



PROJETO DE GRADUAÇÃO

PROJETO DE MECANISMO PARA INSERÇÃO DE ENDOSCÓPIO EM CIRURGIAS LAPAROSCÓPICAS

Por,
Taís Tolino Maran

Brasília, 21 de Novembro de 2018

UNIVERSIDADE DE BRASÍLIA

FACULDADE DE TECNOLOGIA
DEPARTAMENTO DE ENGENHARIA MECÂNICA

UNIVERSIDADE DE BRASÍLIA
Faculdade de Tecnologia
Departamento de Engenharia Mecânica

PROJETO DE GRADUAÇÃO 2

PROJETO DE MECANISMO PARA INSERÇÃO DE ENDOSCÓPIO EM CIRURGIAS LAPAROSCÓPICAS

POR,

Taís Tolino Maran 14/0057030

Relatório submetido como requisito parcial para obtenção
do grau de Engenheiro Mecânico.

Banca Examinadora

Prof. Antônio Manoel D. Henriques, UnB/ENM
(Orientador)

Prof. Mariana Costa Bernardes Matias, UnB/ FGA
(Co-orientadora)

Prof. Dianne Magalhães Viana, UnB/ ENM

Prof. Aida Alves Fadel, UnB/ ENM

Brasília, 21 de Novembro de 2018

Dedicatória

*Dedico este trabalho a todos que
contribuíram para minha formação
pessoal e acadêmica.*

Taís Tolino Maran

Agradecimentos

Agradeço aos meus pais por terem me dado todo apoio para que eu buscasse a realização dos meus objetivos profissionais.

Aos meus amigos que sempre estiveram ao meu lado e me ajudaram nos momentos difíceis.

Ao meu orientador, Antônio D. Henriques, por me auxiliar neste trabalho, transmitindo seu conhecimento da área.

À minha co-orientadora, Mariana Bernardes, por me dar a oportunidade de realizar um sonho de aplicar os conhecimentos do curso em um projeto na área biomédica.

Ao Laboratório de Automação e Robótica por possibilitar o desenvolvimento de futuros engenheiros com projetos inovadores.

E à Universidade de Brasília pela oferta de uma formação acadêmica de qualidade.

Taís Tolino Maran

RESUMO

Durante cirurgias laparoscópicas minimamente invasivas realizadas em hospitais públicos brasileiros, é necessário que um especialista seja responsável pelo manuseio do endoscópio. A fim de reduzir o custo dos procedimentos e a demanda por recursos humanos, a Universidade de Brasília com o apoio do Ministério da Saúde criou o CLARA: um projeto de pesquisa, desenvolvimento e implementação de um sistema automático para auxiliar na realização de procedimentos laparoscópicos. Assim, um único profissional será responsável pelos procedimentos cirúrgicos e controle do endoscópio. O foco deste projeto de graduação foi projetar um mecanismo que permita a movimentação vertical do endoscópio durante a cirurgia abdominal, para que seja possível o controle de profundidade da câmera, e que facilite a inserção e remoção do dispositivo no paciente. Inicialmente, foram analisadas as soluções de equipamentos comerciais para a mesma função, bem como avaliados os mecanismos atualmente instalados no protótipo CLARA. A partir das condições impostas pelo procedimento cirúrgico e de acordo com o protótipo parcialmente construído e em funcionamento, foi proposta uma nova solução para o mecanismo de inserção da câmera. Ao final do trabalho, são apresentados os desenhos de fabricação da solução desenvolvida ao longo do projeto.

Palavras-chave: *mecanismo de movimentação linear, protótipo, laparoscopia.*

ABSTRACT

During minimally invasive laparoscopic surgeries performed in Brazilian public hospitals, an assistant surgeon needs to be exclusively responsible for manual controlling the endoscope. In order to reduce procedure and human resource costs, the University of Brasilia, in partnership with “Ministério da Saúde”, developed CLARA: a technological project to design a robotic system to assist on laparoscopic procedures. This project will allow only one surgeon to both control the camera and perform the surgery. This project focuses on designing a mechanism to vertically control the endoscope during abdominal laparoscopies, allowing for depth adjustment of the camera and making it easier to insert and remove the equipment from the patient. In addition to designing this mechanism on the CLARA prototype, in development, the idea is to select and adapt commercial parts to eventually assemble the mechanism. In the first stage, commercial robotic systems were studied to solve for depth control, and the actual installed mechanisms in the prototype were analyzed. Upon surgical operation conditions and in accordance to the partially built prototype that was working, a new solution to the endoscope adjustment has been designed. Developed throughout the project, the technical drawings to manufacture this solution are available at the end of this work.

Key words: *linear movement mechanism, prototype, laparoscopy.*

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	12
1.1	CONTEXTUALIZAÇÃO	12
1.1.1	Projeto CLARA	12
1.2	OBJETIVOS	15
1.2.1	Objetivos gerais	15
1.2.2	Objetivos específicos	15
1.3	ESTRUTURA DO RELATÓRIO	15
2	REVISÃO BIBLIOGRÁFICA	16
2.1	INTRODUÇÃO	16
2.2	REMOTE CENTER-OF-MOTION (RCM): Centro Remoto de Movimentação	19
2.2.1	Isocentral	19
2.2.2	Trajectoria em arcos circulares	20
2.2.3	Paralelogramo	20
2.2.4	Passivo	21
2.3	EQUIPAMENTOS EXISTENTES	21
2.3.1	AESOP	22
2.3.2	LARS	23
2.3.3	FIPS Endoarm	24
2.3.4	ViKY	25
2.3.5	FreeHand	26
2.3.6	Da Vinci	27
3	PROJETO CONCEITUAL	29
3.1	SOFTWARE UTILIZADO	29
3.1.1	SolidWorks	29
3.2	REQUISITOS	30
3.3	ANÁLISE DO PROTÓTIPO CLARA	32
3.4	COMPARAÇÃO ENTRE CREMALHEIRA E ATUADOR ELÉTRICO	33
3.4.1	Cremalheira	33
3.4.2	Atuador elétrico linear	34
3.5	DEFINIÇÃO DO MECANISMO DE INSERÇÃO	35
3.6	PROPOSTA DE MONTAGEM DO MECANISMO DE CONTROLE DE PROFUNDIDADE DO ENDOSCÓPIO	36
4	PROJETO DE DETALHAMENTO	38
4.1	DIMENSIONAMENTO DO ATUADOR LINEAR DE FUSO DE ESFERAS	38
4.2	DIMENSIONAMENTO DO MOTOR	42
4.3	SELEÇÃO DO ACOPLAMENTO	43
4.4	DIMENSIONAMENTO DO EIXO E ROLAMENTOS	44
4.5	MONTAGEM DO SISTEMA DE MOVIMENTAÇÃO	47
4.6	PROJETO DO COMPONENTE DE INTERLIGAÇÃO	48
4.7	MONTAGEM FINAL	51
4.8	FABRICAÇÃO	53
4.9	CONDIÇÕES DE OPERAÇÃO	54
5	CONCLUSÕES	57
6	REFERÊNCIAS	59
7	APÊNDICES	61

LISTA DE FIGURAS

Figura 1.1: Protótipo CLARA.	13
Figura 1.2: Eixo de coordenadas do projeto.	14
Figura 1.3: Movimentação em forma de cone. [1] - modificado.	14
Figura 2.1: Cortes em cirurgias convencionais (a) e minimamente invasivas (b). [2] - modificado.	16
Figura 2.2: Dispositivo trocar descartável. [6]	17
Figura 2.3: Esquema de utilização de trocar durante a laparoscopia abdominal. [7] - modificado.	17
Figura 2.4: Graus de liberdade da ferramenta cirúrgica. [8]	18
Figura 2.5: RCM isocentral. [4]	19
Figura 2.6: RCM em arco com 1 DOF. [4]	20
Figura 2.7: RCM em arco com 2 DOF. [4]	20
Figura 2.8: RCM em paralelogramo com 1 DOF. [4]	20
Figura 2.9: RCM em paralelogramo com 2 DOF. [4]	21
Figura 2.10: RCM passivo. [4] - modificado	21
Figura 2.11: AESOP. [9]	22
Figura 2.12: Esquema de funcionamento do AESOP. [9]	23
Figura 2.13: Esquema de funcionamento do LARS. [9]	23
Figura 2.14: Parte superior do LARS. [9]	23
Figura 2.15: Esquema de funcionamento do FIPS Endoarm. [9] - modificado	24
Figura 2.16: FIPS Endoarm. [9]	24
Figura 2.17: ViKY. [9]	25
Figura 2.18: Esquema de funcionamento do ViKY. [9] - modificado	25
Figura 2.19: FreeHand. [3]	26
Figura 2.20: Esquema de funcionamento do FreeHand. [9] - modificado	26
Figura 2.21: Unidade mestre da Vinci. [4]	27
Figura 2.22: Unidade escrava da Vinci. [3]	27
Figura 3.1: Movimento vertical do endoscópio utilizando-se roletes.	30
Figura 3.2: Proteção por ensacamento durante a cirurgia. [5]	31
Figura 3.3: Estrutura do protótipo.	32
Figura 3.4: Mecanismo RCM do protótipo.	32
Figura 3.5: Cremalheira do equipamento ViKY. [12]	33
Figura 3.6: Atuador elétrico linear de fuso de esferas. [13]	34
Figura 3.7: Fuso de esferas. [14]	34
Figura 3.8: Proposta inicial de fixação do atuador linear no protótipo.	37
Figura 4.1: Estrutura do atuador linear compacto com gaiola de esferas modelo SKR. [15]	38
Figura 4.2: Estrutura do atuador linear compacto com gaiola de esferas modelo KR. [15]	39
Figura 4.3: Curva de desempenho do motor NEMA 23 modelo AK23/7.0F8FN1.8. [17]	43
Figura 4.4: Diagrama de corpo livre dos mancais para a configuração vertical.	45
Figura 4.5: Diagrama de corpo livre dos mancais para a configuração de máxima inclinação.	45
Figura 4.6: Montagem do sistema de ajuste de profundidade.	47
Figura 4.7: Distância entre o cursor e o endoscópio na posição extrema à esquerda.	48
Figura 4.8: Distância entre o cursor e o endoscópio na posição extrema à direita.	48
Figura 4.9: Distância entre o cursor e o endoscópio na posição central.	49
Figura 4.10: Interligação entre o endoscópio e o cursor do atuador linear.	49
Figura 4.11: Vista isométrica do projeto final do protótipo.	50
Figura 4.12: Vista explodida do projeto.	51
Figura 4.13: Componentes do sistema de interligação do cursor e endoscópio.	52
Figura 4.14: Zona de isolamento do equipamento.	55
Figura 4.15: Fixação da peça guia.	55
Figura 4.16: Desmontagem para a esterilização do endoscópio e da peça guia.	56

LISTA DE TABELAS

Tabela 1.1: Referenciais do projeto.....	13
Tabela 2.1: Comparação entre os sistemas robotizados comerciais.....	28
Tabela 3.1: Matriz de decisão do mecanismo de inserção do endoscópio.....	35
Tabela 3.2: Componentes da proposta de montagem do atuador no protótipo.....	37
Tabela 4.1: Estimativa das massas dos elementos suspensos pelo atuador linear.....	39
Tabela 4.2: Capacidades nominais de carga dinâmica das unidades do atuador linear SKR3310-C....	41
Tabela 4.3: Vida útil em milhões de horas para as unidades do atuador linear.....	41
Tabela 4.4: Parâmetros iniciais para o dimensionamento do motor a passo.....	42
Tabela 4.5: Massa de cada componente suportado pelo mancal.....	44
Tabela 4.6: Resultados das reações nos mancais A e B.....	46
Tabela 4.7: Identificação dos componentes do sistema de interligação.....	52
Tabela 4.8: Estimativa de custos para a implementação dos novos mecanismos no protótipo.....	53

LISTA DE SÍMBOLOS

Símbolos Latinos

a	Aceleração do motor	[m/s ²]
C_0	Carga estática nominal do rolamento	[N]
C_a	Capacidade de carga dinâmica nominal	[N]
$C_{af\ obr}$	Carga dinâmica do fuso de esferas	[N]
C_{ag}	Capacidade de carga dinâmica nominal da unidade da guia linear	[N]
$C_{din\ min}$	Capacidade de carga dinâmica mínima do rolamento	[N]
c_t	Carga de trabalho	[N]
d	Diâmetro do eixo de fuso de esferas	[m]
d_{eixo}	Diâmetro do eixo	[mm]
E	Módulo de elasticidade	[GPa]
F	Carregamento no eixo	[N]
F_a	Carga axial no rolamento	[N]
F_p	Força peso suportada pelo motor	[N]
F_r	Carga radial no rolamento	[N]
F_t	Força peso suportada pelos mancais	[N]
f_w	Fator de operação	
FS	Fator de segurança de projeto	
g	Aceleração da gravidade	[m/s ²]
I	Momento de inércia	[mm ⁴]
L_{eixo}	Comprimento do eixo	[mm]
L_f	Vida nominal do fuso de esferas	[rev]
$L_{h\ min}$	Vida útil mínima do rolamento	[h]
L_{hf}	Vida útil do fuso de esferas	[h]
$L_{hf\ méd}$	Vida útil média do fuso de esferas	[h]
L_{hg}	Vida útil da unidade da guia linear	[h]
L_g	Vida nominal da unidade da guia linear	[km]
l	Avanço do fuso de esferas	[mm]
l_s	Comprimento do curso do atuador	[mm]
M	Massa total suspensa pelo fuso de esferas	[kg]
M_T	Massa total	[kg]
N	Rotação proposta	[rpm]
N_r	Rotação de trabalho proposta para os rolamentos	[rpm]
N_w	Rotação de trabalho	[rpm]
P	Carga dinâmica equivalente no rolamento de esferas	[N]
P_A	Carga axial no fuso de esferas	[N]
P_{eq}	Carga equivalente na unidade da guia linear	[N]
$P_{eq\ máx}$	Carga equivalente máxima	[N]
P_I	Carga radial inversa na unidade da guia linear	[N]
P_L	Carga lateral na unidade da guia linear	[N]
P_R	Carga radial na unidade da guia linear	[N]
p	Passo do fuso de esferas	[mm]
p_{in}	Passo estimado do fuso de esferas	[mm]
R_{ah}	Reação horizontal no mancal A	[N]
R_{av1}	Reação vertical no mancal A	[N]
R_{av2}	Reação vertical no mancal A	[N]

R_{bh}	Reação horizontal no mancal B	[N]
R_{bv1}	Reação vertical no mancal B	[N]
R_{bv2}	Reação vertical no mancal B	[N]
T_{kN}	Torque mínimo suportado pelo acoplamento	[N.m]
t_a	Tempo de aceleração estimado	[s]
v	Velocidade linear de operação da guia	[m/s]
W	Torque exigido pelo motor	[N.m]
W_m	Torque desejado do motor	[kgf.cm]
X	Coefficiente para carga radial	
Y	Coefficiente para carga axial	
y_{max}	Deflexão máxima	[mm]

Símbolos Gregos

μ	Coefficiente de atrito dinâmico
π	Número pi

Siglas

AESOP	Automated Endoscope System for Optimal Positioning
DOF	Degree of Freedom (grau de liberdade)
FDA	Food and Drug Administration
LARS	Laparoscopic Assistant Robot System
MIS	Minimally Invasive Surgery (cirurgia minimamente invasiva)
RCM	Remote Center-of-Motion (centro remoto de movimentação)
SUS	Sistema Único de Saúde
UnB	Universidade de Brasília
ViKY	Vision Kontrol endoscopY

1 INTRODUÇÃO

1.1 CONTEXTUALIZAÇÃO

Com base no cenário brasileiro de saúde pública, onde há insuficiência de equipes médicas e de recursos financeiros, a implementação de sistemas automatizados para aumentar a eficiência e reduzir a demanda por recursos para a realização de laparoscopias é de total interesse para o Sistema Único de Saúde (SUS). Ademais, a realização destes procedimentos minimamente invasivos diminui custos de internação, visto que reduz o período pós-operatório.

A laparoscopia assistida por robô é uma tecnologia recente e que vem, em boa parte, sendo explorada por sistemas comerciais, como a plataforma robótica mais conhecida Da Vinci da Intuitive Surgical, empresa dos Estados Unidos. Entretanto, esse tipo de sistema foi desenvolvido para realização de cirurgia assistida por robô em que o cirurgião realiza os procedimentos em um console à parte, sendo uma plataforma de múltiplos propósitos. Portanto, seu preço é bastante elevado e proibitivo para atender à demanda da rede pública brasileira.

Algumas soluções economicamente mais atraentes vêm sendo propostas, tais como os robôs especializados na manipulação do endoscópio ViKY (Endocontrol, França) e o FreeHand (ProSurgics, Reino Unido). Essas soluções são mais baratas do que o sistema Da Vinci, mas o custo ainda é elevado para a implementação na rede pública de saúde do Brasil, principalmente quando associados os custos de manutenção por empresas estrangeiras no país.

Devido aos altos custos dos equipamentos disponíveis no mercado, torna-se inviável a aquisição destes produtos em larga escala, para atender à rede pública de saúde brasileira. Como alternativa, o Ministério da Saúde entrou em contato com a Universidade de Brasília para que fosse desenvolvida uma parceria. Desta forma, foi instituído o Projeto CLARA visando um sistema robótico projetado e construído no Brasil para auxiliar em procedimentos laparoscópicos, proporcionando assim uma solução nacional que possa beneficiar a população que utiliza o SUS.

1.1.1 Projeto CLARA

O projeto CLARA foi criado em 2013 com a finalidade de beneficiar os sistemas públicos de saúde ao eliminar a necessidade de haver um médico responsável somente pelo manuseio do endoscópio, reduzindo assim o custo e a demanda por recursos humanos em cirurgias laparoscópicas abdominais. O Laboratório de Automação e Robótica da Universidade de Brasília (LARA) é responsável pelo desenvolvimento do projeto. Caracteriza-se como um projeto de pesquisa, desenvolvimento e implementação de um sistema robótico especializado, cujo principal objetivo é a concepção de um segurador ativo para o endoscópio com uma interface de controle otimizada para utilização por parte do

cirurgião, podendo ser realizado por comandos de voz e joystick acoplado à ferramenta de corte chamada *forceps*.

Respeitando as normas de segurança e desempenho correspondentes a dispositivos médicos, o sistema projetado deve ser uma alternativa de menor custo quando comparada aos sistemas robóticos já existentes, além de fácil manuseio e interface amigável com os médicos responsáveis. Com estes condicionantes, a Universidade de Brasília está desenvolvendo o equipamento denominado CLARA, cujo protótipo é mostrado na Figura 1.1.



Figura 1.1: Protótipo CLARA.

O CLARA deve permitir o movimento automático do endoscópio em três eixos principais e de rotação da câmera em seu próprio eixo, conferindo assim quatro graus de liberdade. A Tabela 1.1 e Figura 1.2 explicitam os referenciais do projeto.

Tabela 1.1: Referenciais do projeto.

Eixo	Movimentação dos eixos tomando como referência o paciente
x	Longitudinal
y	Profundidade
z	Transversal

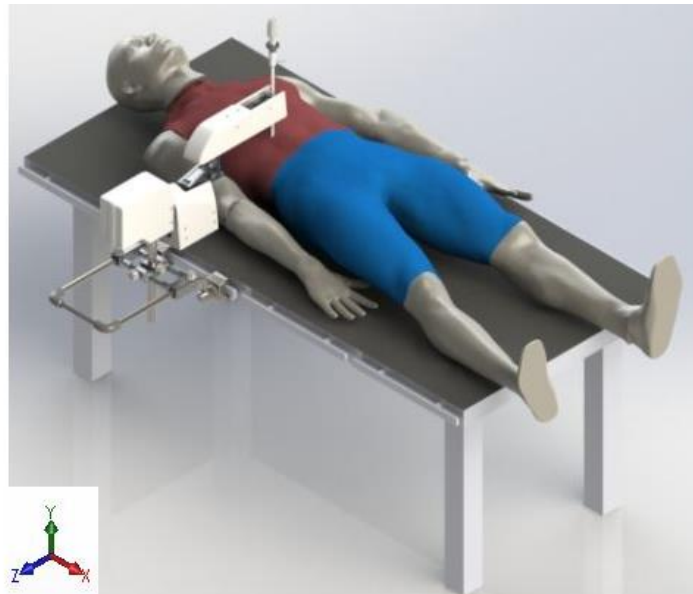


Figura 1.2: Eixo de coordenadas do projeto.

O protótipo desenvolvido, mostrado na Figura 1.1, permite que o endoscópio opere somente nas direções x (longitudinal) e z (transversal), ou seja, no plano horizontal. Desta forma, a movimentação da câmera descreve a forma de um cone, conforme mostrado na Figura 1.3.



Figura 1.3: Movimentação em forma de cone. [1] - modificado

O objetivo deste projeto foi projetar um sistema que permita o deslocamento do endoscópio ao longo do eixo y do protótipo, responsável pelo ajuste de profundidade da câmera. Para isso, modificações terão de ser feitas no protótipo CLARA.

1.2 OBJETIVOS

1.2.1 Objetivos gerais

O objetivo principal deste projeto foi o de conceber e projetar um mecanismo que possibilite o controle de ajuste de profundidade no protótipo CLARA. Para isso, soluções comerciais foram analisadas, considerando-se as condições de utilização do sistema robótico auxiliar para o procedimento cirúrgico de laparoscopia. Foi elaborado o projeto de detalhamento, assim como desenhos de fabricação, de um mecanismo que seja capaz de mover a câmera verticalmente.

1.2.2 Objetivos específicos

Este projeto teve como objetivos específicos:

- Avaliar e definir uma proposta para a movimentação vertical do endoscópio a partir da análise das soluções comerciais disponíveis, considerando o fato de o protótipo encontrar-se parcialmente construído;
- Projetar as peças a serem fabricadas e selecionar os componentes que serão adquiridos;
- Elaborar os desenhos de fabricação e de montagem dos elementos projetados.

1.3 ESTRUTURA DO RELATÓRIO

Este trabalho está dividido em quatro capítulos, sendo o primeiro uma introdução explicando o projeto CLARA e a divisão do trabalho. No segundo capítulo, foi feita a revisão bibliográfica, apresentando o conceito de *Remote Center-of-Motion* (RCM), e analisadas as soluções comerciais de seguradores automatizados de endoscópio. O terceiro capítulo apresenta o projeto conceitual do mecanismo de ajuste de profundidade da câmera, com a definição do mecanismo e sua forma de montagem no protótipo. O quarto capítulo apresenta o projeto de detalhamento, no qual a solução definida no terceiro capítulo foi projetada em detalhes. O quinto capítulo apresenta as conclusões finais.

2 REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

2.1 INTRODUÇÃO

Cirurgias abertas vêm sendo gradativamente substituídas por procedimentos minimamente invasivos, ou MIS do inglês *Minimally Invasive Surgery*. Isto porque os procedimentos convencionais necessitam de uma grande abertura do organismo do paciente, exigindo destreza visual e habilidades motoras do cirurgião, o que pode causar traumas desnecessários como infecções, aumento do tempo de recuperação e taxas de mortalidade pela alta exposição do paciente a riscos e falhas médicas. Desta forma, é vantajoso desenvolver e introduzir procedimentos minimamente invasivos como uma forma de solução cirúrgica para os problemas citados que são comuns e podem ser evitados. A Figura 2.1 compara os cortes realizados para cirurgias realizadas utilizando procedimentos convencionais e procedimentos minimamente invasivos abdominais.

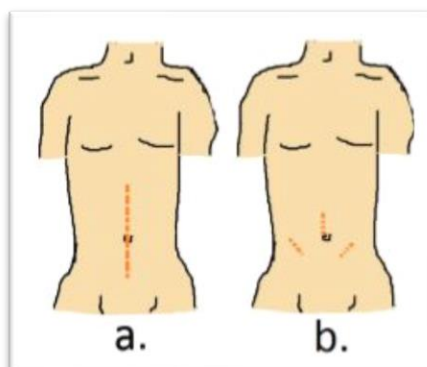


Figura 2.1: Cortes em cirurgias convencionais (a) e minimamente invasivas (b). [2] - modificado

O avanço tecnológico de motores, materiais e sistemas de controle, assim como o desenvolvimento de imagens de alta resolução na área médica têm aumentado o desenvolvimento de equipamentos robotizados para procedimentos cirúrgicos [3]. Estes sistemas automatizados facilitam procedimentos em que são exigidas habilidades como agilidade, força, precisão e acurácia [3]. Desta forma, têm ganhado a aceitação dos profissionais de saúde à medida que agilizam e facilitam suas ações, exigindo menor esforço físico e mental. Para os pacientes, apresentam vantagens como a menor exposição a riscos cirúrgicos, menor agressividade no organismo, redução do tempo de hospitalização, além do retorno precoce à vida normal após a realização da cirurgia [4].

A laparoscopia é um procedimento minimamente invasivo que vem se tornando um novo padrão para intervenções abdominais e torácicas, em que é possível observar cavidades viscerais por meio de pequenas incisões onde ferramentas cirúrgicas conseguem entrar no corpo do paciente e, assim, diagnosticar e tratar doenças. A visualização do interior do paciente é possível graças ao uso do endoscópio, que funciona basicamente como uma câmera de vídeo inserida através de uma das incisões onde a imagem transmitida para um monitor [5].

Para a realização do procedimento cirúrgico, o paciente é inflado com gás carbônico para ampliar o espaço de atuação dentro do organismo [2]. As ferramentas são inseridas através de dispositivos descartáveis chamados trocars, mostrado na Figura 2.2.

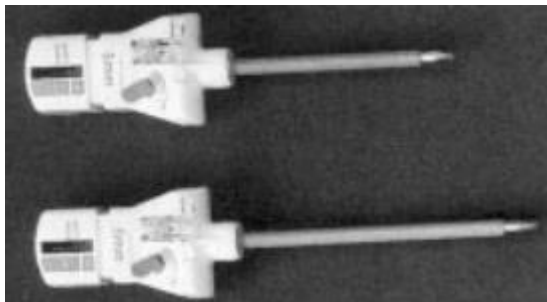


Figura 2.2: Dispositivo trocar descartável. [6]

O trocar é fixo na parede abdominal para impedir o contato direto com o paciente [7], conforme esquematizado na Figura 2.3.

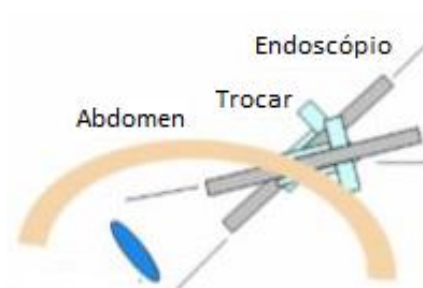


Figura 2.3: Esquema de utilização de trocar durante a laparoscopia abdominal. [7] - modificado

Durante a laparoscopia, o cirurgião geralmente tem suas duas mãos ocupadas com as ferramentas utilizadas para realizar a intervenção, sendo necessária a presença de um cirurgião assistente com a tarefa de mover o endoscópio durante todo o procedimento. Como consequência deste controle de imagem e a atuação cirúrgica compartilhados, o cirurgião principal tem seus movimentos limitados no que compete à abrangência de movimentação, à perda de taticidade cirúrgica e de informação visual. Por isso, geralmente os procedimentos laparoscópicos têm duração superior quando comparado ao procedimento de abertura convencional do organismo [7].

Além do restrito espaço de trabalho na mesa cirúrgica que precisa ser compartilhado por dois profissionais, existe a necessidade de uma boa coordenação entre os movimentos do cirurgião principal e do cirurgião assistente, o que só é possível após muitas horas de treinamento em conjunto. Além disso, os longos períodos em que o cirurgião assistente deve permanecer imóvel segurando o endoscópio geram grande desgaste físico. Como resultado, à medida em que a cirurgia evolui, o cirurgião assistente passa a sofrer tremores involuntários, degradando a estabilização da câmera e, conseqüentemente, a qualidade da imagem que serve para guiar o cirurgião principal durante a laparoscopia [7]. Esses fatores podem comprometer a integridade e a saúde dos profissionais envolvidos e, até mesmo, do paciente.

A fim de excluir a necessidade de haver um auxiliar para o manuseio da câmera, retirar do cirurgião principal parte do esforço físico e mental necessário para compensar sozinho todas as dificuldades da técnica laparoscópica, reduzir a demanda por recursos humanos e financeiros, novos equipamentos foram desenvolvidos buscando estender as capacidades humanas e facilitar trabalhos tediosos.

Antes dos seguradores robóticos de endoscópios, foram criados dispositivos básicos sem automação nenhuma. Eram simples seguradores da câmera que precisavam ser destravados, ajustados à mão, e travados novamente para cada mudança de posição e ângulo requerido pelo médico durante a operação [7]. Alguns exemplos destes equipamentos são: Robotrac, da empresa alemã Aesculap; First Assistant, da norte americana Loanard Medical Inc.; Omni-Tract, da empresa Minnesota Scientific dos Estados Unidos; e Iron Intern, da norte americana Automated Medical Products Corp.

O problema crucial ao se projetar um robô cirúrgico está na segurança, tanto do paciente quanto da equipe médica [7]. Para robôs utilizados em cirurgias minimamente invasivas, o equipamento cirúrgico é segurado pelo braço robótico e movido com grande amplitude angular em torno de um único ponto ou em um espaço limitado de atuação. Mais especificamente na laparoscopia, a ferramenta cirúrgica é pivotada no ponto coincidente à sua entrada no organismo do paciente, no contato do trocar com a parede abdominal [4]. Desta forma, impõe-se quatro graus de liberdade de movimentação da ferramenta: três rotacionais pivotados por um ponto e um translacional de profundidade, conforme esquematizado na Figura 2.4.

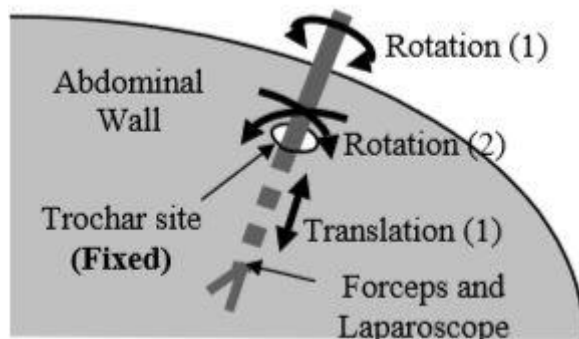


Figura 2.4: Graus de liberdade da ferramenta cirúrgica. [8]

Esta visualização da forma de atuação dos mecanismos aplicada a cirurgias minimamente invasivas foi fundamental para fosse feito o estudo e projeto de mecanismos para sistemas robotizados em MIS de forma que, mecanicamente, eliminasse a interdependência de movimentos rotacionais e translacionais de ferramentas em um ponto distante da estrutura do robô [4]. Tal mecanismo é denominado *Remote Center-of-Motion* (RCM) e tem papel fundamental no projeto da cinemática de sistemas robotizados para cirurgias minimamente invasivas. Mais detalhes sobre o RCM e suas diferentes aplicabilidades serão comentados na seção 2.2.

2.2 REMOTE CENTER-OF-MOTION (RCM): Centro Remoto de Movimentação

O primeiro avanço para a segurança na automação dos seguradores de endoscópio foi a definição e implantação do RCM (*remote center-of-motion*). O RCM de um mecanismo é definido geometricamente como um ponto em que pelo menos um movimento rotacional está centralizado e, desta forma, com movimentação controlada remotamente pela própria estrutura do mecanismo. Este ponto não é localizado no mecanismo, mas fora dele [4].

Para efeitos de cirurgias minimamente invasivas, o RCM é projetado para coincidir com o ponto de inserção da ferramenta no organismo do paciente. Assim, permite que o robô tenha um grande alcance de atuação externa ao paciente porém mantendo a ferramenta pivotada naturalmente pelo próprio sistema quando em uso. Isto é determinante para simplificar a manipulação e controle do sistema, além de automaticamente evitar potenciais danos ao paciente ou cirurgião por falhas de controle ou coordenação. Na laparoscopia, o RCM é o ponto de inserção do trocar no paciente, que deve ser mantido para todas as movimentações do endoscópio, oferecendo estabilidade e a manutenção da fixação do trocar na parede abdominal [4].

As principais classificações de mecanismos RCM utilizados em robôs para cirurgias minimamente invasivas são abordadas nas subseções de 2.2.1 a 2.2.4.

2.2.1 Isocentral

É a configuração mais intuitiva e simples de se realizar o projeto do RCM, utilizada no equipamento comercial Zeus. Conceitualmente, isocentros são compostos por anéis circulares como limitadores de um objeto que se move no interior do anel. Do ponto de vista cinemático, o contato entre o isocentro e o objeto guiado pode ser comparado a uma junta de quatro graus de liberdade, conforme ilustrado na Figura 2.5.

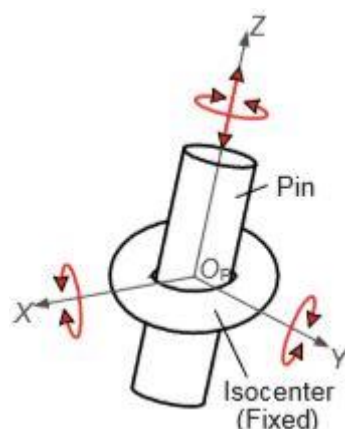


Figura 2.5: RCM isocentral. [4]

2.2.2 Trajetória em arcos circulares

Estruturalmente, a forma mais simples de se obter um mecanismo RCM é utilizando trajetórias em arcos circulares. O conceito fundamental é dado ao selecionar um caminho circular como base e ter um elemento passivo se movimentando por ele, o qual costuma ser a própria ferramenta cirúrgica [4]. Desta forma, um RCM de um grau de liberdade, ou *Degree Of Freedom* (DOF), é dado pelo centro da curvatura desta trajetória, conforme mostrado na Figura 2.6.

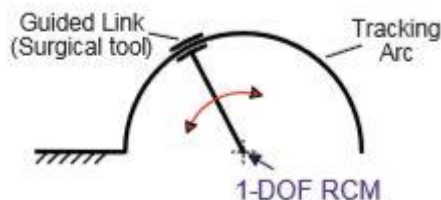


Figura 2.6: RCM em arco com 1 DOF. [4]

Se o arco for pivotado à base com revolução cujo eixo passa pelo ponto RCM, um grau de liberdade é adicionado sendo assim, um mecanismo de dois graus de liberdade, como ilustrado na Figura 2.7.

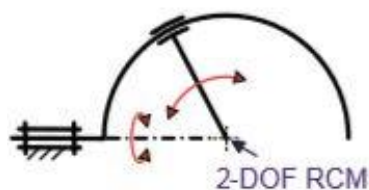


Figura 2.7: RCM em arco com 2 DOF. [4]

2.2.3 Paralelogramo

O mecanismo para RCM mais usual é o de paralelogramo. A combinação de dois paralelogramos faz com que o RCM seja localizado no ponto onde dois lados adjacentes de cada paralelogramo se interceptam [4]. A Figura 2.8 mostra a configuração de paralelogramos com RCM de um grau de liberdade.

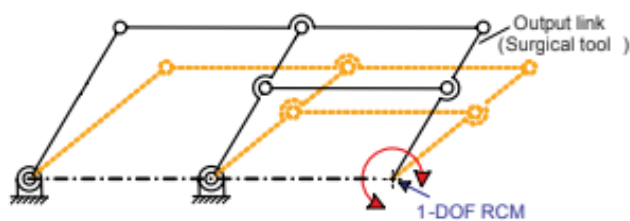


Figura 2.8: RCM em paralelogramo com 1 DOF. [4]

Da mesma forma de quando se utiliza trajetórias em arcos circulares, quando o paralelogramo motor é pivotado em uma base rotacional cujo eixo de rotação passa pelo ponto RCM, é adicionado um grau de liberdade ao mecanismo como mostrado na Figura 2.9.

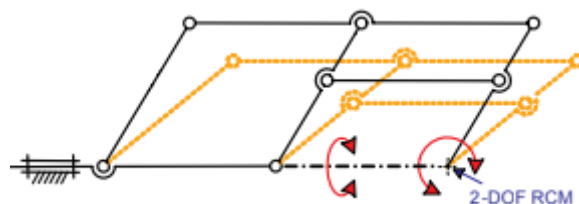


Figura 2.9: RCM em paralelogramo com 2 DOF. [4]

2.2.4 Passivo

Uma forma especial de se projetar um mecanismo RCM é deixá-lo atuar passivamente. Estruturalmente, funciona como um mecanismo de prevenção para pivotar o endoscópio no caso de o paciente se movimentar ou de incidentes [4]. Analisando em particular o robô AESOP, percebe-se pela Figura 2.10 que o endoscópio é acoplado a uma junta próxima a duas juntas passivas, onde eixos das juntas 4 e 6 se interceptam. Essa interseção de eixos não é externa ao mecanismo nem coincide com a entrada do endoscópio no organismo. Assim, o mecanismo passivo de RCM não é um RCM propriamente dito.

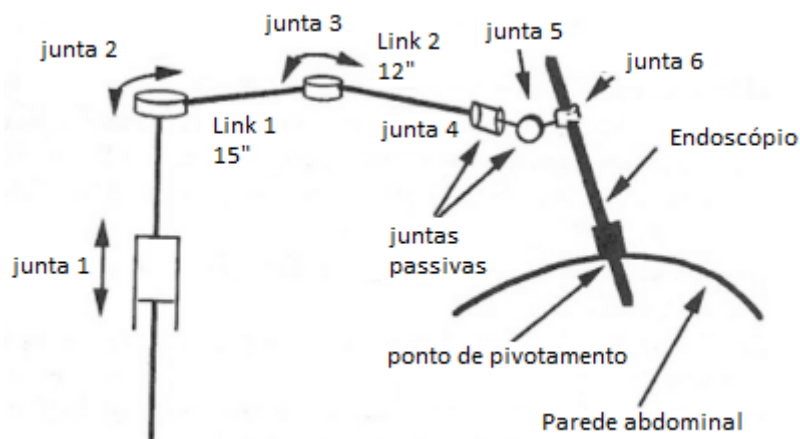


Figura 2.10: RCM passivo. [4] - modificado

2.3 EQUIPAMENTOS EXISTENTES

A empresa Computer Motion's foi pioneira em desenvolver e comercializar um dispositivo ativo para o endoscópio com o AESOP (*Automated Endoscope System for Optimal Positioning*), aprovado em 1995 pela FDA (*Food and Drug Administration*) [3]. AESOP era um segurador de endoscópio, podendo ser controlado por comandos de voz, joystick ou pedal. O equipamento poderia ser acoplado à mesa cirúrgica ou a uma espécie de carrinho auxiliar.

Como AESOP foi o primeiro segurador de endoscópio comercializado, empresas de equipamentos cirúrgicos o tomaram como referência para o desenvolvimento do seu próprio produto, à medida que

notou-se uma melhora na qualidade e estabilidade da imagem, tornando o trabalho do cirurgião mais fácil e preciso. Além disso, foi possível perceber que o cirurgião se sentia menos fatigado e mais concentrado, visto que não era mais necessária a presença de um cirurgião auxiliar. Tais fatores foram determinantes para gerar demanda e, assim, alavancar o desenvolvimento de novos equipamentos para laparoscopia.

Os dispositivos mais simples, que permitem o cirurgião controlar o endoscópio *hands-free*, ou seja, sem manuseá-lo diretamente, são equipados com comandos de voz, miniaturas de *joystick* e/ou *head tracking*, realizado por um sensor dos movimentos da cabeça do médico. Os sistemas robóticos mais famosos e mais complexos, que possuem maior flexibilidade e sensibilidade de controle, deixando o movimento mais intuitivo e natural para o cirurgião, são equipamentos de alto custo, que ocupam maior volume na sala operatória, e demandam maior treinamento da equipe médica. Existem, também, as unidades cirúrgicas mestre-escravo, onde a operação é realizada sem a atuação direta do cirurgião no paciente, onde o médico faz todo o procedimento cirúrgico em uma interface distante do paciente.

Com base nos equipamentos existentes de sistemas auxiliares e robóticos para seguradores de endoscópio, têm-se diversas soluções de mecanismos de movimentação vertical da câmera. Alguns equipamentos que foram comercializados e utilizados em cirurgias serão comentados e analisados nas seções de 2.3.1 a 2.3.6.

2.3.1 AESOP

AESOP (*Automated Endoscope System for Optimal Positioning*) é um manipulador de endoscópio produzido pela Computer Motion em 1992. Possui quatro juntas ativas, ou seja, juntas que possuem um motor entre os elos que a conectam, e duas juntas passivas, as quais se movimentam livremente. O ajuste das juntas pode ser feito manualmente e travado mecanicamente. Por isso, o cirurgião tem de prestar atenção se a cinemática da estrutura está de acordo com os comandos realizados e se certificar que o trocar permaneça estável e imóvel. O controle do equipamento é feito por pedal, joystick e comandos de voz [9]. A Figura 2.11 mostra o equipamento e a Figura 2.12, o esquema do funcionamento do produto, onde as juntas sinalizadas com um ‘p’ são passivas.



Figura 2.11: AESOP. [9]

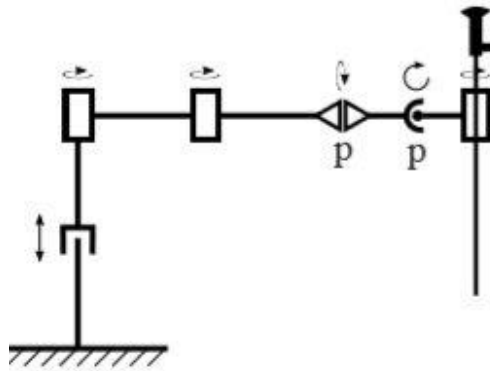


Figura 2.12: Esquema de funcionamento do AESOP. [9]

2.3.2 LARS

LARS (*Laparoscopic Assistant Robot System*) é um manipulador robotizado de endoscópio com definição de RCM por um mecanismo de quatro barras acoplado a um sistema linear de três eixos, conforme demonstrado pela Figura 2.13, onde a junta passiva está sinalizada por um 'p' [9].

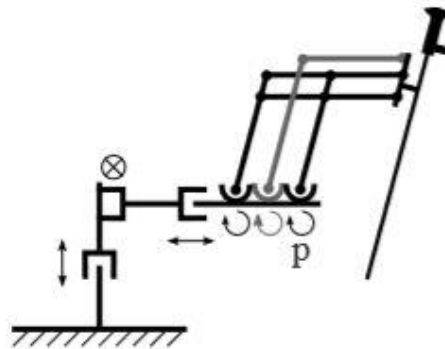


Figura 2.13: Esquema de funcionamento do LARS. [9]

A Figura 2.13 mostra que o controle de profundidade da câmera é feito por um mecanismo na base, movendo o sistema todo. Diferentemente do AESOP, a fixação do trocar é garantida pela própria estrutura. Desta forma, garante a segurança do paciente ao impedir traumas na parede abdominal por movimentações involuntárias do robô. A Figura 2.14 mostra a parte superior do equipamento LARS.



Figura 2.14: Parte superior do LARS. [9]

O controle do equipamento é feito por duas interfaces manuais distintas: a primeira é feita por um joystick que controla os movimentos rotacionais do sistema; a segunda maneira é pela aplicação manual da força diretamente no equipamento, pois a presença do sensor de força e torque identificará o carregamento externo e ajustará o robô de acordo com o comando [9].

2.3.3 FIPS Endoarm

O equipamento FIPS Endoarm é um posicionador de endoscópio por braço articulado, desenvolvido pela Karlsruhe Research Center (FKZ) e a Universidade de Tübingen, na Alemanha. O controle é feito por joystick e comandos de voz. De acordo com a Figura 2.15, onde juntas travadas mecanicamente estão marcadas com um “t”, e o mecanismo de arco mantém o posicionamento do RCM [9]. O controle de insertividade da câmera é feito por um atuador linear acoplado diretamente ao endoscópio. A Figura 2.16 mostra o equipamento.

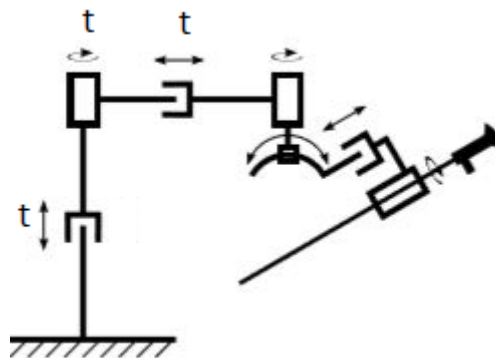


Figura 2.15: Esquema de funcionamento do FIPS Endoarm. [9] - modificado



Figura 2.16: FIPS Endoarm. [9]

2.3.4 ViKY

Com a proposta de reduzir o tamanho e peso dos seguradores de endoscópios, a empresa Endocontrol desenvolveu o ViKY (*Vision Kontrol esdoscopY*). O dispositivo é posicionado no abdômen do paciente, conforme a Figura 2.17, e pode ser controlado por comandos voz e pedal pelo cirurgião [9].

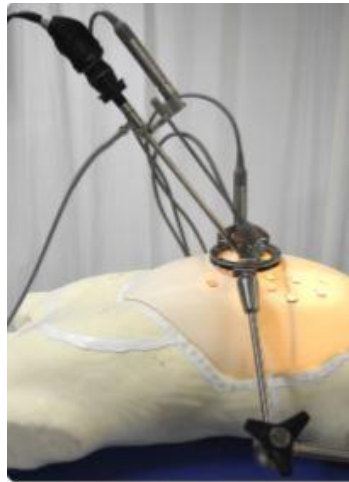


Figura 2.17: ViKY. [9]

A cinemática do produto é mostrada na Figura 2.18, com três juntas passivas com travamentos mecânicos, representadas por “t”, e rotação da câmera em torno de uma circunferência [9]. Pela mesma imagem, é possível perceber que existe um ajuste de insertividade do endoscópio, o qual é feito pelo sistema pinhão e cremalheira.

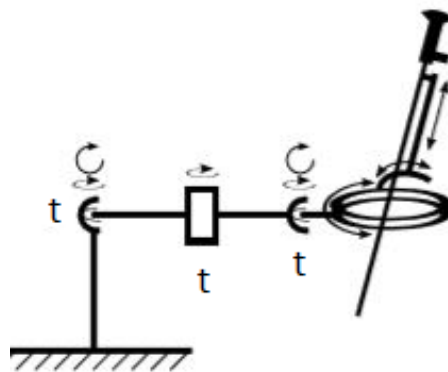


Figura 2.18: Esquema de funcionamento do ViKY. [9] - modificado

2.3.5 FreeHand

O segurador de endoscópio FreeHand, produzido e comercializado desde 2009 pela Prosurgics Ltd. É o sucessor do EndoAssist, outro segurador de endoscópio mais simples. FreeHand é controlado por movimentos da cabeça do cirurgião em conjunto com atuação por pedal [9]. O controle de profundidade do endoscópio no paciente é feito por atuador linear. O produto, Figura 2.19, é acoplado diretamente à mesa cirúrgica.



Figura 2.19: FreeHand. [3]

Cinematicamente, consiste em uma junta rotacional, um mecanismo em arco, e uma junta linear, conforme ilustrado na Figura 2.20, onde juntas sinalizadas com “t” são travadas mecanicamente durante a preparação para a cirurgia e ‘L’ representa um laser utilizado como referência na determinação do RCM e, assim, posicionamento do trocar [9].

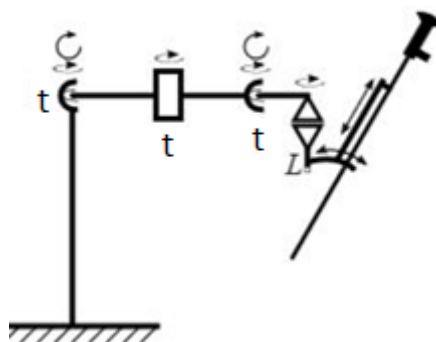


Figura 2.20: Esquema de funcionamento do FreeHand. [9] - modificado

2.3.6 Da Vinci

O equipamento da Vinci, produzido pela Intuitive Surgical Inc. em 1999, é o robô para cirurgias minimamente invasivas mais utilizado atualmente. É definido como uma unidade mestre-escravo, onde a interface de controle é feita pelo cirurgião separadamente da unidade escrava, composta por quatro braços robóticos que executam os movimentos provenientes da unidade de controle [9]. A Figura 2.21 ilustra a unidade mestre, onde os movimentos do cirurgião são captados.



Figura 2.21: Unidade mestre da Vinci. [4]

A Figura 2.22 representa a unidade escrava, onde os movimentos do cirurgião da unidade mestre serão transmitidos para a operação no paciente. O controle de inserção das ferramentas e câmeras são feitos pelo acoplamento direto em atuadores lineares.



Figura 2.22: Unidade escrava da Vinci. [3]

A Tabela 2.1 apresenta uma comparação dos sistemas robotizados citados, com foco no mecanismo de ajuste de profundidade da câmera e o tipo de RCM do equipamento.

Tabela 2.1: Comparação entre os sistemas robotizados comerciais.

PRODUTO	MECANISMO DE PROFUNDIDADE DO ENDOSCÓPIO	TIPO DE RCM
AESOP	Braço Articulado	Passivo
LARS	Ajuste na Base do Equipamento	Paralelogramo
FIPS	Atuador Linear	Arco
ViKY	Cremalheira	Arco
FreeHand	Atuador Linear	Arco
da Vinci	Atuador Linear	Paralelogramo

3 PROJETO CONCEITUAL

Para projetar o mecanismo de ajuste de profundidade do endoscópio para o protótipo CLARA (Figura 1.1), foi necessário analisar como esta função é realizada em dispositivo robóticos industriais comercializados utilizados em centros cirúrgicos para laparoscopia. Com o conceito de RCM e cinemática das estruturas dos sistemas comerciais disponíveis, foi possível separar e organizar os produtos que mais se assemelhavam à condição do protótipo. Como parte do protótipo encontra-se projetada e construída, foi realizada uma análise de viabilidade do mecanismo a ser implantado visando minimizar intervenções na estrutura atual do CLARA. Esta análise foi feita a partir do modelo virtual do protótipo em SolidWorks, respeitando todos os mecanismos já projetados e presentes. Desta forma, condições foram impostas para manter a integridade do protótipo e garantir o bom funcionamento de todos os mecanismos atuando em conjunto.

Posteriormente, com o modelo virtual do protótipo e imposição de todas as condições de funcionamento durante cirurgias laparoscópicas, foi possível a definição do tipo de mecanismo que terá a função de ajustar a profundidade da câmera sem interferir negativamente na atuação dos movimentos já projetados, montados e em funcionamento no protótipo.

3.1 SOFTWARE UTILIZADO

3.1.1 SolidWorks

O programa comercial utilizado foi o SolidWorks 2017. O SolidWorks é hoje um dos principais softwares da computação gráfica, sendo utilizado por diversos profissionais ligados as áreas de projetos de engenharia, designers, tubulação, projetistas, enfim, de todos os profissionais que antes se valiam do desenho tradicional (papel, lápis e prancheta) para a apresentação do produto do seu trabalho. Isto porque, neste software, é possível realizar o desenho virtual do projeto e visualizar possíveis ajustes, com previsão de falhas antes mesmo da fabricação e montagem do projeto [10].

Tendo em vista a abrangência de conteúdos e facilidades que este software dá aos projetistas, neste trabalho, o programa foi utilizado para fazer a análise da interação do novo mecanismo com os existentes no protótipo, bem como a definição da geometria dos componentes do novo mecanismo de movimentação vertical do endoscópio.

3.2 REQUISITOS

Como o protótipo se encontra parcialmente projetado, construído e em funcionamento, a implantação do mecanismo para o ajuste de profundidade do endoscópio deve preservar os mecanismos existentes e evitar ao máximo mudanças estruturais no protótipo. Isto porque o protótipo propriamente dito deve apresentar uma solução de sucesso para o cenário de auxílio em cirurgias laparoscópicas na rede pública de saúde. Por ser um projeto financiado pelo governo, o CLARA deve prezar por soluções simples, eficientes e de custo acessível.

Durante o procedimento da laparoscopia, por mais que o endoscópio seja envolto pelo trocar, a câmera tem contato com o paciente. Por isso, sempre que finalizada a operação, é feita a esterilização de todas as ferramentas médicas utilizadas no procedimento incluindo o endoscópio. Portanto, o mecanismo de movimentação vertical deve possibilitar a retirada da câmera sem que haja o contato da mesma com a estrutura do protótipo, para não ter a necessidade de esterilizar as partes do equipamento que tiveram contato com o endoscópio.

Uma tentativa de desenvolvimento da movimentação vertical do endoscópio no protótipo já havia sido realizada anteriormente por membros do projeto CLARA, mas não obteve sucesso justamente por não viabilizar a retirada da câmera para a esterilização sem entrar em contato com partes do protótipo. Tal solução foi pensada utilizando roletes de fricção onde, alterando-se o sentido de rotação, o endoscópio iria se afastar ou se aproximar do paciente. Os roletes foram fabricados em tecnil para não danificar o equipamento. A Figura 3.1 mostra esta solução.

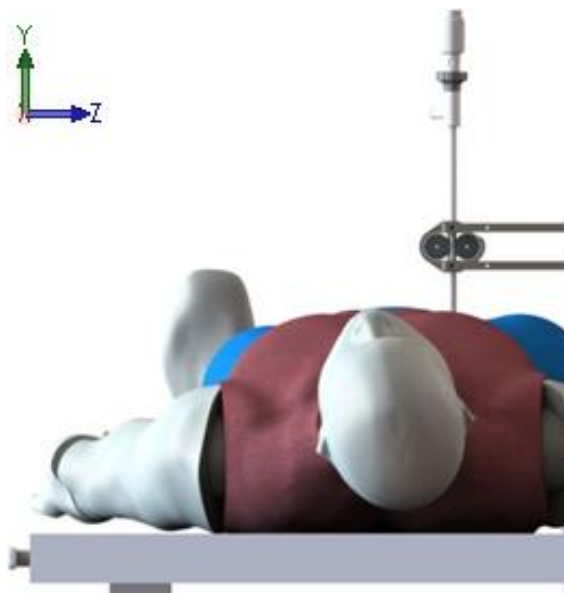


Figura 3.1: Movimento vertical do endoscópio utilizando-se roletes.

Percebe-se pela Figura 3.1 que, para a retirada do endoscópio para esterilização, deve-se puxar a câmera pela parte superior até se desprender do protótipo. Mas, ao fazê-lo, a parte do endoscópio que teve contato com o paciente também teria contato com os roletes. Logo, assim como o endoscópio, os roletes deveriam ser esterilizados antes da próxima utilização do equipamento, implicando na

desmontagem de parte do equipamento para a retirada das peças para esterilização. Além disso, o material dos roletes não suportaria as altas temperaturas do processo, tornando-os descartáveis.

Pensando no cenário de que o protótipo é projetado para atender o sistema público de saúde, o qual pretende reduzir custos e a demanda por recursos humanos ao eliminar o papel do cirurgião auxiliar, o CLARA deve apresentar uma solução de segurador de endoscópio mais prática possível. Desmontar parte do produto para esterilização implicaria na perda de tempo de utilização do produto. Os roletes descartáveis demandariam recursos financeiros para a fabricação de lotes periódicos. Então, pela falta de praticidade, pela perda de eficiência na realização destes procedimentos e pela inviabilidade de esterilização dos roletes, esta proposta de solução de movimentação vertical do endoscópio foi abandonada sem ser implementada.

Pelo mesmo motivo, o mecanismo a ser projetado e instalado no protótipo para a movimentação vertical da câmera deve ser composto por materiais que não sofram oxidação. O protótipo foi construído utilizando elementos de alumínio e de plástico majoritariamente. Ainda nesta questão, durante a laparoscopia o equipamento auxiliar é ensacado, como mostra a Figura 3.2. Isto significa que todo o mecanismo de movimentação vertical deve ser envolto sem danos à proteção.

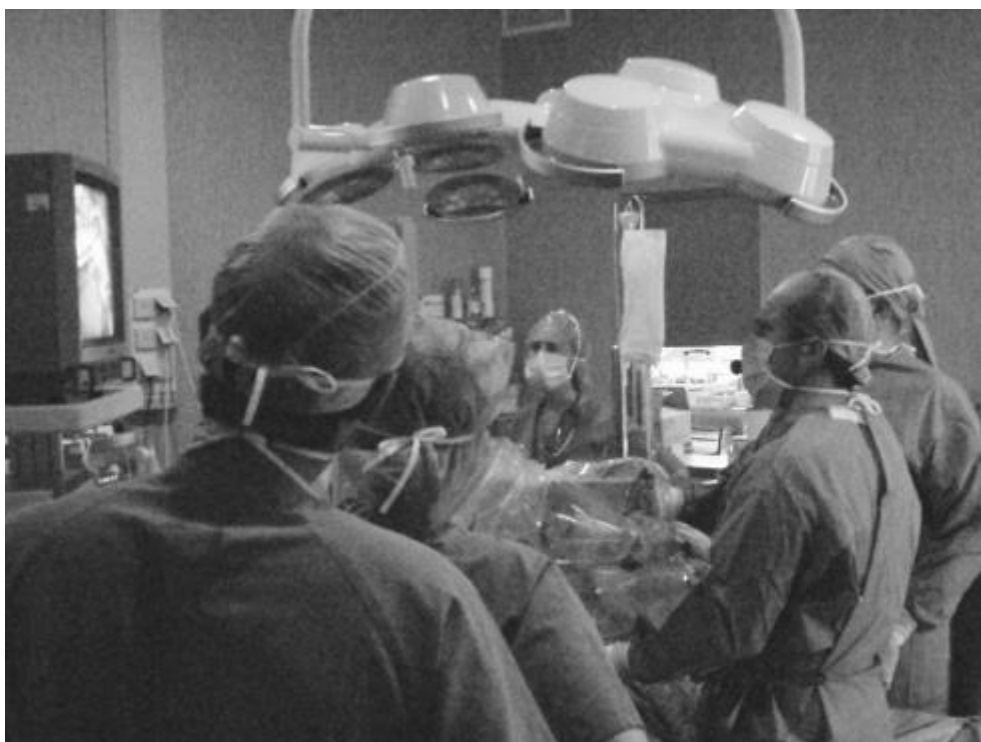


Figura 3.2: Proteção por ensacamento durante a cirurgia. [5]

O mecanismo a ser projetado e construído para a função de ajuste da câmera deve possibilitar a inserção de aproximadamente 150 mm no paciente, visto que para a laparoscopia o abdomen é inflado com gás carbônico. Por questões de segurança, é importante que o endoscópio se afaste cerca de 100 mm do paciente para a retirada do equipamento em casos de emergência.

3.3 ANÁLISE DO PROTÓTIPO CLARA

Conforme já explicitado na seção 1.1.1, tem-se que os movimentos nos eixos x e z estão em funcionamento e deseja-se criar a movimentação em y, referente ao ajuste de profundidade do endoscópio. De acordo com a seção 2.1 e pela Figura 3.3 pode-se concluir que a estrutura do protótipo é baseada em paralelogramos.

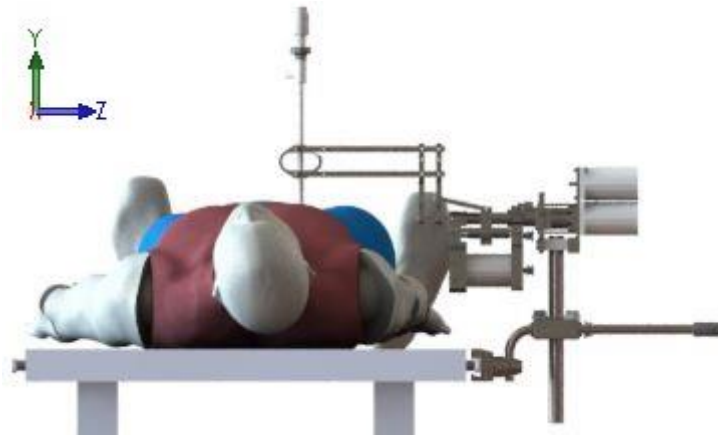


Figura 3.3: Estrutura do protótipo.

Ou seja, o mecanismo de RCM do protótipo é do tipo paralelogramo. Toda a estrutura do endoscópio é rotacionada para atender à movimentação de altura do paciente, que em referências cartesianas, corresponde à rotação em torno do eixo z. Desta forma, o RCM possui dois graus de liberdade. A visualização dessa rotação pode ser observada pela vista isométrica da Figura 3.4.

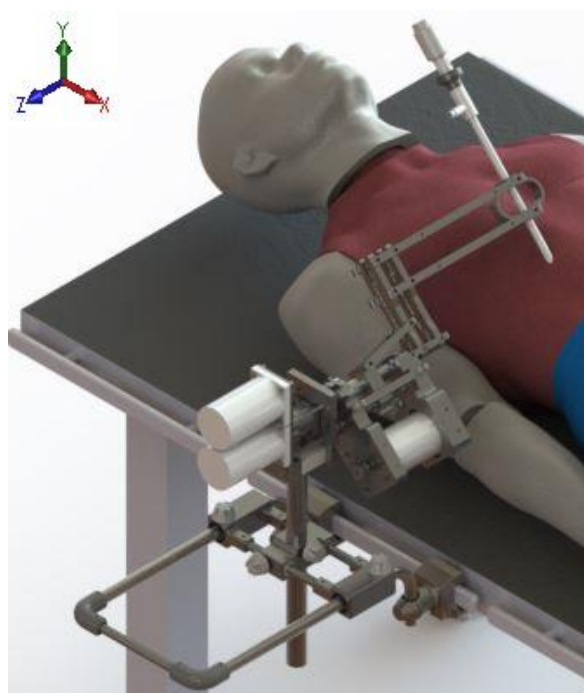


Figura 3.4: Mecanismo RCM do protótipo.

Com base nos mecanismos analisados na seção 2.3, para soluções de seguradores de endoscópio onde a estrutura não é feita por braços articulados, o mecanismo utilizado para realizar o ajuste de inserção da câmera é de movimentação linear e independente. As soluções empregadas em produtos comerciais foram de cremalheira, empregada no ViKY, e atuadores elétricos lineares, presentes no FIPS, FreeHand e da Vinci.

3.4 COMPARAÇÃO ENTRE CREMALHEIRA E ATUADOR ELÉTRICO

3.4.1 Cremalheira

Cremalheira é uma engrenagem em linha reta, ou seja, como se o diâmetro da circunferência de base de uma engrenagem fosse aumentado sem limite, transformando a circunferência de base em uma linha reta. Este tipo de engrenagem pode ter dentes retos ou helicoidais. A aplicação mais comum da cremalheira e pinhão é na conversão de movimento rotacional em linear ou vice-versa [11]. Como visto anteriormente na seção 2.3.4, este tipo de mecanismo é empregado no segurador de endoscópio comercial ViKY e é mostrado na Figura 3.5.



Figura 3.5: Cremalheira do equipamento ViKY. [12]

No ViKY foi utilizada uma cremalheira de dentes retos. Por ser uma engrenagem, seu avanço está associado ao passo entre os dentes. Conseqüentemente, a precisão e a suavidade da movimentação estará diretamente relacionada ao passo da engrenagem. Assim, para que se tenha um bom e sensível ajuste da câmera durante a laparoscopia, é necessário que este passo seja suficientemente pequeno. Neste caso, são recomendadas cremalheiras de precisão, cuja fabricação envolve processos de usinagem e acabamentos de alta qualidade, atribuindo altos custos.

3.4.2 Atuador elétrico linear

Atuadores elétricos lineares convertem o movimento de rotação do motor em um movimento linear. São utilizados nos produtos comerciais de seguradores de endoscópio FIPS, FreeHand e da Vinci, como citado na seção 2.3. O atuador linear de maior eficiência e amplamente utilizado é o de fuso de esferas acoplado diretamente ao motor elétrico, como mostrado na Figura 3.6.



Figura 3.6: Atuador elétrico linear de fuso de esferas. [13]

O fuso de esferas é um parafuso de potência com rolamentos de esferas, onde o atrito de deslizamento é gerado pelo contato do rolamento com a pista do parafuso e a castanha (porca), como mostrado na Figura 3.7. A principal vantagem deste tipo de parafuso de potência está na redução drástica do atrito, quando comparado a um parafuso de potência normal com rosca trapezoidal. Estima-se que a eficiência máxima de um fuso de esferas seja de 90%, contra 50% de um parafuso trapezoidal [14].



Figura 3.7: Fuso de esferas. [14]

Segundo Juvinall e Marshek [14], os parafusos de potência com rolamentos têm uma capacidade maior de suportar cargas do que os parafusos de potência regulares de mesmo diâmetro. As dimensões e os pesos menores são uma das principais vantagens. São indicados para aplicações de pequenas dimensões que exijam alta precisão, com baixos níveis de ruídos e perdas por atrito.

3.5 DEFINIÇÃO DO MECANISMO DE INSERÇÃO

De maneira resumida, o mecanismo de inserção da câmera deve seguir os seguintes requisitos:

- Permitir a retirada do endoscópio para esterilização sem contaminação do equipamento;
- Possibilitar o ensacamento total do equipamento durante o procedimento cirúrgico;
- Ser de material resistente à corrosão;
- Ter inserção no abdômen do paciente de aproximadamente 150 mm;
- Ter afastamento de cerca de 100 mm do paciente;
- Fácil controle;
- Compacto;
- Custo acessível;
- Baixo ruído.

Com base nos requisitos a serem cumpridos, foi montada uma matriz de decisão para auxiliar na escolha da melhor alternativa para o mecanismo em questão, conforme mostra a Tabela 3.1.

Tabela 3.1: Matriz de decisão do mecanismo de inserção do endoscópio.

Mecanismo	Compacto (5)	Integridade da proteção de ensacamento (8)	Controle (3)	Custo (3)	Manutenção por desgaste e folga (3)	Capacidade de aceleração (2)	Ruído (2)	Total
Cremalheira	2	2	1	1	1	2	1	10
Fuso de esferas	5	8	3	3	3	1	2	25

Analisando a matriz de decisão, a integridade da proteção de ensacamento é o item de maior peso, seguido pela necessidade de o mecanismo ser compacto. Controle e custos têm menor mas expressivo peso na decisão e, com menores relevâncias, tem-se a capacidade de aceleração e ruído na movimentação.

Separadamente, o custo de implantação do sistema de atuador linear de fuso de esferas é inferior ao de pinhão-cremalheira de precisão. Isto porque existe uma gama de atuadores lineares de esferas disponíveis no mercado, enquanto cremalheiras de precisão são fabricadas sob encomenda em centros de usinagem e em retíficas. No caso dos atuadores lineares elétricos de esferas, o controle de avanço pode ser feito com maior precisão, continuidade e suavidade pela alteração na velocidade do motor ou pela utilização de redutores, quando comparado ao sistema pinhão-cremalheira. Este fato faz o atuador superar o conjunto cremalheira-pinhão quanto ao controle.

Quanto à frequência de necessidade de manutenção por desgaste e folga, o atuador por fuso de esferas possui maior precisão e apresenta menor atenção para manutenções quando comparado ao pinhão-cremalheira, onde a presença de folgas e desgastes é um fator a ser conferido periodicamente.

No quesito de ser uma solução compacta, o atuador de fuso de esferas supera a cremalheira pelo fato do motor ser acoplado diretamente ao eixo do parafuso de potência. Na movimentação por cremalheira, o motor deve ser acoplado ao eixo do pinhão. Isso implicaria na criação de suportes móveis no protótipo.

Quanto à capacidade de aceleração da movimentação, ou seja, o tempo de aceleração do estado de repouso até o momento da parada após a realização do ajuste, o conjunto cremalheira-pinhão supera o fuso de esferas. Mas por se tratar de um mecanismo de ajuste, esta aceleração não é tão importante e, por isso, tem menor peso na decisão.

O ruído de fuso de esferas é inferior ao da cremalheira, principalmente se os dentes das engrenagens forem retos. Por se tratar de um ambiente cirúrgico, onde a exposição do ruído à equipe médica é da ordem de horas, este fator deve ser levado em consideração na escolha do mecanismo visando o bem estar daqueles que utilizarão o equipamento.

Por fim, tem-se como fator de maior peso o de integridade da proteção de plástico de ensacamento durante a realização da laparoscopia. O atuador elétrico linear leva vantagem por ser compacto e com todos os seus componentes fechados, onde somente a fixação do equipamento no cursor fica exposta. O ensacamento pode ser danificado pelo pinhão e cremalheira, podendo rasgar o plástico e, até mesmo, apresentar danos à estrutura do equipamento, ao paciente e à equipe médica.

Portanto, o mecanismo selecionado para possibilitar o ajuste de profundidade do endoscópio no protótipo CLARA é o atuador elétrico linear de fuso de esferas.

3.6 PROPOSTA DE MONTAGEM DO MECANISMO DE CONTROLE DE PROFUNDIDADE DO ENDOSCÓPIO

Com base nos requisitos a serem cumpridos pelo mecanismo de inserção do endoscópio para o protótipo, decidiu-se pela utilização de um atuador elétrico linear de fuso de esferas.

Com foco na decisão de utilizar um mecanismo independente para atuação vertical, que não interfira na atuação dos outros dois movimentos do protótipo, o próximo passo realizado foi a reflexão de como o mecanismo seria instalado, sem que haja problemas futuros como mal funcionamento conjunto ou mesmo a perda de um dos movimentos do equipamento.

No que compete à movimentação em torno do eixo z, previamente referenciado na Figura 3.4, a instalação do atuador linear não interfere na integridade e bom funcionamento conjunto dos movimentos. Mas a movimentação esquerda-direita, ou seja, de rotação no eixo x, merece atenção especial. O mecanismo de inserção, além de afetar o torque das rotações nos eixos x e z, pode bloquear ou limitar a movimentação de esquerda-direita se sua instalação não for bem pensada.

O principal foco de atenção ao se definir o modo de fixação do atuador de fuso de esferas está na manutenção do ponto RCM. Para garantir que este ponto permaneça constante, a primeira condição é que o atuador seja fixado paralelamente ao endoscópio. Mas, como a câmera tem liberdade angular

justamente na rotação no eixo x, o atuador deve permanecer paralelo ao endoscópio em todas as posições.

Para atender ao paralelismo e à manutenção do RCM, a ideia proposta foi de permitir a rotação livre da base do atuador. Ou seja, o suporte do motor elétrico teria liberdade de rotação no eixo x. Para isso, pensou-se em utilizar rolamentos ou elementos concêntricos deslizantes, como os utilizados em portinholas e dobradiças. Visando sempre a utilização de sistemas de baixo atrito, para que um menor torque seja exigido do motor e, assim, deixando o sistema mais compacto e leve, decidiu-se por utilizar um rolamento de cada lado do suporte do motor. Além disso, o sistema de dobradiças exige cuidados de manutenção como lubrificação periódica.

A Figura 3.8 mostra a proposta para a fixação do atuador linear e seus componentes enumerados e dispostos na Tabela 3.2.

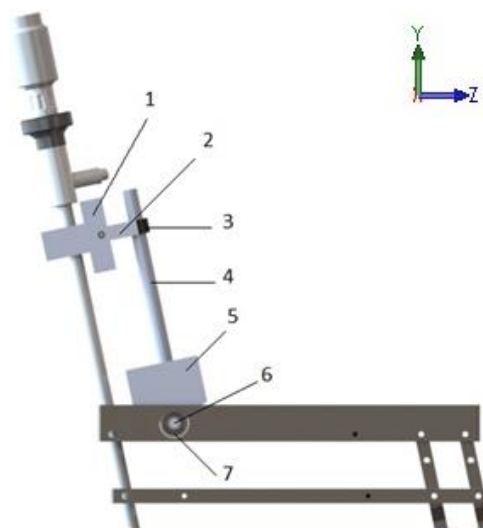


Figura 3.8: Proposta inicial de fixação do atuador linear no protótipo.

Tabela 3.2: Componentes da proposta de montagem do atuador no protótipo.

Número	Componente
1	Fixação no endoscópio
2	Elemento de interligação
3	Cursor
4	Atuador linear elétrico de fuso de esferas
5	Suporte do motor do atuador
6	Eixo
7	Rolamento

A fixação do endoscópio (1) será uma espécie de pinça metálica emborrachada que irá segurar o endoscópio e mantê-lo firme e estável. O suporte do motor (5) e o eixo (6) serão elementos unidos, de forma a girarem juntos, para que possam se movimentar em conjunto com os rolamentos. Os rolamentos presentes em ambos os lados do protótipo serão instalados por interferência nos mancais. Desta forma, serão garantidos o paralelismo e a manutenção do RCM, o qual coincide com a entrada da câmera no paciente.

4 PROJETO DE DETALHAMENTO

A fim de agilizar a fabricação e compra dos componentes do novo mecanismo do protótipo, o projeto de detalhamento iniciou-se pelo dimensionamento do fuso de esferas, associado à escolha do atuador linear, atendendo a todos os requisitos impostos pela aplicação. Em seguida, foi dimensionado e selecionado o motor elétrico. Com a seleção do acoplamento, foi efetuada a montagem virtual do sistema do mecanismo e, desta forma, possibilitou o projeto dos novos suportes a serem fabricados e montados no protótipo. Posteriormente, foi pensada a interligação entre o atuador e o endoscópio.

Utilizando esta metodologia de projeto, foi possível realizar orçamentos de usinagem e compra dos equipamentos em conjunto com o projeto da fixação do endoscópio.

4.1 DIMENSIONAMENTO DO ATUADOR LINEAR DE FUSO DE ESFERAS

Para o dimensionamento e seleção do atuador linear de fuso de esferas, utilizou-se o catálogo de atuadores de guias lineares com eixo de fuso de esferas da THK [15] e o catálogo de fuso de esferas da OBR [16]. O primeiro apresenta uma rotina de cálculos para as unidades da guia linear e do mancal de fixação do atuador, enquanto o segundo apresenta cálculos mais detalhados de esforços e dimensionamento para o fuso de esferas. A rotina de cálculos está presente no Apêndice I.

No catálogo THK [15], existem dois modelos de guias lineares: SKR e KR. O tipo SKR possui gaiolas de esferas nas unidades da guia linear, o que permite a redução de ruído e longos períodos de operação com menor necessidade de manutenção quando comparado ao KR, onde a guia possui circuito de esferas de carreira dupla. A visualização da diferença entre os modelos é dada pela Figura 4.1 e Figura 4.2.

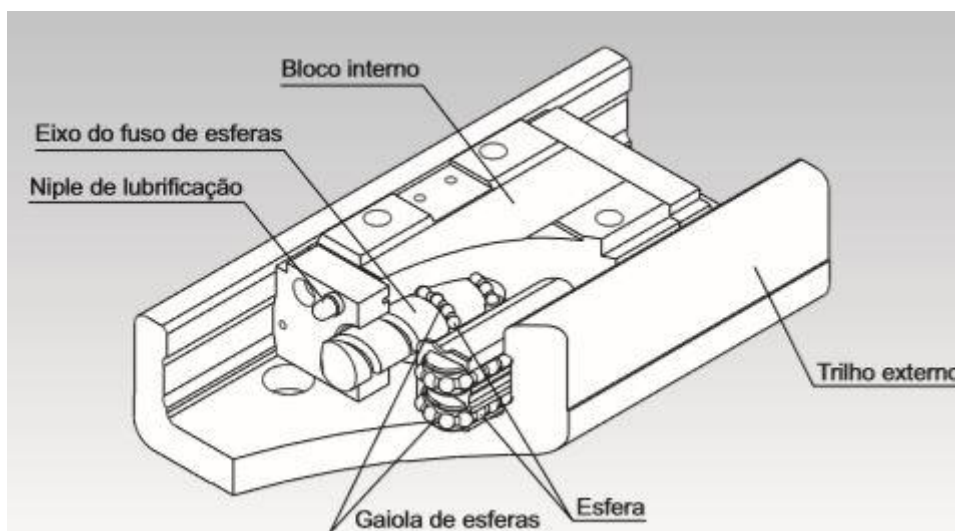


Figura 4.1: Estrutura do atuador linear compacto com gaiola de esferas modelo SKR. [15]

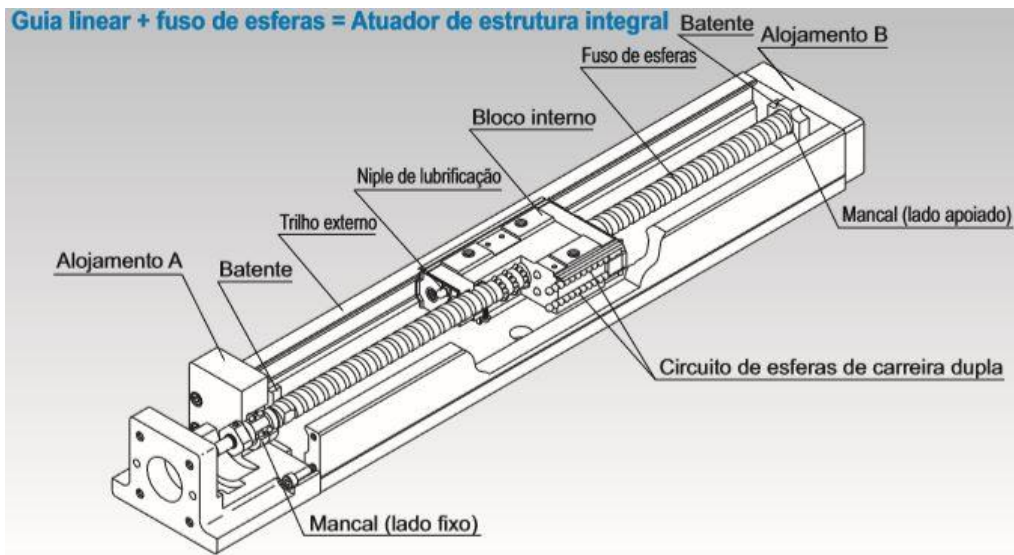


Figura 4.2: Estrutura do atuador linear compacto com gaiola de esferas modelo KR. [15]

Foi escolhida a utilização do modelo SKR de guia linear por apresentar maiores vantagens de redução de ruído e maior suavidade no movimento, dada a aplicação cirúrgica. Considerando que o cursor da guia suportará somente o endoscópio e seus meios de interligação, optou-se pelo cursor de bloco único (Modelos SKR-A ou SKR-C), aproveitando melhor o curso da guia linear.

Iniciando a rotina de cálculos do catálogo da THK [15], determinou-se a carga equivalente na unidade da guia linear, avaliou-se na posição em que o modelo SKR recebe simultaneamente cargas em todas as direções, dada pela equação 1.

$$P_{eq} = P_R + P_I + P_L \quad (1)$$

Em que os subscritos R , I , e L das cargas “P” correspondem respectivamente às direções radial, radial inversa e lateral.

Para o cálculo da força axial no fuso, foram somados os efeitos da massa total suspensa “ M ” e seu atrito dinâmico.

$$P_A = Mg + \mu Mg \quad (2)$$

Em que “ M ” é a massa total suspensa, “ g ” é a aceleração da gravidade ($9,81 \text{ m/s}^2$) e “ μ ” o coeficiente de fricção de valor 0,1 é dado pelo catálogo de fuso de esferas do fabricante OBR [16]. A Tabela 4.1 mostra uma estimativa inicial para as massas dos componentes suspensos.

Tabela 4.1: Estimativa das massas dos elementos suspensos pelo atuador linear

Componente	Massa estimada (kg)
Endoscópio	1,0
Fixação no endoscópio	0,5
Elemento de interligação	2,0
Castanha	0,5

Portanto, prevê-se uma massa total “ M ” de aproximadamente 4 kg a ser movimentada pelo atuador linear elétrico e uma carga axial “ P_A ” no fuso de 43,12 N.

Considerando o pior caso, onde cada parcela da equação de carga equivalente seja igual à carga axial, temos a carga equivalente máxima a ser utilizada nos cálculos de dimensionamento da guia linear, representada na equação 3.

$$P_{eq\ máx} = 3P_A \quad (3)$$

Em seguida, calculou-se a carga dinâmica do fuso anteriormente à escolha do passo, de acordo com a equação 4, presente no catálogo da OBR fusos [16].

$$C_{af\ obr} = 0,01 P_{eq\ máx} f_w (60 N L_{hf\ méd})^{\frac{1}{3}} \quad (4)$$

Em que “ f_w ” é o fator de operação para vibração e impacto leves de 1,2 disponível na tabela 7.1 do catálogo da OBR [16], “ N ” é a rotação de trabalho do sistema proposta de 120 rpm, e “ $L_{hf\ méd}$ ” é representa a vida útil média em horas do fuso de esferas, disponível na tabela 6.1 do mesmo catálogo, com 15000 horas pré estipuladas para máquinas de controle automáticas. Logo, a carga dinâmica do fuso é de 465,70 N.

A velocidade linear de operação da guia “ v ” pré-estipulada é de 10 mm/s. Então, com este dado e a rotação de trabalho proposta “ N ”, pode-se estimar o passo do fuso por meio da equação 5, aplicando um fator de projeto “ FS ” de valor 3.

$$p_{in} = FS \frac{v}{N} \quad (5)$$

Substituindo os respectivos valores dos parâmetros pré-fixados na equação 5, tem-se um passo de projeto de 15 mm.

Observando o menor modelo possível de guia SKR que atenda ao passo estimado, encontrou-se o modelo SKR33, podendo ter fusos de passo 6, 10 ou 20 mm. Considerando a baixa carga dinâmica de operação, optou-se pela utilização de fuso de esferas com passo 20 mm, o qual possui menor capacidade de carga dinâmica nominal quando comparado aos de passo inferior.

Portanto, a rotação de trabalho “ N_w ” sofre alteração pela escolha do passo e pode ser calculada pela equação 6, onde “ p ” é o passo utilizado.

$$N_w = \frac{v}{p} \quad (6)$$

Então, a rotação de trabalho para uma velocidade linear pré-estipulada “ v ” de 600 mm/min é de 30 rpm.

Sendo assim, o modelo do atuador selecionado é o SKR3320-A, com curso único do tipo longo, e suas capacidades de carga dinâmica e estáticas nominais para as unidades da guia linear, fuso de esferas e mancal inferior são dadas pela Tabela 4.2.

Tabela 4.2: Capacidades nominais de carga dinâmica das unidades do atuador linear SKR3310-C.

Unidade	Capacidade de carga dinâmica nominal “ C_a ” (N)
Guia linear	17000
Fuso de esferas	2620
Mancal inferior	6250

A partir destes valores nominais de carga dinâmica, calculou-se as vidas úteis de cada unidade do atuador linear.

Para a unidade da guia linear, a vida nominal em km “ L_g ” é dada pela equação 7 conforme [15].

$$L_g = 50 \frac{C_{ag}^3}{f_w P_A} \quad (7)$$

Em que “ C_{ag} ” é a capacidade de carga dinâmica nominal da unidade da guia linear, “ f_w ” é o fator de carga leve e para velocidades abaixo de 0,25 m/s, disponível na Tabela 8 do catálogo THK [15], possuindo valor 1,2.

O tempo de vida útil em horas da guia linear é dado pela equação 8, pelo catálogo THK [15].

$$L_{hg} = \frac{10^6 L_g}{2 l_s N_w 60} \quad (8)$$

Em que “ l_s ” é o comprimento de 295 mm do curso do atuador linear, disponível na Tabela 6 de [15].

Para as unidades do fuso de esferas e do mancal inferior, a vida nominal em revoluções “ L_f ”, é dada pela equação 9 [16], onde “ C_{af} ” é a capacidade de carga dinâmica nominal do fuso de esferas.

$$L_f = 10^6 \frac{C_{af}^3}{f_w P_A} \quad (9)$$

O tempo de vida útil em horas “ L_{hf} ” das unidades do fuso de esferas e do mancal inferior é dado pela equação 10 [15], em que “ l ” é o avanço do fuso de esferas, de 20 mm.

$$L_{hf} = \frac{L_f l}{2 l_s N_w 60} \quad (10)$$

Por fim, tem-se os resultados das vidas úteis em milhões de horas para cada unidade do atuador linear na Tabela 4.3.

Tabela 4.3: Vida útil em milhões de horas para as unidades do atuador linear.

Unidade	Vida útil em milhões de horas
Guia linear	61,84
Fuso de esferas	2,44
Mancal inferior	2,44

4.2 DIMENSIONAMENTO DO MOTOR

Dada a aplicação cirúrgica e a necessidade de buscar alternativas de baixo custo, a utilização de motor a passo para o acionamento do eixo do atuador linear foi escolhida por apresentar baixas rotações de operação e carga leve. Motores a passo conferem boa repetibilidade com precisão, baixo consumo de energia, além de serem compactos e oferecerem controle da rotação variando-se a corrente de alimentação.

O dimensionamento do motor a passo foi realizado com base no catálogo da Neo Motion para motores a passo seguindo a norma NEMA [17]. Todos os cálculos realizados estão presentes no Apêndice I. Alguns parâmetros iniciais foram fixados e estão disponíveis na Tabela 4.4.

Tabela 4.4: Parâmetros iniciais para o dimensionamento do motor a passo.

Velocidade linear de operação “v” (m/s)	0,01
Tempo de aceleração estimado “t_a” (s)	1
Massa a ser movimentada “M” (kg)	4
Diâmetro do eixo de fuso de esferas “d” (m)	0,013
Fator de projeto “FS”	3

Seguindo a rotina de cálculos para o dimensionamento do motor a passo pelo catálogo da Neo Motion [17] para movimentação com fuso, calcula-se primeiramente a aceleração “ a ” em m/s^2 de acordo com a equação 11.

$$a = \frac{v}{t_a} \quad (11)$$

Substituindo os valores de velocidade linear e tempo de aceleração expostos na Tabela 4.4, tem-se uma aceleração “ a ” de $0,01 m/s^2$.

Em seguida, calculou-se a força peso da massa a ser suportada pelo motor por meio da equação 12, utilizando a mesma massa “ M ” do dimensionamento do fuso de esferas.

$$F_p = Mg \quad (12)$$

A carga de trabalho “ c_t ” foi obtida de acordo com a equação 13 [17], desconsiderando efeitos de atrito no atuador linear visto que no atuador linear o eixo é de fuso de esferas e a guia possui gaiola de esferas.

$$c_t = Ma + F_p \quad (13)$$

Atribuindo os valores calculados na equação 13, tem-se a carga de trabalho de $39,28 N$.

Finalmente, calculou-se o torque exigido “ W ” em $N.m$ pela equação 14, onde o diâmetro “ d ” do eixo do fuso é de $13 mm$.

$$W = c_t \frac{d}{2} \quad (14)$$

Então, o torque exigido é de 0,26 N.m. Aplicando o fator de projeto 3,0 e convertendo o torque “W” para kgf.cm, tem-se o toque desejado do motor “ W_m ” pela equação 15.

$$W_m = \frac{100}{9,81} FS W \quad (15)$$

Portanto, o torque necessário “ W_m ” é de 7,81 kgf.cm e a velocidade de rotação de 30 rpm. Observando-se os gráficos de desempenho de Torque (kgf.cm) por Velocidade (RPM) dos motores de passo do catálogo da Neo Motion, foi selecionado o NEMA 23 modelo AK23/7.0F8FN1.8, cuja curva de desempenho é mostrada na Figura 4.3.

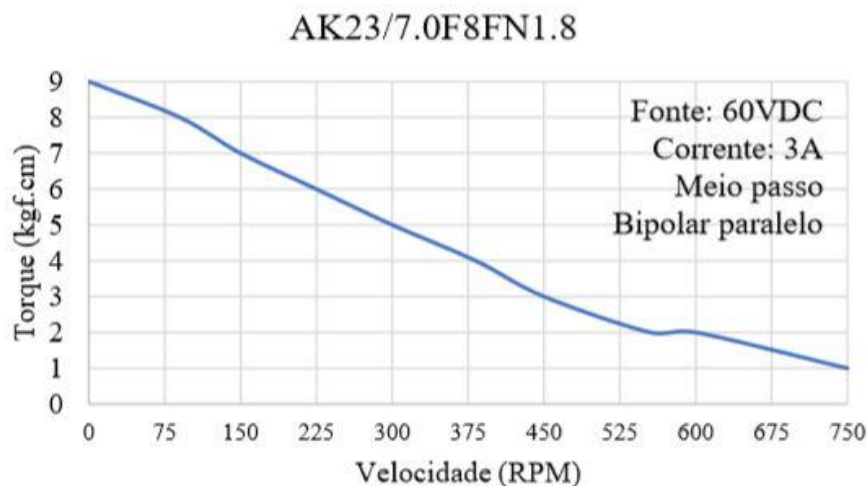


Figura 4.3: Curva de desempenho do motor NEMA 23 modelo AK23/7.0F8FN1.8. [17]

4.3 SELEÇÃO DO ACOPLAMENTO

De acordo com as informações dos respectivos catálogos do atuador linear e do motor selecionados, o eixo do atuador tem diâmetro 6,35 mm e o do motor, de 8 mm. Ambas as saídas dos eixos são simples e necessitam de acoplamento para a devida conexão e transmissão de torque. Os acoplamentos de precisão são os recomendados para a aplicação em motores a passo de baixo torque.

Seguindo o catálogo de acoplamentos de precisão do fabricante R+W America [18], o modelo recomendado para atuadores lineares é o MK, para torques de 0,05 a 10 N.m. O torque do motor, adotando o fator de projeto de 3, é de 0,77 N.m. Para o dimensionamento e seleção do acoplamento de acordo com o torque do motor, o fabricante sugere que o torque suportado “ T_{kN} ” esteja de acordo com a condição da equação 16 [18], cujos cálculos em detalhes estão presentes no Apêndice I.

$$T_{kN} \geq 1,5 * W_m \quad (16)$$

Portanto, o torque suportado pelo acoplamento de precisão deve ser superior a 1,15 N.m. Para baixas rotações, fácil montagem e de custo inferior, tem-se o modelo MK1 fabricado com aço inoxidável e alumínio.

Visualizando a tabela de dimensionamento deste modelo, vê-se que para o torque “ T_{kN} ” calculado, o tamanho 15 é selecionado. A fim de tornar o sistema mais compacto, o comprimento total escolhido

foi o menor possível dentro do tamanho 15, sendo de 24 mm. Além disso, o acoplamento deve ter entrada compatível com os eixos do atuador e do motor. Finalmente, o modelo de acoplamento de precisão selecionado foi o MK1 15 24 6,35 mm x 8 mm.

4.4 DIMENSIONAMENTO DO EIXO E ROLAMENTOS

A fim de permitir a total liberdade de movimentação transversal e reduzir os efeitos de atrito do novo sistema, o mecanismo de atuação ficará apoiado sobre um eixo apoiado em mancais de rolamentos. Como toda a massa do novo mecanismo será apoiada no mancal com rolamentos e este pode ser rotacionado para permitir a movimentação longitudinal do novo mecanismo, a carga predominante é radial mas também existe uma parcela axial.

O dimensionamento do eixo que suportará o mecanismo de movimentação vertical do endoscópio (item 6 da Figura 3.8) será feito pelo método de rigidez. A rotina de cálculos está presente no Apêndice I. De acordo com Shigley [19], a deflexão máxima para uma viga com apoios simples e carga central é dada pela equação 17.

$$y_{max} = \frac{F L_{eixo}}{48 E I} \quad (17)$$

Em que “ F ” é o carregamento central do eixo, equivalente à força peso dos componentes suportados; “ L_{eixo} ” é o comprimento do eixo de 113 mm; “ E ” é o módulo de elasticidade do alumínio de 80 GPa; e “ I ” é o momento de inércia do eixo conforme a equação 18.

$$I = \pi \frac{d^4}{64} \quad (18)$$

A massa de todos os componentes suportados pelo mancal “ M_T ” é discretizada na Tabela 4.5.

Tabela 4.5: Massa de cada componente suportado pelo mancal.

Componente	Massa estimada (kg)
Endoscópio	1,0
Fixação no endoscópio	0,5
Elemento de interligação	2,0
Guia linear	6,4
Motor elétrico	0,6
Suporte do motor	0,2

Logo, a massa total suportada “ M_T ” é de 10,7 kg. Em ambas as configurações de carregamento, “ F ” corresponde à força peso desta massa total e é dada pela equação 19.

$$F = M_T * g \quad (19)$$

Portanto, a força peso dos componentes suportados é de 104,86 N.

Pré-estipulando uma deflexão máxima do eixo “ y_{max} ” de 0,001 mm, calculou-se o diâmetro mínimo do eixo com um fator de projeto de 3 pela equação 20.

$$d_{eixo} = 3 * \frac{64 F L_{eixo}}{48 * 3,14 E y_{max}}^{1/4} \quad (20)$$

Logo, o diâmetro mínimo do eixo para suportar a deflexão máxima é de 8,45 mm. Então, será utilizado um eixo de 10 mm para simplificar a fabricação e seleção dos rolamentos.

Para a seleção dos rolamentos, a carga radial considerada será a A partir da realização de testes do protótipo, especificou-se uma liberdade de rotação longitudinal de 120°. Portanto, para efeitos de cálculos a angulação máxima nesta direção é de 60°. As Figuras 4.4 e 4.5 mostram, respectivamente, as configurações de carregamento nas condições vertical e de máxima inclinação do sistema.

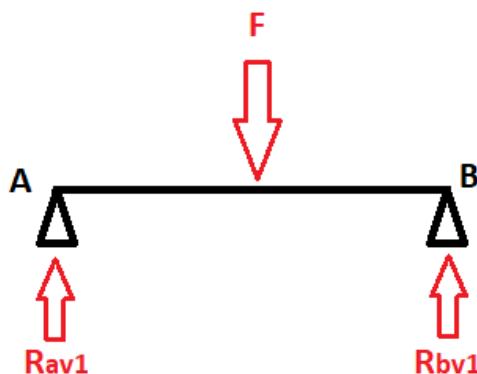


Figura 4.4: Diagrama de corpo livre dos mancais para a configuração vertical.

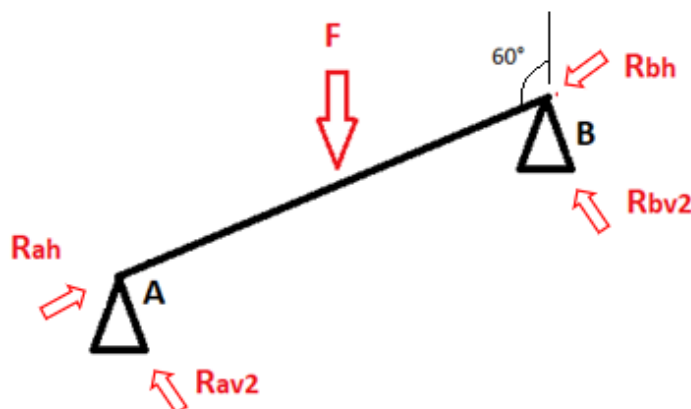


Figura 4.5: Diagrama de corpo livre dos mancais para a configuração de máxima inclinação.

As reações verticais nos mancais A e B para a configuração vertical são dadas pela equação 21.

$$R_{av1} = R_{bv1} = \frac{F_t}{2} \quad (21)$$

Em que “ F_t ” será a força peso dos componentes suportados agora com valor 105,04 N, incluindo a massa do eixo de 18 g, As reações verticais e horizontais nos mancais A e B na configuração de inclinação máxima são dadas, respectivamente, pelas equações 22 e 23.

$$R_{av2} = R_{bv2} = \frac{F_t}{2} * \text{sen}(60^\circ) \quad (22)$$

$$R_{ah} = R_{bh} = \frac{F_t}{2} * \text{cos}(60^\circ) \quad (23)$$

Os valores encontrados para as reações nos mancais A e B em cada configuração estão dispostos na Tabela 4.6.

Tabela 4.6: Resultados das reações nos mancais A e B.

Reação	Força (N)
Vertical R_{av1}	52,52
Vertical R_{av2}	45,48
Horizontal R_{ah}	26,26

Para a seleção dos rolamentos, a carga radial adotada será a de reação vertical na condição vertical “ R_{av1} ” de 52,52 N e, para a carga axial, a reação horizontal na condição de inclinação máxima da movimentação longitudinal “ R_{ah} ” de 26,26 N.

Dadas as baixas solicitações nos rolamentos e a predominância de carga radial, o tipo de rolamento escolhido é o de carreira simples de esferas, por suportarem cargas radiais e permitirem o apoio da carga axial em ambos os sentidos, além de ser de fácil obtenção e baixo custo.

Tomando como base o catálogo da SKF para rolamentos de carreira única de esferas [20], para diâmetros de eixo inferiores a 12 mm, a capacidade de carga axial deve seguir a condição da equação 24.

$$F_a \leq 0,25 C_0 \quad (24)$$

Em que “ F_a ” corresponde à carga axial cujo valor a ser adotado é 26,26 N e “ C_0 ” é a carga estática nominal do rolamento. Portanto, C_0 deve ser superior a 105,04 N.

Realizando o dimensionamento a partir da vida útil mínima “ $L_{h min}$ ” de 15000 horas, similar à utilizada no cálculo da carga dinâmica do fuso de esferas, e estipulando uma rotação de trabalho dos rolamentos “ N_r ” de 10 rpm, a capacidade de carga dinâmica mínima do rolamento deve seguir a condição da equação 25 [20].

$$C_{din min} = P \frac{60 N_r L_{h min}^{1/3}}{10^6} \quad (25)$$

Em que “ P ” é a carga dinâmica equivalente no rolamento de esferas, dada pela equação 26 [20].

$$P = X F_r + Y F_a \quad (26)$$

Adotando $X = 0,56$ e $Y = 1,71$ de acordo com o catálogo da SKF [20], tem-se $P = 74,31$ N. Portanto, a carga dinâmica mínima do rolamento é de 154,58 N.

Visualizando a tabela de rolamentos de carreira de esferas simples da SKF, para um eixo de 10 mm e cargas dinâmicas e estáticas mínimas calculadas, o rolamento escolhido é o 61800-2Z, com capa de proteção em ambos os lados.

4.5 MONTAGEM DO SISTEMA DE MOVIMENTAÇÃO

Compreende-se como o sistema de movimentação o conjunto do atuador linear, acoplamento e motor de passo selecionados. A fixação do atuador ao motor é feita diretamente por parafusos nas flanges destes componentes.

Foi elaborado um esquema de montagem destes componentes e o projeto dos suportes para fixar e possibilitar todas as devidas liberdades de movimentação do protótipo. A Figura 4.6 mostra a montagem do novo sistema no protótipo, incluindo os suportes a serem fabricados.

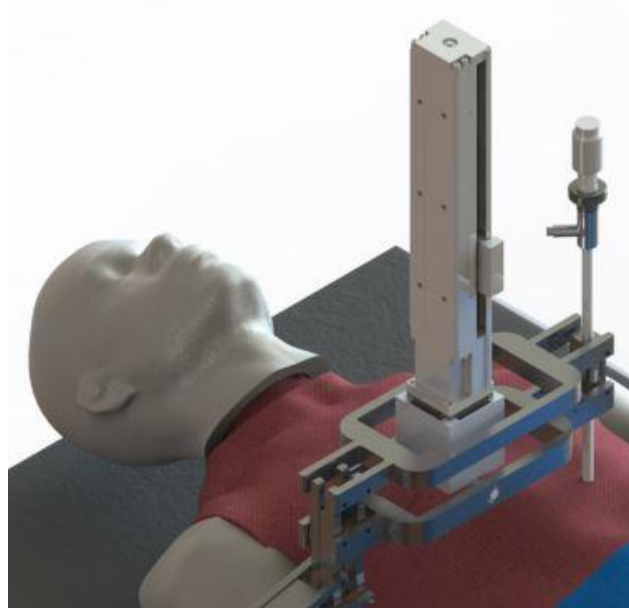


Figura 4.6: Montagem do sistema de ajuste de profundidade.

4.6 PROJETO DO COMPONENTE DE INTERLIGAÇÃO

Percebe-se pela Figura 4.5 que a interligação entre o atuador e o endoscópio ainda precisa ser pensada e projetada. Mas a distância entre o cursor e o endoscópio varia de acordo com a angulação provocada pela movimentação translacional. As Figuras 4.7, 4.8 e 4.9 ilustram esta alteração nas posições média e extremas.

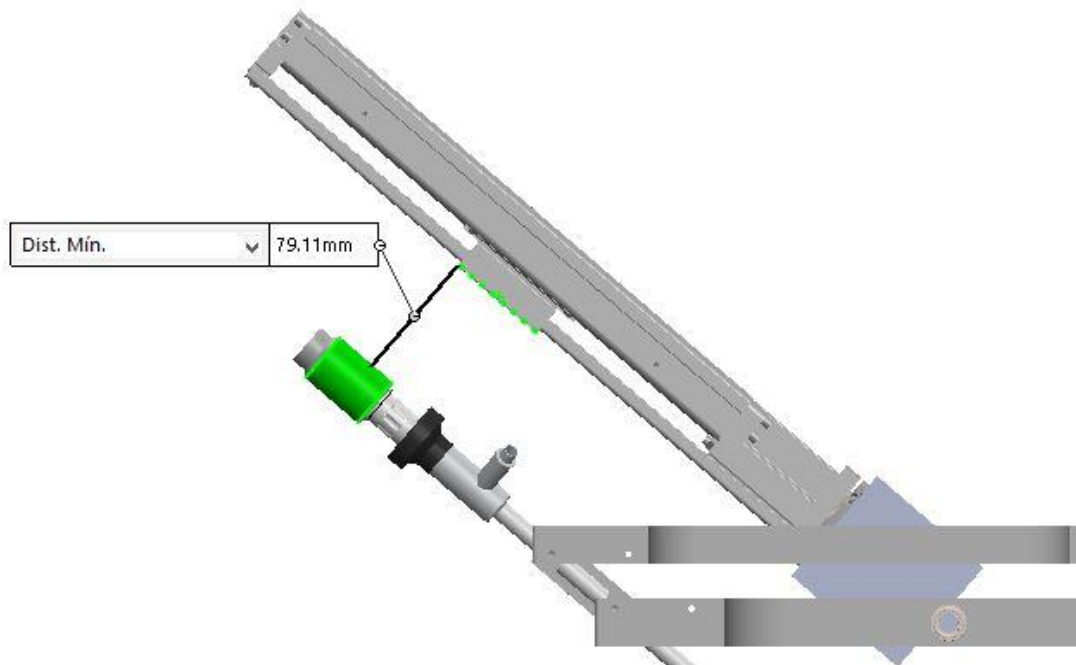


Figura 4.7: Distância entre o cursor e o endoscópio na posição extrema à esquerda.

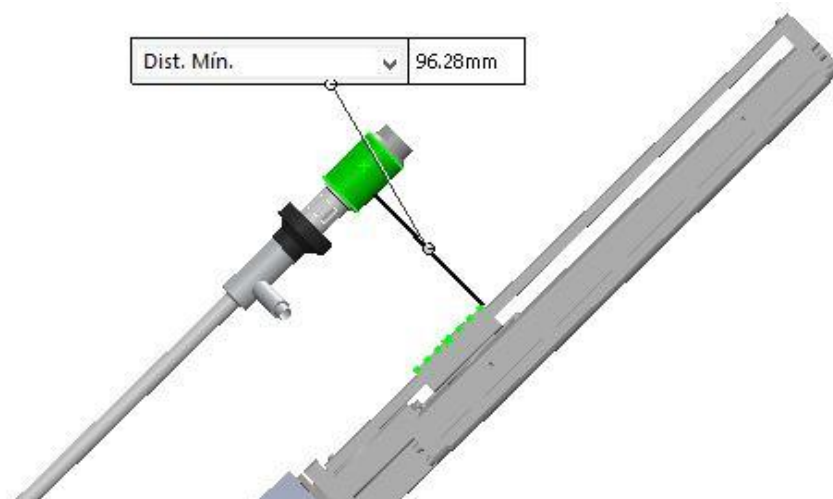


Figura 4.8: Distância entre o cursor e o endoscópio na posição extrema à direita.

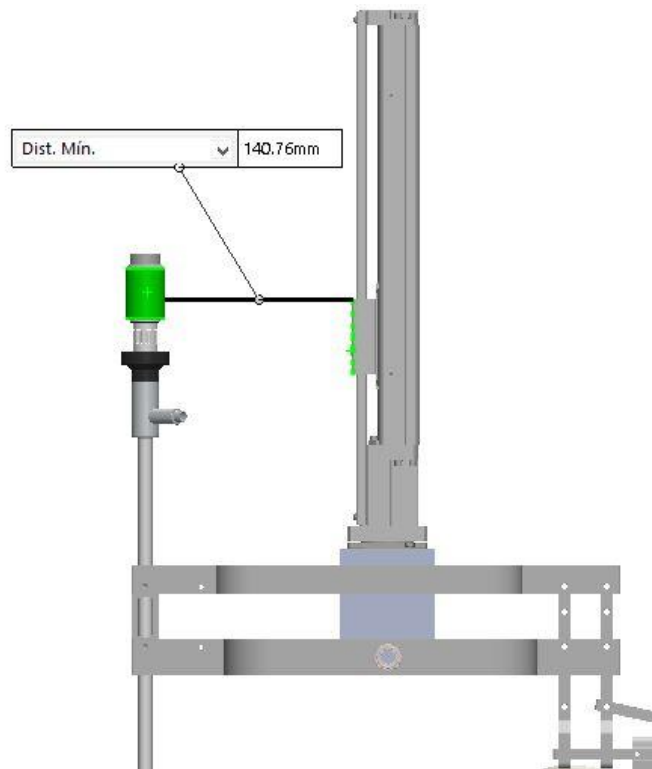


Figura 4.9: Distância entre o cursor e o endoscópio na posição central.

Portanto, a conexão entre o cursor do atuador e o endoscópio deve permitir uma variação de, pelo menos, 62 mm. Para isso, optou-se por realizar uma conexão feita por dois tubos de diâmetros diferentes de forma a introduzir um tubo no outro, fazendo escorregar o de menor diâmetro na superfície interna do tubo maior. Optou-se pela utilização de tubos de perfil quadrado pela maior facilidade de montagem, garantia de estabilidade e maior resistência a flexão, quando comparado aos se secção redonda. A Figura 4.10 ilustra o sistema de interligação entre o cursor e o endoscópio.



Figura 4.10: Interligação entre o endoscópio e o cursor do atuador linear.

Além de permitir esta variação de comprimento, a interligação entre o endoscópio e o cursor deve permitir a rotação da câmera em torno de seu próprio eixo. Portanto, decidiu-se adicionar um motor com acoplamento na fixação do endoscópio para possibilitar sua rotação. Logo, o sistema de interligação suporta, também, o novo mecanismo. A Figura 4.11 mostra a montagem final de todos os componentes do projeto de movimentação vertical do endoscópio e de rotação da câmera.

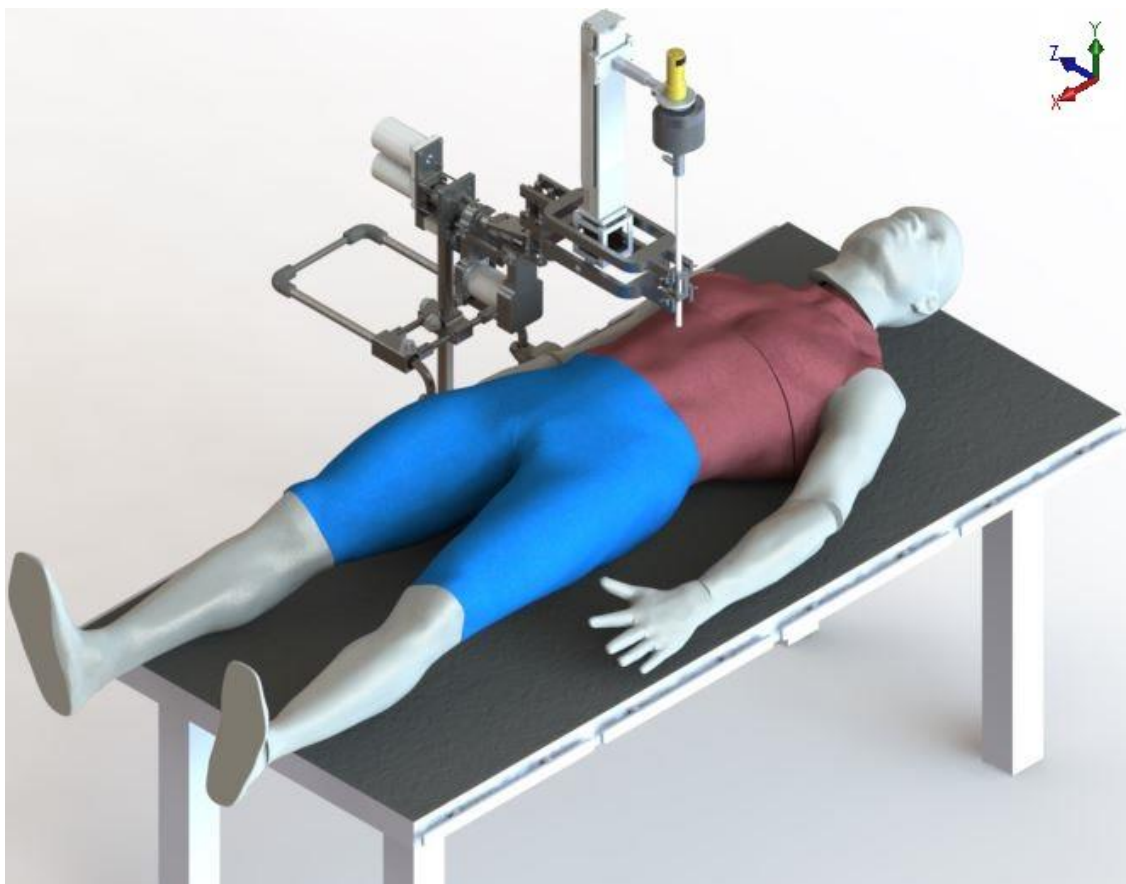


Figura 4.11: Vista isométrica do projeto final do protótipo.

4.7 MONTAGEM FINAL

No Apêndice II estão disponíveis as vistas de conjunto e explodida da montagem. Iniciando o processo de instalação pela base, os rolamentos são posicionados por interferência no elo inferior. O eixo é montado também por interferência nos rolamentos e possui dois furos passantes onde o suporte do motor será aparafusado. O suporte do motor terá duas chapas em “L” soldadas na base, contendo os dois furos. Desta forma, é possível retirar o motor responsável pela movimentação vertical da câmera sem que haja a necessidade de remoção do eixo. A Figura 4.12 mostra a vista explodida do projeto para a melhor visualização da montagem.

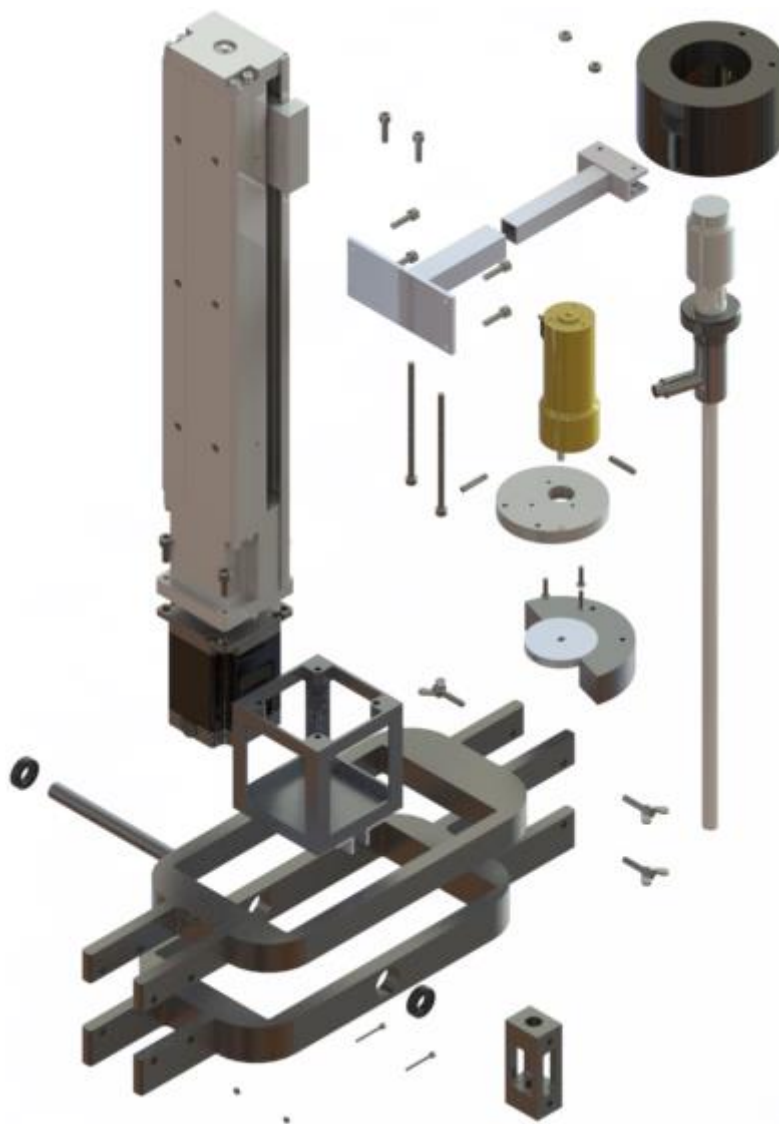


Figura 4.12: Vista explodida do projeto.

Como o endoscópio deve rotacionar em torno do seu próprio eixo, uma série de componentes foram adicionados entre a câmera e o cursor da guia linear. A Figura 4.13 e a Tabela 4.7 mostram os componentes da interligação numerados e identificados, incluindo o mecanismo de rotação do endoscópio.

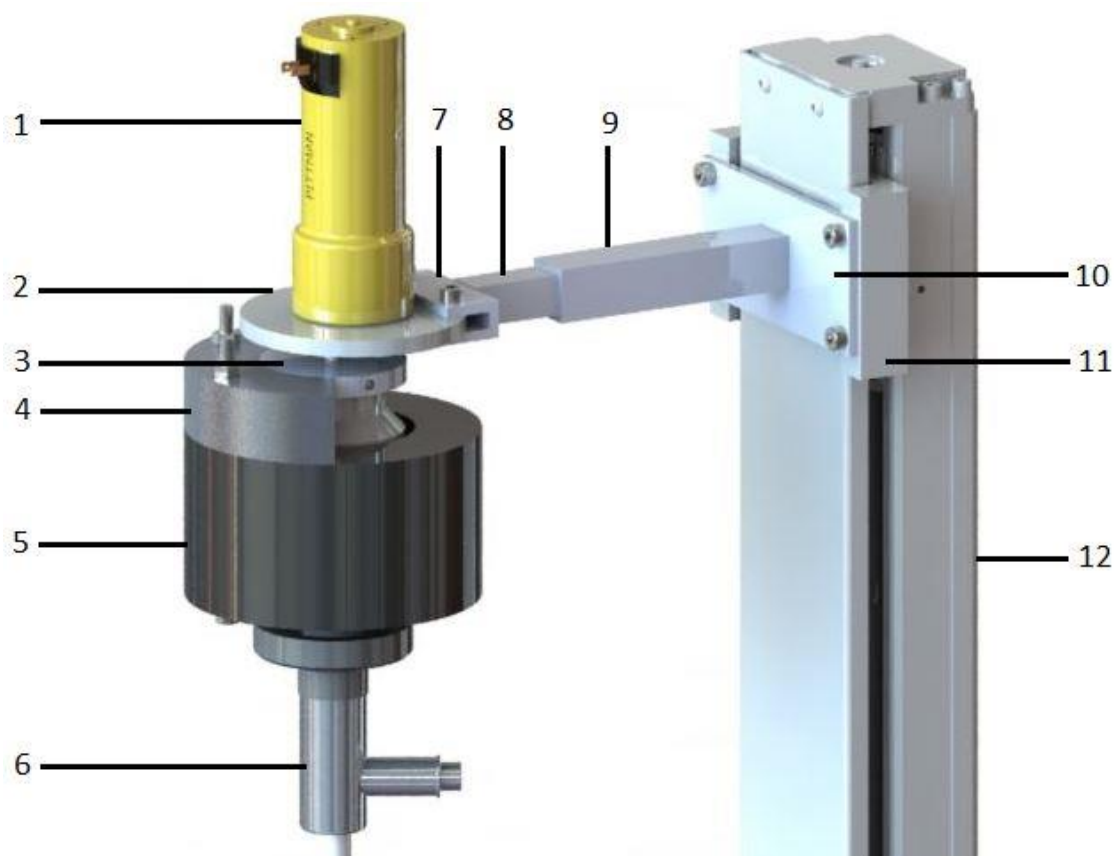


Figura 4.13: Componentes do sistema de interligação do cursor e endoscópio.

Tabela 4.7: Identificação dos componentes do sistema de interligação.

Número	Componente
1	Motor elétrico
2	Suporte do motor elétrico
3	Acoplamento interno
4	Acoplamento externo
5	Presilha
6	Endoscópio
7	Fixação do suporte do motor
8	Tubo menor
9	Tubo maior
10	Chapa de fixação no cursor
11	Cursor
12	Guia linear

Neste sistema de interligação, a chapa de fixação será parafusada no cursor. Esta mesma fixação será soldada no tubo maior. A fixação do suporte do motor também será soldada na extremidade do tubo menor. O suporte do motor será parafusado no motor e, assim, garante-se a estabilidade deste motor responsável pela rotação do endoscópio.

Na saída do eixo do motor elétrico, o acoplamento interno é preso por parafusos de aço inox Allen de pressão. A parte externa do acoplamento é soldada na parte interna, facilitando a fabricação pois ambas as peças podem ser feitas em tornos mecânicos, em vez de fabricar uma peça única por usinagem CNC. A presilha, fixada diretamente na parte superior do endoscópio, será parafusada na parte externa do acoplamento. Assim, o endoscópio acompanhará a movimentação do motor.

4.8 FABRICAÇÃO

Para o início da fabricação dos componentes do protótipo, foram adquiridas barras de alumínio ASTM 5052-F. Portanto, para a manufatura das peças deste projeto, será aproveitado ao máximo este material e a estrutura disponível na Universidade de Brasília. Todos os desenhos técnicos das peças a serem fabricadas estão disponíveis no Apêndice, incluindo a vista explodida de toda a montagem e a lista de materiais.

Algumas peças podem ser totalmente fabricadas na oficina mecânica do SG-9 na UnB: o eixo, partes externa e interna do acoplamento podem ser fabricados em torno mecânico; os cortes dos tubos seção quadrada; as chapas de fixação no cursor e na presilha, com o auxílio de dobradeira. Todos os furos podem ser realizados por furadeiras de coluna. As peças mais complexas devem ser usinadas fora da universidade, em centros de usinagem CNC. São elas os elos superior e inferior, o suporte do motor elétrico, a peça guia, e o suporte do motor elétrico.

A Tabela 4.8 mostra a estimativa de custos para as peças a serem adquiridas ou fabricadas, assim como seus respectivos valores de instalação. O número de cada componente está de acordo com a vista explodida do projeto presente no Apêndice II.

Tabela 4.8: Estimativa de custos para a implementação dos novos mecanismos no protótipo.

Número	Componente	Quantidade	Valor Unitário (R\$)	Instalação (R\$)	Valor Total (R\$)
1	Parafuso Allen em Aço Inox M4 x 0.7 x 80 mm	2	3,50	2,10	9,10
2	Chapa de Fixação 1	1	2,10	0,63	2,73
3	Parafuso Allen em Aço Inox M4 x 0.7 x 15 mm	6	2,00	3,60	15,60
4	Tubo Quadrado Maior	1	2,50	0,75	3,25
5	Porca Sextavada em Aço Inox M4 x 0.7	2	2,00	1,20	5,20

6	Tubo Quadrado Menor	1	1,80	0,54	2,34
7	Chapa de Fixação 2	1	1,50	0,45	1,95
8	Presilha	1	35,00	10,50	45,50
11	Parafuso Allen de Pressão em Aço Inox M4 x 0.7 x 20 mm	2	2,50	1,50	6,50
12	Suporte do Motor Elétrico	1	200,00	60,00	260,00
13	Parafuso Allen em Aço Inox M3 x 0.5 x 12 mm	3	2,00	1,80	7,80
14	Acoplamento – Parte Externa	1	200,00	60,00	260,00
15	Acoplamento – Parte Interna	1	200,00	60,00	260,00
16	Parafuso Borboleta em Aço Inox M4 x 0.7 x 18 mm	4	5,00	6,00	26,00
17	Guia	1	250,00	75,00	325,00
18	Parafuso Allen em Aço Inox M2 x 0.2 x 20 mm	2	2,00	1,20	5,20
19	Parafuso Sextavada em Aço Inox M2 x 0.2	2	1,50	0,90	3,90
20	Elo Inferior	1	500,00	150,00	650,00
21	Elo Superior	1	500,00	150,00	650,00
22	Suporte em L	2	1,50	0,90	3,90
23	Eixo	1	10,00	3,00	13,00
24	Rolamento SKF 61800-2Z	2	30,00	18,00	78,00
25	Suporte do Motor NEMA 23	1	400,00	120,00	520,00
26	Motor NEMA 23	1	50,00	15,00	65,00
27	Parafuso Allen em Aço Inox M5 x 0.8 x 12 mm	4	2,00	2,40	10,40
28	Guia Linear	1	1000,00	300,00	1300,00
Custo Total:			R\$ 3.406,90	R\$ 1.045,47	R\$ 4.530,37

4.9 CONDIÇÕES DE OPERAÇÃO

Como o equipamento será utilizado durante a realização de cirurgias laparoscópicas abdominais, é necessário especificar uma zona de operação e, conseqüentemente, de isolamento do dispositivo aos profissionais a fim de evitar acidentes e possíveis danos ao equipamento.

Então, admitindo que as movimentações longitudinal (eixo x) e transversal (eixo z) tenham liberdade de rotação de 120°, ou seja, 60° para cada sentido do eixo a partir da posição de equilíbrio, a zona de isolamento do equipamento deve ser de 600 mm x 815 mm x 1085 mm, conforme a Figura 4.14.

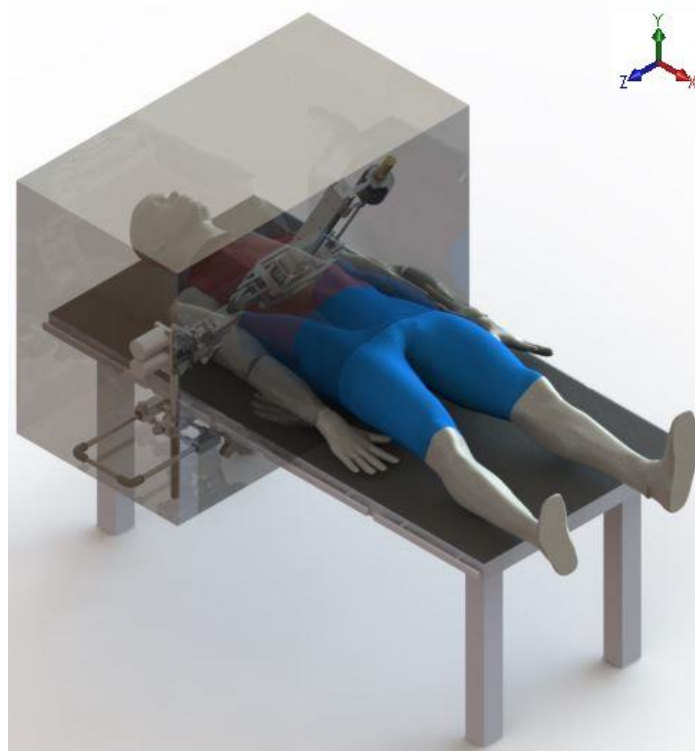


Figura 4.14: Zona de isolamento do equipamento.

Para a esterilização, decidiu-se que a peça que guia o endoscópio para garantir o paralelismo com o atuador e, assim, assegurar a manutenção do ponto de inserção, será higienizada junto com o endoscópio. Para não comprometer a utilização do equipamento durante o período de esterilização, recomenda-se a fabricação de uma peça guia por endoscópio. Esta peça será fabricada em alumínio e fixada por parafusos do tipo borboleta para facilitar a montagem e desmontagem, eliminando a necessidade de desmontagem da estrutura e de mecanismos do produto como havia na solução por roletes (seção 3.2). Assim, a peça guia terá fios de rosca e os suportes (elos superior e inferior), não. Desta forma, será realizada a fixação da peça sem interferir na movimentação em z. A Figura 4.15 mostra esta fixação em detalhes.

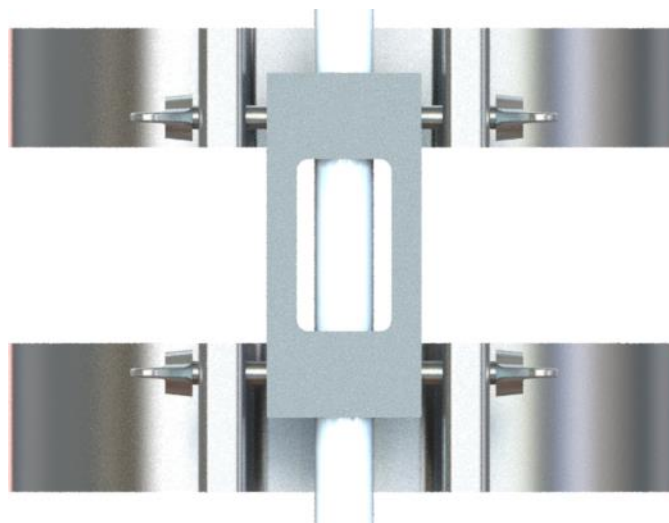


Figura 4.15: Fixação da peça guia.

Para a retirada do endoscópio e da peça guia, aconselha-se desmontar primeiramente a guia soltando os parafusos borboletas manualmente. Desta forma, o endoscópio continuará fixo em sua parte superior. Em seguida, basta desprender os parafusos que unem a presilha ao acoplamento para soltar a câmera. Assim, a presilha e o endoscópio deslizarão lateralmente sem que haja a contaminação de nenhuma outra peça do equipamento. Por fim, solta-se a presilha. A Figura 4.16 mostra essa desmontagem para a esterilização do endoscópio e da peça guia.

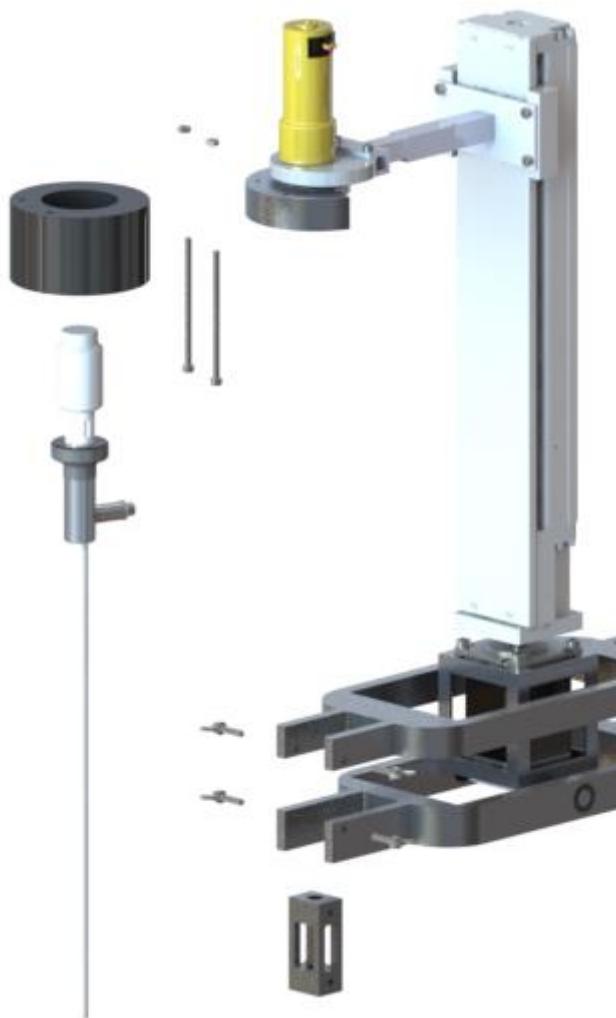


Figura 4.16: Desmontagem para a esterilização do endoscópio e da peça guia.

5 CONCLUSÕES

Após feita a análise dos equipamentos comerciais utilizados no auxílio de cirurgias laparoscópicas, aliado ao conceito de RCM, decidiu-se que para a estrutura do protótipo CLARA a melhor alternativa seria adicionar a função de ajuste de profundidade da câmera pela instalação de um sistema de atuação linear independente. Então, pela realização de análises e comparações, optou-se pelo uso do fuso de esferas.

Dentre as opções de atuadores lineares de fuso de esferas, selecionou-se um atuador que possui gaiolas de esferas nas unidades da guia linear, o que permite a redução de ruído e longos períodos de operação sem necessidade de manutenção, dada a aplicação cirúrgica do equipamento. Com base nos esforços, condições de utilização e vida útil, foram selecionados os modelos do atuador linear, do motor de passo, do acoplamento e dos rolamentos a serem adquiridos e instalados.

Com base na seleção dos componentes selecionados, foram projetados os suportes e realizada a montagem virtual do sistema de movimentação para avaliar se todas os graus de liberdade da câmera operavam perfeitamente. Nesta verificação, percebeu-se que o sistema de interligação entre o cursor do atuador e o endoscópio deveria possibilitar uma variação de comprimento de 62 mm. Por facilidade de manufatura, optou-se pela utilização de tubos quadrados, introduzindo um tubo no outro, fazendo escorregar o de menor dimensão na superfície interna do maior.

Durante o projeto de detalhamento, percebeu-se que a interligação entre o endoscópio e o cursor deveria permitir a rotação da câmera em torno de seu próprio eixo, conferindo um quarto grau de liberdade ao endoscópio. Portanto, a ideia de fixação do endoscópio teve de ser alterada. Decidiu-se que o sistema de interligação suportaria o motor desta nova movimentação, em vez de ser fixado diretamente na câmera.

Foi realizado o projeto de todos os componentes pensando na facilidade de fabricação, buscando minimizar alterações na estrutura atual do protótipo, aproveitando os materiais fornecidos e meios de usinagem disponíveis na Universidade de Brasília. Porém, a fabricação de alguns componentes deverá ser terceirizada, por questões de precisão.

Realizou-se a definição da zona de operação, ou seja, o volume em torno do equipamento que deve ser isolado durante a utilização em cirurgias. Finalmente, de acordo com o projeto e montagem dos componentes, estipulou-se a ordem de remoção das fixações para a esterilização da peça guia e do endoscópio.

Apesar de não ser objetivo deste projeto, pretendia-se instalar as modificações no protótipo CLARA durante o segundo semestre de 2018 mas por questões financeiras, apenas alguns componentes puderam ser adquiridos, impossibilitando a montagem pretendida.

Como resultado final deste projeto, foi feita a estimativa de custos da implementação dos novos mecanismos e foram elaborados os desenhos de fabricação das peças, das vistas de conjunto e explodida da montagem e lista de materiais, disponíveis no Apêndice II.

6 REFERÊNCIAS

- [1]. SHIRWALKAR, V. et al. *Robotic Camera Assistant for Laparoscopic Surgery*. Bhabha Atomic Research Centre, India.
- [2]. GREENBURG, Jacob G. *Measurement and Description of Dynamics Required for in vivo Surgical Robotics via Kinematic Methods*. University of Nebraska, 2013.
- [3]. BEASLEY, Ryan A. *Medical Robots: Current Systems and Research Directions*. Journal of Robotics Volume 2012, Article ID 401613, 2012.
- [4]. KUO, Chin-Hsing; DAI, Jian S. C. *Robotics for minimally invasive surgery: a historical review from the perspective of kinematics*. International Symposium on History of Machines and Mechanisms, pp. 337–354, Springer, 2009.
- [5]. MUÑOZ, V. F. et al. *Pivoting motion control for a laparoscopic assistant robot and human clinical trials*. Advanced Robotics, Vol. 19, No. 6, pp. 695–713, 2005.
- [6]. PRISCO, Rui. *Instrumental Laparoscópico*. Acta Urológica, edição especial, 2002.
- [7]. IEEE. *Compact Camera Assistant Robot for Minimally Invasive Surgery: KaLAR*. Sendai, Japão, 2004.
- [8]. DELP, S.L.; DI GIOIA, A.M.; JARAMAZ, B. *Multi-DOF Forceps Manipulator System for Laparoscopic Surgery*. MICCAI, LNCS 1935, pp. 653-660, 2000.
- [9]. BIHLMAIER, A. *Endoscope Robots and Automated Camera Guidance*. Learning Dynamic Spatial Relations, Springer Fachmedien Wiesbaden, 2016. cap 2.
- [10]. SILVA, I. F. *Apostila de Introdução do Software SolidWorks*. Instituto Federal de Educação, Ciência e Tecnologia da Bahia. 2009.
- [11]. NORTON, Robert L. *Machine Design*. 4. ed, Porto Alegre: Bookman, 2011.
- [12]. *ViKY Laparoscopic Holder Presentation*, by Endocontrol. Disponível em: <<https://www.youtube.com/watch?v=Tgwgrzd2BwE&t=108s>>. Acessado em 05/06/2018.
- [13]. GKA3065 Product Specifications. GMT Global Inc. Disponível em: <<https://www.gmteurope.de/index.php/products/linear-actuators/aluminium/gka-3065.html>>. Acessado em 05/06/2018.
- [14]. JUVINALL, Robert C.; MARSHEK, Kurt M. *Fundamento do projeto de componentes de máquinas*. 4.ed. Rio de Janeiro. LTC – Livros Técnicos e Científicos Editora S.A. 2008.
- [15]. THK. *Catálogo Geral – Atuadores de Guias Lineares*. Disponível em: <<http://www.thk.com/?q=br/node/4661>>. Acessado em 07/08/2018.
- [16]. OBR. *Catálogo – Fuso de Esferas*. Disponível em: <http://www.obr.com.br/catalogos/OBR_fusos.pdf>. Acessado em 10/08/2018.
- [17]. Neo Motion. *Datasheet de Produto – Motores de Passo*. Disponível em: <<https://www.neomotion.com.br/wp-content/uploads/2017/07/Cat%C3%A1logo-Datasheet-dos-motores-de-passo-R01.pdf>>. Acessado em 15/08/2018.
- [18]. R+W. *Precision Couplings Datasheet*. Disponível em: <<https://www.rw-brazil.com/produtos/acoplamentos-de-precisao/>>. Acessado em 27/08/2018.
- [19]. SHIGLEY, Joseph E.; MISCHKE, Charles R.; BUDYNAS, Richard G. *Projeto de Engenharia Mecânica*, tradução: João Batista de Aguiar, José Manoel de Aguiar, 7. ed., Porto Alegre: Bookman, 2005.
- [20]. SKF. *Catálogo Completo – Rolamento de Esferas*. Disponível em: <http://www.skf.com/binary/82-121486/10000_2-PT-BR---Rolling-bearings.pdf>. Acessado em 18/09/2018.

- [21]. HERMAN, Benôit et al. *Experimental comparison of kinematics and control interfaces for laparoscope positioners*. 9th National Congress on Theoretical and Applied Mechanics, Bruxelas, 2012.
- [22]. COLLINS, Jack A. *Projeto mecânico de elementos de máquina: uma perspectiva de prevenção da falha*. 1.ed. Rio de Janeiro. LTC - Livros Técnicos e Científicos Editora S.A. 2013. 740p.
- [23]. IEEE. *A Telerobotic Assistant tor Laparoscopic Surgery*. 1995.
- [24]. KING, B. et al. *Towards an Autonomous Robot for Camera Control During Laparoscopic Surgery*. *Journal of Laparoendoscopic & Advanced Surgical Techniques*, Volume 23, Number 12, 2013.
- [25]. PALEP, Jaydeep H. *Robotic assisted minimally invasive surgery*. *Journal of Minimal Access Surgery*, Mumbai, India, 2009.
- [26]. ASSOCIAÇÃO BRASILEIRA DE NORMAS TÉCNICAS. *NBR 6158: Sistema de tolerâncias e ajustes*. Rio de Janeiro. 1995.

7 APÊNDICES

		Pág.
Apêndice I	Rotina de cálculos em Matlab para a seleção do atuador linear, motor de passo, acoplamento, rolamentos e dimensionamento do eixo	62-64
Apêndice II	Especificações técnicas da guia linear SFU1605	65-83

APÊNDICE I: Rotina de cálculos em Matlab para a seleção do atuador linear, motor de passo, acoplamento, rolamentos e dimensionamento do eixo.

```
clear all

%% Parâmetros iniciais %%

m1 = 1.0;           %Massa do endoscópio (kg)
m2 = 0.5;           %Massa do pegador (kg)
m3 = 2.0;           %Massa da interligação (kg)
m4 = 0.5;           %Massa da castanha (kg)
g = 9.8;            %Aceleração da gravidade (m/s2)
pi = 3.14;
mi = 0.1;           %Fator de atrito da castanha
v = 600;            %Velocidade de operação (mm/min)
N = 120;            %Rotação de trabalho (rpm)
Nmax = 1000;        %Rotação máxima do motor (rpm)
FS = 3;             %Fator de projeto

%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
%% Dimensionamento fuso de esferas %%

%Massa total suspensa (kg)
M = m1+m2+m3+m4;

%Passo estimado (mm)
p_in = FS*(v/N);

%Carga axial (N)
Pa = M*g + M*g*mi;

%Carga equivalente máxima (N)
Peq_max = 3*Pa;

% Selecionando o SKR33-A de passo 20 mm (bloco longo)

%Tabela 6 - Catálogo THK
p = 20;             %Passo (mm)
Vmax = 2000;        %Velocidade máxima (mm/s)
S = 295;            %Curso (mm)
Nw = v/p;           %Velocidade de operação do motor (RPM)
fw = 1.2;           %Fator de carga (Tabela 8)

%Tabela 4 - Catálogo THK
%Guia linear
C_ag = 17000;        %Capacidade de carga dinâmica nominal (N)

%Fuso de esferas THK
C_af = 2620;         %Capacidade de carga dinâmica nominal (N)
dp = 13;             %Diâmetro do eixo do fuso (mm)
dr = 10.8;           %Diâmetro menor da rosca (mm)
de = 13.5;           %Diâmetro da esfera de centro a centro (mm)
%Mancal
Cm = 6250;           %Capacidade de carga dinâmica nominal (N)

%Vida útil das unidades do atuador

%Guia linear
Lg = ((C_ag/(fw*Peq_max))^3)*50;    %Vida nominal (km)
```

```

Lhg = (Lg*(10^6))/(2*S*Nw*60);           %Vida útil (h)
%Fuso
Lf = ((C_af/(fw*Pa))^3)*(10^6);          %Vida nominal em revoluções
Lhf = (Lf*p)/(2*S*Nw*60);                %Vida útil (h)
Lhfmed = 15000;                           %Vida útil média em horas - OBR
%Carga dinâmica do fuso (kgf) - OBR fusos
Caf_obr = ((60*Nw*Lhfmed)^(1/3))*Peq_max*fw*0.01;

%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
%% Dimensionamento do motor a passo %%

%Catálogo Neo Motion de motor a passo

V = 0.01;                                  %Velocidade linear (m/s)
ta = 1;                                     %Tempo de aceleração (s)
df = 0.013;                                %Diametro do fuso (m)

%Aceleração (m/s²)
a = V/ta;

%Força peso (N)
Fp = M*9.81;

%Carga de trabalho (N)
ct = (M*a)+Fp;                             %Desconsiderando o atrito do fuso e na guia

%Velocidade do motor (RPM)
V_m = ((1000*V)/(p));

%Torque (N.m)
W = ct*df/2;                               %Torque (N.m) - s/ fator de segurança
W_fs = FS*ct*df/2;                         %Torque (N.m) - c/ fator de segurança
W_kgf = W*100/9.81;                       %Torque (kgf.cm) - s/ fator de segurança
Wm = FS*W*100/9.81;                       %Torque (kgf.cm) - c/ fator de segurança

% Selecionado o Motor NEMA 23 - 7 kgf.cm - AK23/7.0F8FN1.8

%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
%% Projeto do Acoplamento %%

%Dimensionamento de acordo com o torque máximo (N.m)
T_kn1 = 1.5*W_fs;

%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
%% Dimensionamento do eixo %%

%Força Peso (N)
M1 = 1.0;                                  %Massa do endoscópio (kg)
M2 = 0.5;                                  %Massa do pegador (kg)
M3 = 2.0;                                  %Massa da interligação (kg)
M4 = 6.4;                                  %Massa da guia - curso 300 mm(kg)
M5 = 0.6;                                  %Massa do motor (kg)
M6 = 0.2;                                  %Massa do suporte do motor (kg)
Mt = M1+M2+M3+M4+M5+M6;                  %Massa total (kg)
L = 113;                                   %Comprimento do eixo (mm)
F = Mt*g;                                  %Peso (N)
E = 80*(10^3);                             %Módulo de elasticidade (N/mm²)
y = 0.001;                                  %Deflexão máxima (mm)
d = (64*F*L/(48*E*y*3.14))^(1/4);         %Diâmetro mínimo (mm)
FS = 3;
d_final = FS*d;                            %Diâmetro mínimo com FS (mm)

```

```

%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
%% Dimensionamento dos rolamentos %%

M7 = 0.018;           %Massa do eixo (kg)
M_Total = Mt+M7;     %Massa total suportada (kg)
F_t = M_Total*g;     %Força peso total (N)

% Configuração Vertical
Rav1 = F_t/2;        %Reação vertical no mancal A (N)
Rbv1 = Rav1;        %Reação vertical no mancal B (N)

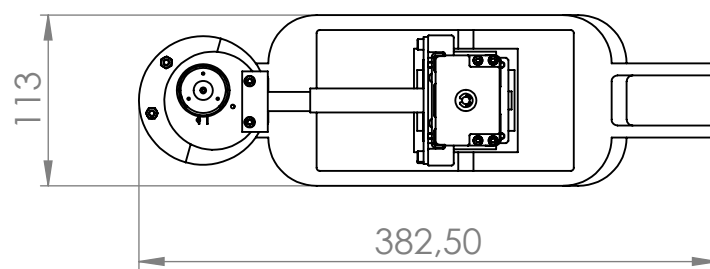
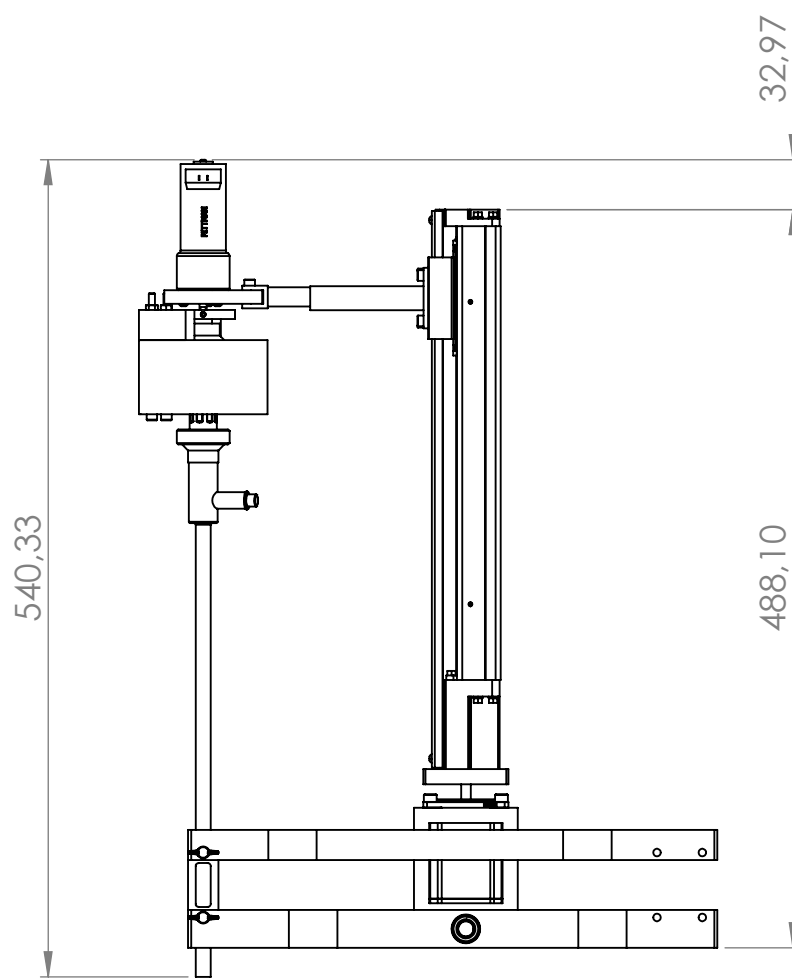
% Configuração inclinada (60°)
Rav2 = F_t/2*sind(60); %Reação vertical no mancal A (N)
Rbv2 = Rav2;        %Reação vertical no mancal B (N)
Rah = F_t/2*cosd(60); %Reação horizontal no mancal A (N)
Rbh = Rah;          %Reação horizontal no mancal B (N)

%Valor mínimo carga estática nominal (N)
C_0 = 4*Rah;

%Carga dinâmica equivalente P (N)
Fr = Rav1;          %Força radial (N)
Fa = Rah;           %Força axial (N)
X = 0.56;           %Coeficiente para força radial
Y = 1.71;           %Coeficiente para força axial
P = X*Fr+Y*Fa;

%Carga dinâmica mínima (N)
L_h_min = 15000;    %Vida útil mínima em horas
N_r = 10;           %Rotação de trabalho proposta (rpm)
C_din_min = P*((60*N_r*L_h_min/10^6)^(1/3));

```

Departamento de Engenharia Mecânica - Faculdade de Tecnologia - UnB

Desenhista: Taís Tolino Maran

Data: 08/11/2018

Projetista: Taís Tolino Maran

Diedro: 1° Diedro

Dimensão: milímetros

Material:

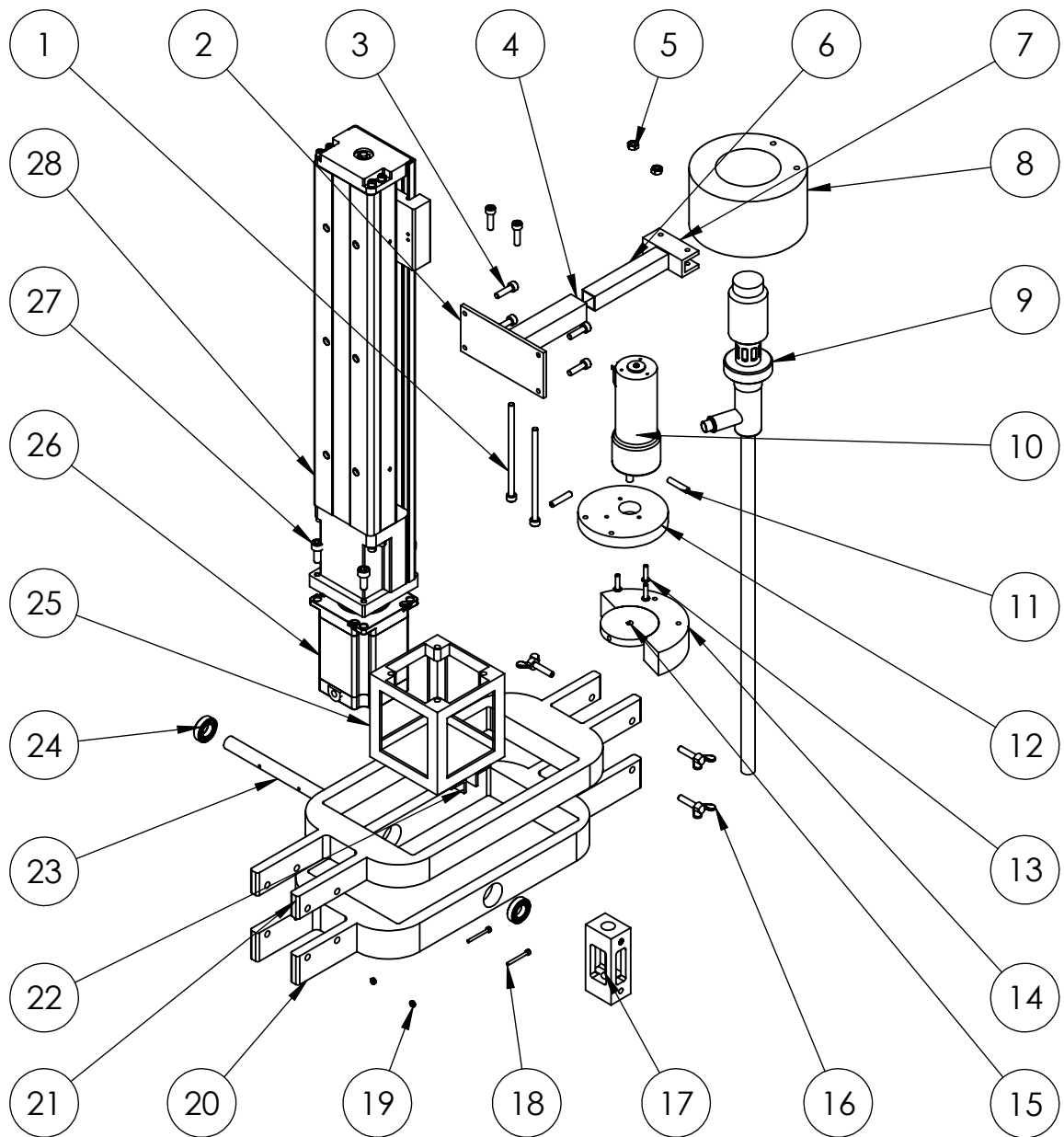
Escala: 1:5

Tolerância geral: ± 1 mm

Nome da peça:

Folha: 01/18

Desenho de Conjunto



Número	Nome	Quantidade	Desenho
1	Parafuso Allen em Aço Inox M4 x 0.7 x 80	2	-
2	Chapa de Fixação 1	1	11/18
3	Parafuso Allen em Aço Inox M4 x 0.7 x 15	6	-
4	Tubo Quadrado Maior	1	12/18
5	Porca Sextavada em Aço Inox M4 x 0.7	2	-
6	Tubo Quadrado Menor	1	13/18
7	Chapa de Fixação 2	1	14/18
8	Presilha	1	-
9	Endoscópio	1	-
10	Motor Elétrico	1	-
11	Parafuso Allen de Pressão em Aço Inox M4 x 0.7 x 20	2	-
12	Suporte do Motor Elétrico	1	15/18
13	Parafuso Allen em Aço Inox M3 x 0.5 x 12	3	-
14	Acoplamento - Parte Externa	1	10/10
15	Acoplamento - Parte Interna	1	09/18
16	Parafuso Borboleta em Aço Inox M4 x 0.7 x 18	4	-
17	Guia	1	08/18
18	Parafuso Allen em Aço Inox M2 x 0.2 x 20	2	-
19	Porca Sextavada em Aço Inox M2 x 0.2	2	-
20	Elo Inferior	1	03/18
21	Elo Superior	1	04/18
22	Suporte em L	2	06/18
23	Eixo	1	05/18
24	Rolamento SKF 61800-2Z	2	-
25	Suporte do Motor NEMA 23	1	07/18
26	Motor NEMA 23	1	-
27	Parafuso Allen em Aço Inox M5 x 0.8 x 12	4	-
28	Guia Linear	1	-

Departamento de Engenharia Mecânica - Faculdade de Tecnologia - UnB



Desenhista: Taís Tolino Maran

Data: 25/10/2018

Projetista: Taís Tolino Maran

Diedro: 1º Diedro

Dimensão: milímetros

Material:

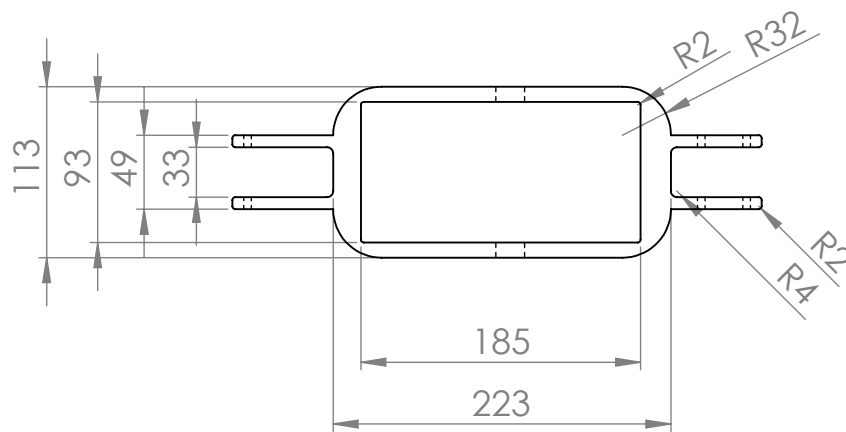
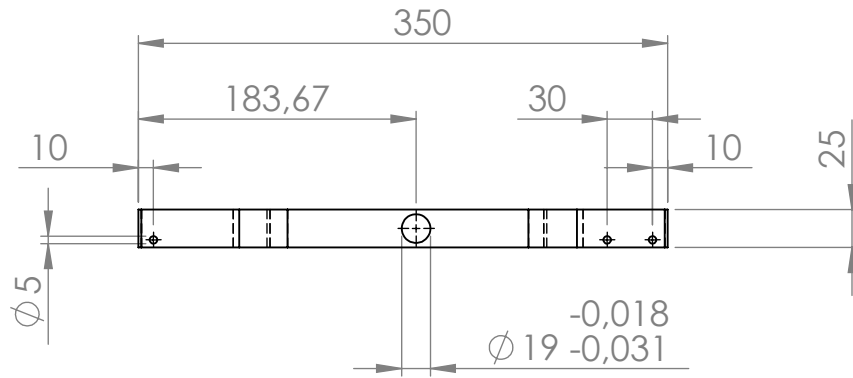
Escala: 1:5

Tolerância:

Nome da peça:

Folha: 02/18

Vista Explodida do Projeto



Departamento de Engenharia Mecânica - Faculdade de Tecnologia - UnB

Desenhista: Taís Tolino Maran

Data: 25/10/2018

Projetista: Taís Tolino Maran

Diedro: 1º Diedro

Dimensão: milímetros

Material: Alumínio ASTM 5052F

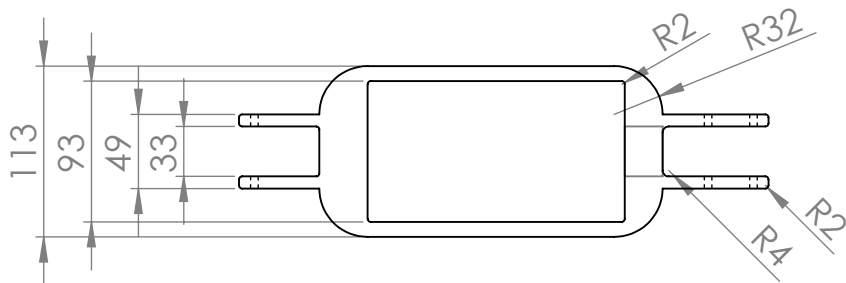
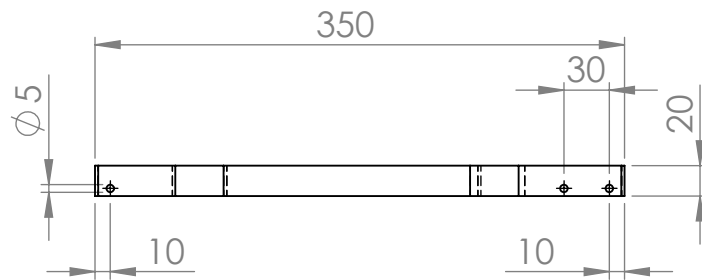
Escala: 1:5

Tolerâncias
gerais: $\pm 0,5$ mm

Nome da peça:

Elo inferior

Folha: 03/18



Departamento de Engenharia Mecânica - Faculdade de Tecnologia - UnB

Desenhista: Taís Tolino Maran

Data: 25/10/2018

Projetista: Taís Tolino Maran

Diedro: 1° Diedro

Dimensão: milímetros

Material: Alumínio ASTM 5052F

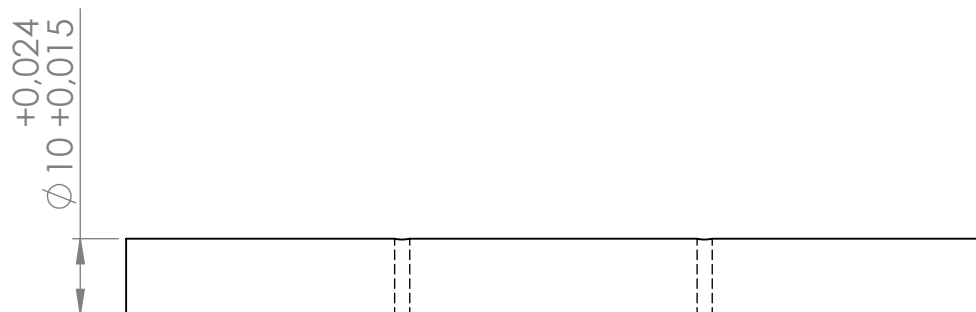
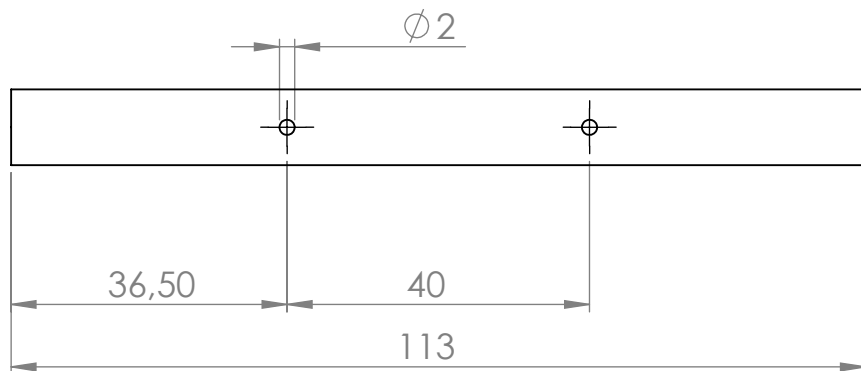
Escala: 1:5

Tolerâncias
gerais: $\pm 0,5$ mm

Nome da peça:

Elo Superior

Folha: 04/18



Departamento de Engenharia Mecânica - Faculdade de Tecnologia - UnB

Desenhista: Taís Tolino Maran

Data: 25/10/2018

Projetista: Taís Tolino Maran

Diedro: 1° Diedro

Dimensão: milímetros

Material: Alumínio ASTM 5052-F

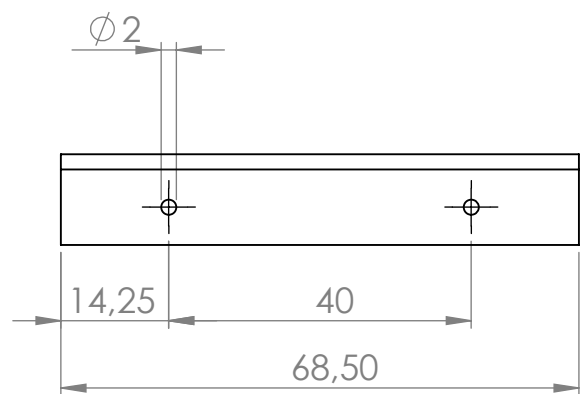
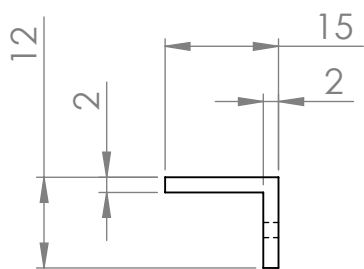
Escala: 1:1

Tolerâncias
gerais: $\pm 0,5$ mm

Nome da peça:

Eixo

Folha: 05/18



Departamento de Engenharia Mecânica - Faculdade de Tecnologia - UnB

Desenhista: Taís Tolino Maran

Data: 25/10/2018

Projetista: Taís Tolino Maran

Diedro: 1° Diedro

Dimensão: milímetros

Material: Alumínio ASTM 5052-F

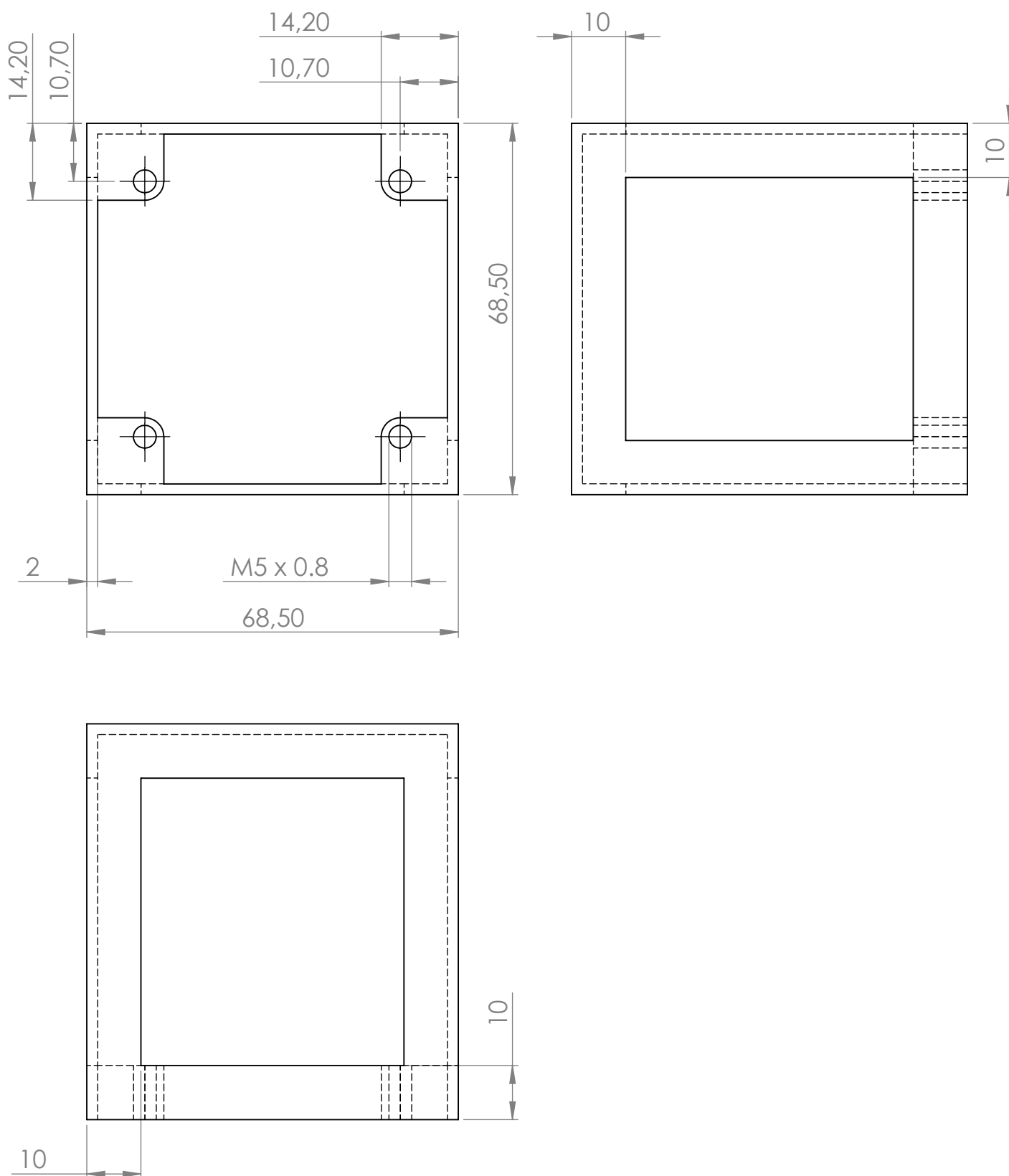
Escala: 1:1

Tolerâncias
gerais: $\pm 0,5$ mm

Nome da peça:

Suporte em L

Folha: 06/18



Departamento de Engenharia Mecânica - Faculdade de Tecnologia - UnB

Desenhista: Taís Tolino Maran

Data: 25/10/2018

Projetista: Taís Tolino Maran

Diedro: 1° Diedro

Dimensão: milímetros

Material: Alumínio ASTM 5052-F

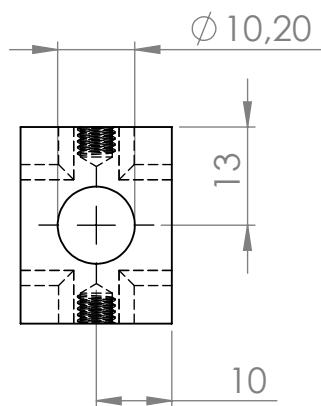
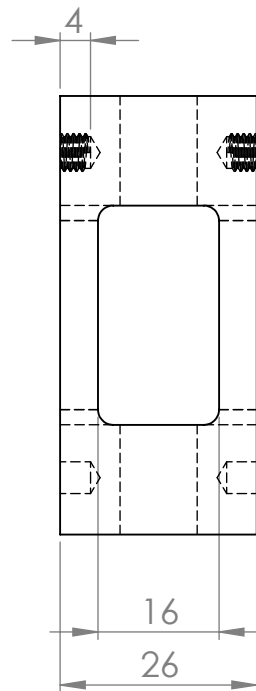
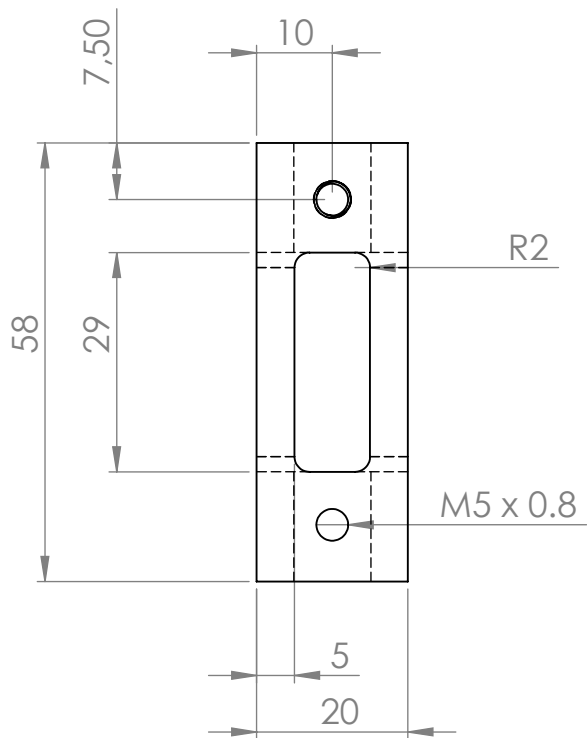
Escala: 1:1

Tolerâncias
gerais: $\pm 0,5$ mm

Nome da peça:

Folha: 07/18

Suporte do Motor NEMA 23



Departamento de Engenharia Mecânica - Faculdade de Tecnologia - UnB

Desenhista: Taís Tolino Maran

Data: 25/10/2018

Projetista: Taís Tolino Maran

Diedro: 1° Diedro

Dimensão: milímetros

Material: Alumínio ASTM 5052-F

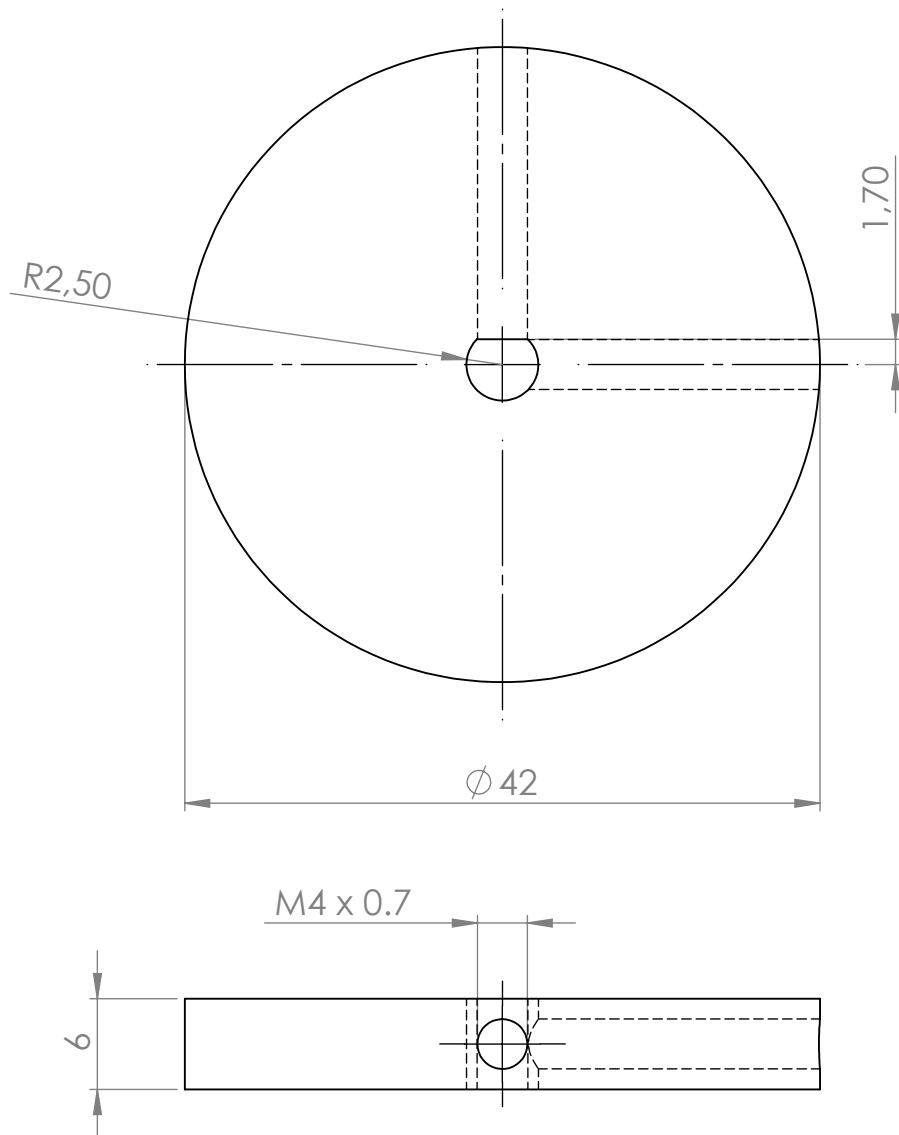
Escala: 1:1

Tolerâncias
gerais: $\pm 0,5$ mm

Nome da peça:

Guia

Folha: 08/18



Departamento de Engenharia Mecânica - Faculdade de Tecnologia - UnB

Desenhista: Taís Tolino Maran

Data: 25/10/2018

Projetista: Taís Tolino Maran

Diedro: 1° Diedro

Dimensão: milímetros

Material: Alumínio ASTM 5052-F

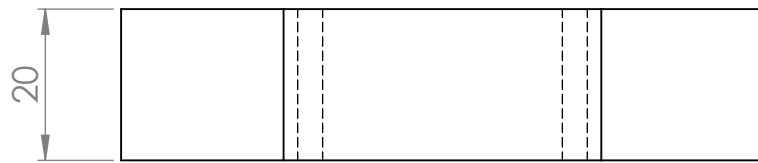
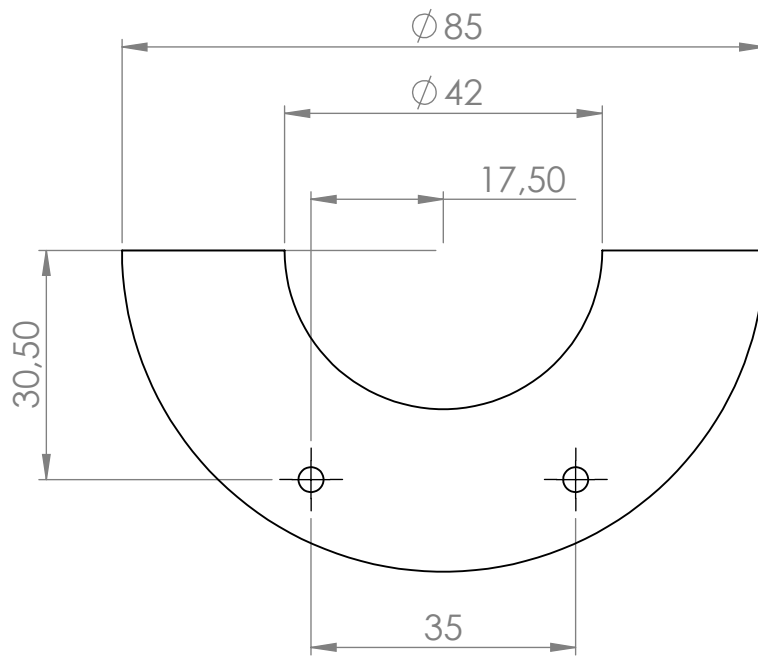
Escala: 2:1

Tolerâncias
gerais: $\pm 0,5$ mm

Nome da peça:

Acoplamento - Parte Interna

Folha: 09/18



Departamento de Engenharia Mecânica - Faculdade de Tecnologia - UnB

Desenhista: Taís Tolino Maran

Data: 25/10/2018

Projetista: Taís Tolino Maran

Diedro: 1° Diedro

Dimensão: milímetros

Material: Alumínio ASTM 5052-F

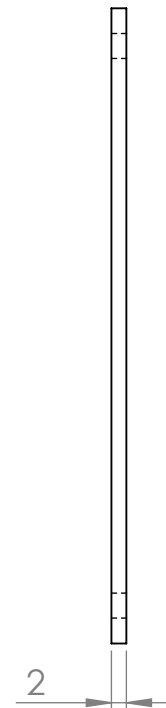
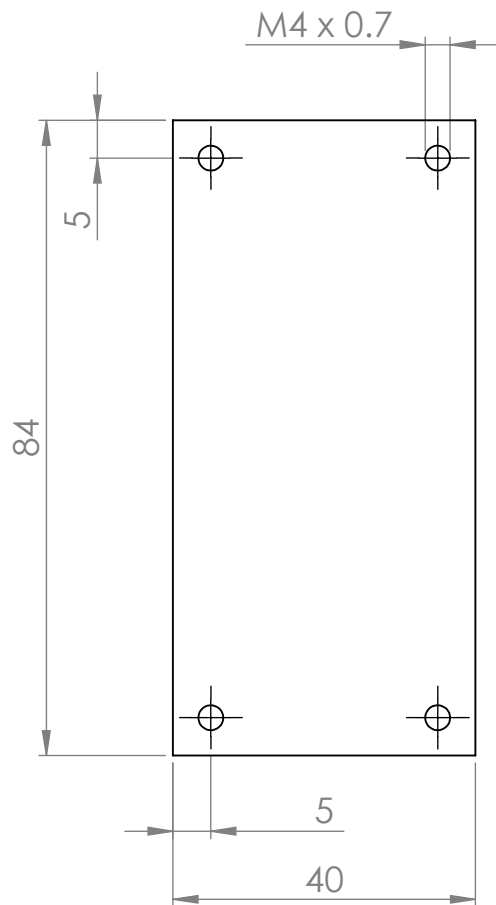
Escala: 1:1

Tolerâncias
gerais: $\pm 0,5$ mm

Nome da peça:

Acoplamento - Parte Externa

Folha: 10/18



Departamento de Engenharia Mecânica - Faculdade de Tecnologia - UnB

Desenhista: Taís Tolino Maran

Data: 25/10/2018

Projetista: Taís Tolino Maran

Diedro: 1° Diedro

Dimensão: milímetros

Material: Alumínio

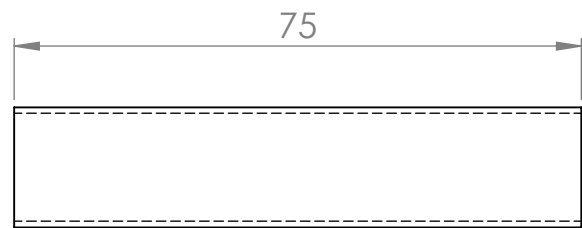
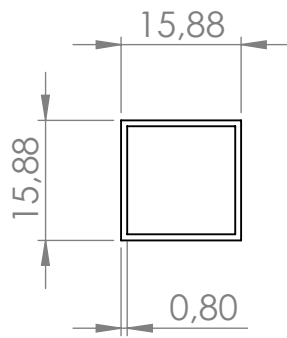
Escala: 1:1

Tolerâncias
gerais: $\pm 0,5$ mm

Nome da peça:

Chapa de Fixação 1

Folha: 11/18



Departamento de Engenharia Mecânica - Faculdade de Tecnologia - UnB

Desenhista: Taís Tolino Maran

Data: 25/10/2018

Projetista: Taís Tolino Maran

Diedro: 1° Diedro

Dimensão: milímetros

Material: Alumínio

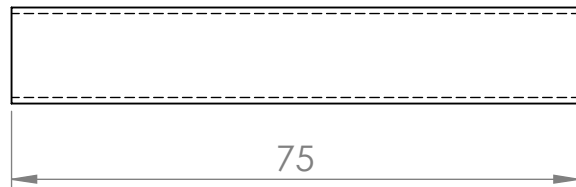
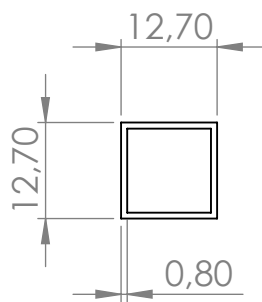
Escala: 1:1

Tolerâncias
gerais: $\pm 0,5$ mm

Nome da peça:

Tubo Quadrado Maior

Folha: 12/18



Departamento de Engenharia Mecânica - Faculdade de Tecnologia - UnB

Desenhista: Taís Tolino Maran

Data: 25/10/2018

Projetista: Taís Tolino Maran

Diedro: 1° Diedro

Dimensão: milímetros

Material: Alumínio

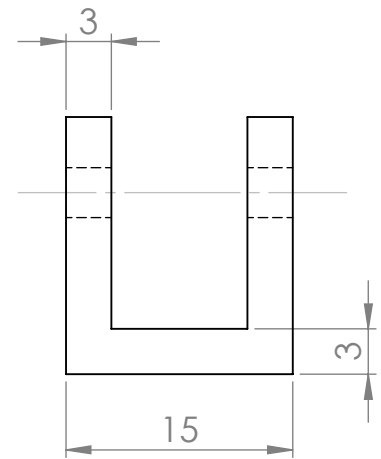
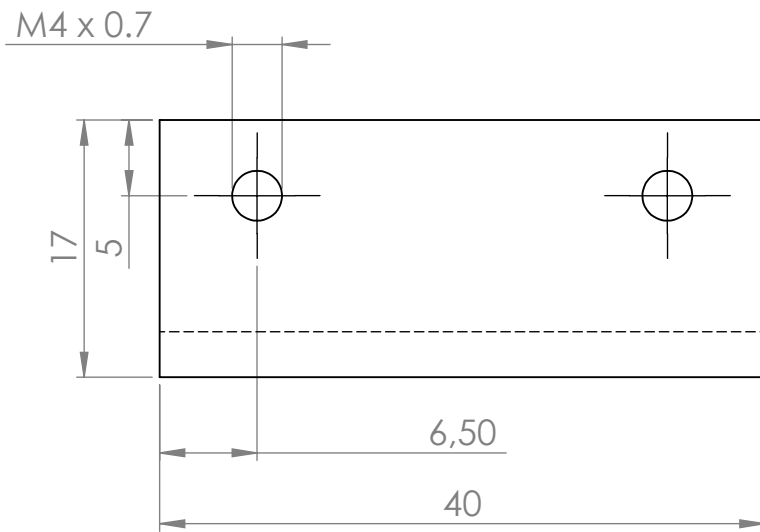
Escala: 1:1

Tolerâncias
gerais: $\pm 0,5$ mm

Nome da peça:

Folha: 13/18

Tubo Quadrado Menor



Departamento de Engenharia Mecânica - Faculdade de Tecnologia - UnB

Desenhista: Taís Tolino Maran

Data: 25/10/2018

Projetista: Taís Tolino Maran

Diedro: 1° Diedro

Dimensão: milímetros

Material: Alumínio

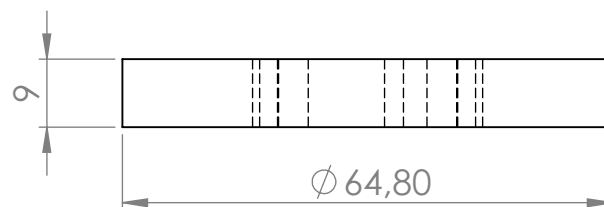
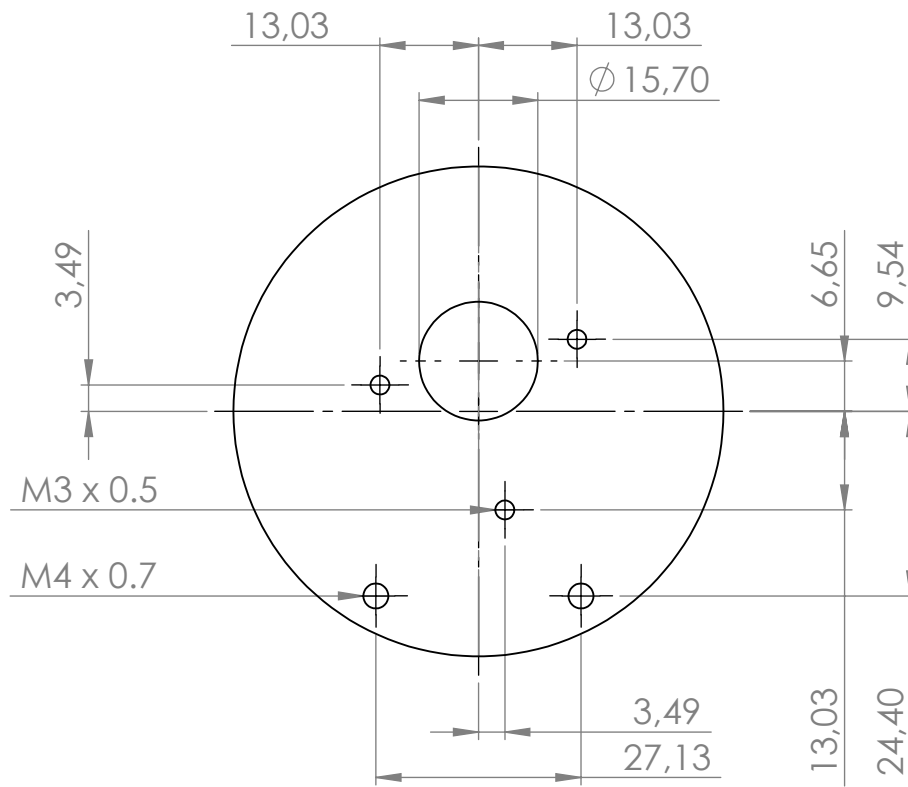
Escala: 2:1

Tolerâncias
gerais: $\pm 0,5$ mm

Nome da peça:

Folha: 14/18

Chapa de Fixação na Presilha



Departamento de Engenharia Mecânica - Faculdade de Tecnologia - UnB

Desenhista: Taís Tolino Maran

Data: 25/10/2018

Projetista: Taís Tolino Maran

Diedro: 1° Diedro

Dimensão: milímetros

Material: Alumínio ASTM 5052-F

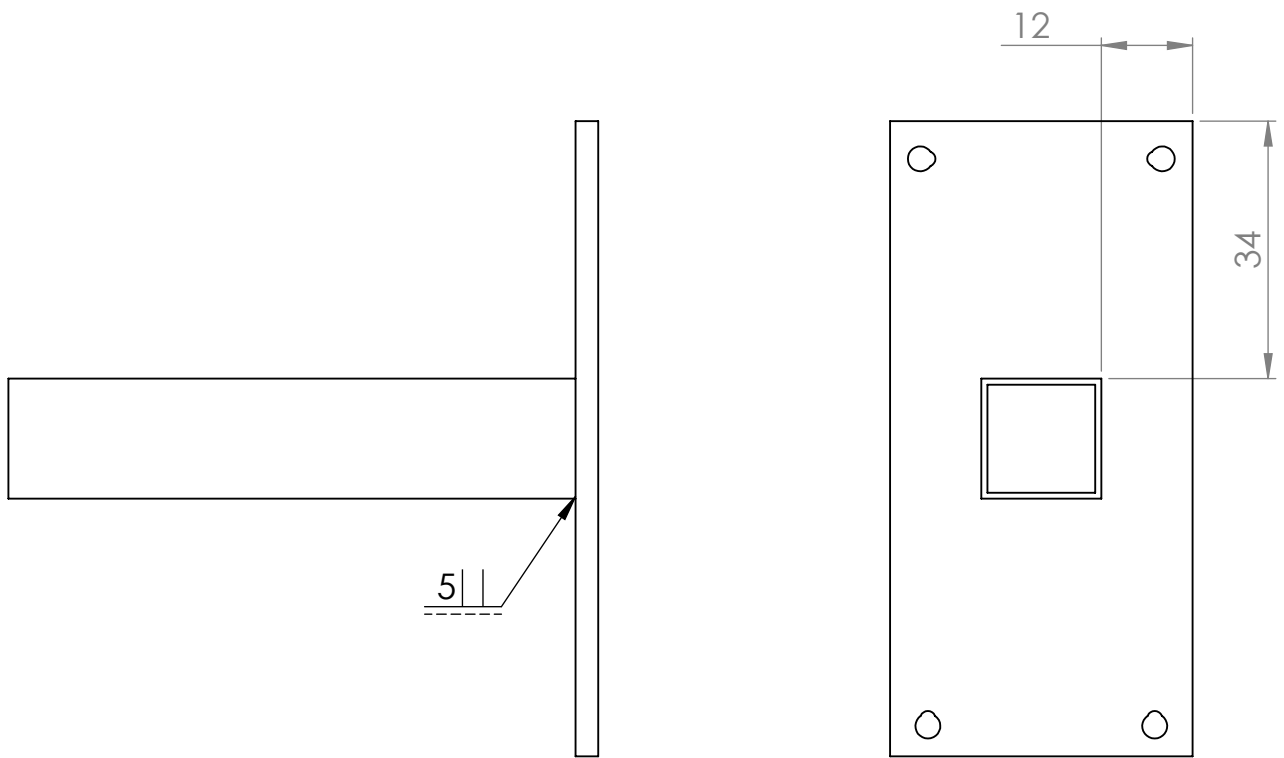
Escala: 1:1

Tolerâncias
gerais: $\pm 0,5$ mm

Nome da peça:

Suporte do Motor Elétrico

Folha: 15/18



Departamento de Engenharia Mecânica - Faculdade de Tecnologia - UnB

Desenhista: Taís Tolino Maran

Data: 31/10/2018

Projetista: Taís Tolino Maran

Diedro: 1° Diedro

Dimensão: milímetros

Material: Alumínio

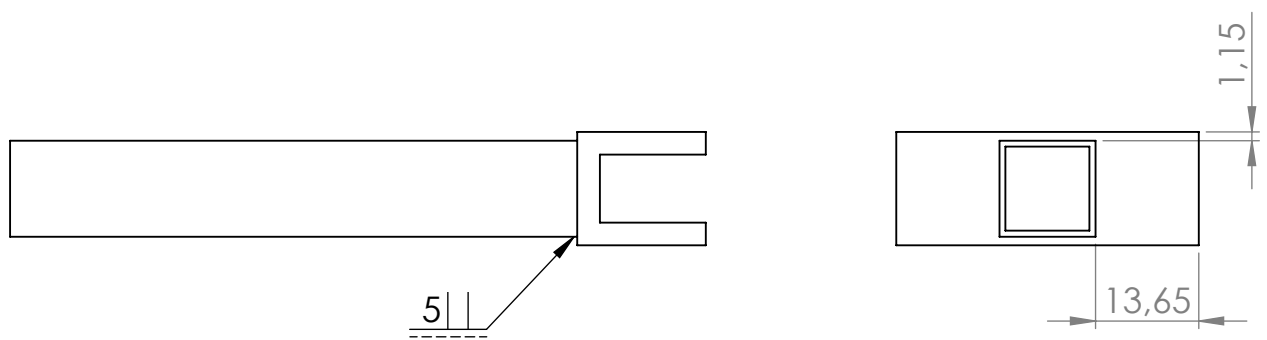
Escala: 1:1

Tolerâncias
gerais: $\pm 0,5$ mm

Nome da peça:

Folha: 16/18

Solda - Tubo Maior e Fixação no Cursor



Departamento de Engenharia Mecânica - Faculdade de Tecnologia - UnB

Desenhista: Taís Tolino Maran

Data: 31/10/2018

Projetista: Taís Tolino Maran

Diedro: 1º Diedro

Dimensão: milímetros

Material: Alumínio

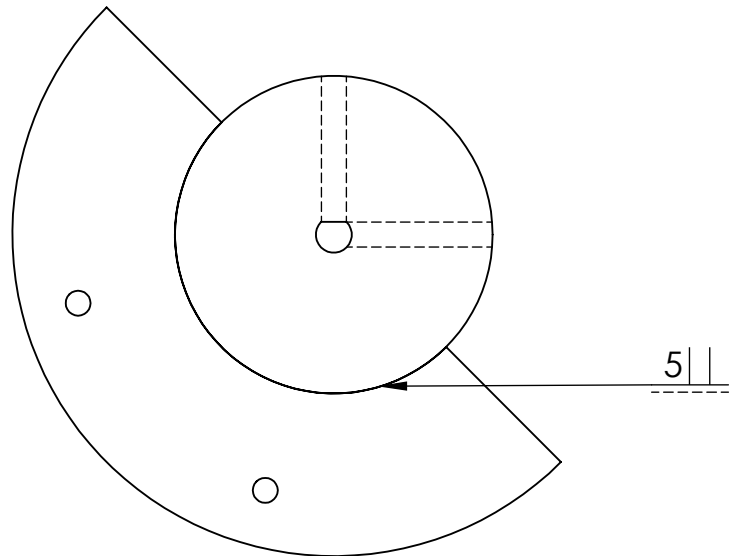
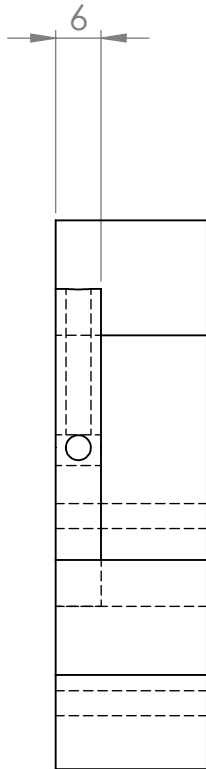
Escala: 1:1

Tolerâncias
gerais: $\pm 0,5$ mm

Nome da peça:

Solda - Tubo Menor e Chapa de Fixação 2

Folha: 17/18



Departamento de Engenharia Mecânica - Faculdade de Tecnologia - UnB

Desenhista: Taís Tolino Maran

Data: 31/10/2018

Projetista: Taís Tolino Maran

Diedro: 1º Diedro

Dimensão: milímetros

Material: Alumínio

Escala: 1:1

Tolerâncias
gerais: $\pm 0,5$ mm

Nome da peça:

Folha: 18/18

Solda - Acoplamento