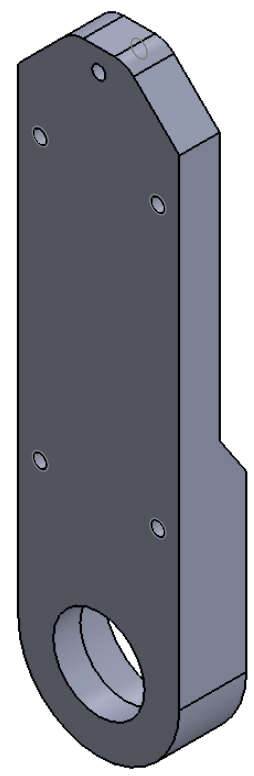
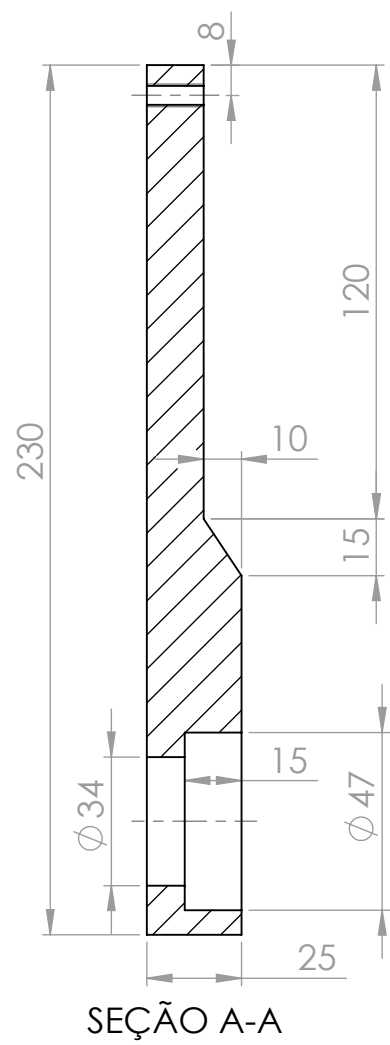
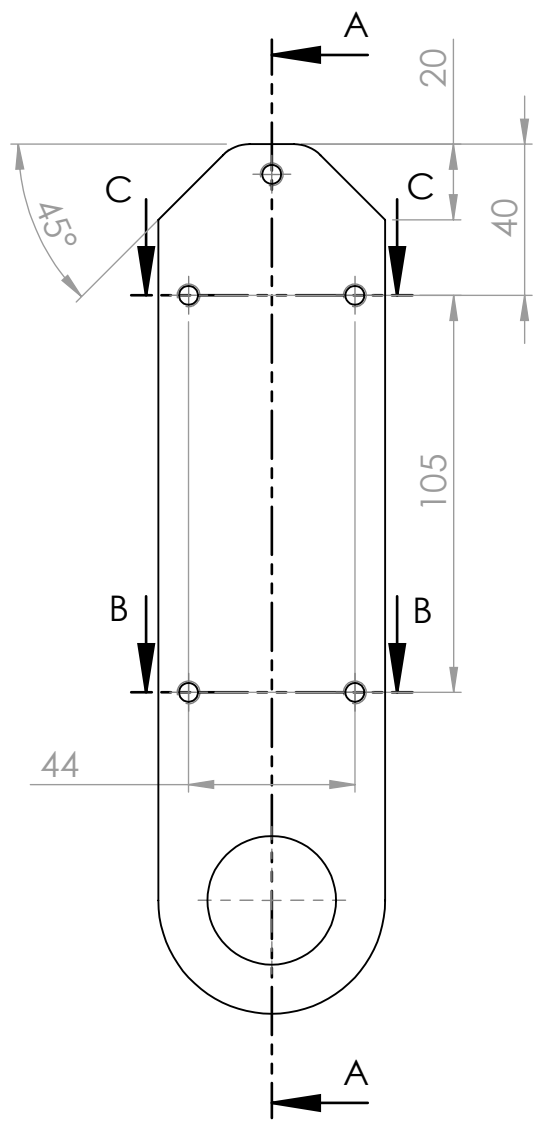
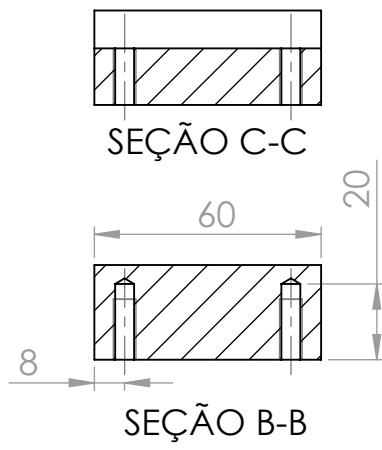
SHEET 1 OF 1



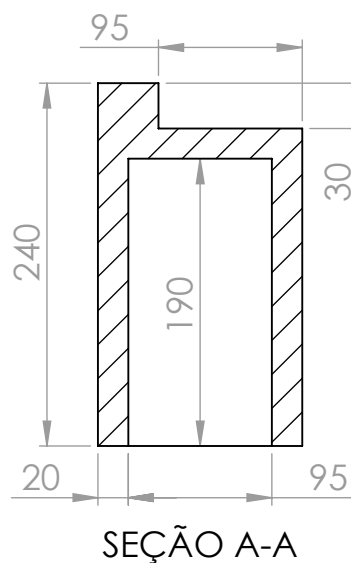
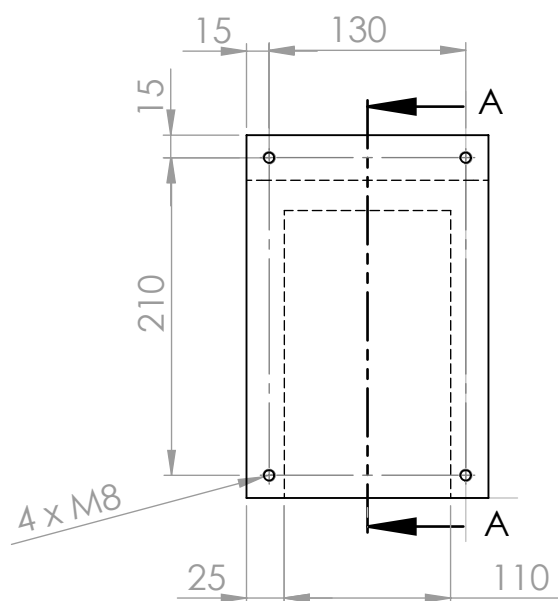
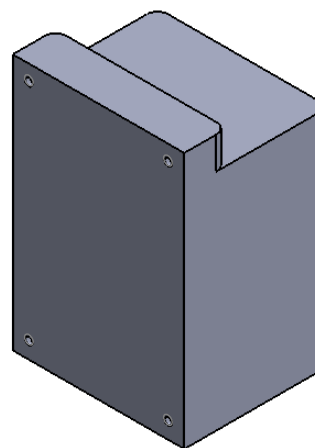
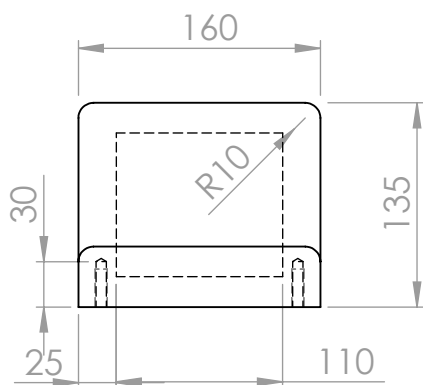
SEÇÃO A-A



UNLESS OTHERWISE SPECIFIED: DIMENSIONS ARE IN MILLIMETERS SURFACE FINISH: TOLERANCES: LINEAR: ANGULAR:		FINISH:		DEBUR AND BREAK SHARP EDGES		DO NOT SCALE DRAWING		REVISION			
NAME		SIGNATURE		DATE		TITLE:		DWG NO. Estr_Mancal_3		A4	
DRAWN											
CHK'D											
APPV'D											
MFG											
Q.A				MATERIAL:		SCALE:1:2		SHEET 1 OF 1			
				WEIGHT:							



UNLESS OTHERWISE SPECIFIED: DIMENSIONS ARE IN MILLIMETERS SURFACE FINISH: TOLERANCES: LINEAR: ANGULAR:				FINISH:		DEBUR AND BREAK SHARP EDGES		DO NOT SCALE DRAWING		REVISION	
DRAWN				NAME		SIGNATURE		DATE		TITLE:	
CHK'D											
APPV'D											
MFG											
Q.A								MATERIAL:		DWG NO.	
										Estr_Pivo	
										A4	
								WEIGHT:		SCALE:1:2	
										SHEET 1 OF 1	



UNLESS OTHERWISE SPECIFIED:
DIMENSIONS ARE IN MILLIMETERS
SURFACE FINISH:
TOLERANCES:
LINEAR:
ANGULAR:

FINISH:

DEBUR AND
BREAK SHARP
EDGES

DO NOT SCALE DRAWING

REVISION

	NAME	SIGNATURE	DATE		
DRAWN					
CHK'D					
APPV'D					
MFG					
Q.A					

MATERIAL:

WEIGHT:

TITLE:

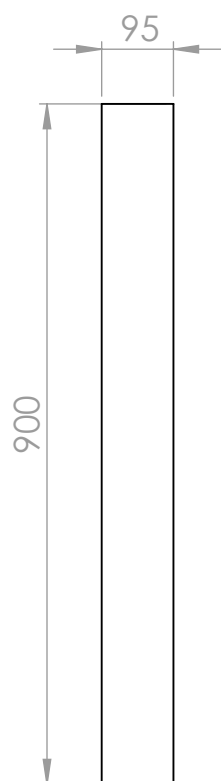
DWG NO.

SCALE:1:5

Estr_Altura_1

A4

SHEET 1 OF 1



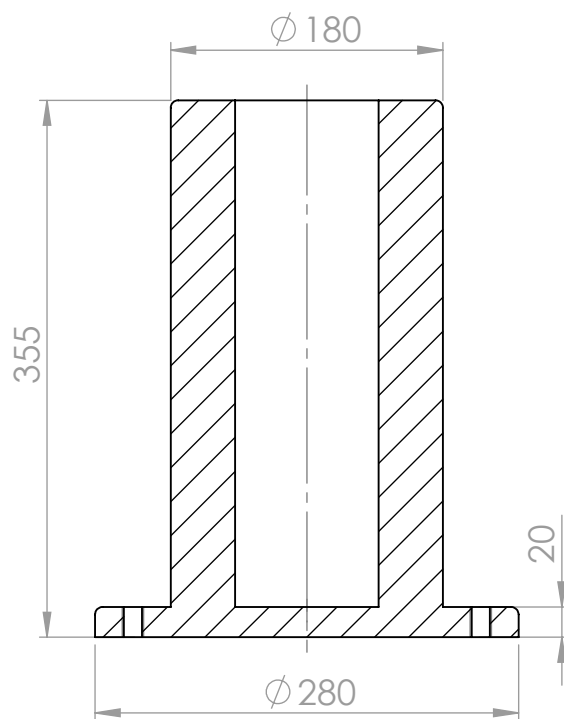
	NAME	SIGNATURE	DATE			
DRAWN						
CHK'D						
APPV'D						
MFG						
Q.A				MATERIAL:		
				WEIGHT:		

SCALE:1:10

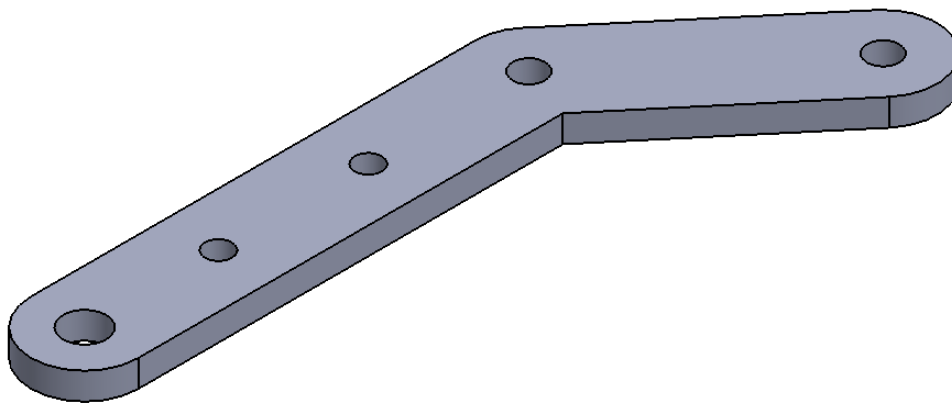
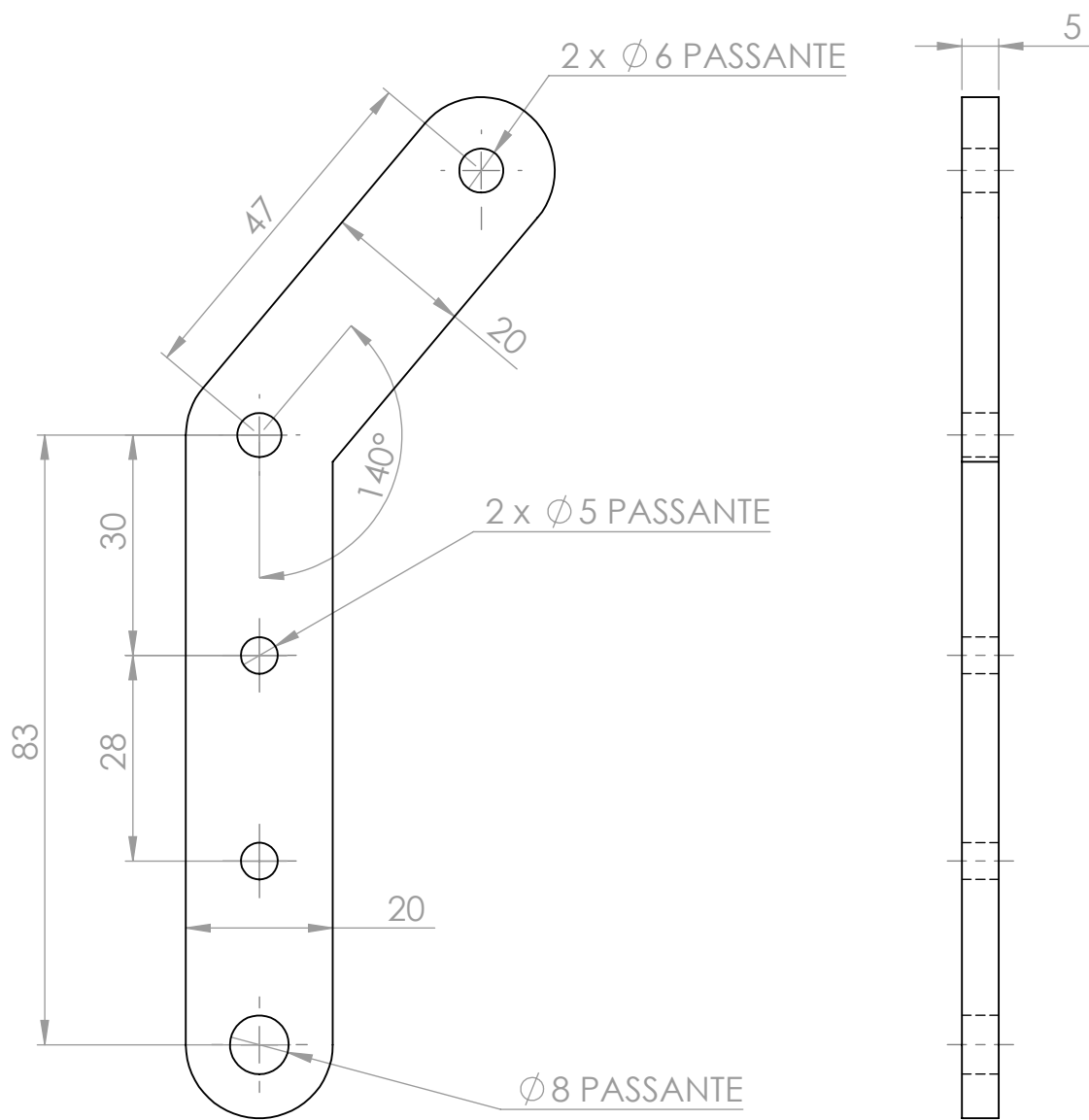
Estr_Altura_2

A4

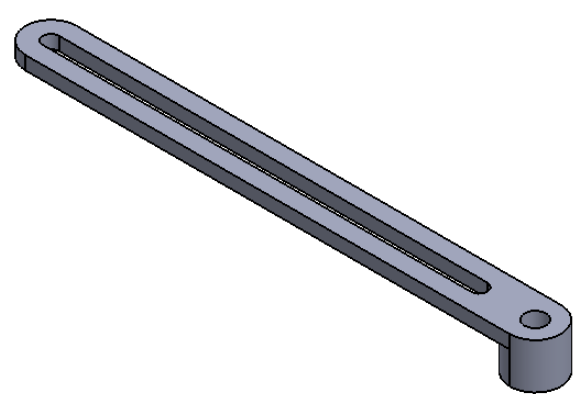
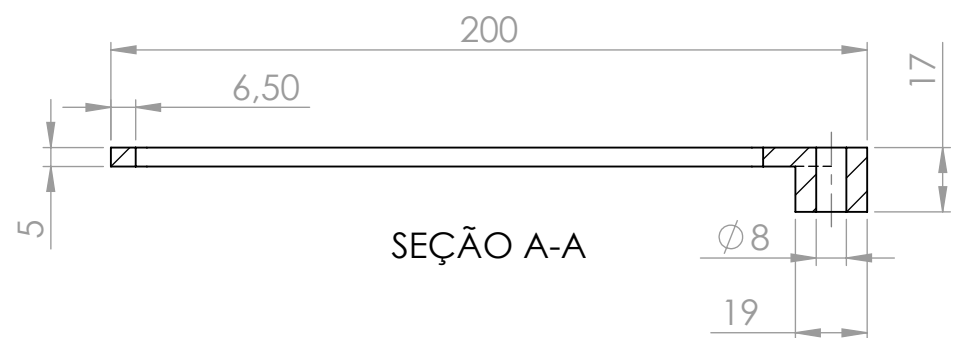
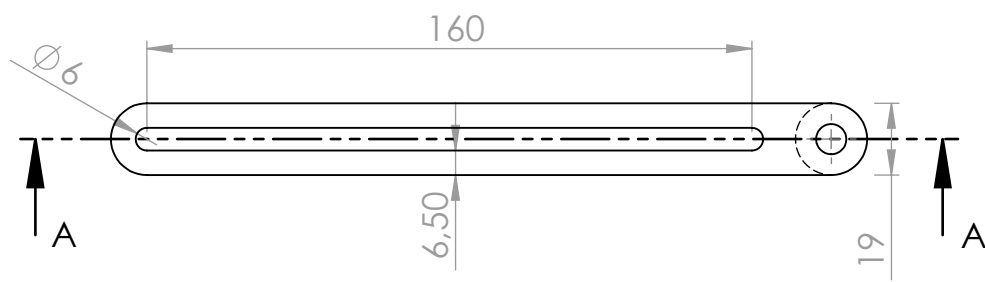
SHEET 1 OF 1



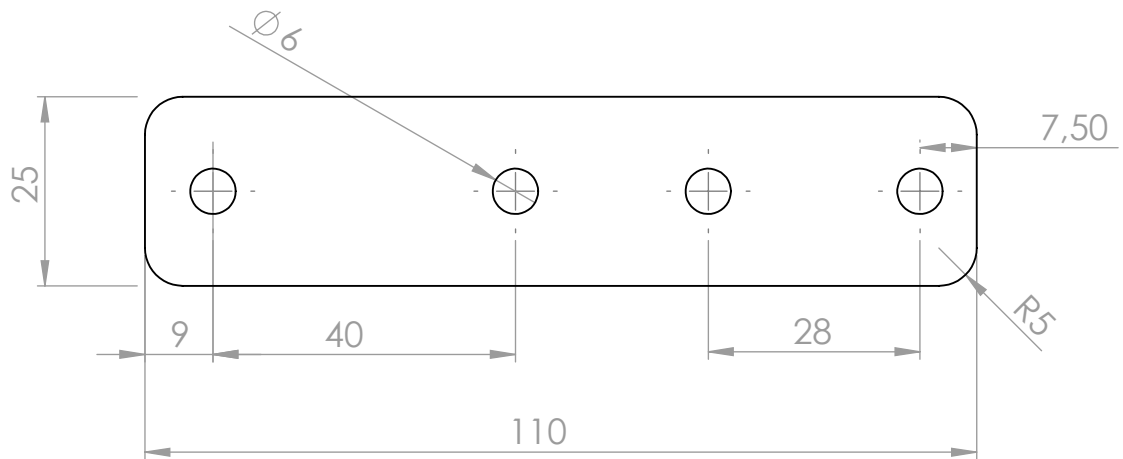
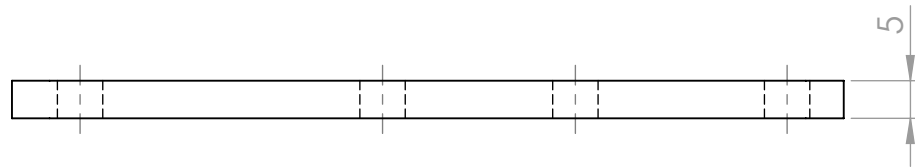
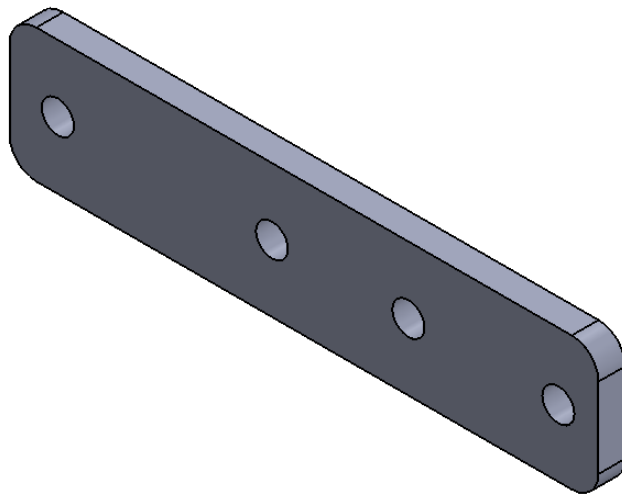
A4



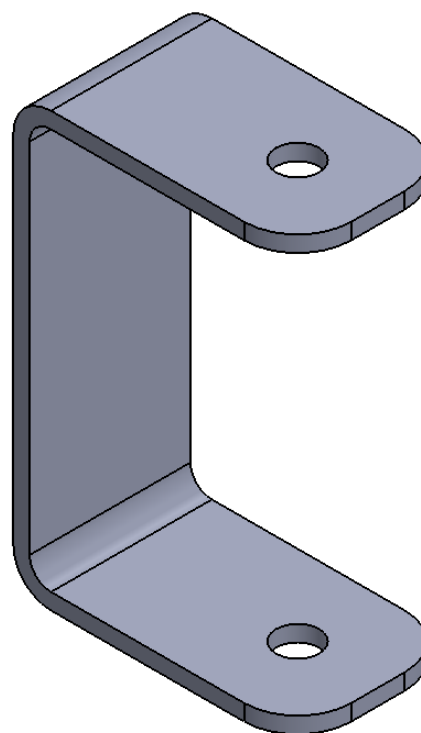
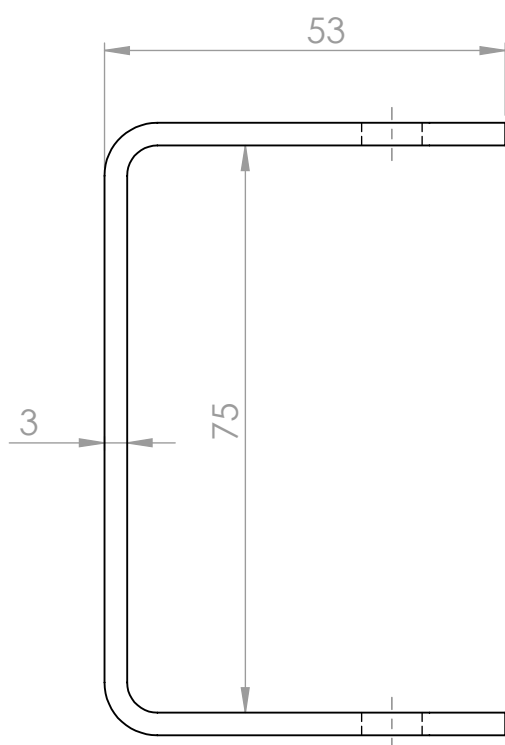
UNLESS OTHERWISE SPECIFIED: DIMENSIONS ARE IN MILLIMETERS SURFACE FINISH: TOLERANCES: LINEAR: ANGULAR:		FINISH:		DEBUR AND BREAK SHARP EDGES		DO NOT SCALE DRAWING		REVISION	
NAME		SIGNATURE		DATE		TITLE:		DWG NO. Fix_Barra_1	
DRAWN									
CHK'D									
APPV'D									
MFG									
Q.A				MATERIAL:		SCALE:1:1		SHEET 1 OF 1	
								A4	
				WEIGHT:					



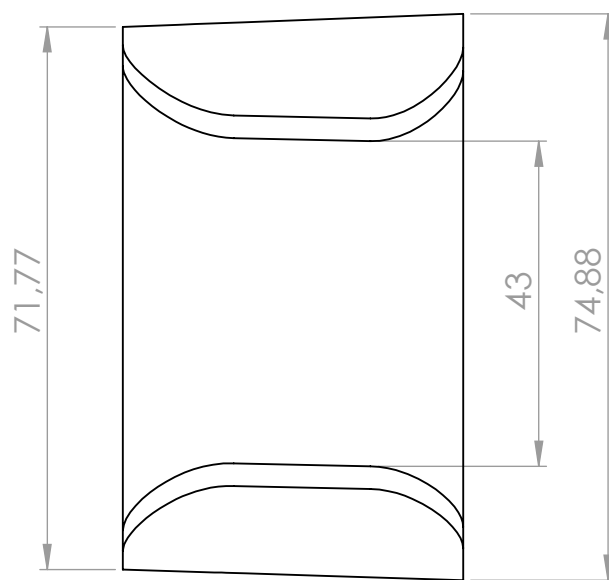
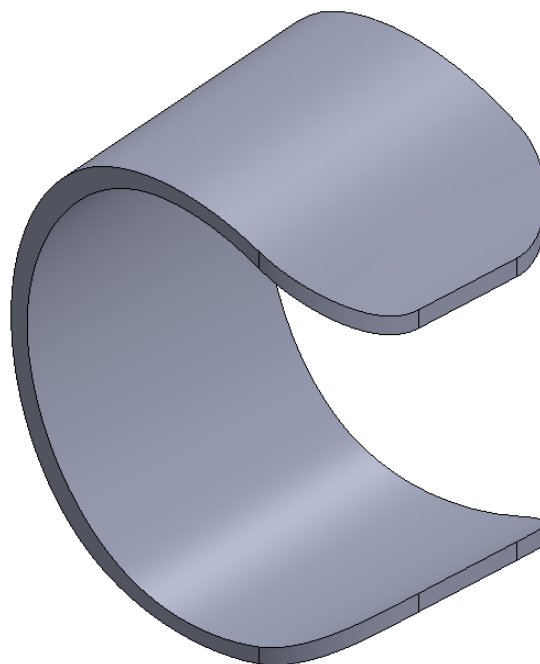
UNLESS OTHERWISE SPECIFIED: DIMENSIONS ARE IN MILLIMETERS SURFACE FINISH: TOLERANCES: LINEAR: ANGULAR:		FINISH:		DEBUR AND BREAK SHARP EDGES		DO NOT SCALE DRAWING		REVISION	
NAME		SIGNATURE		DATE		TITLE:		DWG NO. Fix_Barra_3 SCALE:1:2	
DRAWN									
CHK'D									
APPV'D									
MFG									
Q.A				MATERIAL:				A4	
				WEIGHT:		SHEET 1 OF 1			



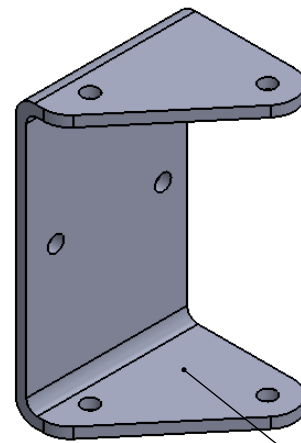
UNLESS OTHERWISE SPECIFIED: DIMENSIONS ARE IN MILLIMETERS SURFACE FINISH: TOLERANCES: LINEAR: ANGULAR:		FINISH:		DEBUR AND BREAK SHARP EDGES		DO NOT SCALE DRAWING		REVISION	
NAME		SIGNATURE		DATE		TITLE:		DWG NO. Fix_Anexo_1	
DRAWN									
CHK'D									
APPV'D									
MFG									
Q.A				MATERIAL:		SCALE:1:1		SHEET 1 OF 1	
								A4	
				WEIGHT:					



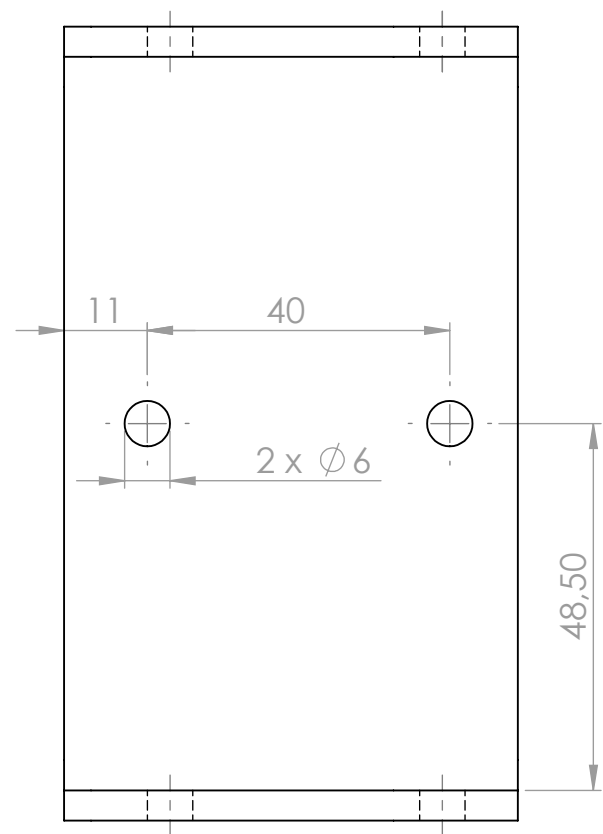
TITLE:	
DWG NO.	Fr_Antebraco
SCALE:1:1	SHEET 1 OF 1



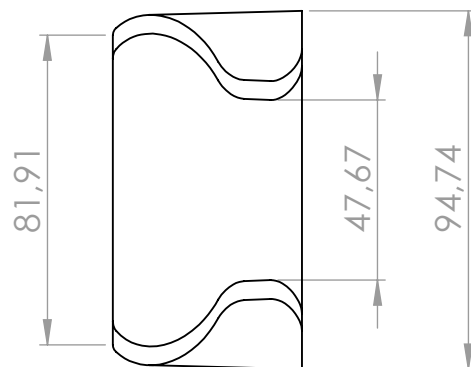
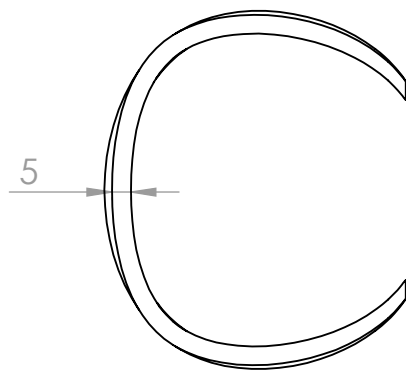
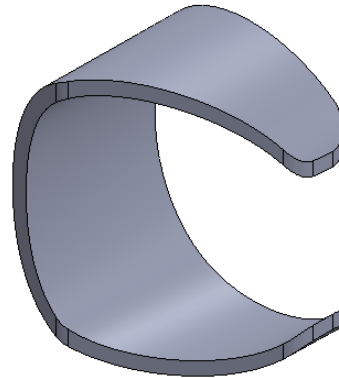
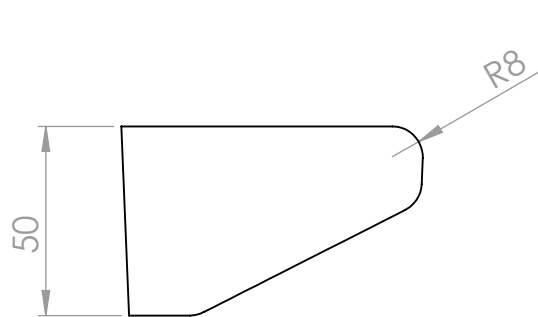
TITLE:	
DWG NO.	Fix_Antebraco
SCALE:1:1	SHEET 1 OF 1



Technical drawing of a rectangular plate. The drawing shows the front and top views. The front view is a rectangle with a width of 50 and a height of 97. The top view is a rectangle with a width of 50 and a depth of 4. The dimensions are indicated by arrows and numbers: 50 for the width, 97 for the height, and 4 for the depth. The drawing uses solid lines for the front view and dashed lines for the hidden edges of the top view.

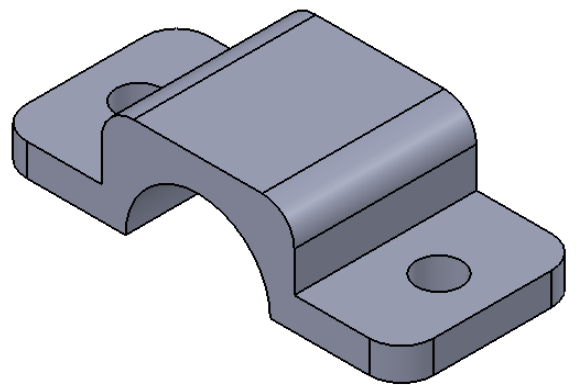
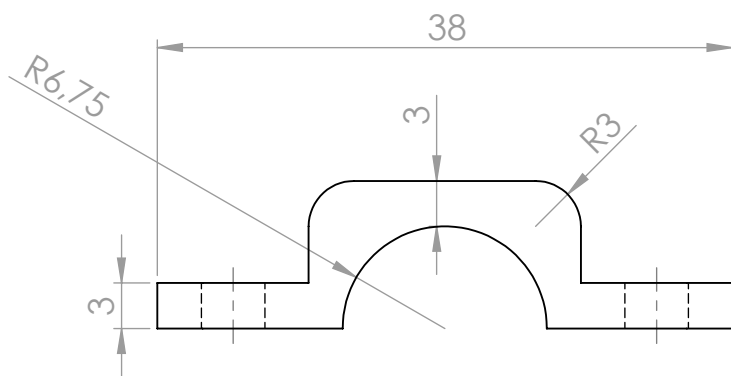
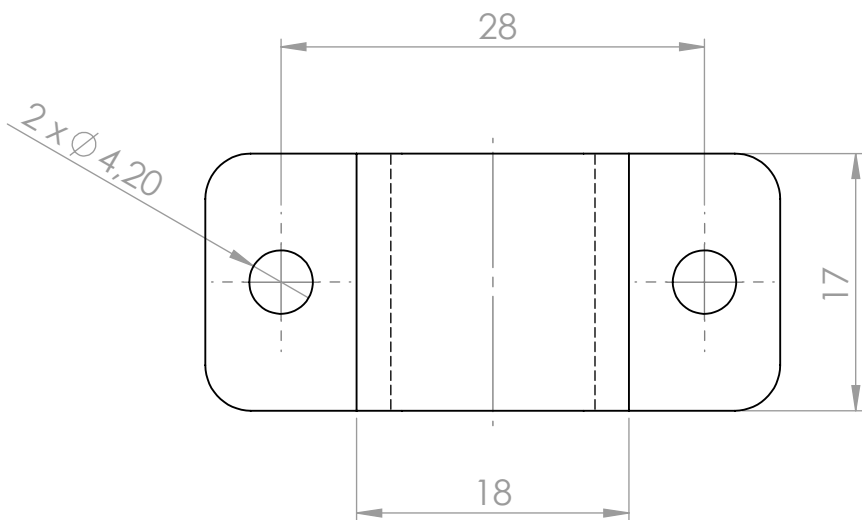


SHEET 1 OF 1



UNLESS OTHERWISE SPECIFIED: DIMENSIONS ARE IN MILLIMETERS SURFACE FINISH: TOLERANCES: LINEAR: ANGULAR:				FINISH:		DEBUR AND BREAK SHARP EDGES		DO NOT SCALE DRAWING		REVISION	
NAME		SIGNATURE		DATE				TITLE:			
DRAWN											
CHK'D											
APPV'D											
MFG											
Q.A						MATERIAL:		DWG NO.		A4	
						WEIGHT:		SCALE:1:2		SHEET 1 OF 1	

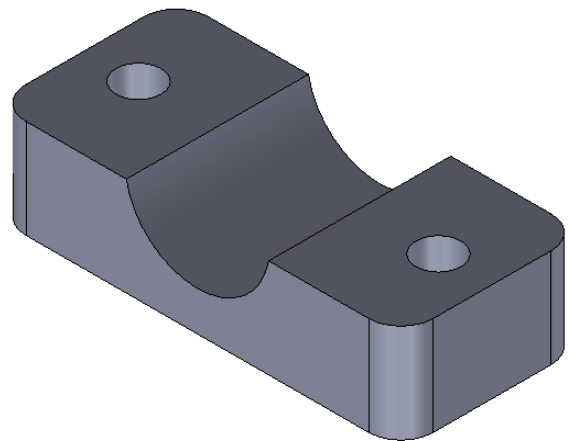
Fix_Braço



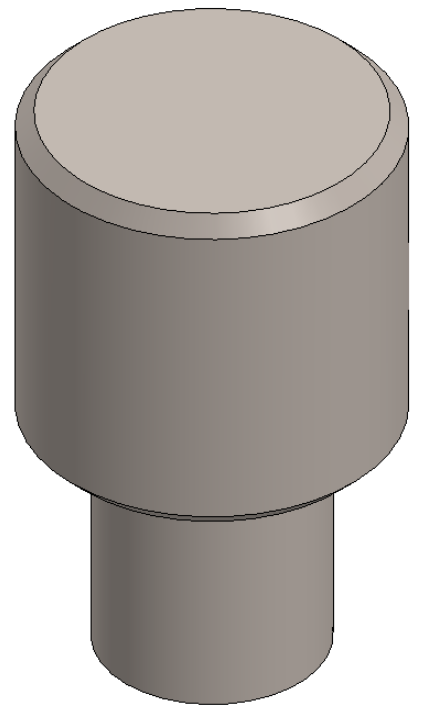
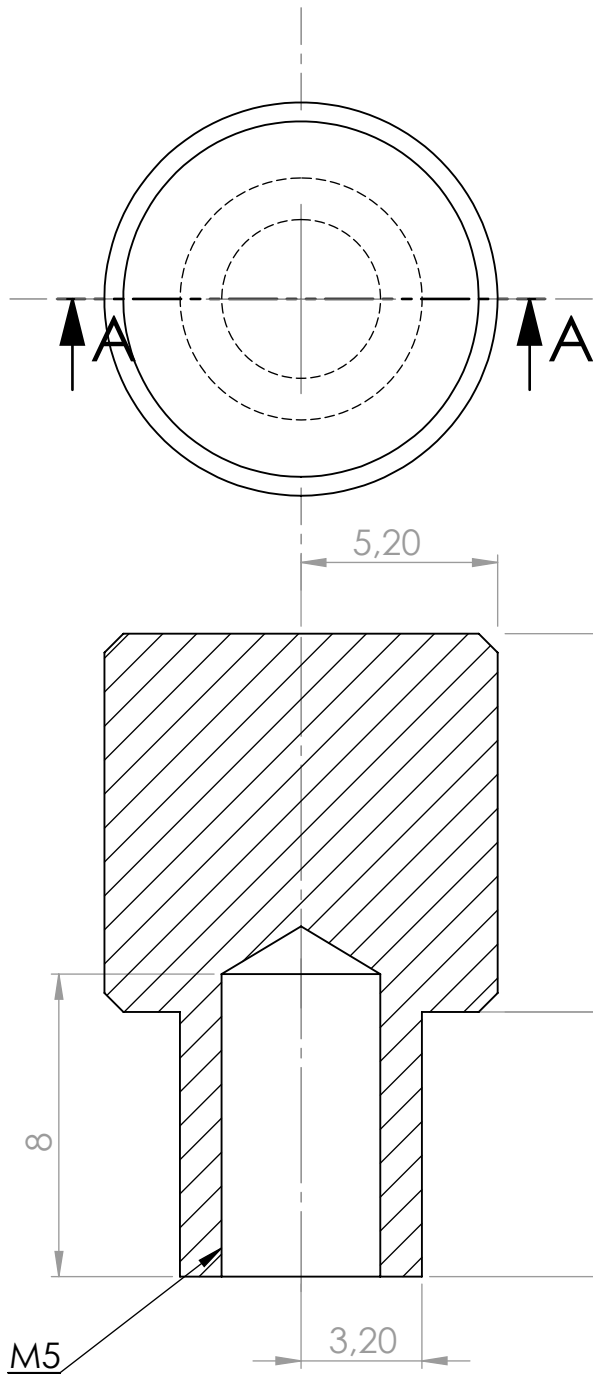
SE NÃO ESPECIFICADO: DIMENSÕES EM MILÍMETROS ACABAM. SUPERFÍCIE: TOLERÂNCIAS: LINEAR: ANGULAR:		ACABAMENTO:		DEBUR AND BREAK SHARP EDGES		NÃO MUDAR A ESCALA DO DESENHO		REVISÃO	
NOME		ASSINATURA		DATA		TÍTULO:		DES. Nº	
DES.									
VERIF.									
APROV.									
MANUF									
QUALID				MATERIAL:					
				PESO:		ESCALA:2:1		FOLHA 1 DE 1	

Fix_Eixo_1

A4

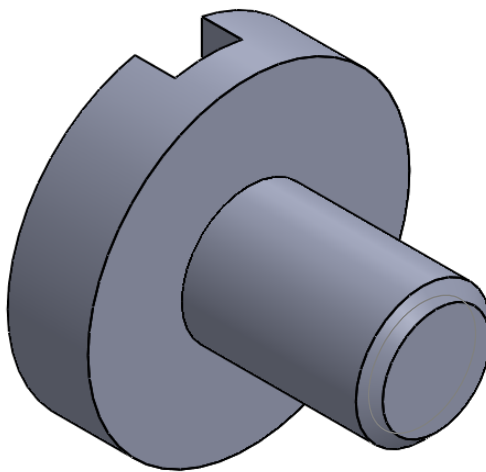
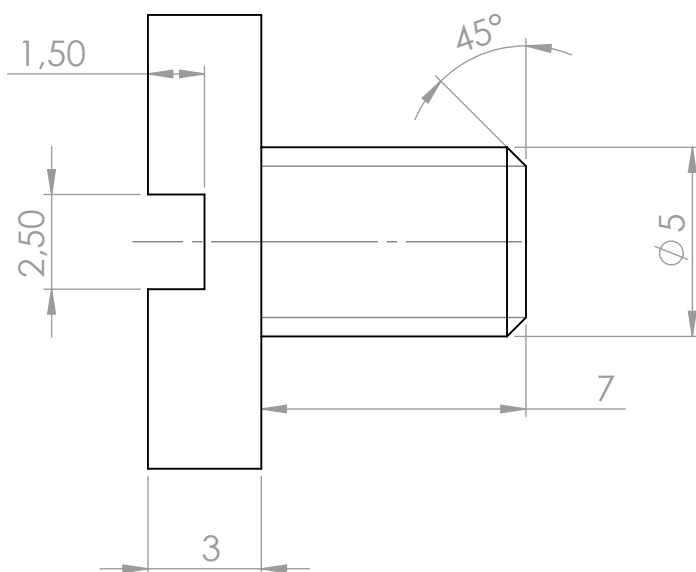


SE NÃO ESPECIFICADO: DIMENSÕES EM MILÍMETROS ACABAM. SUPERFÍCIE: TOLERÂNCIAS: LINEAR: ANGULAR:			ACABAMENTO:			DEBUR AND BREAK SHARP EDGES			NÃO MUDAR A ESCALA DO DESENHO			REVISÃO											
		NOME		ASSINATURA		DATA						TÍTULO:											
DES.																							
VERIF.																							
APROV.																							
MANUF																							
QUALID																							
								MATERIAL:		DES. Nº		Fix_Eixo_2						A4					
								PESO:		ESCALA:2:1				FOLHA 1 DE 1									

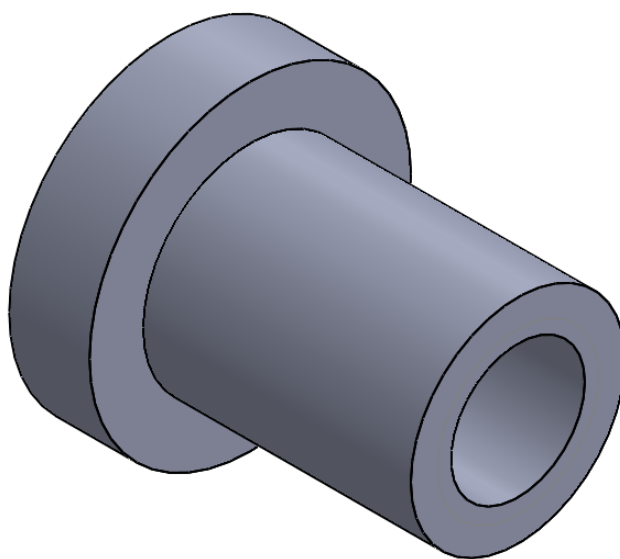


SEÇÃO A-A

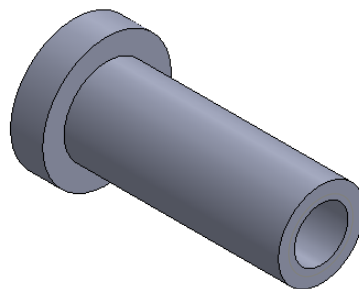
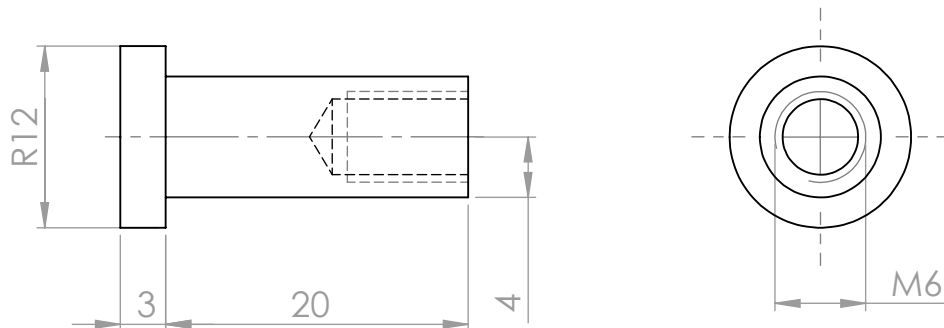
SE NÃO ESPECIFICADO: DIMENSÕES EM MILÍMETROS ACABAM. SUPERFÍCIE: TOLERÂNCIAS: LINEAR: ANGULAR:		ACABAMENTO:		DEBUR AND BREAK SHARP EDGES		NÃO MUDAR A ESCALA DO DESENHO		REVISÃO			
DES.		NOME	ASSINATURA	DATA			TÍTULO:				
VERIF.											
APROV.											
MANUF.											
QUALID.											
				MATERIAL:		DES. Nº		Fix_Pino		A4	
				PESO:		ESCALA:5:1		FOLHA 1 DE 1			



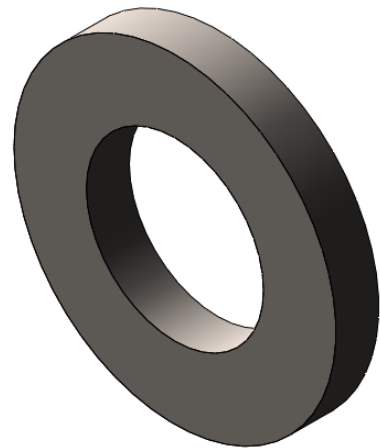
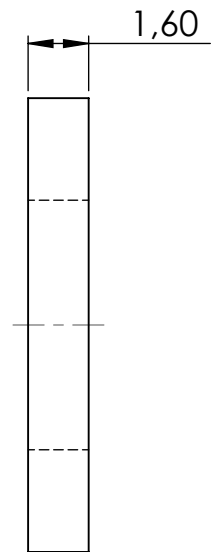
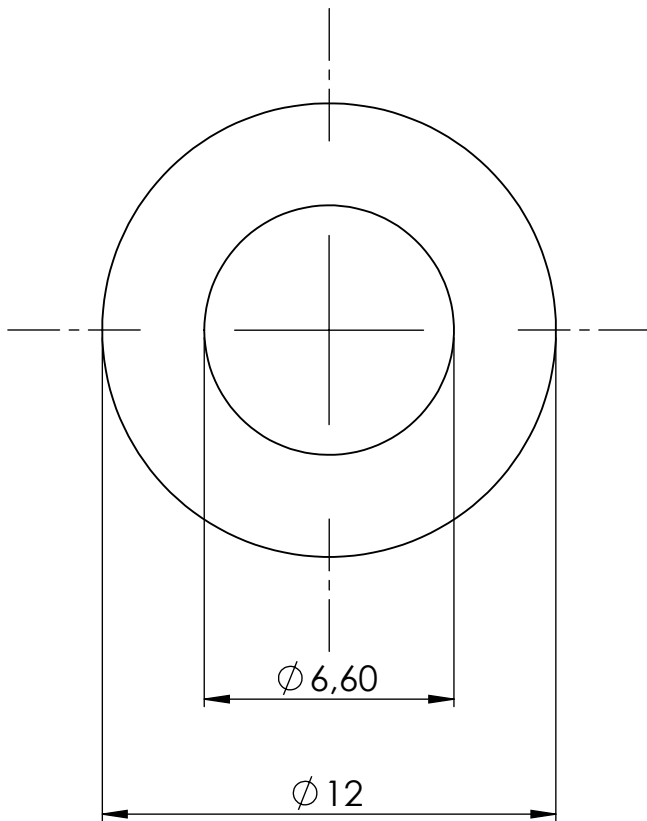
TITLE:	
DWG NO.	Parafuso_7m
	A4
SCALE:5:1	SHEET 1 OF 1



UNLESS OTHERWISE SPECIFIED: DIMENSIONS ARE IN MILLIMETERS SURFACE FINISH: TOLERANCES: LINEAR: ANGULAR:				FINISH:		DEBUR AND BREAK SHARP EDGES		DO NOT SCALE DRAWING		REVISION		
	NAME	SIGNATURE	DATE				TITLE:					
DRAWN												
CHK'D												
APPV'D												
MFG												
Q.A				MATERIAL:			DWG NO.		Parafuso_10f		A4	
				WEIGHT:			SCALE:5:1		SHEET 1 OF 1			

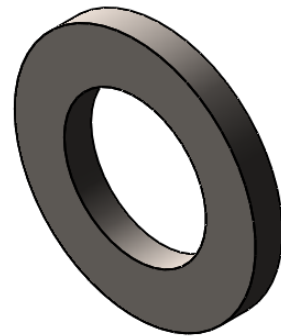
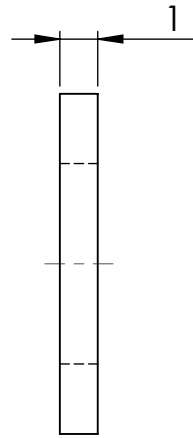
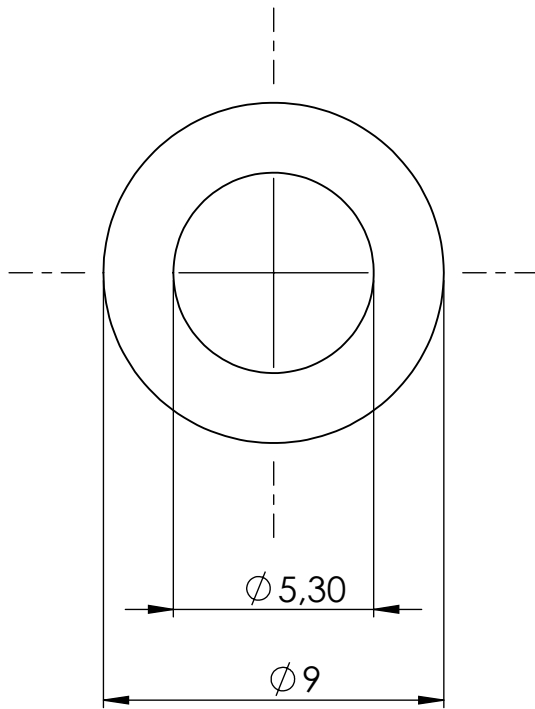


UNLESS OTHERWISE SPECIFIED: DIMENSIONS ARE IN MILLIMETERS SURFACE FINISH: TOLERANCES: LINEAR: ANGULAR:		FINISH:		DEBUR AND BREAK SHARP EDGES		DO NOT SCALE DRAWING		REVISION	
	NAME	SIGNATURE	DATE			TITLE:			
DRAWN									
CHK'D									
APPV'D									
MFG									
Q.A				MATERIAL:		DWG NO.		Parafuso_30f	
								A4	
				WEIGHT:		SCALE:2:1		SHEET 1 OF 1	

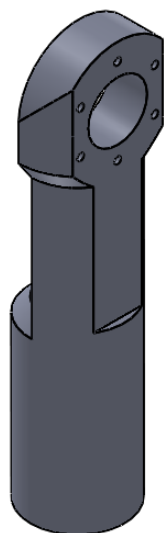


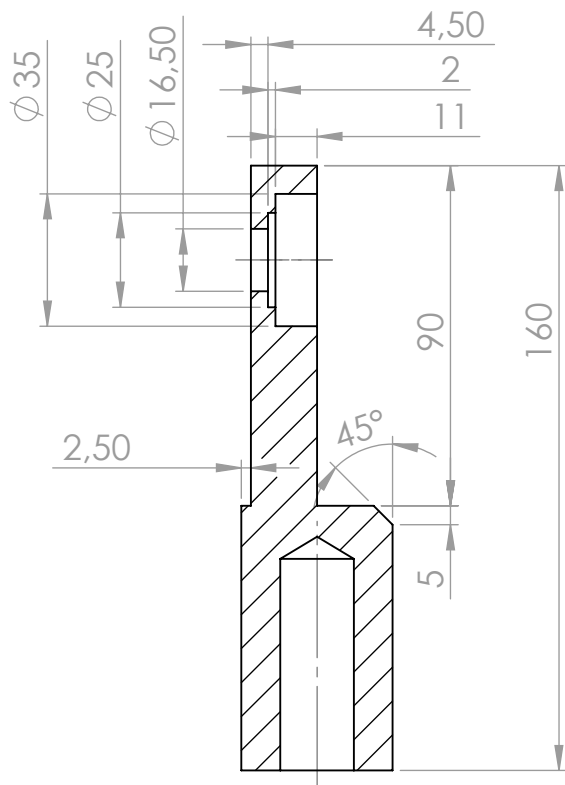
UNLESS OTHERWISE SPECIFIED: DIMENSIONS ARE IN MILLIMETERS SURFACE FINISH: TOLERANCES: LINEAR: ANGULAR:		FINISH:				DEBUR AND BREAK SHARP EDGES		DO NOT SCALE DRAWING		REVISION	
	NAME	SIGNATURE	DATE					TITLE:			
DRAWN											
CHK'D											
APPV'D											
MFG											
Q.A				MATERIAL:			DWG NO.		Plain_Washer_1		
				WEIGHT:			SCALE:5:1		SHEET 1 OF 1		

A4

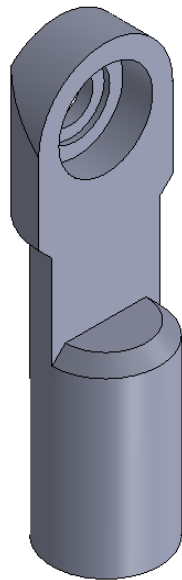
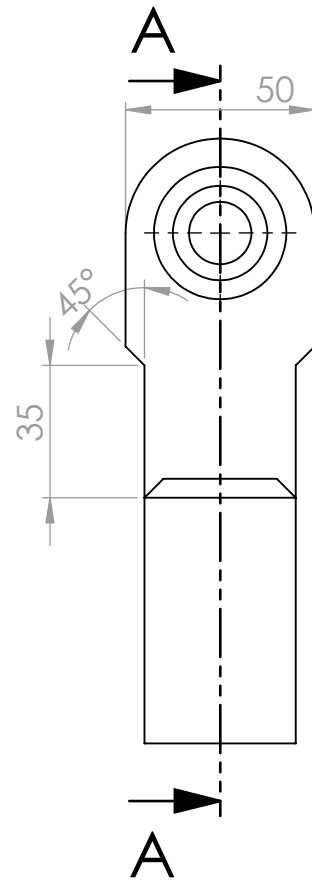


UNLESS OTHERWISE SPECIFIED: DIMENSIONS ARE IN MILLIMETERS SURFACE FINISH: TOLERANCES: LINEAR: ANGULAR:		FINISH:		DEBUR AND BREAK SHARP EDGES		DO NOT SCALE DRAWING		REVISION	
	NAME	SIGNATURE	DATE			TITLE:			
DRAWN									
CHK'D									
APPV'D									
MFG									
Q.A				MATERIAL:		DWG NO.		Plain_Washer_2	
								A4	
				WEIGHT:		SCALE:5:1		SHEET 1 OF 1	

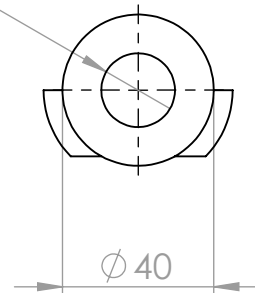




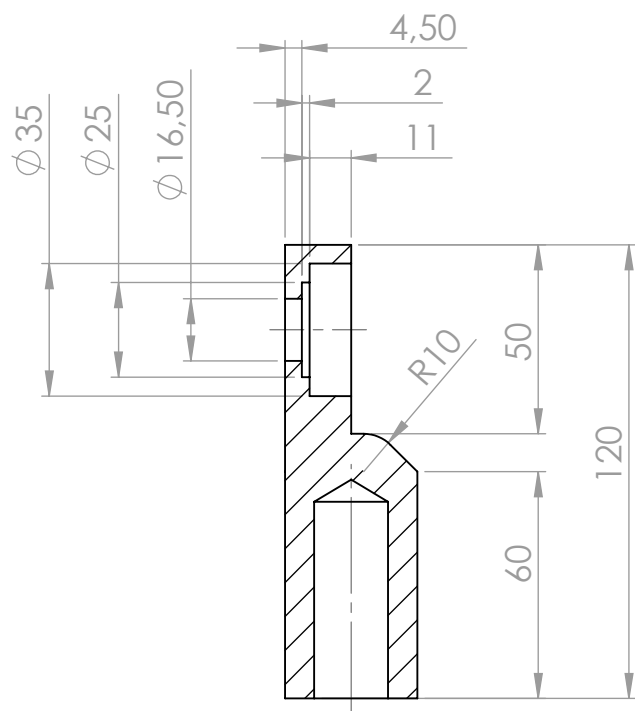
SEÇÃO A-A



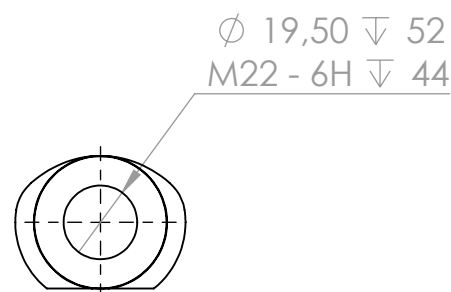
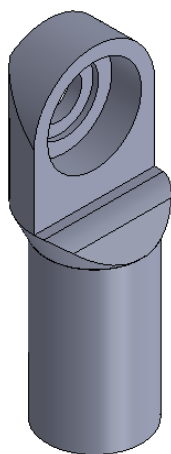
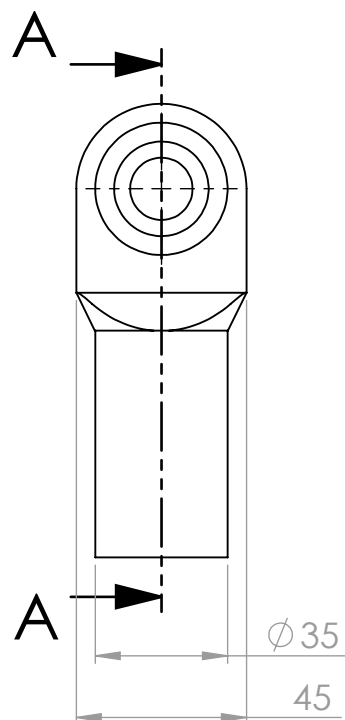
$\phi 20 \nabla 56$
M22 - 6H $\nabla 44$



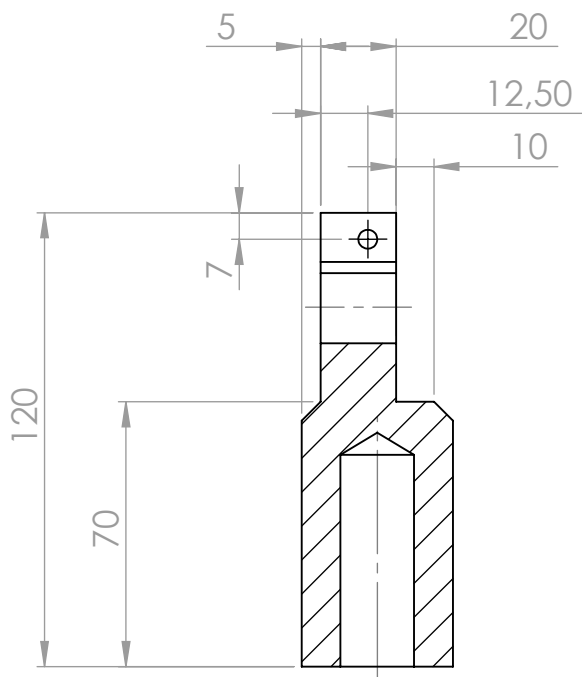
SE NÃO ESPECIFICADO: DIMENSÕES EM MILÍMETROS ACABAM. SUPERFÍCIE: TOLERÂNCIAS: LINEAR: ANGULAR:				ACABAMENTO:		DEBUR AND BREAK SHARP EDGES		NÃO MUDAR A ESCALA DO DESENHO		REVISÃO	
NOME				ASSINATURA		DATA		TÍTULO:			
DES.											
VERIF.											
APROV.											
MANUF.											
QUALID.						MATERIAL:		DES. Nº			
								Rotula_2			
								A4			
						PESO:		ESCALA: 1:2			
								FOLHA 1 DE 1			



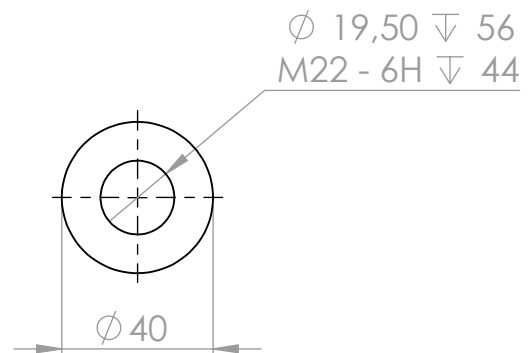
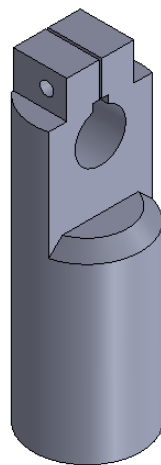
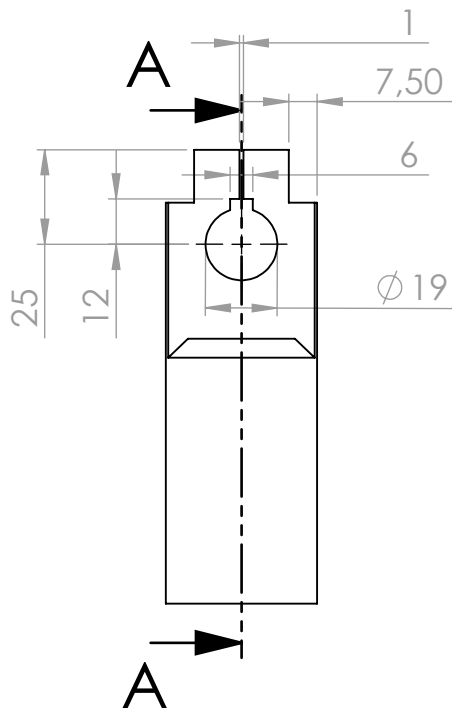
SEÇÃO A-A



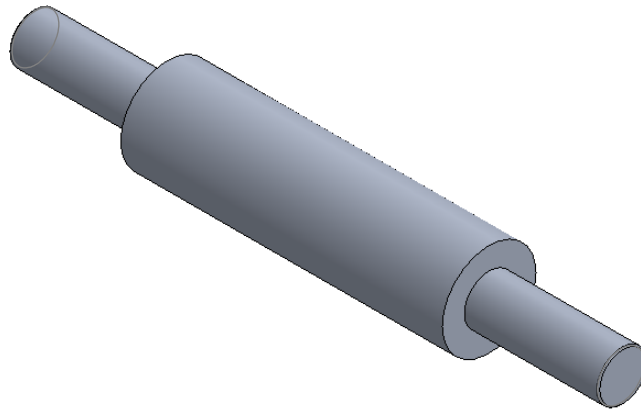
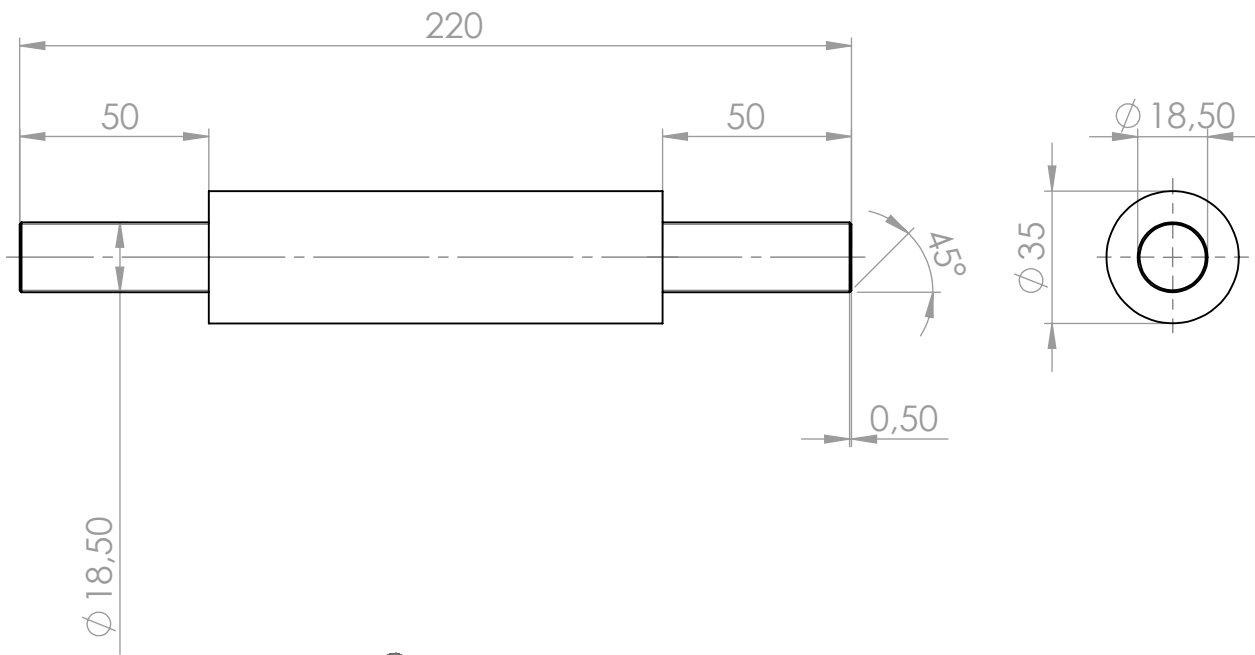
SE NÃO ESPECIFICADO: DIMENSÕES EM MILÍMETROS ACABAM. SUPERFÍCIE: TOLERÂNCIAS: LINEAR: ANGULAR:				ACABAMENTO:		DEBUR AND BREAK SHARP EDGES		NÃO MUDAR A ESCALA DO DESENHO		REVISÃO	
NOME				ASSINATURA		DATA		TÍTULO:			
DES.											
VERIF.											
APROV.											
MANUF.											
QUALID.						MATERIAL:		DES. Nº			
								Rotula_3			
								A4			
						PESO:		ESCALA:1:2			
								FOLHA 1 DE 1			



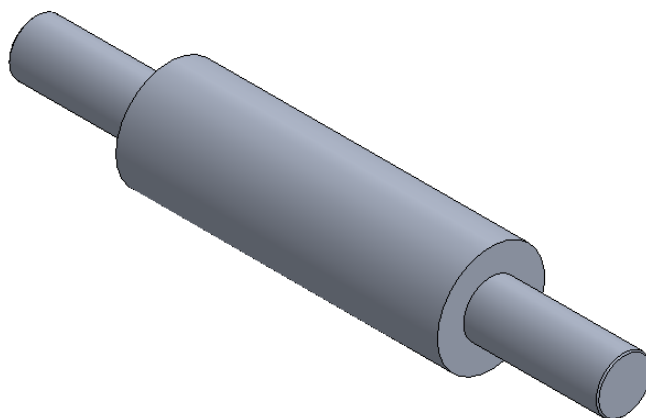
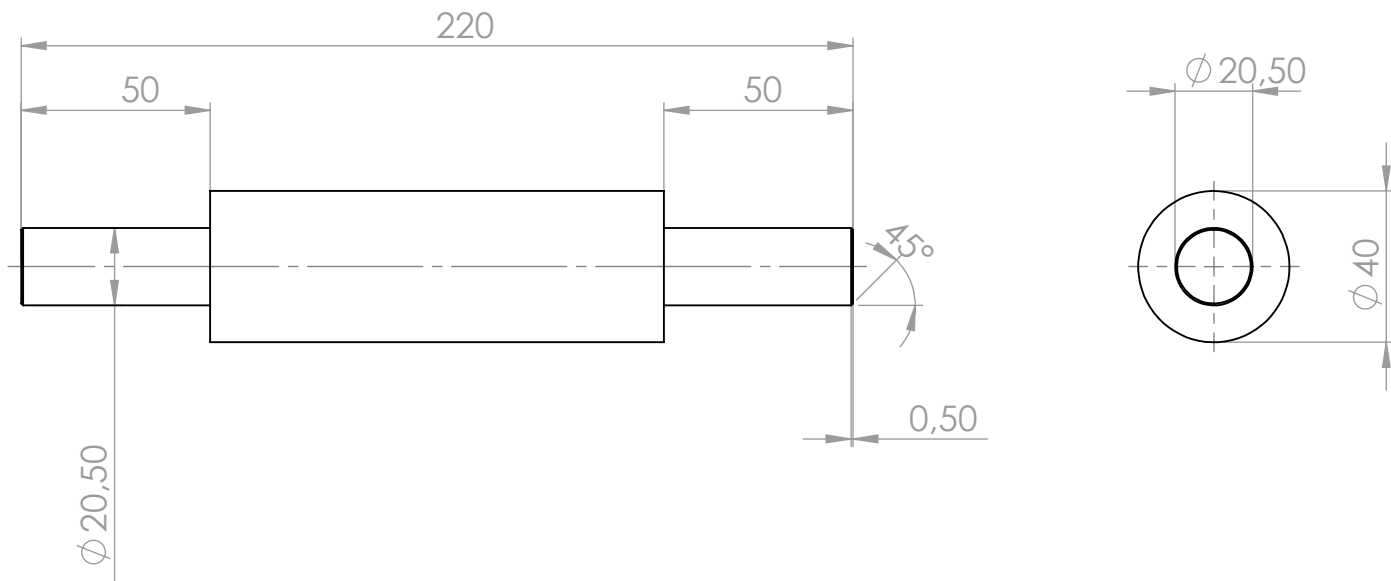
SEÇÃO A-A



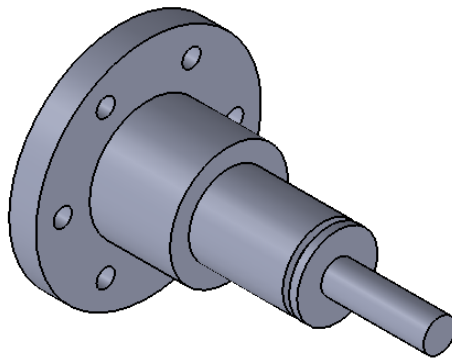
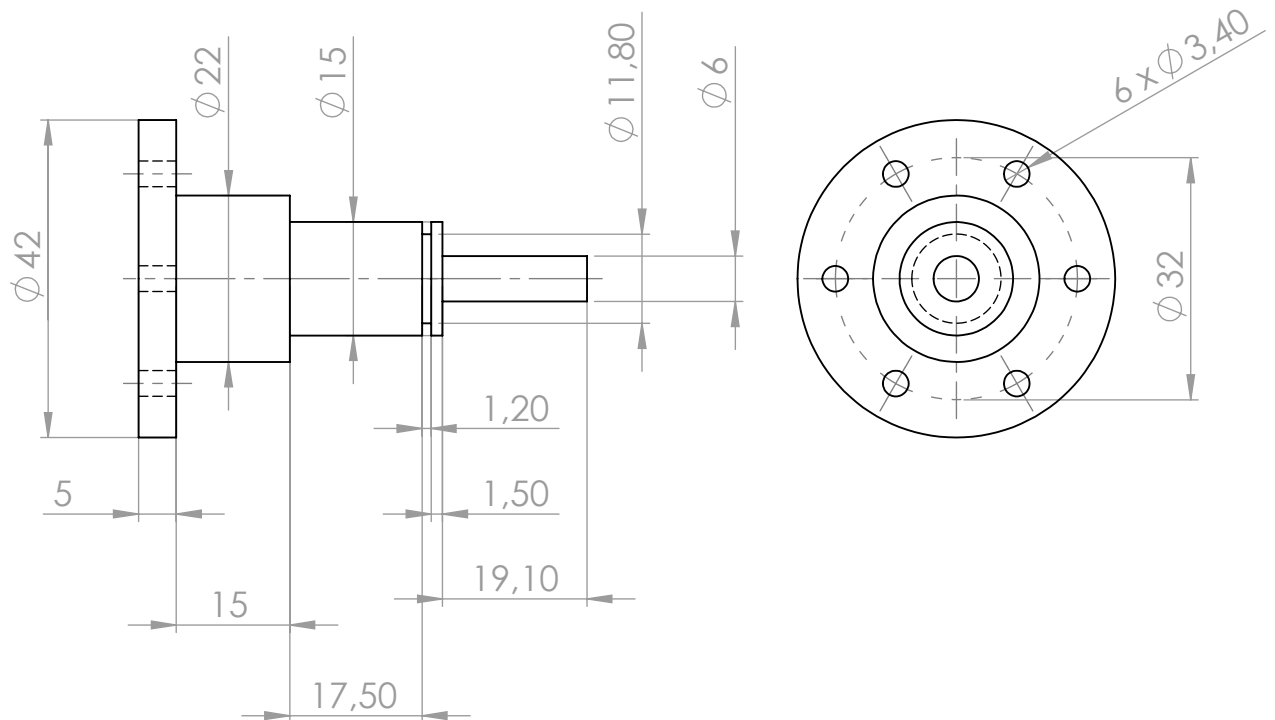
SE NÃO ESPECIFICADO: DIMENSÕES EM MILÍMETROS ACABAM. SUPERFÍCIE: TOLERÂNCIAS: LINEAR: ANGULAR:				ACABAMENTO:		DEBUR AND BREAK SHARP EDGES		NÃO MUDAR A ESCALA DO DESENHO		REVISÃO	
NOME				ASSINATURA		DATA		TÍTULO:			
DES.								<div style="display: flex; justify-content: space-between; align-items: center;"> <div> <p>DES. Nº</p> <p>Rotula_4</p> </div> <div>A4</div> </div>			
VERIF.											
APROV.											
MANUF.											
QUALID.											
						MATERIAL:		ESCALA: 1:2			
						PESO:		FOLHA 1 DE 1			



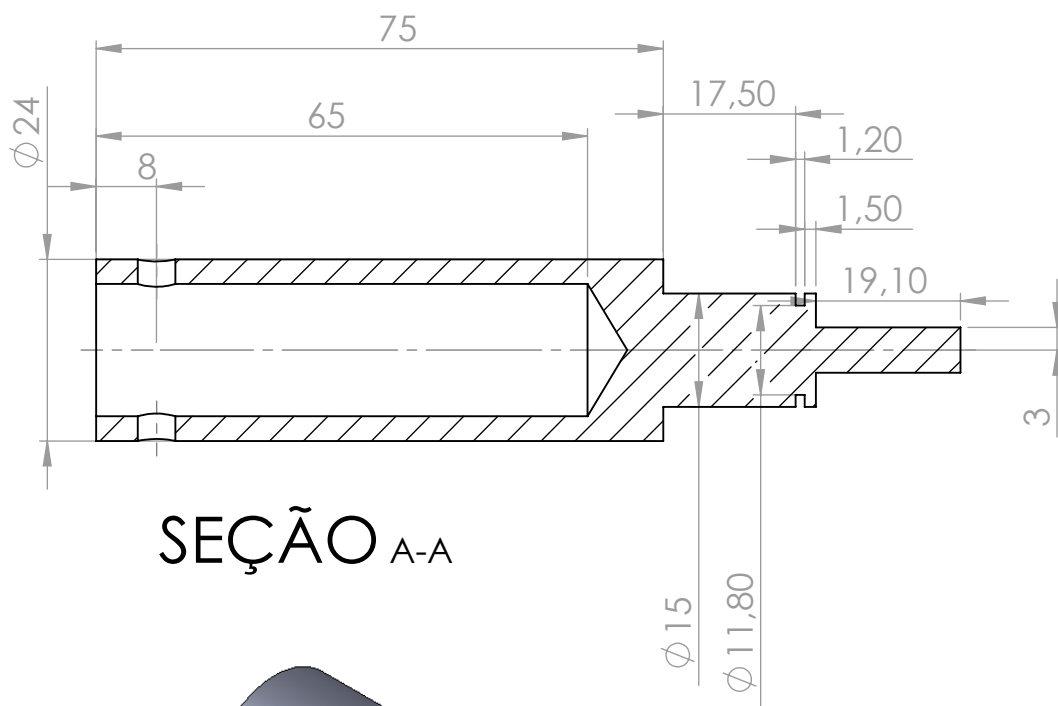
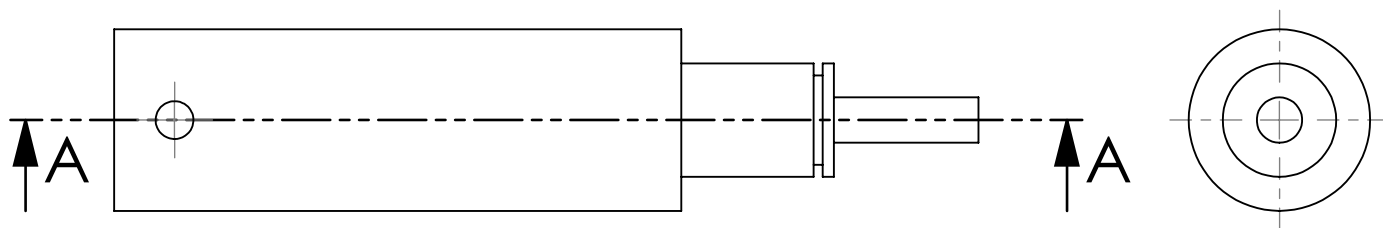
SE NÃO ESPECIFICADO: DIMENSÕES EM MILÍMETROS ACABAM. SUPERFÍCIE: TOLERÂNCIAS: LINEAR: ANGULAR:		ACABAMENTO:		DEBUR AND BREAK SHARP EDGES		NÃO MUDAR A ESCALA DO DESENHO		REVISÃO	
	NOME	ASSINATURA	DATA			TÍTULO:			
DES.									
VERIF.									
APROV.									
MANUF									
QUALID				MATERIAL:		DES. Nº		Haste_D35	
								A4	
				PESO:		ESCALA:1:2		FOLHA 1 DE 1	



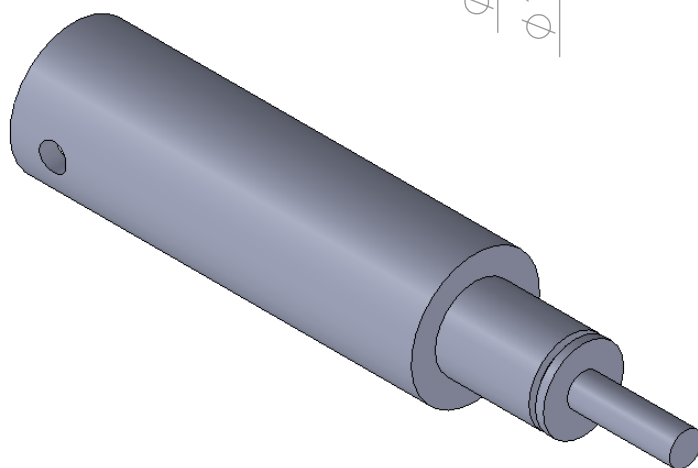
SE NÃO ESPECIFICADO: DIMENSÕES EM MILÍMETROS ACABAM. SUPERFÍCIE: TOLERÂNCIAS: LINEAR: ANGULAR:		ACABAMENTO:		DEBUR AND BREAK SHARP EDGES		NÃO MUDAR A ESCALA DO DESENHO		REVISÃO	
	NOME	ASSINATURA	DATA			TÍTULO:			
DES.									
VERIF.									
APROV.									
MANUF									
QUALID				MATERIAL:		DES. Nº		Haste_D40	
								A4	
				PESO:		ESCALA:1:2		FOLHA 1 DE 1	



SE NÃO ESPECIFICADO: DIMENSÕES EM MILÍMETROS ACABAM. SUPERFÍCIE: TOLERÂNCIAS: LINEAR: ANGULAR:		ACABAMENTO:		DEBUR AND BREAK SHARP EDGES		NÃO MUDAR A ESCALA DO DESENHO		REVISÃO	
NOME		ASSINATURA		DATA		TÍTULO:			
DES.									
VERIF.									
APROV.									
MANUF.									
QUALID.									
						MATERIAL:		DES. Nº	
								EixoPassiva_1	
								A4	
						PESO:		ESCALA: 1:1	
								FOLHA 1 DE 1	

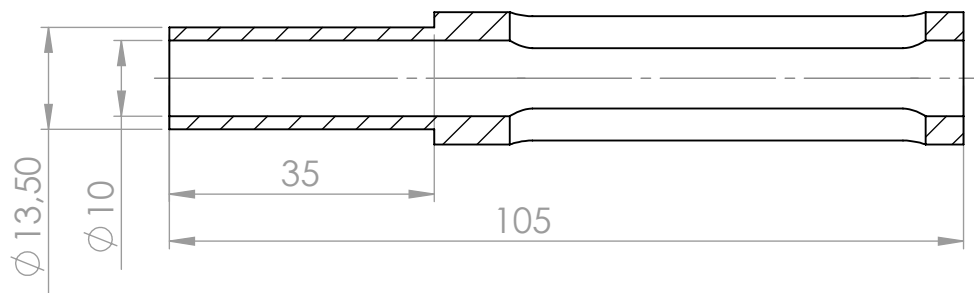


SEÇÃO A-A

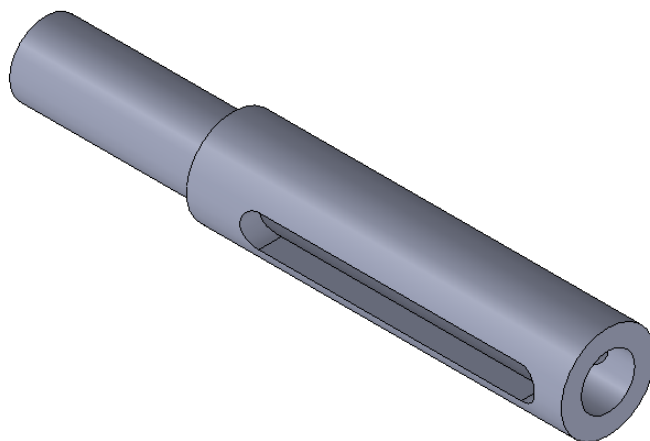
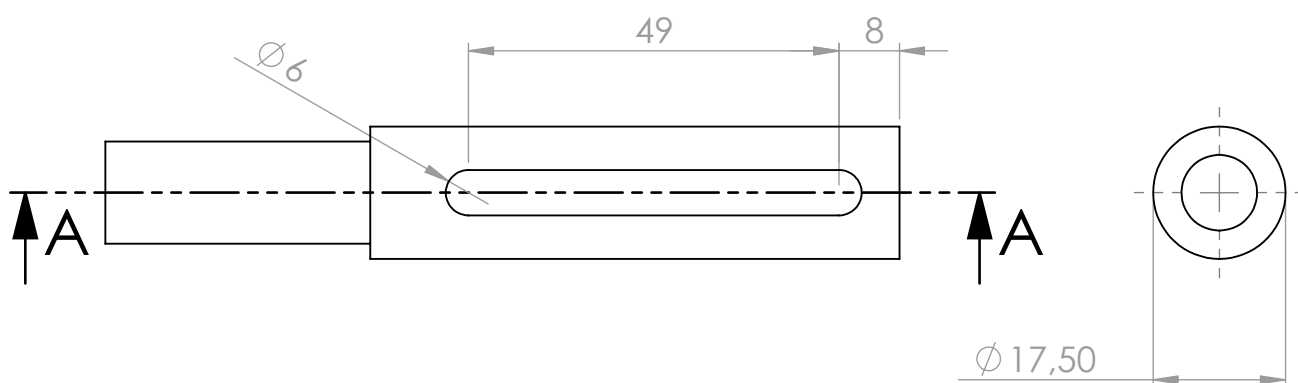


SE NÃO ESPECIFICADO: DIMENSÕES EM MILÍMETROS ACABAM. SUPERFÍCIE: TOLERÂNCIAS: LINEAR: ANGULAR:		ACABAMENTO:		DEBUR AND BREAK SHARP EDGES		NÃO MUDAR A ESCALA DO DESENHO		REVISÃO	
NOME		ASSINATURA		DATA		TÍTULO:			
DES.									
VERIF.									
APROV.									
MANUF.									
QUALID.				MATERIAL:		DES. Nº		A4	
				PESO:		ESCALA: 1:1		FOLHA 1 DE 1	

EixoPassiva_2

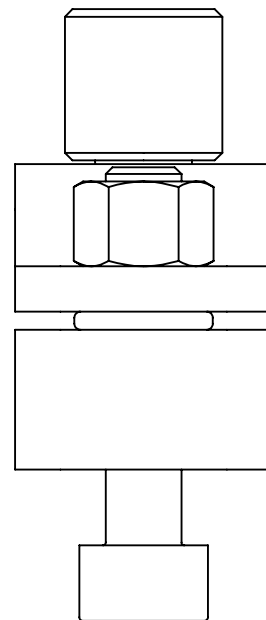
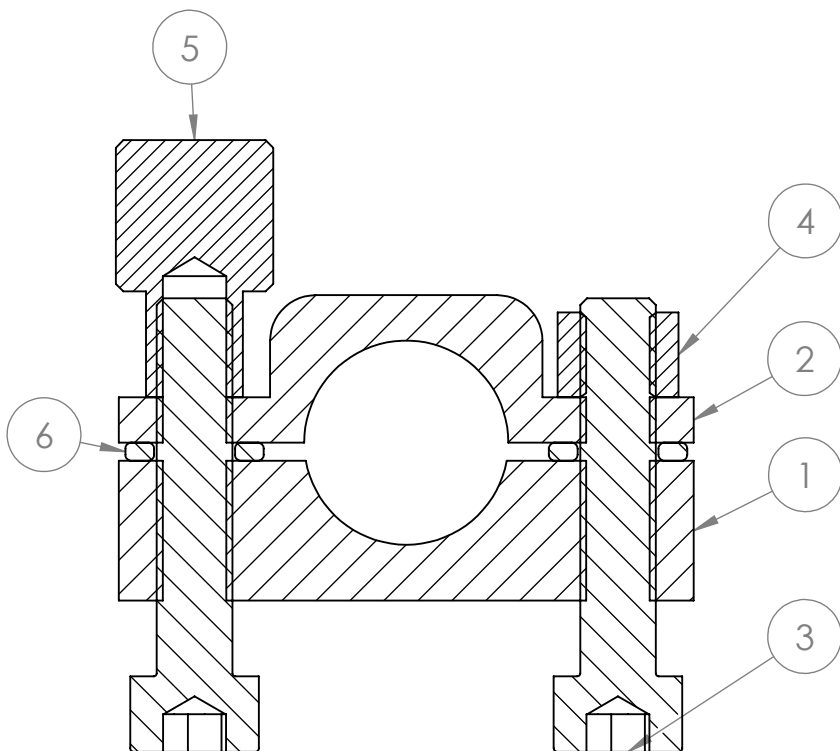
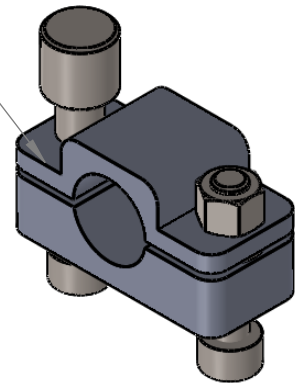
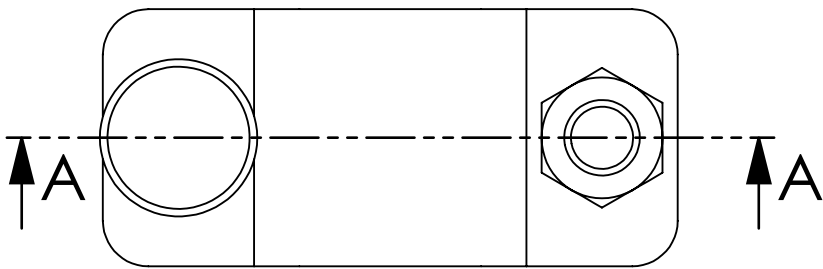


SEÇÃO A-A



SE NÃO ESPECIFICADO: DIMENSÕES EM MILÍMETROS ACABAM. SUPERFÍCIE: TOLERÂNCIAS: LINEAR: ANGULAR:		ACABAMENTO:		DEBUR AND BREAK SHARP EDGES		NÃO MUDAR A ESCALA DO DESENHO		REVISÃO	
NOME		ASSINATURA		DATA		TÍTULO:			
DES.									
VERIF.									
APROV.									
MANUF.									
QUALID.				MATERIAL:		DES. Nº		A4	
				PESO:		ESCALA:1:1		FOLHA 1 DE 1	

ESCALA 1:1



SEÇÃO A-A

Nº DO ITEM	Nº DA PEÇA	QTD.
1	Fix_Eixo_2	1
2	Fix_Eixo_1	1
3	ISO 4762 M5 x 25 --- 25N	2
4	Hexagon Nut ISO - 4034 - M5 - N	1
5	Fix_Pino	1
6	Rectangular section spring washer BS 4464 - 5 (Type B)	2

SE NÃO ESPECIFICADO:
DIMENSÕES EM MILÍMETROS
ACABAM. SUPERFÍCIE:
TOLERÂNCIAS:
LINEAR:
ANGULAR:

ACABAMENTO:

DEBUR AND
BREAK SHARP
EDGES

NÃO MUDAR A ESCALA DO DESENHO

REVISÃO

	NOME	ASSINATURA	DATA		
DES.					
VERIF.					
APROV.					
MANUF.					
QUALID.					

MATERIAL:

PESO:

TÍTULO:

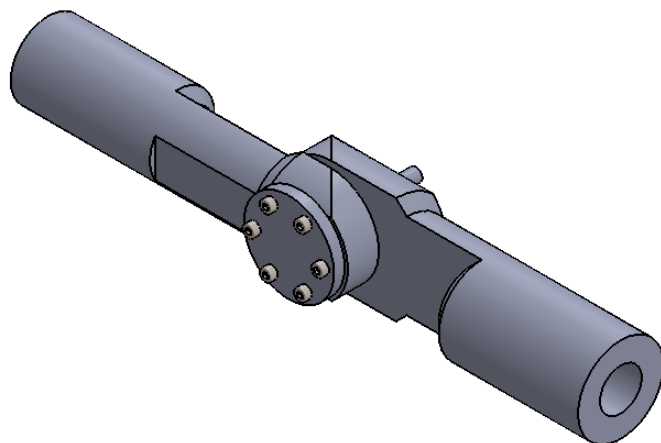
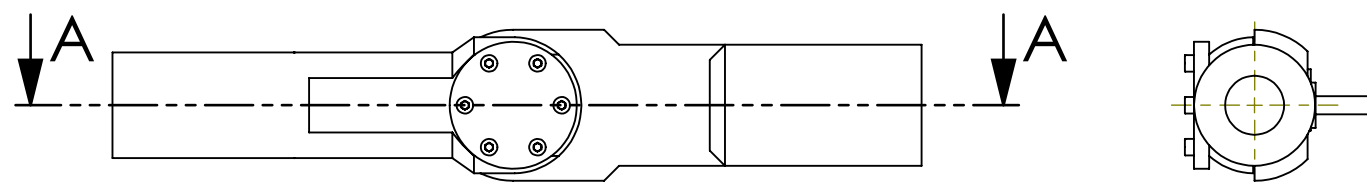
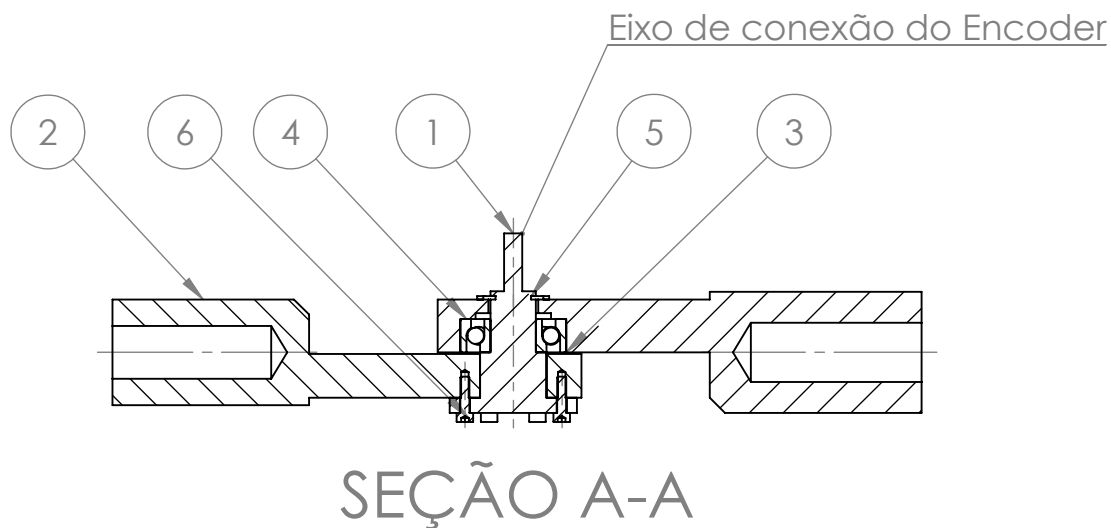
DES. Nº

ESCALA:2:1

Fixacao

A4

FOLHA 1 DE 1



Nº DO ITEM	Nº DA PEÇA	QTD.
1	EixoPassiva_1	1
2	Rotula_1	1
3	Rotula_2	1
4	SKF - 7202 BE - Full,DE,NC,Full_68	1
5	B27.8M - 3EM1-15	1
6	ISO 4762 M3 x 12 --- 12N	6

SE NÃO ESPECIFICADO:
DIMENSÕES EM MILÍMETROS
ACABAM. SUPERFÍCIE:
TOLERÂNCIAS:
LINEAR:
ANGULAR:

ACABAMENTO:

DEBUR AND
BREAK SHARP
EDGES

NÃO MUDAR A ESCALA DO DESENHO

REVISÃO

	NOME	ASSINATURA	DATA		
DES.					
VERIF.					
APROV.					
MANUF.					
QUALID.					
				MATERIAL:	
				PESO:	

TÍTULO:

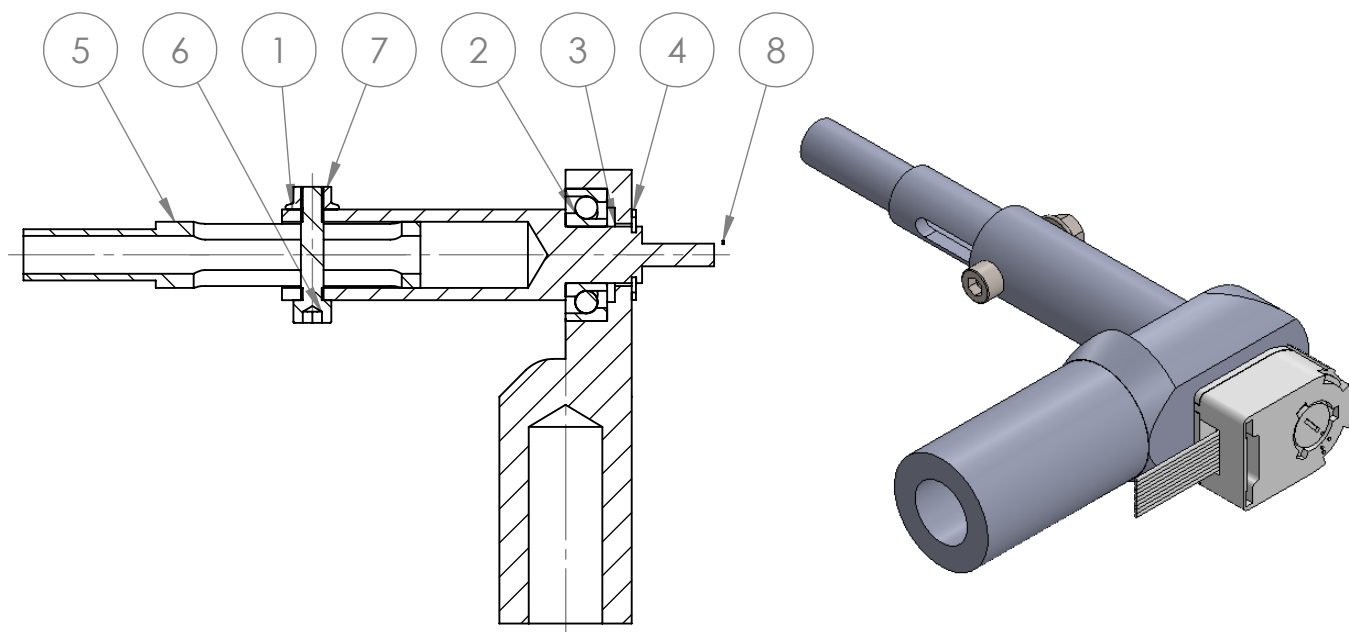
DES. Nº

Passiva_1

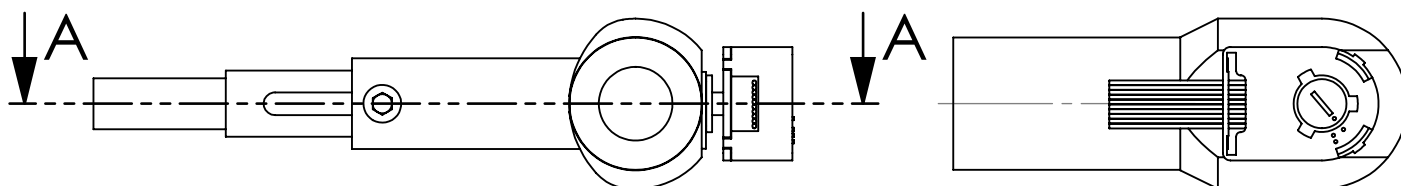
A4

ESCALA:1:2.5

FOLHA 1 DE 1



SEÇÃO A-A



Nº DO ITEM	Nº DA PEÇA	QTD.
1	EixoPassiva_2	1
2	SKF - 7202 BE - Full,DE,NC,Full_68	1
3	Rotula_3	1
4	B27.8M - 3EM1-15	1
5	MecHaste4mod	1
6	ISO 4762 M6 x 30 --- 30N	1
7	Hexagon Flange Nut ISO - 4161 - M6 - N	1
8	110518	1

SE NÃO ESPECIFICADO:
DIMENSÕES EM MILÍMETROS
ACABAM. SUPERFÍCIE:
TOLERÂNCIAS:
LINEAR:
ANGULAR:

ACABAMENTO:

DEBUR AND
BREAK SHARP
EDGES

NÃO MUDAR A ESCALA DO DESENHO

REVISÃO

	NOME	ASSINATURA	DATA		
DES.					
VERIF.					
APROV.					
MANUF.					
QUALID.					
				MATERIAL:	
				PESO:	

TÍTULO:

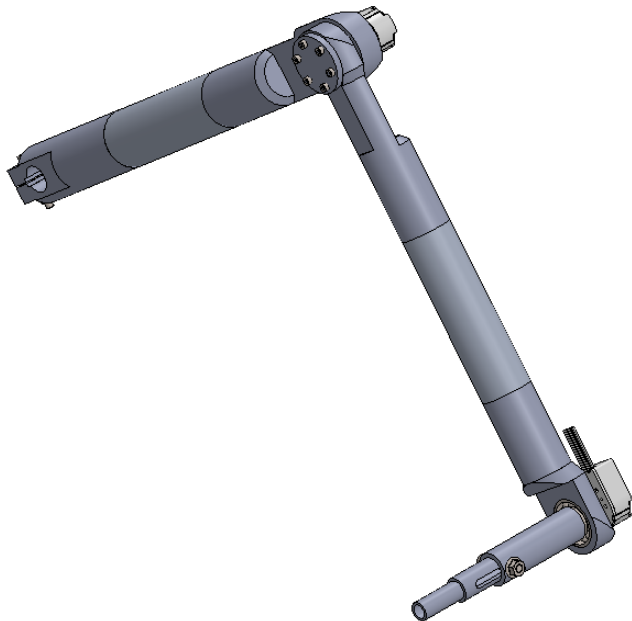
DES. Nº

Passiva_2

A4

ESCALA:1:2

FOLHA 1 DE 1



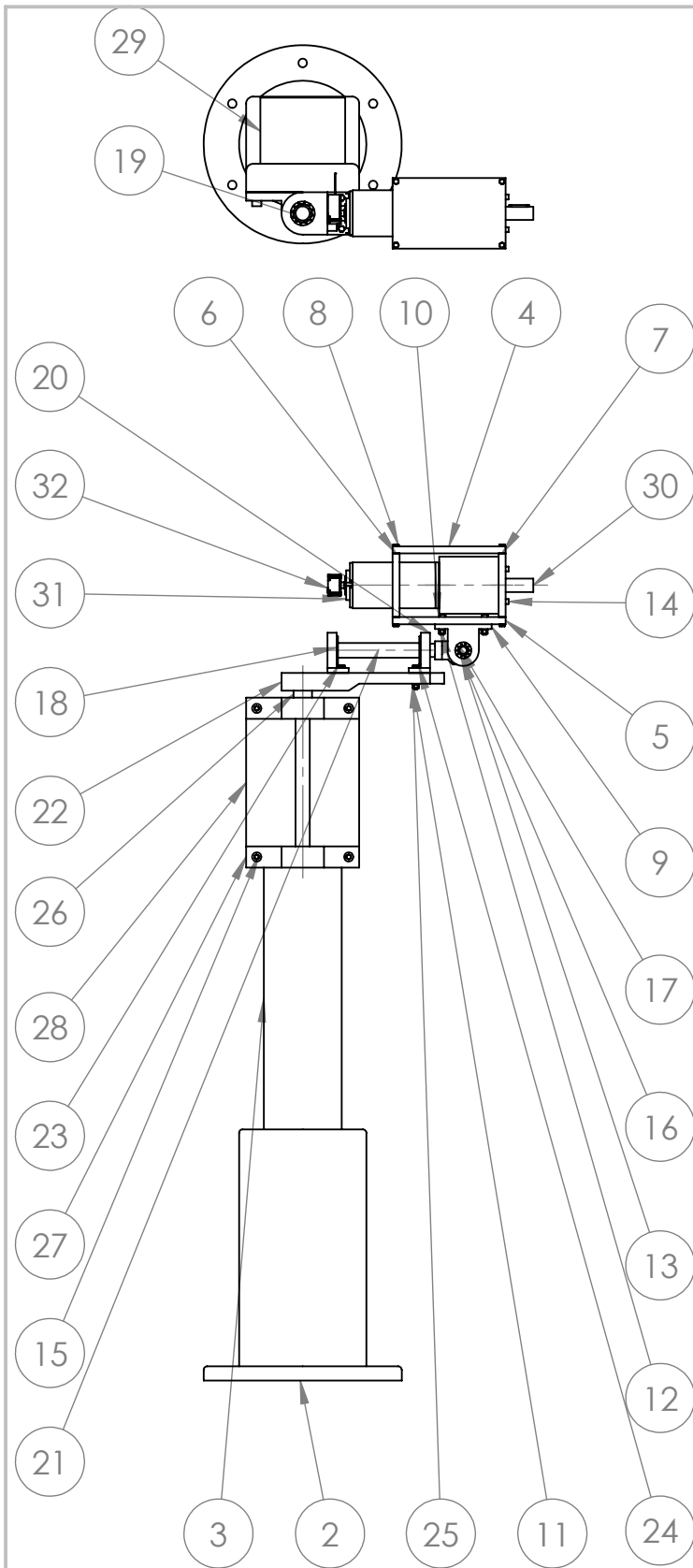
Nº DO ITEM	Nº DA PEÇA	QTD.
1	Haste_D35	1
2	EixoPassiva_1	1
3	Rotula_1	1
4	Rotula_2	1
5	SKF - 7202 BE - Full,DE,NC,Full_68	2
6	B27.8M - 3EM1-15	2
7	ISO 4762 M3 x 12 --- 12N	6
8	ISO 4762 M6 x 30 --- 30N	1
9	ISO 4762 M5 x 35 --- 22N	1
10	EixoPassiva_2	1
11	Rotula_3	1
12	HasteTelescop	1
13	Hexagon Flange Nut ISO - 4161 - M6 - N	1
14	Haste_D40	1
15	Rotula_4	1
16	Hexagon Nut ISO - 4034 - M5 - N	1
17	110518	2

	NOME	ASSINATURA	DATA		
DES.					
VERIF.					
APROV.					
MANUF					
QUALID				MATERIAL:	
				PESO:	

FOLHA 1 DE 1

Sistema_At_Tr

A4



Nº DO ITEM	Nº DA PEÇA	QTD.
2	Estr_Base	1
3	Estr_Altura_2	1
4	Chapa_1	1
5	Chapa_2	1
6	Estr_Sup_Motor	1
7	Estr_Sup_Redutor	1
8	ISO 4014 - M4 x 25 x 14-N	8
9	Estr_Mancal_1	2
10	ISO 1207 - M5 x 25 --- 25N	4
11	Hexagon Nut ISO - 4034 - M5 - N	6
12	Washer ISO 7092 - 5	4
13	Estr_Eixo_1	1
14	ISO 4762 M4 x 20 --- 20N	4
15	ISO 4762 M8 x 40 --- 28N	4
16	Estr_Eixo_2	1
17	SKF - 7200 BE - Full,DE,NC,Full_68	2
18	SKF - 7203 BE - Full,DE,NC,Full_68	2
19	SKF - 7204 BE - Full,DE,NC,Full_68	3
20	Estr_Mancal_2	2
21	Estr_Espacador	1
22	Estr_Pivo	1
23	ISO 4017 - M5 x 25-N	2
24	ISO 4017 - M5 x 30-N	2
25	Washer ISO 7091 - 5	2
26	Estr_Eixo_3	1
27	Estr_Mancal_3	2
28	Estr_Altura_1	1
29	Controller	1
30	110413	1
31	353295	1
32	110518	1

SE NÃO ESPECIFICADO:
DIMENSÕES EM MILÍMETROS
ACABAM. SUPERFÍCIE:
TOLERÂNCIAS:
LINEAR:
ANGULAR:

ACABAMENTO:

DEBUR AND
BREAK SHARP
EDGES

NÃO MUDAR A ESCALA DO DESENHO

REVISÃO

	NOME	ASSINATURA	DATA		
DES.					
VERIF.					
APROV.					
MANUF.					
QUALID.					
				MATERIAL:	
				PESO:	

TÍTULO:

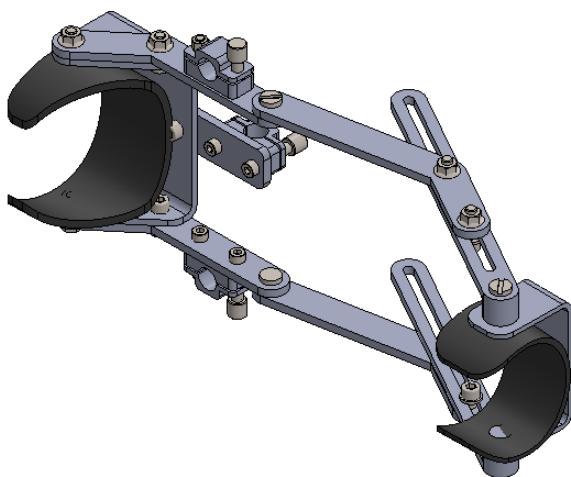
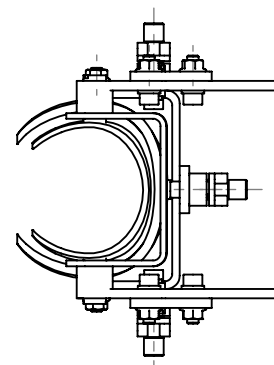
DES. Nº

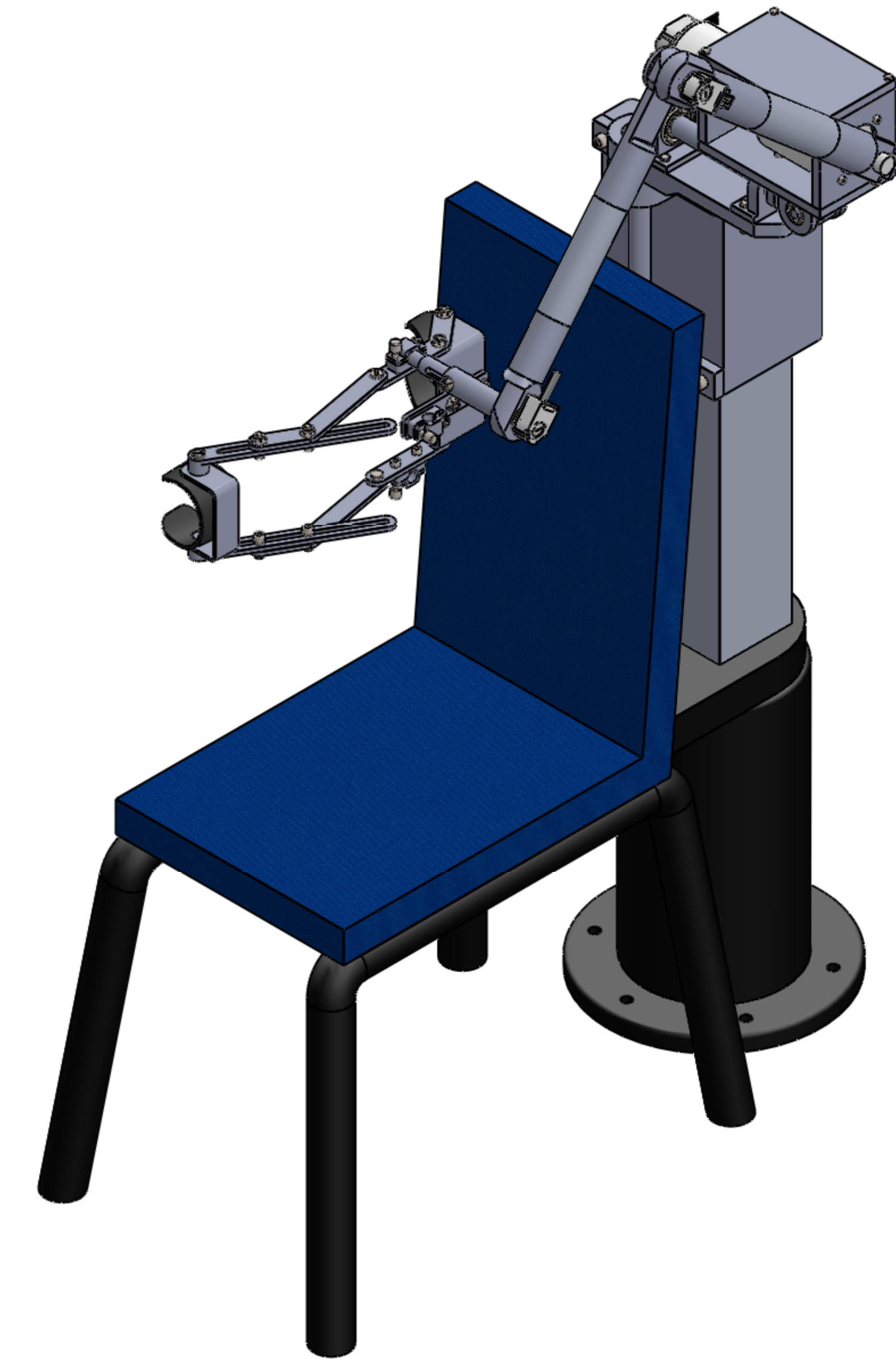
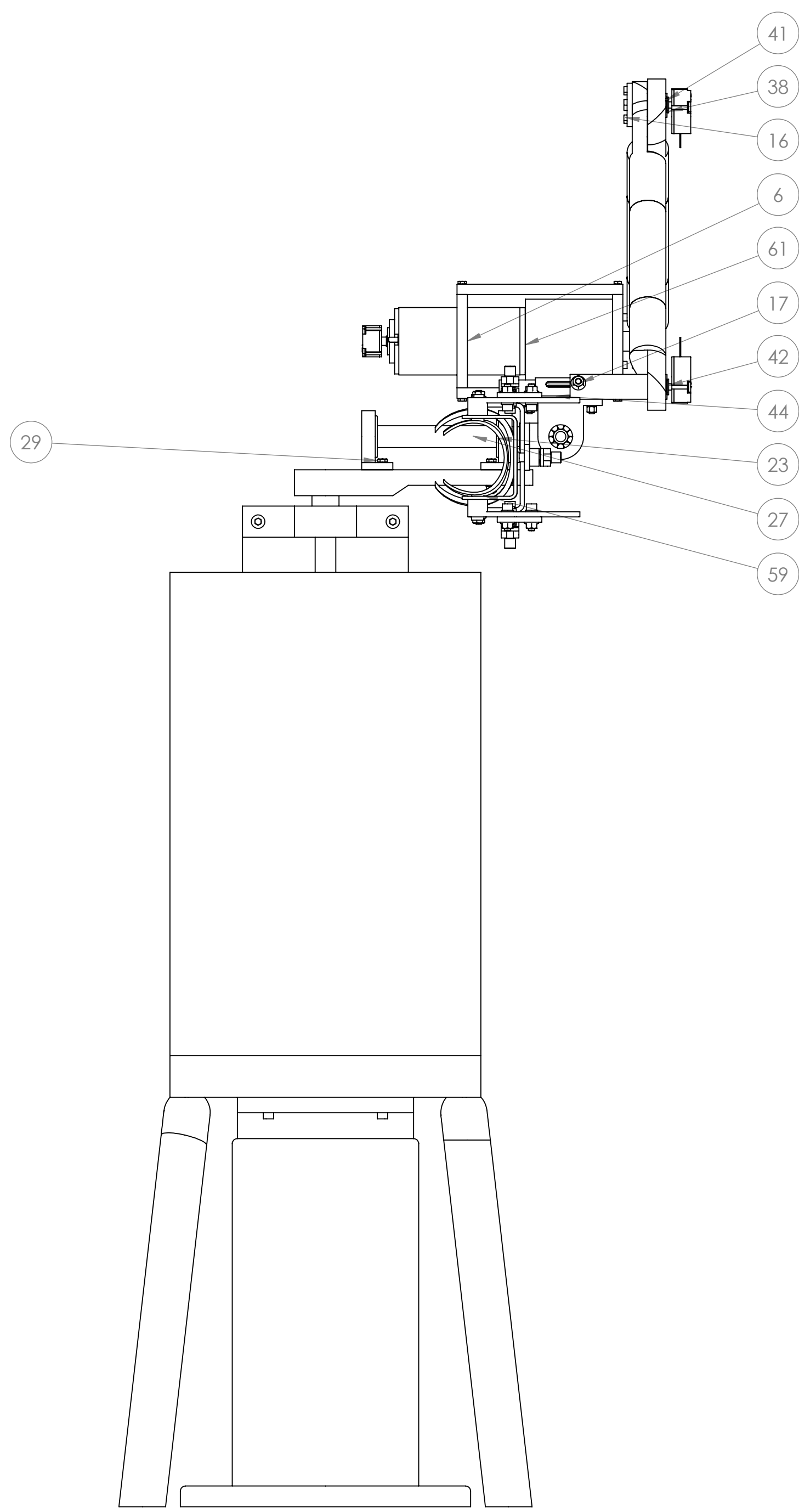
Sistema_Estrut

A4

ESCALA:1:10

FOLHA 1 DE 1

[illegible]

[illegible]

ANEXO A – MECANISMOS

O conteúdo presente neste anexo foram retiradas do material de apoio Metodologia para Análise e Síntese de Mecanismos da disciplina de PMR2430 e PMR2331 ministrada pelo prof. Dr. Tarcísio Antônio Hess Coelho. (23 de outubro de 2008)

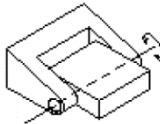
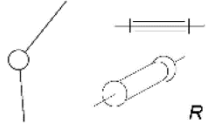
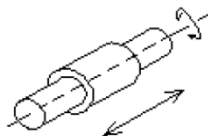
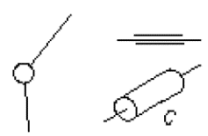
1 DEFINIÇÕES

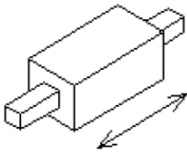
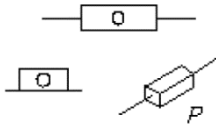
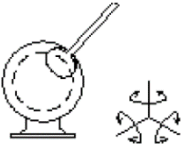
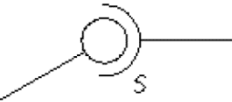
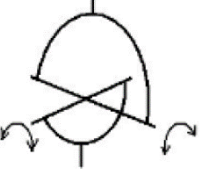
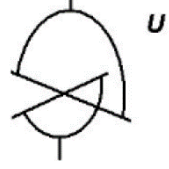
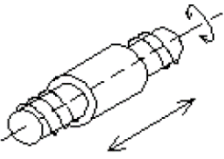

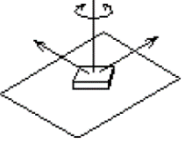
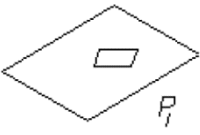
1.1 Mecanismo

Mecanismo é um sistema mecânico transformador de movimento. É responsável pela transformação de um ou mais movimentos de entrada disponíveis em um ou mais movimentos de saída desejados.

Um mecanismo é composto por peças (elos) e pares cinemáticos (juntas). Os pares cinemáticos podem ser de revolução, cilíndrico, prismático, esférico, universal, helicoidal ou plano (vide Tabela 17).

Tabela 17 – Tipos de Pares Cinemáticos

<i>Par cinemático</i>	<i>Forma Geométrica</i>	<i>Representações Esquemáticas</i>	<i>Graus de Liberdade</i>
Revolução (R)			1
Cilíndrico (C)			2

Prismático (P)			1
Esférico (S)			3
Universal (U)			2
Helicoidal (H)			1
Plano (P _L)			3

Fonte: (SUH e RADCLIFFE, 1978)

1.2 Cadeia cinemática

Cadeias (ou correntes) cinemáticas são partes ou subsistemas de um mecanismo que não incluem a peça fixa (imóvel) e podem ser classificadas em: aberta ou fechada.

Cadeias cinemáticas abertas possuem sua extremidade separadas, enquanto as cadeias cinemáticas fechadas as apresentam unidas.

As cadeias cinemáticas podem ser classificadas em ativas, aquelas que apresentam atuadores (por exemplo: motores elétricos com ou sem transmissão, pistões hidráulicos ou pneumáticos,

etc.) em uma ou mais juntas de sua cadeia para realizar a sua movimentação; ou passivas, não apresentando nenhum atuador ou transmissão em suas juntas.

1.3 Grau de Liberdade

Grau de liberdade é considerada uma propriedade associada a um determinado par cinemático. Esta propriedade se refere ao número de movimentos independentes possíveis que uma das peças pode realizar em relação à outra (vide Tabela A1).

Observação: Na literatura, é comum os dispositivos robóticos (exoesqueletos) apresentarem a informação do seu número de Grau de Liberdade (GdL) que indica a quantidade de movimentos independentes possíveis que o dispositivo é capaz de realizar. Esta definição, segundo o material de apoio consultado, é vista como mobilidade do mecanismo.

1.4 Mobilidade

Conforme a observação anterior, mobilidade se refere o número de movimentos independentes possíveis que as peças móveis do mecanismo podem executar. Na maioria dos casos, este número corresponde à quantidade de atuadores necessários para a movimentação do mecanismo.

1.5 Conectividade

O termo conectividade se refere a uma propriedade de uma cadeia cinemática e corresponde à soma do número de graus de liberdade das juntas presentes na cadeia em questão.

2 CLASSIFICAÇÃO DOS MECANISMOS

2.1 Espaço de trabalho: planos, esféricos e tridimensionais

Os mecanismos podem ser classificados de acordo com o seu espaço de trabalho. Em mecanismos planos, suas peças executam os movimentos em planos paralelos entre si. Em mecanismos esféricos, os pontos de suas peças desenvolvem trajetórias sobre esferas concêntricas. Finalmente, os mecanismos tridimensionais são representados por aqueles que não satisfaz as condições definidas para mecanismos planos ou esféricos.

2.2 Cadeias cinemáticas: seriais, paralelos e híbridos

A classificação dos mecanismos também pode ser feita de acordo com o tipo de cadeias cinemáticas presentes no mecanismo. Mecanismos seriais apresentam cadeia cinemática aberta. Mecanismos paralelos apresentam cadeia cinemática fechada e possuem pelo menos duas cadeias ativas independentes conectando a base (peça fixa) ao órgão terminal (peça que realiza o movimento de saída). Os mecanismos híbridos possuem cadeias abertas e fechadas.

3 DIFERENÇA ENTRE SÍNTESE E ANÁLISE

3.1 Síntese

Na síntese, poucos parâmetros são conhecidos a priori. Sabe-se apenas a movimentação de saída desejada e a dimensão do espaço de trabalho utilizado, mas pouco se sabe sobre o tipo de mecanismo, dimensões das peças, posicionamento dos atuadores, entre outros.

O objetivo da síntese é definir quais são as possíveis soluções que podem ser utilizadas para atender as especificações do projeto.

3.2 Análise

Em contrapartida, a análise se resume em, a partir do conhecimento dos parâmetros do projeto, determinar os parâmetros de saída do mecanismo.