

MILTON PERES CORTEZ JUNIOR

**DISPOSITIVO DE ACOPLAMENTO  
BIOINSPIRADO PARA COMUTAÇÃO DE  
ACIONAMENTOS EM JUNTAS ROBÓTICAS E  
DE EXOESQUELETOS**

**FD-7098**  
**versão corr.**

São Paulo  
2015



**MILTON PERES CORTEZ JUNIOR**

**DISPOSITIVO DE ACOPLAMENTO  
BIOINSPIRADO PARA COMUTAÇÃO DE  
ACIONAMENTOS EM JUNTAS ROBÓTICAS E  
DE EXOESQUELETOS**

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

São Paulo  
2015

2876521

Este exemplar foi revisado e corrigido em relação à versão original, sob responsabilidade única do autor e com a anuência de seu orientador.

São Paulo, 21 de julho de 2015

Assinatura do autor: Milton Cortez

Assinatura do orientador: [assinatura]



Escola Politécnica - EPBC



31200051183

*3L*

Universidade de São Paulo  
Biblioteca da Escola Politécnica

*FD - 7098  
versão corr.*

Catálogo-na-publicação

Cortez Junior, Milton Peres Cortez Junior

Dispositivo de acoplamento bioinspirado para comutação de acionamentos em juntas robóticas e de exoesqueletos / M. P. C. J. Cortez Junior -- versão corr. -- São Paulo, 2015.  
154 p.

Dissertação (Mestrado) - Escola Politécnica da Universidade de São Paulo. Departamento de Engenharia Mecatrônica e de Sistemas Mecânicos.

1.biomecânica 2.robotica 3.membros inferiores I.Universidade de São Paulo. Escola Politécnica. Departamento de Engenharia Mecatrônica e de Sistemas Mecânicos II.t.

MILTON PERES CORTEZ JUNIOR

**DISPOSITIVO DE ACOPLAMENTO  
BIOINSPIRADO PARA COMUTAÇÃO DE  
ACIONAMENTOS EM JUNTAS ROBÓTICAS E  
DE EXOESQUELETOS**

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

Área de concentração:  
Engenharia de Controle e Automação  
Mecânica

Orientador:  
Prof. Dr. Arturo Forner-Cordero

São Paulo  
2015

## DEDICATÓRIA

Aos meus pais,  
Margarida e Milton, pelo imenso carinho, apoio  
e incentivo em todas as fases de minha vida.

Being able to talk to people over long distances, to transmit images, flying, accessing vast amounts of data like an oracle. These are all things that would have been considered magic a few hundred years ago.

So engineering is, for all intents and purposes, magic, and who wouldn't want to be a magician?

*(Elon Musk)*

## RESUMO

Pesquisas acerca do desenvolvimento e utilização de exoesqueletos robóticos têm se intensificado nas últimas décadas. Seu uso como ferramenta para o aumento das capacidades humanas já estende-se além do campo da pesquisa, sendo possível verificar sua aplicação em setores médicos e militares.

Contudo, ainda existem diversos desafios tecnológicos referentes à autonomia das fontes de energia e relação peso-potência dos atuadores, tornando necessário o desenvolvimento de mecanismos de alta eficiência, capazes de poupar energia aproveitando a dinâmica dos movimentos. Assim, esta pesquisa tem como objetivo, desenvolver um dispositivo baseado na biomecânica da marcha humana, que permita um melhor gerenciamento energético nas juntas de exoesqueletos e robôs, alternando entre comportamentos ativos e passivos ao longo da marcha.

Realizou-se extensiva pesquisa quanto à anatomia dos membros inferiores, biomecânica da marcha humana e atual estado de desenvolvimento dos exoesqueletos existentes. Permitindo assim, a elaboração do projeto conceitual e a definição dos requisitos funcionais.

Posteriormente, estudaram-se abordagens mecânicas que possibilitassem a construção do dispositivo em conformidade com o projeto conceitual e com os requisitos estabelecidos.

Então, utilizando-se softwares de CAD 3D, conduziu-se o projeto mecânico dos acoplamentos, bem como, dos demais subsistemas. Dimensionaram-se as respectivas geometrias e materiais conforme critérios analíticos, verificados posteriormente, com o auxílio de software de elementos finitos.

Fabricaram-se os componentes e montou-se o protótipo do dispositivo. O mecanismo projetado e fabricado compõe-se de um elemento elástico, uma polia e um sistema de acoplamentos. A mola atua de maneira semelhante aos tendões humanos e armazena a energia durante as fases da marcha nas quais abordagens convencionais dissipariam a energia, enquanto que a polia permite o acionamento ativo da junta. Ao sistema de acoplamentos cabe a tarefa de gerenciar os instantes dos acionamentos da mola e polia, sendo capaz de acioná-los em conjunto ou individualmente, conforme a necessidade biomecânica da junta.

Por fim, elaboraram-se testes funcionais para a avaliação do desempenho do dispositivo e fabricou-se uma bancada de testes, que será utilizada posteriormente para identificação do sistema.

## ABSTRACT

Researches on the development and use of robotic exoskeletons have intensified in recent decades. Its use as a tool for increasing human capacity have already extends beyond the research field, and its application can be verified in medical and military sectors.

However, there are still many technological challenges related to the autonomy of energy sources and power-weight ratio of the actuators, requiring the development of high efficiency devices, which takes advantage of the dynamics of movement in order to save energy. Thus, this research aims to develop a bio-inspired device, based on the biomechanics of human gait, enabling to improve energy management in the joints of exoskeletons and robots, alternating between active and passive behaviors along the march.

Extensive research was conducted on the anatomy of the lower limbs, biomechanics of human gait and current state of art of exoskeletons. Thus allowing the preparation of the conceptual design and the definition of functional requirements.

Later we studied mechanical approaches that would enable the construction of the device in accordance with the conceptual design and the necessary requirements. Then, using a 3D CAD software, the mechanical design of the clutches was conducted, as well the other subsystems. Dimensioned the respective geometries and materials using analytical criteria subsequently checked with a software of finite elements.

The components were manufactured and set up the device prototype. The mechanism designed and manufactured consists of an elastic element, a pulley and a set of clutches. The spring behaves like human tendons, storing energy during the phases of the gait in which conventional approaches would dissipate it, while the pulley allows the active driving of the joint, like the muscle action. The coupling system has the task of managing the instants of spring and pulley actuation, being able to trigger them together or individually, as the biomechanic needs of the joint.

Finally, functional tests were elaborated for evaluating the performance of the device and was fabricated a test bench, which will later be used for system identification.



## LISTA DE FIGURAS

2.1	Planos de secção do corpo humano. . . . .	21
2.2	Graus de liberdade do quadril. . . . .	23
2.3	Flexão do Quadril. . . . .	24
2.4	Extensão do Quadril. . . . .	25
2.5	Abdução do Quadril. . . . .	26
2.6	Adução do Quadril. . . . .	26
2.7	Rotação Longitudinal do Quadril. . . . .	27
2.8	Ângulos e eixos de rotação do joelho. . . . .	29
2.9	Flexão e extensão do tornozelo . . . . .	30
2.10	Fases do ciclo da Marcha . . . . .	31
2.11	Flexão e extensão do tornozelo . . . . .	31
2.12	Junta do quadril – Ângulo, torque e potência ao longo da marcha. . . . .	34
2.13	Junta do joelho – Ângulo, torque e potência ao longo da marcha. . . . .	34
2.14	Junta do tornozelo – Ângulo, torque e potência ao longo da marcha. . . . .	34
2.15	Análise do comportamento das juntas ao longo da marcha. . . . .	36
2.16	Primeiros conceitos de exoesqueletos. . . . .	38
2.17	Exoesqueletos para amplificação de capacidades humanas. . . . .	40
2.18	HAL 5. . . . .	42
2.19	REX Exoskeleton. . . . .	43
2.20	ReWalk . . . . .	44
2.21	Exoesqueletos para assistência motora. . . . .	45
2.22	Exoesqueletos para reabilitação. . . . .	46
2.23	Lokomat – Hocoma AG Medical Engineering. . . . .	47
3.1	Panorama conceitual do dispositivo. . . . .	54

3.2	Modelo da perna em <i>SimMechanics</i> <sup>1</sup> . . . . .	55
3.3	Modelo de simulação da junta. . . . .	56
3.4	Curvas de referência - Motor acoplado durante todo o ciclo. . . . .	57
3.5	Curvas de referência - Motor acoplado durante todo o ciclo. . . . .	58
3.6	Intervalos em que a junta comporta-se como mola. . . . .	58
4.1	Fluxograma do processo de desenvolvimento. . . . .	59
4.2	Conceito do dispositivo. . . . .	61
4.3	Modos funcionais do dispositivo. . . . .	64
4.4	Conceito do sistema de acoplamento por atrito. . . . .	65
4.5	Parâmetros dimensionais do acoplamento. . . . .	66
4.6	Forças do sistema em face da variação do ângulo de pressão. . . . .	67
4.7	Tensão de contato entre superfícies esféricas . . . . .	69
4.8	Distribuição de tensões no contato esférico . . . . .	70
4.9	Tensão de contato entre superfícies cilíndricas . . . . .	71
4.10	Distribuição de tensões no contato cilíndrico. . . . .	72
4.11	Distribuição de tensões calculada. . . . .	73
4.12	Conceito do sistema de acoplamento por dentes expansíveis. . . . .	74
4.13	Relação geométrica das forças sobre os dentes. . . . .	75
4.14	Área de contato dos dentes. . . . .	77
4.15	Estudo geométrico dos dentes. . . . .	78
4.16	Componentes do sistema de acoplamento por dentes expansíveis. . . . .	79
4.17	Atuação do <i>Came</i> . . . . .	79
4.18	Geometria da <i>Gaiola</i> . . . . .	80
4.19	Análise da <i>Gaiola</i> – Malha e forças aplicadas. . . . .	81
4.20	Análise da <i>Gaiola</i> – Erro numérico. . . . .	82
4.21	Análise do <i>Elemento de acoplagem</i> – Malha e forças aplicadas. . . . .	82
4.22	Análise do <i>Anel externo</i> – Malha e forças aplicadas. . . . .	83
4.23	Resultados do dimensionamento da mola obtidos por CAD. . . . .	86

4.24	Modelagem da mola em CAD 3D. . . . .	86
4.25	Dynamixel MX-28. . . . .	88
4.26	Fluxograma dos servo-motores. . . . .	88
4.27	Sistema de acoplamento principal. . . . .	89
4.28	Conjuntos de acoplamento. . . . .	89
4.29	Árvore central. . . . .	90
4.30	Sistema de trava da mola. . . . .	90
4.31	Tampa da mola. . . . .	91
4.32	Braço de alavanca. . . . .	92
4.33	Montagem do Dispositivo e seus subconjuntos. . . . .	93
4.34	Diagrama de funcionamentos. . . . .	94
5.1	Teste funcional do acoplamento principal. . . . .	95
5.2	Teste funcional do acoplamento secundário. . . . .	96
5.3	Unidade de potência . . . . .	96
5.4	Unidade de potência. . . . .	97
5.5	Bancada de testes. . . . .	98
6.1	Protótipo do dispositivo. . . . .	100
A.1	Interface de dimensionamento da mola em <i>Autodesk Inventor</i> . . .	106
A.2	Análise da <i>Gaiola</i> – Distribuição de tensões. . . . .	107
A.3	Análise da <i>Gaiola</i> – Coeficiente de segurança. . . . .	108
A.4	Análise da <i>Gaiola</i> – Deformação. . . . .	109
A.5	Análise do <i>Elemento de acoplagem</i> – Distribuição de tensões. . . .	109
A.6	Análise do <i>Elemento de acoplagem</i> – Coeficiente de segurança. . .	110
A.7	Análise do <i>Elemento de acoplagem</i> – Deformação. . . . .	110
A.8	Análise do <i>Anel externo</i> – Distribuição de tensões. . . . .	111
A.9	Análise do <i>Anel externo</i> – Coeficiente de segurança. . . . .	111
A.10	Análise do <i>Anel externo</i> – Deformação. . . . .	112

## LISTA DE TABELAS

2.1	Comparativo dos exoesqueletos comerciais . . . . .	48
2.2	Parâmetros de exoesqueletos para aumento das capacidades. . . . .	49
2.3	Parâmetros de exoesqueletos para assistência motora. . . . .	50
4.1	Configurações de acoplamento . . . . .	65
4.2	Resultados do dimensionamento - Mola Torcional . . . . .	86

# SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	15
1.1	Bioinspiração em Robótica e Exoesqueletos . . . . .	15
1.2	Motivação . . . . .	16
1.3	Objetivo . . . . .	17
2	REVISÃO BIBLIOGRÁFICA	19
2.1	Metodologia de Pesquisa . . . . .	19
2.2	Biomecânica dos Membros Inferiores . . . . .	20
2.2.1	Convenções de Anatomia . . . . .	20
2.2.2	Fisiologia Articular dos Membros Inferiores . . . . .	22
2.3	Biomecânica da Marcha Humana . . . . .	29
2.3.1	Admissão do Peso . . . . .	31
2.3.2	Sustentação em um dos Membros . . . . .	32
2.3.3	Avanço do Membro . . . . .	32
2.3.4	Aspectos Quantitativos da Marcha . . . . .	33
2.4	Exoesqueletos – Estado da Arte . . . . .	37
2.4.1	Breve histórico . . . . .	37
2.4.2	Dispositivos Atuais . . . . .	39
2.4.3	Comparativo . . . . .	47
3	DEFINIÇÃO DO PROBLEMA	51
3.1	Desafios Tecnológicos . . . . .	51
3.2	Requisitos de Projeto . . . . .	52
3.2.1	Aspectos Qualitativos . . . . .	52

3.2.2	Aspetos Quantitativos . . . . .	52
3.3	Panorama do Dispositivo . . . . .	53
3.3.1	Simulação . . . . .	54
4	PROJETO MECÂNICO . . . . .	59
4.1	Descrição do processo de desenvolvimento . . . . .	59
4.2	Projeto Conceitual . . . . .	61
4.2.1	Arranjo do dispositivo . . . . .	61
4.3	Sistema de Acoplamento . . . . .	63
4.3.1	Acoplamento por atrito . . . . .	64
4.3.2	Acoplamento de dentes expansíveis . . . . .	73
4.3.3	Detalhamento do sistema . . . . .	78
4.3.4	Análise por Elementos Finitos . . . . .	80
4.4	Elemento Elástico . . . . .	84
4.4.1	Equacionamento . . . . .	84
4.4.2	Dimensionamento . . . . .	85
4.5	Dimensionamento e Seleção dos Servo-motores . . . . .	87
4.6	Montagem e Funcionamento do Sistema . . . . .	89
4.6.1	Montagem . . . . .	89
4.6.2	Funcionamento . . . . .	94
5	AVALIAÇÃO DO DISPOSITIVO . . . . .	95
5.1	Testes Funcionais . . . . .	95
5.2	Unidade de Potência . . . . .	96
5.3	Bancada de testes . . . . .	98
6	CONCLUSÃO . . . . .	99
A	ANÁLISES POR SOFTWARE . . . . .	105
B	DESENHOS MECÂNICOS . . . . .	113

ANEXOS

149

A MATERIAIS DE FABRICAÇÃO

149

# 1 INTRODUÇÃO

## 1.1 Bioinspiração em Robótica e Exoesqueletos

Na Biologia, o termo *exoesqueleto* é utilizado para definir estruturas exteriores rígidas, que possuem função de proteção e suporte dos órgãos internos e musculatura, tais estruturas podem ser observadas em diversas espécies de insetos e crustáceos. Em analogia, o termo é utilizado no contexto da robótica, para descrever dispositivos eletromecânicos, utilizados externamente por um operador humano em paralelo à movimentação de seu corpo, ou em outras palavras, por um abuso de linguagem são tratados como dispositivos “vestidos” pelo usuário, melhorando assim, suas capacidades físicas (CENCIARINI; DOLLAR, 2011), sejam elas força, velocidade, destreza, equilíbrio ou eficiência metabólica.

Por conta da estreita interação entre o usuário e o exoesqueleto, estes dispositivos devem ser mecanicamente compatíveis com a anatomia e cinemática do corpo humano, de forma a não interferir negativamente na execução das atividades que se propõem a melhorar ou assistir. Sob essa perspectiva, a *bioinspiração* tem sido aplicada extensivamente no desenvolvimento de exoesqueletos, fornecendo entendimento e embasamento não apenas ao que diz respeito à morfologia, mas também ao desenvolvimento de todo o sistema robótico e seus componentes, incluindo atuadores (PONS, 2005).

Além disso, existem outras diversas razões para se estudar sistemas biológicos sob o intuito de auxiliar no projeto de sistemas robóticos, sendo a mais expressiva delas o impressionante desempenho dos sistemas biológicos frente a situações imprevisíveis. Sua capacidade de adaptação, aprendizado e robustez à falha resultam de milhões de anos de evolução, selecionando as melhores alternativas para o desempenho de suas funções e interação com seu ambiente (FORNER-CORDERO; PONS; WISSE, 2008), nos direcionando a soluções, em geral, mais eficientes.

Pesquisas quanto ao desenvolvimento de exoesqueletos têm se intensificado e seu uso vem ganhando projeção nos últimos anos. Atualmente, a aplicação de



exoesqueletos não restringe-se apenas ao campo da pesquisa, é possível verificar sua aplicação nos segmentos médicos, militares ou mesmo domésticos.

Nas áreas médicas, já existem aplicações na reabilitação de vítimas de acidente vascular encefálico ou lesão medular, no tratamento e correção de patologias que afetam as atividades motoras, assim como na assistência locomotora de portadores de deficiência, possibilitando até mesmo a indivíduos com paralisia total dos membros inferiores, locomover-se sem o auxílio de cadeira de rodas.

Existe ainda um crescente interesse na utilização de exoesqueletos por indivíduos saudáveis, no desempenho de tarefas que exigem grande força, precisão ou resistência física (KAZEROONI; MAHONEY, 1990; KAZEROONI, 2005). Nesse contexto, destacam-se os exoesqueletos de aplicação militar (ZOSS; KAZEROONI; CHU, 2006), onde, de maneira geral, busca-se melhorar a capacidade dos soldados no transporte de cargas, como equipamentos, soldados feridos, comida e armamento, permitindo sua locomoção por longas distâncias ou por terrenos acidentados com baixo custo metabólico e fadiga reduzida.

No âmbito doméstico, são utilizados na assistência motora de deficientes e idosos (GUIZZO; GOLDSTEIN, 2005), compensando a deficiência de força muscular, ou mesmo a sua total ausência, permitindo ao usuário desempenhar tarefas de locomoção de forma independente, possibilitando ainda, o acesso a ambientes não acessíveis com cadeiras de rodas.

Contudo, o desenvolvimento de exoesqueletos robóticos ainda não é um assunto plenamente dominado. Aspectos como conforto dos usuários e interação entre humano e exoesqueleto necessitam de estudos mais profundos. Além disso, existem limitações tecnológicas no que diz respeito à relação entre peso e potência dos atuadores, assim como, no que diz respeito à autonomia das fontes de energia, tornando uma necessidade o desenvolvimento de mecanismos leves, econômicos e que permitam um melhor gerenciamento do consumo energético, soluções que mais uma vez podemos buscar na *bioinspiração*.

## 1.2 Motivação

Em decorrência dos avanços no desenvolvimento social e na medicina, a expectativa de vida da população mundial vem sofrendo significativo aumento, acentuando-se cada vez mais a parcela de idosos que compõem a população. Além disso, melhorias na assistência médica também permitiram aumentar a esperança de vítimas de acidentes (e.g. trânsito) ou doenças degenerativas.

Devido à diminuição de densidade óssea e redução de força muscular decorrentes da idade, aumentam as lesões ocasionadas por quedas. Não obstante, a população idosa apresenta maior propensão a doenças neurodegenerativas, transtornos de mobilidade e Acidentes Vasculares Cerebrais. No Brasil, segundo informações do IBGE (Instituto Brasileiro de Geografia e Estatística), na década de 1960 havia 3,3 milhões de pessoas com 60 anos ou mais, correspondendo a 4,7% da população, em 2010, essa quantidade alcançou o número de 20,5 milhões de pessoas (10,8% da população).

Por essas razões, a porção da população com necessidades de assistência motora aumentou nos últimos anos. Assim, observa-se uma possível demanda de exoesqueletos robóticos para o auxílio de pessoas na execução de tarefas diárias, como caminhar, subir ou descer escadas, vislumbrando-se, além da melhoria na qualidade de vida dos usuários, grande potencial comercial.

Além disso, é grande o interesse na utilização de exoesqueletos por indivíduos saudáveis, empregando-os como instrumento de amplificação das capacidades humanas, tais como força e destreza. Nesse âmbito, diversas linhas de pesquisas vêm sendo desenvolvidas. No entanto, muitos aspectos necessitam ser aprimorados para que os exoesqueletos existentes tornem-se plenamente funcionais. O principal deles talvez seja a baixa eficiência energética dos sistemas, o que não reside apenas no alto consumo dos atuadores, mas também, no gerenciamento ineficiente das fontes de energia ativas e passivas, que atuam nas juntas durante o movimento.

Valendo-se da *bioinspiração*, acredita-se possível contornar as barreiras tecnológicas existentes, desenvolvendo-se mecanismos e estratégias de controle que permitam melhor aproveitamento da energia. Contribuindo-se assim, para que a aplicação de exoesqueletos no auxílio de atividades cotidianas ocorra em um futuro mais próximo.

### 1.3 Objetivo

Sob a perspectiva dos métodos de atuação do movimento, existem duas abordagens principais no desenvolvimento de exoesqueletos, uma delas englobando sistemas passivos e semi-passivos, que aproveitam a energia proveniente da inércia dos corpos, armazenando-a em elementos elásticos e restituindo-a subsequentemente na atuação das juntas. A outra, compreendendo os sistemas ativos, onde o movimento se dá exclusivamente pela ação de motores conectados às juntas.

Os primeiros permitem boa restituição da energia, mas possuem controlabilidade baixa ou nula, e os últimos, apresentam boa controlabilidade, no entanto, são pouquíssimo eficientes no quesito energético.

Ambas as abordagens possuem vantagens e desvantagens e, por isso, a natureza as utiliza de forma complementar, conforme podemos observar nas juntas de nosso corpo. Contudo, curiosamente são raros os trabalhos que discutem sua aplicação em conjunto, mas acredita-se que se ambos os elementos, ativos e passivos, forem utilizados seja possível desenvolver exoesqueletos mais eficientes (YALI; XINGSONG, 2010).

Assim, o objetivo desta pesquisa de mestrado é desenvolver um mecanismo baseado nas propriedades musculares e estratégias biomecânicas que aproveitam a dinâmica passiva da marcha. Sua aplicação compreenderá juntas robóticas e exoesqueletos de membros inferiores. Possibilitando a esses sistemas, alternar entre comportamentos ativos e passivos. Conferindo-lhes certa resiliência e melhor aproveitamento energético.

## 2 REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

### 2.1 Metodologia de Pesquisa

Quando se inicia um projeto de pesquisa, as afinidades e motivações pessoais nos conduzem a uma temática, em geral, ainda muito abrangente para que se possa estudar com profundidade, assim, é necessário realizar um estudo preliminar dessa temática, de modo a delimitar o assunto e direcionar a pesquisa a um tema mais específico. Neste trabalho de mestrado, o assunto abrangente que motivou a pesquisa foi o desenvolvimento de exoesqueletos robóticos.

Exoesqueletos representam um campo de pesquisa relativamente novo, assim sendo, são poucos os livros que tratam exclusivamente do assunto e por esse motivo, o estudo preliminar foi conduzido utilizando-se periódicos e revistas científicas. Baseando-se nesse primeiro estudo, decidiu-se abordar com maior detalhamento os exoesqueletos de membros inferiores, aplicados no auxílio da locomoção humana. Essa delimitação de assunto pode ser considerada como o macrotema da pesquisa, que, apesar de não ser, de fato, o tema do trabalho, traz os fundamentos que levam à compreensão e ao amadurecimento necessários para a identificação de um problema e definição do tema específico que será abordado.

Definido o macrotema, analisa-se quais as bases necessárias para o entendimento e evolução da pesquisa. No caso específico dos exoesqueletos de membros inferiores, é extremamente importante compreender a anatomia do sistema locomotor humano, assim como as etapas e fenômenos envolvidos no ciclo da marcha. Nesse estudo, além dos artigos, utilizou-se livros como fontes de referência, pois os temas referentes à anatomia e à marcha humana já foram largamente estudados e existem livros inteiros dedicados aos assuntos.

Adquiridas as bases necessárias, direcionou-se novamente a pesquisa para o assunto central, exoesqueletos de membro inferior. Nessa etapa, pesquisou-se acerca dos equipamentos existentes e suas características, bem como, suas aplicações e desafios tecnológicos enfrentados em seu desenvolvimento. Para tanto, buscaram-se fontes e publicações que apresentassem os avanços mais recentes na

área.

Consolidados os conhecimentos necessários para a compreensão dos exoesqueletos de membros inferiores, abordaram-se as dificuldades enfrentadas atualmente e os aspectos passíveis de melhoria. Constatou-se dificuldades em aspectos sensoriais, ergonômicos e energéticos, estes recorrentes em todos os exoesqueletos ativos. Assim, refletindo-se sobre o assunto, elegeu-se o problema que será investigado na pesquisa, a deficiência no gerenciamento energético dos sistemas.

Naturalmente, como resposta ao problema eleito, estabeleceu-se o tema da pesquisa. Um dispositivo bioinspirado, que permita um melhor gerenciamento energético em juntas robóticas e de exoesqueletos de membro inferior.

## 2.2 Biomecânica dos Membros Inferiores

A biomecânica é a aplicação de métodos e técnicas das ciências mecânicas (física e engenharia) para analisar e compreender os sistemas biológicos.

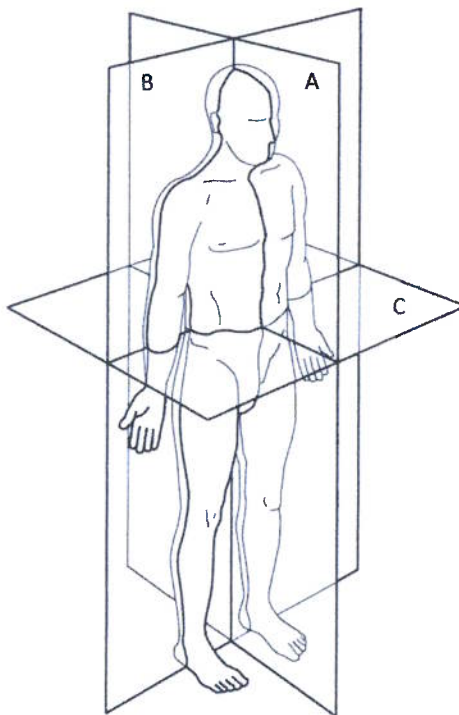
Para um estudo macroscópico, é bastante razoável modelar o corpo humano como um conjunto de segmentos rígidos, articulados entre si e assim analisá-lo utilizando-se dos mesmos métodos empregados em robôs industriais. Contudo, para desenvolvimento de exoesqueletos, que possuem estreita relação com a cinemática e dinâmica do corpo humano, as simplificações do modelo devem ser realizadas de maneira mais apurada, requerendo assim, um estudo da biomecânica do corpo humano.

### 2.2.1 Convenções de Anatomia

O estudo da biomecânica humana situa-se no limiar entre física e medicina, dessa forma, convencionou-se uma descrição largamente utilizada no campo da anatomia. Nessa convenção, os movimentos de cada uma das juntas são descritos em relação a três planos que seccionam o corpo humano (Fig. 2.1), definidos na *posição anatômica* – postura ereta, com os pés juntos e paralelos, braços ao lado do corpo, com palmas das mãos e olhos voltados para frente. Os planos anatômicos são perpendiculares entre si, passando pelo baricentro do corpo humano seccionando-o da seguinte forma:

- Plano frontal ou coronal – Divide o corpo em parte anterior e posterior;
- Plano transversal – Divide o corpo em parte superior e inferior;

- Plano sagital ou lateral – Divide o corpo em lado direito e esquerdo.



**Figura 2.1:** Planos de secção do corpo humano.  
 (A) – Plano sagital; (B) – Plano frontal; (C) – Plano transversal.  
 Fonte: (INMAN; RALSTON; TODD, 1981, p.34).

Os movimentos das juntas são definidos nesses planos, partindo-se sempre da posição anatômica. No plano sagital são chamados flexão e extensão:

- Flexão é o movimento que, a partir da *posição anatômica*, reduz o ângulo entre partes do corpo. No quadril especificamente, aproxima a parte frontal da coxa ao tronco);
- Extensão é o movimento que aumenta o ângulo entre as partes do corpo. Para o caso do quadril, aproxima a parte posterior da coxa às costas;

Quando na posição anatômica, pés e pernas são perpendiculares entre si, dessa forma, para evitar ambiguidades quanto ao ângulo de referência, ambos os movimentos da junta do tornozelo são tratados como flexões, ora do dorso, ora da planta do pé, denominados respectivamente, dorsiflexão e flexão plantar.

No plano frontal os movimentos são denominados adução e abdução:

- Adução é o movimento que diminui o ângulo entre o membro e o plano sagital;

- Abdução é o movimento que aumenta o ângulo entre o membro e o plano sagital.

Os movimentos dos membros inferiores que ocorrem no plano transversal são a rotação interna e rotação externa, executadas sobre o eixo dos membros:

- A rotação lateral ou externa afasta a extremidade dos pés do plano sagital, voltando os pés para fora;
- A rotação medial ou interna aproxima a extremidade dos pés ao plano sagital, voltando os pés para dentro.

Combinando-se a movimentação nos três planos (possível nas juntas de três graus de liberdade), descreve-se um cone irregular, cujo vértice situa-se no centro da junta. Essa classe de movimentos denomina-se circundação.

## 2.2.2 Fisiologia Articular dos Membros Inferiores

Na descrição dos membros inferiores é bastante comum incluir regiões de transição entre o tronco e os membros, em especial o cingulo pélvico, que os conecta ao esqueleto axial.

Os membros inferiores são compostos por sessenta ossos e apresentam diversas articulações, entre *sinartroses*, *anfiartroses* e *diartroses* (respectivamente, articulações imóveis, levemente móveis e móveis). No entanto, para o propósito deste estudo, dividiu-se os membros inferiores em quatro segmentos principais, cintura pélvica (ílio, ísquio e púbis), coxa (fêmur), perna (fibula e tíbia) e pé (tarso, metatarso e falanges) (TORTORA, 2001). Esses quatro segmentos são conectados pelas juntas do quadril, joelho e tornozelo, descritas detalhadamente adiante.

### 2.2.2.1 Quadril

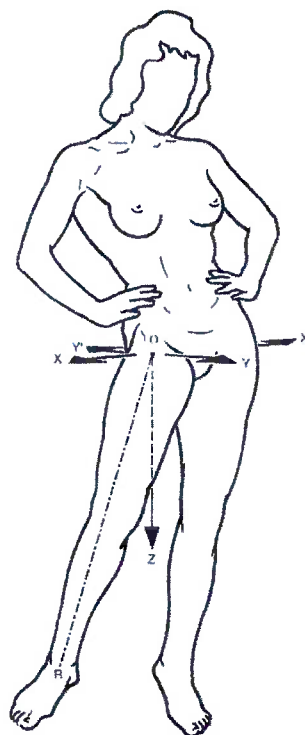
O quadril é a junta proximal do membro inferior, localizado em sua origem, na cintura pélvica. Seus movimentos são realizados por uma única articulação, denominada coxo-femoral. Essa articulação possui forma *enartrose* (esferoide), bastante ajustada à sua cavidade, o que confere a estabilidade e robustez necessárias para o desempenho das funções de sustentação e locomoção desempenhadas pelo membro inferior (KAPANDJI, 2000).

A junta do quadril é provida de três graus de liberdade, que permitem a orientação do membro em todas as direções do espaço (salvo os limites articulares) por meio de rotações em torno dos eixos definidos na Fig. 2.2.

**Eixo XOX'** – Situado no plano frontal, é o eixo no qual ocorrem os movimentos de flexão e extensão.

**Eixo YOY'** – Contido em um plano que intercepta o centro da articulação, paralelo ao plano sagital. Ao seu redor realizam-se os movimentos de adução e abdução.

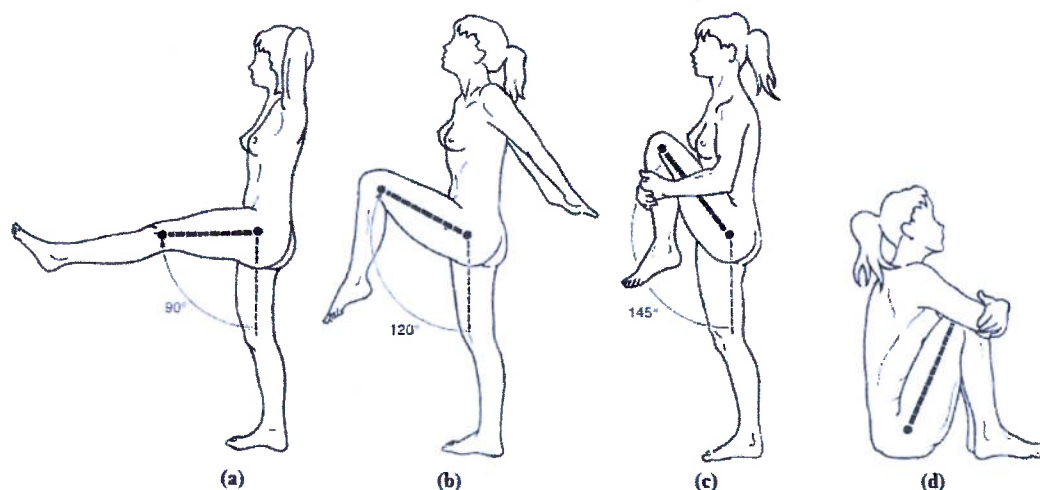
**Eixo OZ** – Coincide com o eixo longitudinal OR do membro quando na posição anatômica. Nesse eixo são executadas a rotação interna e a rotação externa.



**Figura 2.2:** Graus de liberdade do quadril.  
Fonte: (KAPANDJI, 2000, p. 13)

**FLEXÃO & EXTENSÃO** – A flexão do quadril é o movimento que leva a face anterior da coxa de encontro ao tronco, enquanto que, a extensão afasta a coxa do tronco, conduzindo o membro inferior para trás do plano frontal. A amplitude da flexão e extensão do quadril variam de acordo com a posição das demais juntas do membro. Conforme exibido na Fig. 2.3 (a-b), com o joelho estendido a flexão não ultrapassa os 90°, ao passo que, com o joelho flexionado ultrapassa os 120°.





**Figura 2.3:** Flexão do Quadril.  
Fonte: (KAPANDJI, 2000, p. 15)

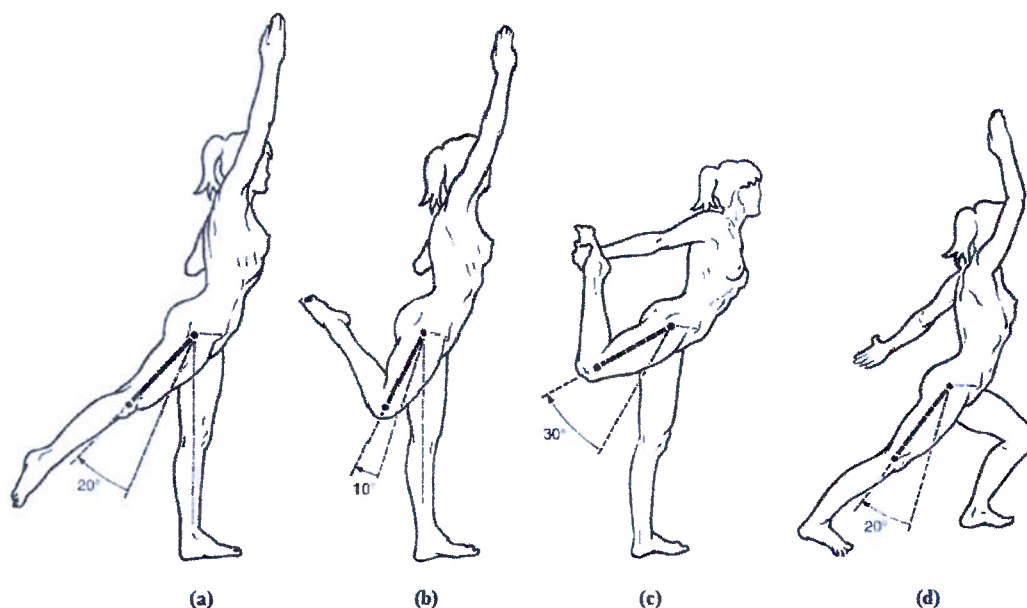
Em linhas gerais, independente da posição das demais juntas, a flexão ativa (por ação muscular da própria junta) tem menor amplitude que a passiva (realizada por força externa à junta), conforme Fig. 2.3 (c), em que a coxa quase toca totalmente o tórax. Se ambos os quadris são flexionados de forma passiva, com os joelhos também flexionados (Fig. 2.3 (d)), a face anterior das coxas mantém amplo contato com o tronco, pois além da flexão da articulação coxo-femoral ocorre a retroversão da pelve, possibilitando o alinhamento da coluna, sem a lordose lombar. (KAPANDJI, 2000, p.80).

Novamente, a amplitude passiva do movimento é expressivamente maior que a ativa, conforme observado na Fig. 2.4(c). Contudo, oposto à flexão, com o joelho estendido a amplitude do movimento é maior, atingindo cerca de 20°, contra aproximados 10° com o joelho flexionado (Fig.2.4 (a-b)). O que deve-se ao fato de os músculos que atuam essa junta serem bi-articulares (LEWIS; KLEIN, 2008), ou seja, estarem ligados a mais de uma junta. Quando as demais juntas às quais estão conectados são flexionadas ou estendidas, ocorre o aumento da tensão no músculo antagonista, restringindo-se assim a amplitude do movimento.

Vale ressaltar que as amplitudes exemplificadas correspondem a indivíduos típicos, sem treinamento ou preparo específico de alongamento. Havendo exercício e treinamento apropriado os valores podem aumentar consideravelmente.

**ABDUÇÃO & ADUÇÃO** – A abdução é o movimento no plano frontal que afasta os membros lateralmente. Em termos práticos a abdução de um único quadril ocorre apenas até os 30° (Fig. 2.5 (a)), acima dessa amplitude o movimento é acompanhado por uma abdução idêntica do outro quadril, quando se inicia a

Figura 2.4: Extensão do Quadril.



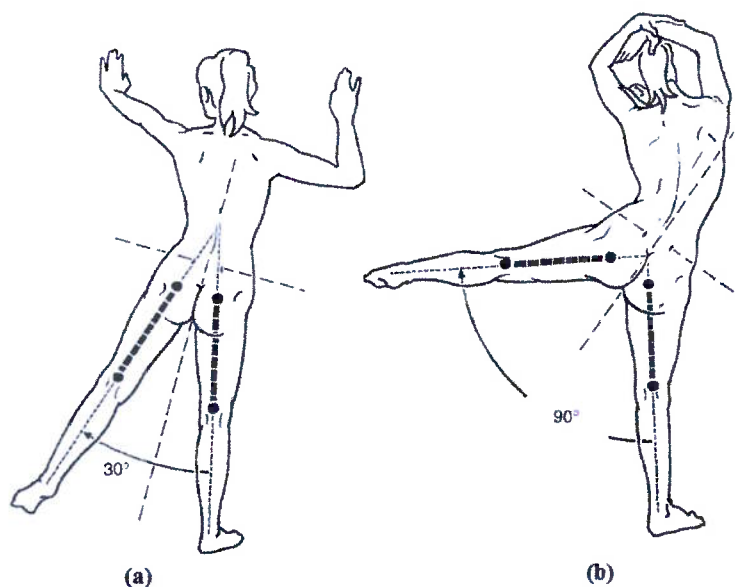
Fonte: (KAPANDJI, 2000, p. 17)

báscula da pelve. Na sua amplitude máxima, o ângulo formado pelos membros inferiores é cerca de  $90^\circ$ , assim, pela simetria de abdução deduz-se que a amplitude para um quadril é de  $45^\circ$  e conforme ilustrado na Fig. 2.5 (b), observa-se nesta posição uma inclinação de  $45^\circ$  da pelve com respeito à horizontal, compensada por uma convexidade da coluna vertebral para o lado que suporta a carga, evidenciando a participação da coluna na movimentação do quadril.

A abdução é limitada pelo impacto ósseo do colo do fêmur com a pelve, porém antes disso os músculos adutores, ligamento ílio-femorais e pubofemorais restringem a movimentação. Indivíduos com treinamento adequado podem alcançar a máxima amplitude, em torno de  $130^\circ$  na *abdução ativa* ou  $180^\circ$  de *abdução frontal*, que de fato, não se trata de abdução pura, visto que a pelve bascula para diante, enquanto a coluna lombar adquire uma hiperlordose, sendo esta uma *abdução-flexão*.

A adução é o movimento que aproxima os membros do plano de simetria do corpo. Na posição anatômica ambos os membros inferiores estão em contato, assim, não existe movimento de adução “pura”, mas sim de adução relativa ou combinada. A adução é dita relativa quando, a partir de uma posição de abdução o membro se aproxima do plano sagital (Fig. 2.6 (a)). Para que seja possível cruzar o plano sagital na adução é necessário que o movimento seja combinado com uma extensão ou flexão do quadril, respectivamente ilustrado em (b) e (c) da Fig. 2.6. Existe ainda o movimento de adução combinado com uma abdução do outro quadril, conforme Fig. 2.6 (c). Em todos esses movimentos a adução é

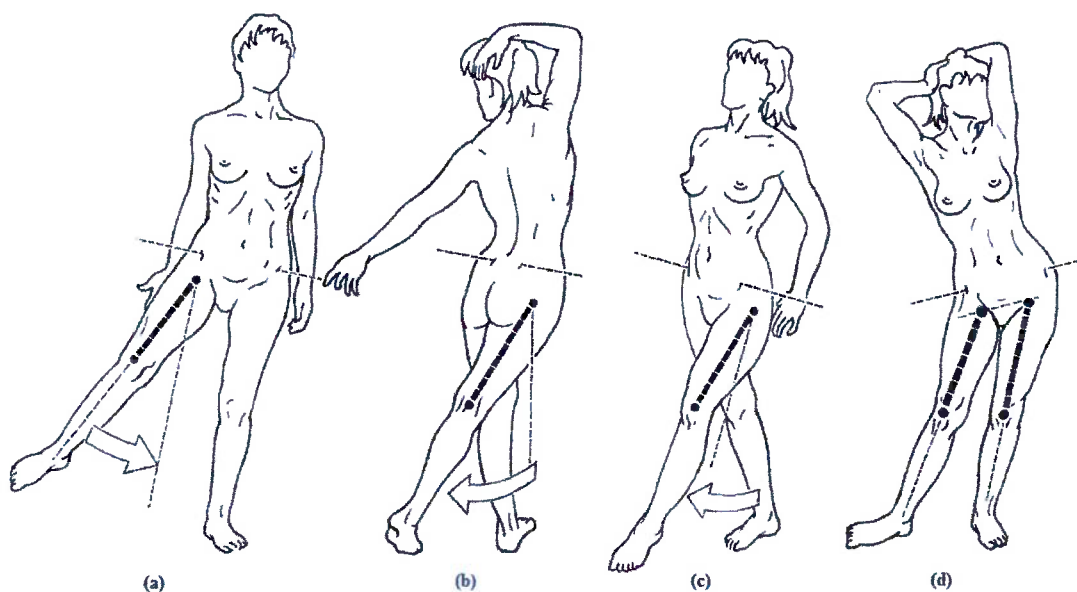
**Figura 2.5:** Abdução do Quadril.



Fonte: (KAPANDJI, 2000, p. 19)

combinada e sua amplitude máxima não ultrapassa 30° (KAPANDJI, 2000).

**Figura 2.6:** Adução do Quadril.



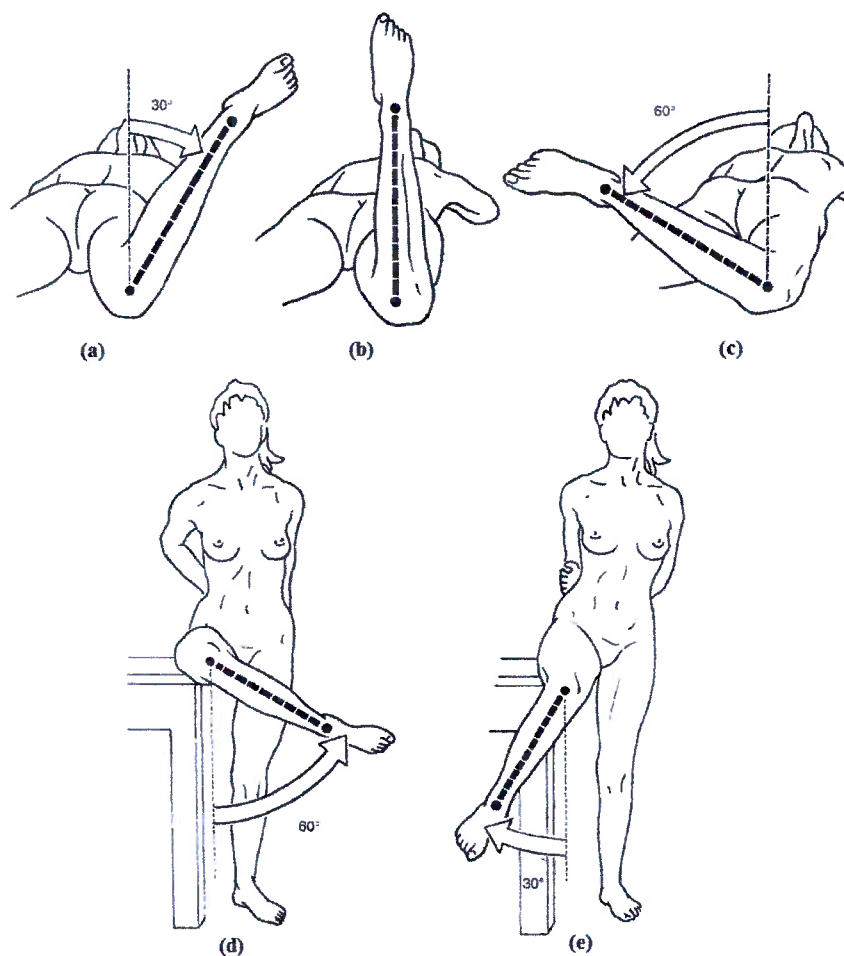
Fonte: (KAPANDJI, 2000, p. 21)

**Rotação Longitudinal** – São os movimentos realizados em torno do eixo mecânico do membro inferior (eixo OR da Fig. 2.2). Quando na posição anatômica, o movimento que leva a ponta do pé para fora é chamado de *rotação externa*, enquanto que o movimento oposto é chamado de *rotação interna*. Normalmente o estudo da amplitude dessa movimentação é realizado com o indivíduo em decúbito ventral (de bruços) ou sentado sobre o bordo da mesa com o joelho flexionado em ângulo reto (KAPANDJI, 2000).

Em decúbito ventral a posição de referência (Fig. 2.7 (b)) é definida com o joelho flexionado em ângulo reto na posição vertical, dirigindo-se a perna para fora mede-se o ângulo de **rotação interna**, cuja amplitude máxima varia de 30° a 40°, conforme exibido na Fig. 2.7 (a). Dirigindo-se a perna para dentro (Fig. 2.7 (c)), mede-se a **rotação externa**, que atinge amplitudes de cerca de 60°.

Com o indivíduo sentado no bordo da mesa de exame (quadril e joelho flexionados a 90°), os ângulos articulares são medidos de maneira análoga à descrita anteriormente, na Fig. 2.7 (d-e) são ilustrados respectivamente a **rotação externa** e **rotação interna**. Nessa posição a amplitude máxima observada para rotação externa é maior, ultrapassando os 90°, pois a flexão no quadril distende os ligamentos ílio-femorais e pubofemorais, que são os principais limitantes dessa rotação.

Quando o joelho está totalmente estendido, não contribui com a rotação do membro, conforme será visto na seção 2.2.2.2, assim, com o joelho estendido a rotação deve-se exclusivamente ao quadril.



**Figura 2.7:** Rotação Longitudinal do Quadril.

Fonte: (KAPANDJI, 2000, p. 23)

### 2.2.2.2 Joelho

O joelho é a articulação medial do membro inferior, possui um grau de liberdade principal, de flexão-extensão no plano sagital e um grau adicional de rotação sobre o eixo longitudinal da perna, que manifesta-se apenas quando o joelho está flexionado.

A junta do joelho é um mecanismo extremamente sofisticado, uma vez que, deve desempenhar duas funções contraditórias. A primeira delas, possuir grande estabilidade em máxima extensão, minimizando o trabalho muscular. A segunda, adquirir grande mobilidade a partir de certo ângulo de flexão, de modo a permitir a orientação ótima do pé, compensando irregularidades do solo durante a marcha ou corrida (KAPANDJI, 2000). Por conta das folgas articulares, necessárias para a boa mobilidade, o joelho é bastante suscetível a entorses e luxações.

O **primeiro grau de liberdade** ocorre no eixo  $XX'$ , contido no plano frontal conforme exibido na Fig. 2.8 (b). Em torno desse eixo realizam-se os movimentos de flexão e extensão do joelho, alcançando na flexão ativa  $120^\circ$ , se o quadril estiver em extensão e  $140^\circ$ , com o quadril previamente flexionado. Na flexão passiva pode alcançar  $160^\circ$ . O alinhamento de  $XX'$  é horizontal, no entanto, devido ao *valgo fisiológico do joelho* (ângulo formado entre a diáfise femoral e eixo da perna, de cerca de  $175^\circ$ ), o eixo  $XX'$  forma  $81^\circ$  com o eixo do fêmur e  $93^\circ$  com o eixo da perna, conforme indicado na Fig. 2.8.

O **segundo grau de liberdade** consiste na rotação em torno do eixo  $YY'$  (Fig. 2.8 (b)). Esse grau de liberdade é inibido quando em extensão máxima, pois por conta da geometria da junta, ocorre um bloqueio articular que une a tibia ao fêmur.

Na Fig. 2.8 (b) é ilustrado o eixo  $ZZ'$ , contudo, esse eixo não indica um terceiro grau de liberdade articular. Quando a junta está flexionada, existe certa folga em torno de  $ZZ'$ , que permite movimentos de lateralidade no tornozelo (de 1 a 2 cm), porém, em extensão completa essa folga desaparece totalmente (KAPANDJI, 2000).

### 2.2.2.3 Tornozelo

A junta do tornozelo é a articulação distal do membro, possui apenas um grau de liberdade no plano sagital, responsável pela dorsiflexão e flexão plantar. Na posição de referência o pé está perpendicular ao eixo da perna, representado por (A) na Fig. 2.9. A partir dessa posição, a dorsiflexão é realizada aproximando-se

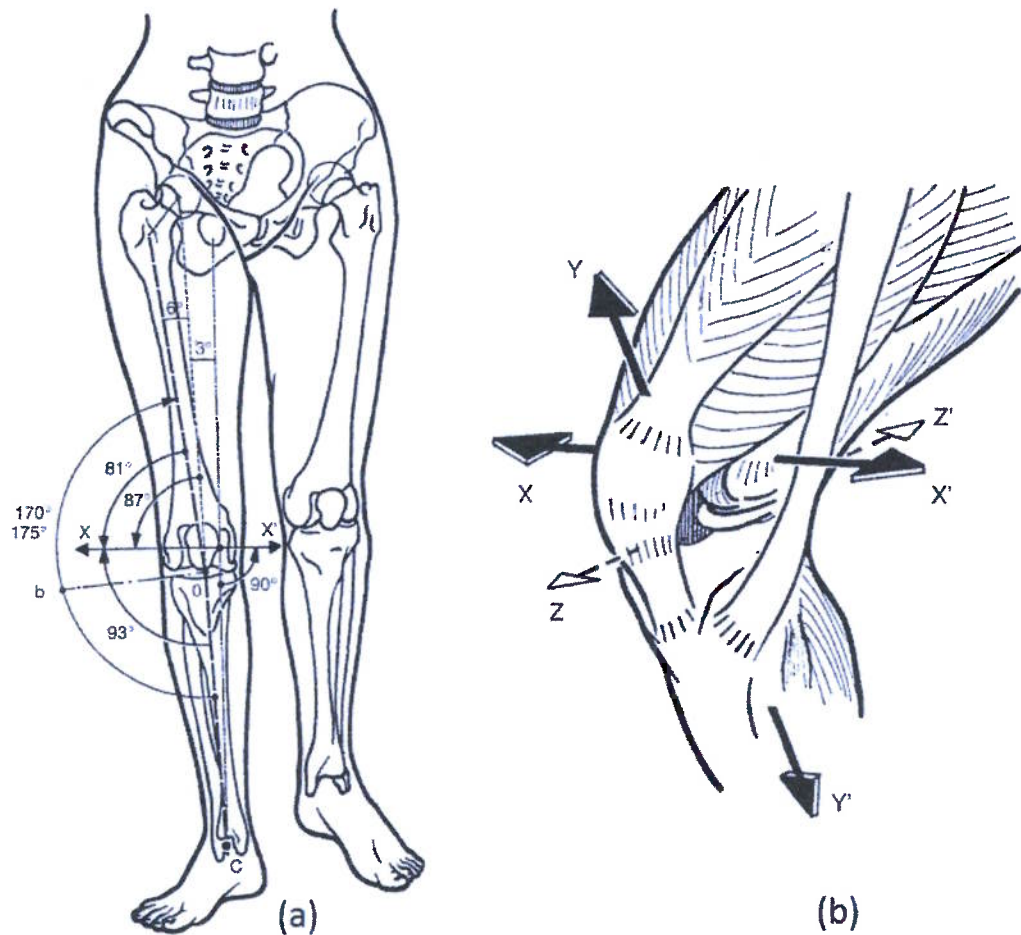
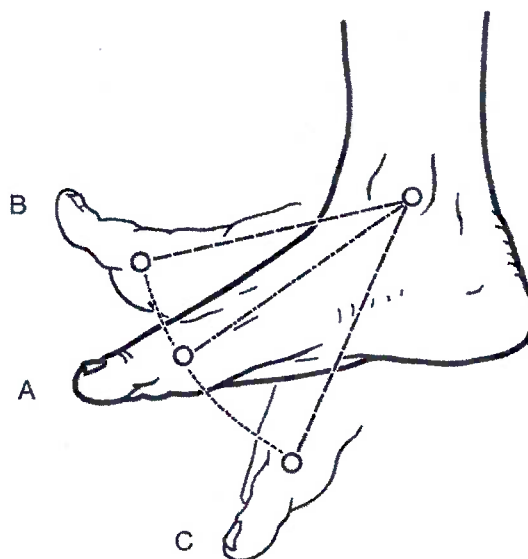


Figura 2.8: Ângulos e eixos de rotação do joelho.  
Fonte: (KAPANDJI, 2000, p. 77)

o dorso do pé à face anterior da perna (B), atingindo amplitudes de 20 a 30°. A flexão plantar é definida pelo o movimento oposto (C) e apresenta amplitudes um pouco maiores, em torno de 30 a 50°.

### 2.3 Biomecânica da Marcha Humana

A marcha humana é tipicamente descrita como uma sequência cíclica de movimentos, onde o corpo, suportado alternadamente pelos membros inferiores, é deslocado progressivamente. Estudos indicam que a flutuação de tempos entre os ciclos de marcha guarda informações referentes à estabilidade e parâmetros de controle, além disso, a variabilidade entre as consecutivas passadas é reconhecida como um indicador de diversas patologias, bem como, preditor de quedas em idosos (FORNER-CORDERO; KOOPMAN; HELM, 2006). No entanto, devido ao caráter cíclico, normalizam-se os tempos dos eventos como porcentagens do ciclo da marcha e descreve-se apenas a sequência de eventos ao longo de um único ciclo (Fig. 2.10). Embora essa suposição não seja estritamente verdadeira, é



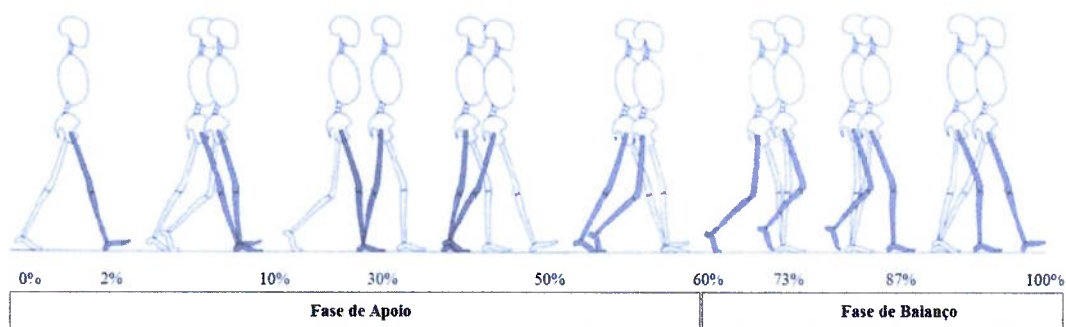
**Figura 2.9:** Flexão e extensão do tornozelo  
 Fonte: (KAPANDJI, 2000, p. 163)

bastante razoável para a compreensão qualitativa, uma vez que, diversos eventos são compartilhados, mesmo que em diferentes condições de velocidade, carga ou diferentes indivíduos (INMAN; RALSTON; TODD, 1981).

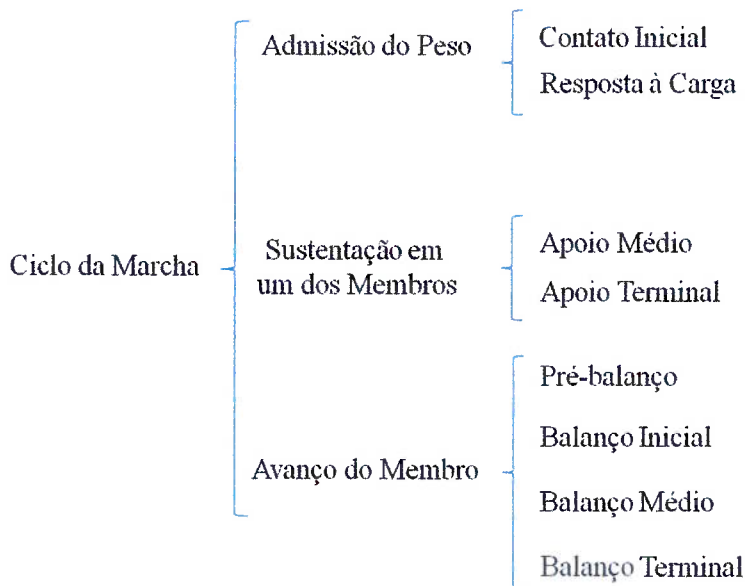
Cada ciclo é dividido em duas fases principais, apoio e balanço. A fase de apoio corresponde ao período em que o pé encontra-se em contato com o solo, cerca de 60% do tempo do ciclo, enquanto a fase de balanço corresponde aos outros 40%, em que o pé está no ar com o membro avançando. Ambas as fases tem seu início e fim marcados por um instante em que ambos os pés estão em contato com o solo (*duplo apoio*). Assim, a fase de apoio inicia-se no instante em que ocorre o contato inicial do pé (antes em balanço) com o solo e a fase de balanço, tem início quando o pé oposto deixa o solo (PERRY, 1992).

Durante as fases principais da marcha, uma série de padrões básicos são executados pelas juntas, cada um deles com respectivos objetivos funcionais e sinérgicos. Estudos atuais dividem a marcha em oito etapas fundamentais, conforme ilustrado na Fig. 2.10. Tecnicamente essas etapas fundamentais são sub-fases, uma vez que, as divisões principais são **fase de apoio** e **fase de balanço**, contudo, na literatura são correntemente chamados de "*fases da marcha*". Nesta dissertação utilizaremos a convenção estabelecida pelo comitê de análise da marcha *Rancho Los Amigos* (GRONLEY; PERRY, 1984).

A combinação dessas fases permite aos membros realizar três tarefas básicas, **admissão do peso**, **sustentação em um dos membros** e **avanço do membro**, resultando na hierarquia exibida na Fig. 2.11.



**Figura 2.10:** Fases do ciclo da Marcha  
Adaptado de (PERRY, 1992).



**Figura 2.11:** Flexão e extensão do tornozelo

### 2.3.1 Admissão do Peso

Esta é a tarefa mais exigente do ciclo da marcha, pois requer absorção de choque, estabilização rápida e preservação da energia de progressão. A abrupta transferência de peso ocorre sobre o membro que acaba de tocar o solo e ainda possui alinhamento instável. As fases envolvidas nesta tarefa são o **contato inicial** e a **resposta à carga**.

**Contato Inicial** – Transição entre fase de balanço e apoio, de 0-2% do ciclo da marcha, onde ocorre o contato do pé (calcâneo em indivíduos saudáveis) com o solo. Nesta fase, os ângulos de flexão aproximados do joelho e quadril são respectivamente, 5° e 30°.



**Resposta à Carga** – Este é um período de duplo apoio, iniciado no **contato inicial** e que tem duração até o pé oposto deixar o solo (0-10% do ciclo da marcha). Nesta fase ocorrem as tarefas que caracterizam a **admissão do peso**. O joelho flexiona-se rapidamente até os 15°, absorvendo o impacto, ao mesmo passo que permite a progressão suave do movimentos.

### 2.3.2 Sustentação em um dos Membros

Durante as fases que compõem esta tarefa, apenas um dos membros é responsável por todo suporte corporal nos planos sagital e frontal, enquanto a progressão do corpo continua. Duas fases são envolvidas neste processo, **apoio médio** e **apoio terminal**.

**Apoio Médio** – Inicia-se no momento em que o pé traseiro deixa o solo, estendendo-se até o momento que o vetor de peso corporal alinha-se sobre o pé dianteiro(10-30% do ciclo da marcha). Conforme o vetor do peso corporal passa sobre a junta, ocorre a dorsiflexão do tornozelo, mantendo o pé inteiramente apoiado no solo, em paralelo, o joelho atinge a flexão máxima de 18° e inverte o movimento para extensão. Nesta fase, os objetivos são manter a progressão e estabilidade do corpo.

**Apoio Terminal** – Esta fase completa a tarefa de **sustentação em um dos membros**. Em indivíduos saudáveis, inicia-se quando o calcâneo do pé de apoio se eleva e continua até que o outro pé toque o solo, correspondendo ao intervalo de 30-50% da marcha. Conforme o corpo avança, o peso corporal é transferido para o membro oposto ao analisado.

### 2.3.3 Avanço do Membro

Após posturas preparatórias na fase de apoio, o membro ergue-se, balançando-se a frente de modo a avançar e estar apto a receber o peso do corpo no início do próximo ciclo. Esta tarefa é composta por quatro fases, sendo a primeira delas uma transição da fase anterior.

**Pré-balanço** – Esta é a fase de transição entre a fase de apoio e a fase de balanço, corresponde ao intervalo de 50-60% do ciclo da marcha. Tem início no **contato inicial** do membro contralateral e termina quando o pé (do membro

observado) perde contato com o solo. O objetivo nesta fase é de posicionar o membro para a fase de balanço, para isso, o joelho flexiona-se passivamente até aproximadamente 40°, sem que haja desprendimento do solo e o quadril flexiona-se, também passivamente até que o fêmur esteja alinhado com o tronco.

**Balanço Inicial** – Nesta fase ocorre a elevação do pé, o quadril flexiona-se até aproximados 20°, enquanto o joelho continua (agora de forma ativa) a flexão iniciada na fase de pre-balanço, permitindo que o pé avance livremente, sem tocar no solo. Este intervalo compreende de 60 a 73% do ciclo da marcha.

**Balanço Médio** – Tem início quando o joelho atinge sua flexão máxima, cerca de 60° e finaliza-se no instante em que a tíbia passa pela posição perpendicular ao solo (73-87% da marcha). Durante esta fase, o quadril continua sua flexão até o ângulo aproximado de 30°, e mantém-se nesta posição até que a extensão do joelho (realizada por inércia) leve a tíbia à posição de término da fase.

**Balanço Terminal** – É a fase final do ciclo da marcha, inicia no momento em que a tíbia passa pela posição vertical e termina quando o pé toca o solo. O intervalo de duração desta fase compreende a porção final do ciclo, de 87-100%, período em que o joelho estende-se sob ação dos músculos para vencer a gravidade, posicionando o membro para o novo contato inicial.

#### 2.3.4 Aspectos Quantitativos da Marcha

De modo a estudar parâmetros quantitativos da marcha, como torques, velocidades e ângulos articulares, utilizou-se como referência dados levantados por Yali (2010), exibidos nas Fig. 2.12, 2.13 e 2.14. Cada uma das figuras exibe diagramas de ângulo, torque e potência ao longo do ciclo da marcha, respectivamente para as juntas do quadril, joelho e tornozelo. Quatro curvas são exibidas em cada diagrama, correspondendo às diferentes cargas transportadas pelos indivíduos (fixas às costas) em cada um dos ensaios.

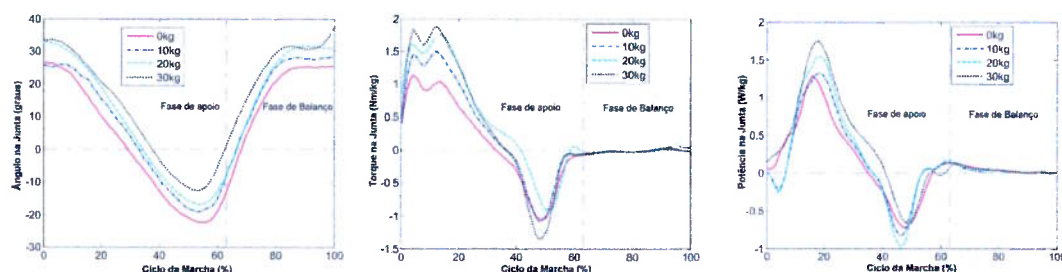
O sistema de aquisição utilizado é composto por quatro câmeras, que captam as coordenadas de 22 marcadores reflexivos, fixados ao indivíduo analisado em pontos estratégicos. Posteriormente, um algoritmo converte essas coordenadas nos ângulos e velocidades articulares ao longo da caminhada.

Em adição, são utilizadas placas de força no solo, cujas informações são sincronizadas com as coordenadas captadas pelas câmeras, dessa forma, suprimindo os

dados necessários para o processamento de informações cinéticas da marcha.

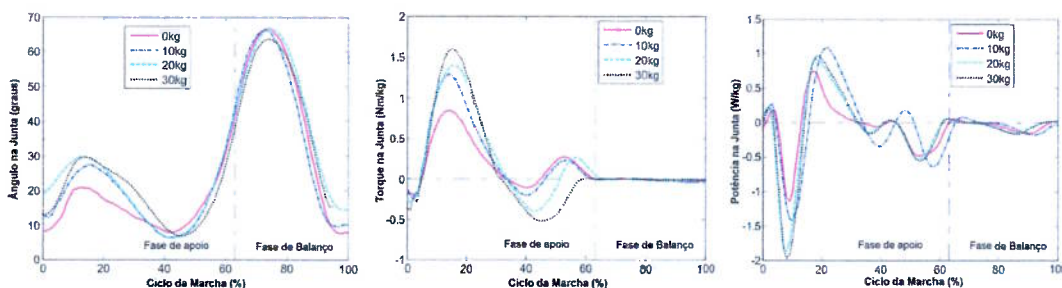
Cinco indivíduos saudáveis, de idade entre 23 e 27 anos, estatura e peso médios ( $1,7 \pm 0,03m$  e  $57 \pm 6,5kg$  respectivamente) participaram dos experimentos.

Os parâmetros são exibidos em termos da porcentagem do ciclo da marcha, utilizando-se valores experimentais médios dos indivíduos e portanto, distorcendo informações referentes aos tempos em que ocorrem os eventos. Conforme já mencionado, esses tempos guardam características importantes da estabilidade e controle da marcha (FORNER-CORDERO; KOOPMAN; HELM, 2006). Contudo, para fins de dimensionamento são suficientes as amplitudes e faixas de variação desses parâmetros.



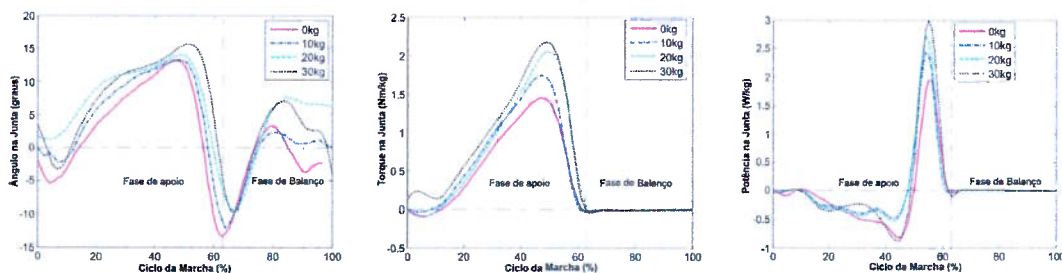
**Figura 2.12:** Junta do quadril – Ângulo, torque e potência ao longo da marcha.

Fonte: Adaptado de (YALI; XINGSONG, 2010)



**Figura 2.13:** Junta do joelho – Ângulo, torque e potência ao longo da marcha.

Fonte: Adaptado de (YALI; XINGSONG, 2010)



**Figura 2.14:** Junta do tornozelo – Ângulo, torque e potência ao longo da marcha.

Fonte: Adaptado de (YALI; XINGSONG, 2010)

Analisando-se o comportamento das juntas ao longo da marcha é possível propor abordagens de atuação, conforme exibido na Fig. 2.15.

Existem intervalos com potência positiva (onde é necessário inserir energia no sistema) e intervalos de potência negativa (onde a energia é dissipada).

Para o quadril observa-se potência positiva na *fase de apoio médio* e no início da *fase de balanço*, indicando a necessidade de um atuador que forneça energia ao sistema para a movimentação da junta. Posteriormente, até o fim do balanço os valores de potência são significativamente inferiores e a energia necessária é suprida pela própria dinâmica do movimento. Dessa forma, o atuador poderia ser desacoplado durante esse intervalo evitando restrições ao movimento.

Na junta do joelho observa-se potências predominantemente negativas. Sendo necessário um atuador capaz de desacelerar o movimento da junta. Empregando-se um elemento elástico para essa tarefa, além de desacelerar o movimento sem consumo energético por parte do atuador, seria possível restituir parte da energia ao invés de dissipá-la.

No tornozelo é observado um grande pico de potência seguido de um período ocioso. Seria possível utilizar em conjunto o elemento elástico (previamente tensionado) e o motor para alcançar os picos de torque, sem a necessidade de atuadores de maior torque ou potência. Seria possível ainda, nos intervalos ociosos, utilizar o motor para tensionar a mola em baixa potência e posteriormente liberá-la executando o movimento em alta potência.

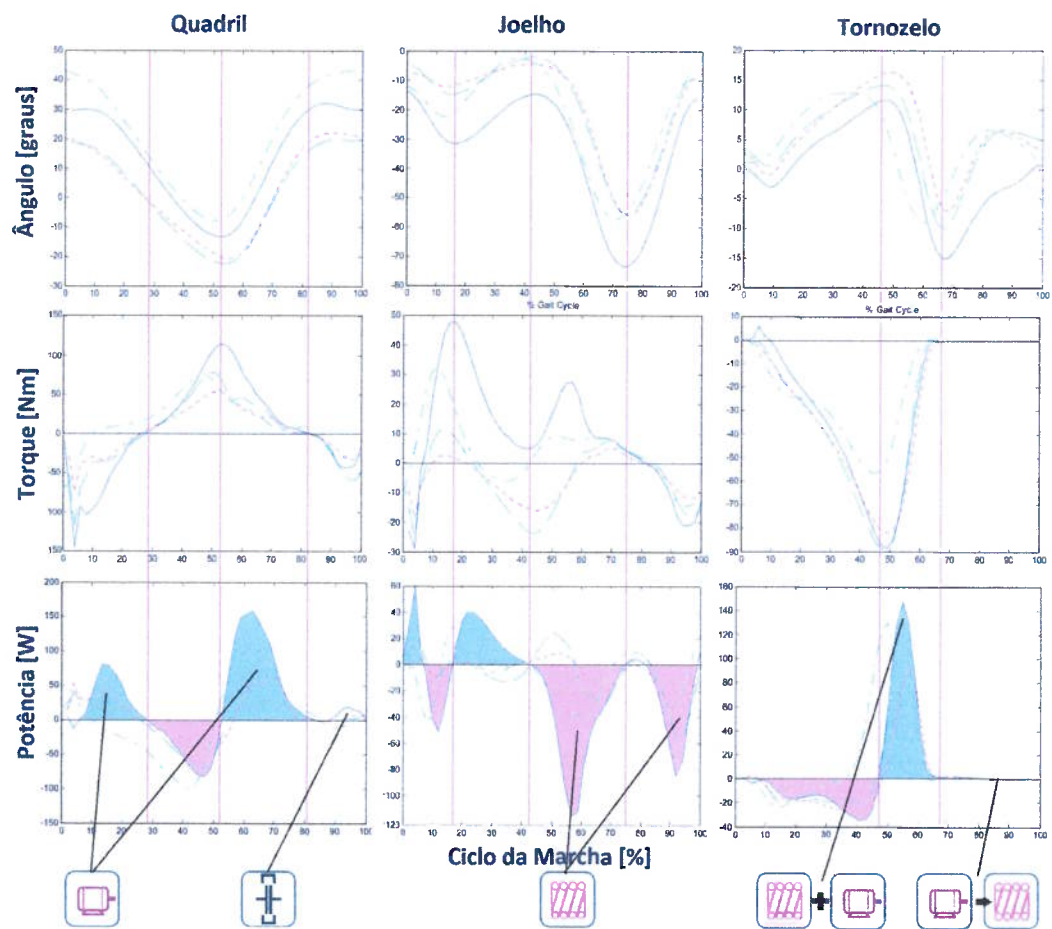


Figura 2.15: Análise do comportamento das juntas ao longo da marcha.

## 2.4 Exoesqueletos – Estado da Arte

### 2.4.1 Breve histórico

Modelos eletromecânicos complexos, como os desenvolvidos atualmente em grandes centros de pesquisa são relativamente recentes. No entanto, as primeiras ideias de exoesqueletos para a melhoria no desempenho do corpo humano remetem a 1890, quando Nycholas Yagn idealizou um aparato para facilitar a corrida (YAGN, 1890). O aparato de Yagn consistia em um grande arco de mola, fixo ao pé em uma de suas extremidades e pivotado na outra, em uma articulação fixa na altura do quadril, conforme ilustrado na Fig. 2.16 (a). Esse era um sistema totalmente passivo, ao tocar o solo, o arco armazenava a energia proveniente do peso do corpo e da inércia desenvolvida ao longo da corrida, liberando-a em seguida e propelindo o corpo para frente (DOLLAR; HERR, 2008).

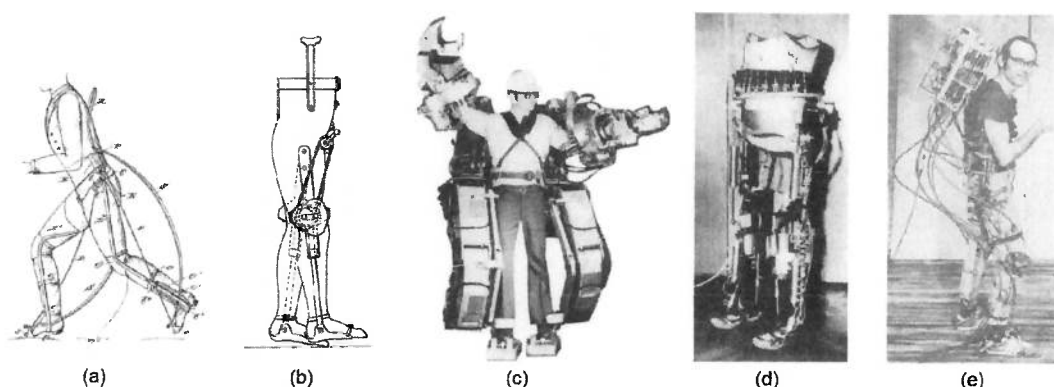
A primeira menção de um dispositivo ativo para auxílio da marcha data de 1935 (DOLLAR; HERR, 2007). Tratava-se essencialmente de uma estrutura fixada à perna por cintas (Fig. 2.16 (b)), com movimento alternativo no joelho. O dispositivo era provido de uma manivela na linha do quadril, utilizada para tensionar uma mola de torção localizada no joelho, quando liberada, a mola impelia o membro em uma trajetória pré determinada por meio de um came (COBB, 1935).

No fim dos anos 1960, a *General Electric Research* em cooperação com pesquisadores da *Cornell University* e financiamento do *U.S. Office of Naval Research*, desenvolveram um protótipo de exoesqueleto de corpo inteiro apelidado de “*Hardiman*” (Human Augmentation Research and Development Investigation), exibido na Fig. 2.16 (c). Seu objetivo era de aumentar drasticamente a força do usuário, aproximadamente 25:1, segundo Dollar e Herr (2008). O *Hardiman* era uma enorme máquina hidráulica (680kg, 30 GDL), provida de amplificadores de força para braços, mãos e pernas do usuário. Apesar de resultados satisfatórios em testes nos amplificadores dos braços, problemas encontrados no funcionamento dos membros inferiores nunca foram resolvidos e dessa forma, o protótipo de corpo inteiro nunca foi sequer ligado com um humano dentro. Contudo, o projeto contribuiu com a identificação de diversos desafios tecnológicos enfrentados no desenvolvimento de exoesqueletos, como fontes de energia e interação homem-máquina.

Em meados de 1960 e 1970, Miomir Vukobratovic, renomado pesquisador nas áreas de locomoção bípede, mecanismos autropomórficos e desenvolvedor do

critério de estabilidade “*Zero Moment Point*” (VUKOBRATOVIC; BOROVAC, 2004), em conjunto com seus associados do *Mihailo Pupin Institute* em Belgrado, desenvolvem um dos trabalhos de maior detalhamento realizado até então (MILOJEVIC; SABANOVIC; KAUR, 2013). O trabalho teve início com um dispositivo passivo para a medição da cinemática da marcha e rapidamente evoluiu para o desenvolvimento de um exoesqueleto ativo. O primeiro desses dispositivos, chamado “*Kinematic Walker*”, consistia em um único atuador hidráulico que movia quadril e joelho, cinematicamente acoplados. Posteriormente desenvolveu-se o chamado “*Partial Exoskeleton*” com atuadores pneumáticos para flexão-extensão do quadril, joelho e tornozelo, bem como, atuadores para adução e abdução do quadril, visando estabilidade no plano frontal. Com ligeiras modificações, esse dispositivo evoluiu para o mecanismo exibido na Fig. 2.16 (d), conhecido como “*Complete Exoskeleton*” (DOLLAR; HERR, 2008).

No mesmo período, outro exoesqueleto completo para membros inferiores foi desenvolvido na Universidade de Wisconsin. Foi concebido para o auxílio motor de paraplégicos com plenas capacidades nos membros superiores. Nos quadris e tornozelos, possuía juntas universais (3 GDL), enquanto nos joelhos apresentava juntas simples de revolução. Atuadores hidráulicos rotativos eram responsáveis pelo acionamento das juntas do quadril e joelho, as demais juntas eram completamente passivas ou acopladas a molas. A unidade de potência era composta por uma bomba hidráulica, acionada por um motor elétrico alimentado por bateria, todos fixados ao corpo do operador. Salvo o controlador (um computador separado), todo o exoesqueleto era fisicamente autônomo. Uma imagem do exoesqueleto sendo utilizado por um operador saudável é exibida na Fig. 2.16 (e).



**Figura 2.16:** Primeiros conceitos de exoesqueletos.

(a)-*Apparatus for facilitating walking* Fonte: (YAGN, 1890); (b)-*Walking Motion*, Fonte: (COBB, 1935); (c)-GE Hardiman, Fonte: (DOLLAR; HERR, 2007); (d)-“*Complete Exoskeleton*”, Fonte: (DOLLAR; HERR, 2008); (e)-*Wisconsin exoskeleton*, Fonte: (DOLLAR; HERR, 2008).

## 2.4.2 Dispositivos Atuais

### 2.4.2.1 Exoesqueletos para Aprimoramento das Capacidades

Nos últimos anos intensificaram-se as pesquisas acerca dos exoesqueletos, com grande avanço principalmente nos dispositivos direcionados ao aprimoramento das capacidades humanas. Isto deveu-se em grande parte a um programa iniciado em 2001, patrocinado pela DARPA (*U.S. Defense Advanced Research Projects Agency*), chamado “*Exoskeletons for Human Performance Augmentation*” (EHPA), cujo objetivo era “aumentar as capacidades de soldados terrestres além dos limites humanos”, em particular, o programa visava o desenvolvimento de dispositivos que reduzissem a fadiga dos soldados durante tarefas de transporte de carga e, adicionalmente, que possibilitassem o aumento das cargas transportadas.

Ao longo do programa EHPA, três instituições apresentaram exoesqueletos funcionais e outras contribuíram com avanços em tecnologias que permitiram melhorar aspectos deficientes nos exoesqueletos.

#### **Berkeley Lower Extremity Exoskeleton – BLEEX**

O exoesqueleto que obteve maior projeção foi o *Berkeley Lower Extremity Exoskeleton* (BLEEX), exibido na Fig. 2.17 (a) (ZOSS; KAZEROONI; CHU, 2006). Uma das particularidades que distinguia o BLEEX era o fato de carregar sua própria fonte de energia, clamando o título de “primeiro exoesqueleto de carga energeticamente autônomo”. Possuía três graus de liberdade no quadril, um grau no joelho e mais três graus no tornozelo. Desses graus de liberdade, quatro eram atuados: adução-abdução do quadril e flexão-extensão do quadril, joelho e tornozelo. Dos demais graus de liberdade, a inversão-eversão do tornozelo e rotação do quadril eram acopladas à molas, enquanto a rotação do tornozelo era totalmente livre.

A atuação das juntas é realizada por atuadores hidráulicos lineares, montados em uma configuração triangular, onde o braço de momento varia conforme a posição angular da junta. O consumo reportado é de 1143 W para os atuadores hidráulicos (em terreno plano a velocidades em torno de 1,3m/s) e 200 W para a eletrônica e controle (DOLLAR; HERR, 2008). Vale observar que um humano (75kg) consome apenas aproximados 165 W para o desempenho do mesmo tipo de caminhada, contudo o BLEEX possibilita ao usuário suportar cargas de até 75 kg com velocidades de caminhada de 0,9 m/s, sem acréscimo de fadiga ao usuário (DOLLAR; HERR, 2008; ZOSS; KAZEROONI; CHU, 2006). Uma “*spin-off*”<sup>1</sup>



chamada *Berkeley Bionics* (Berkeley, CA) foi criada para o desenvolvimento e comercialização de exoesqueletos.



**Figura 2.17:** Exoesqueletos para amplificação de capacidades humanas.

- (a) Berkeley – BLEEX. Disponível em: <http://biomech.media.mit.edu/>;  
 (b) RAYTHEON – SARCOS. Disponível em: <http://raytheon.mediaroom.com//>;  
 (c) MIT Exoskeleton. Disponível em: <http://biomech.media.mit.edu/>

## RAYTHEON – SARCOS

Outro dos exoesqueletos apresentados no programa da DARPA foi o “*Wearable Energetically Autonomous Robot*” (WEAR), um exoesqueleto de corpo inteiro, que ficou conhecido como “Sarcos”, desenvolvido pela *Sarcos Research Corporation* (Salt Lake City, UT). Conforme sugerido pelo nome, o Sarcos é também um exoesqueleto energeticamente autônomo. Assim como o BLEEX, a atuação de suas juntas é hidráulica, no entanto, ao invés de atuadores lineares, utiliza atuadores rotativos alocados diretamente nas juntas (Fig. 2.17 (b)).

Sarcos demonstrou sucesso em diversas atividades de aumento de força, como suportar cargas de até 84 kg, caminhar a 1,6 m/s carregando 68 kg presos às costas e 23kg nos braços (DOLLAR; HERR, 2008). Contudo, infelizmente, existe pouquíssima informação publicada referente às especificações e desenvolvimento desse exoesqueleto. Posteriormente, no fim de 2007 o projeto foi comprado pela contratante de defesa americana, RAYTHEON e o projeto assumiu o nome de *XOS*.

<sup>1</sup>nova empresa criada a partir de um grupo de pesquisas de uma empresa, universidade ou centro de pesquisas, público ou privado.

## MIT EXOSKELETON

O terceiro dos exoesqueletos desenvolvidos sob o programa EHPA foi o *MIT Exoskeleton*, um conceito de exoesqueleto semi-passivo, desenvolvido pelo Grupo de Biomecatrônica do *Massachusetts Institute of Technology Media Laboratory*. Esse exoesqueleto explora a dinâmica da marcha humana, no intuito de se obter um dispositivo mais leve e eficiente.

Para a atuação de suas juntas, o *MIT Exoskeleton* não emprega nenhum tipo de atuador ativo. Ao invés disso, sua atuação é realizada pela liberação controlada de molas tensionadas durante as fases de potência negativa da marcha. Sua fixação ao corpo do usuário é realizada por meio de alças nos ombros, um cinto na linha da cintura, cintas nas coxas e sapatos especializados, conforme exibido na Fig. 2.17 (c).

No quadril possui três graus de liberdade. Durante a fase de extensão, uma das molas é comprimida, sendo liberada na flexão por um sistema de amortecimento variável. A adução-abdução é controlada por uma mola apenas para contrabalancear os movimentos no plano frontal. Em adição, um sistema de came compensa o desalinhamento causado pela diferença relativa entre os centros de rotação da junta humana e do exoesqueleto.

No joelho existe um amortecedor magneto-reológico variável, que controla a energia dissipada na flexão, diminuindo a atividade excêntrica dos músculos extensores.

No tornozelo duas molas diferentes são empregadas para os movimentos de dorsiflexão e flexão plantar, de modo a responder aos diferentes comportamentos durante esses dois estágios da marcha, permitindo que as quantidades de energia adequadas sejam liberadas nos instantes oportunos.

Sem carga, o exoesqueleto pesa 11,7 kg e consome apenas 2 W de potência elétrica, que é utilizado principalmente no acionamento do amortecedor variável do joelho. Experimentos demonstram que o exoesqueleto do MIT é capaz de suportar uma carga de 36 kg caminhando a velocidades de 1 m/s, transferindo em média 80% da carga para o solo. Entretanto, em estudos metabólicos constatou-se um aumento de 10% no custo metabólico da caminhada quando comparado com o transporte de carga utilizando-se uma mochila convencional (DOLLAR; HERR, 2008).

### 2.4.2.2 Exoesqueletos para Assistência Motora

Decorrente do grande desenvolvimento alcançado nos exoesqueletos para aplicações militares, as atenções começaram a se voltar para o potencial econômico de exoesqueletos para uso pessoal. Aplicações em reabilitação e assistência motora, antes desenvolvidos apenas no âmbito da pesquisa, passaram a ser desenvolvidas e comercializadas por empresas.

#### Hybrid Assistive Limb – HAL

Com suas primeiras versões desenvolvidas na Universidade de Tsukuba no Japão, o HAL (*Hybrid Assistive Limb*) (KAWAMOTO; SANKAI, 2002) foi idealizado tanto para aumento das capacidades, quanto para propósitos em reabilitação.

Sua estrutura da perna atua na flexão e extensão das juntas do quadril e joelho, utilizando motores DC e *engrenamento por deformação em onda* (“*Harmonic Drive*”), conectados diretamente nas juntas. No tornozelo, a flexão e extensão são passivas (HERR, 2009). É fixado ao usuário por meio de tiras na canela e coxa, além de cinturão no quadril. Conforme pode-se observar na Fig. 2.18, em sua versão completa (23 kg), possui também estruturas para os membros superiores, permitindo ao usuário carregar 40 kg a mais do que seria capaz sem o exoesqueleto.



**Figura 2.18:** HAL 5.

Disponível em:<http://www.cyberdyne.jp/>

Baterias localizadas no cinturão lhe conferem uma autonomia de aproximadamente 160 min. Uma unidade de controle, fixa às costas do usuário, é responsável

pelo controle de movimentos do exoesqueleto. Para isso, possui sensores de força nos pés, que medem a reação do solo e sensores de EMG, colocados sobre a pele do usuário, que captam os sinais dos músculos ativados.

Atualmente, o HAL é comercializado e desenvolvido pela *CYBERDYNE Inc. 2009* (Tsukuba, Japan, <http://www.cyberdyne.jp>), uma empresa desmembrada do laboratório da Universidade de Tsukuba, onde foi inicialmente desenvolvido.

## REX

Desenvolvido e comercializado pela *REX Bionics Plc* (Nova Zelândia), o *REX* destaca-se entre os exoesqueletos de uso pessoal, por garantir sustentação e estabilidade ao usuário, sem a necessidade de muletas. Podendo ser utilizado por paraplégicos e pessoas com *Lesão na Medula Espinhal* até o nível C4/5. Contudo, é bastante lento (0,2 km/h) se comparado com outros exoesqueletos que utilizam muletas.

Como não necessita de muletas, as mãos do usuário ficam livres para a execução de outras tarefas, salvo durante a operação do controle, quando é necessário uma das mãos (Fig. 2.19). Sua autonomia é de até duas horas.



**Figura 2.19:** REX Exoskeleton.  
Disponível em: <http://www.rexbionics.com/>

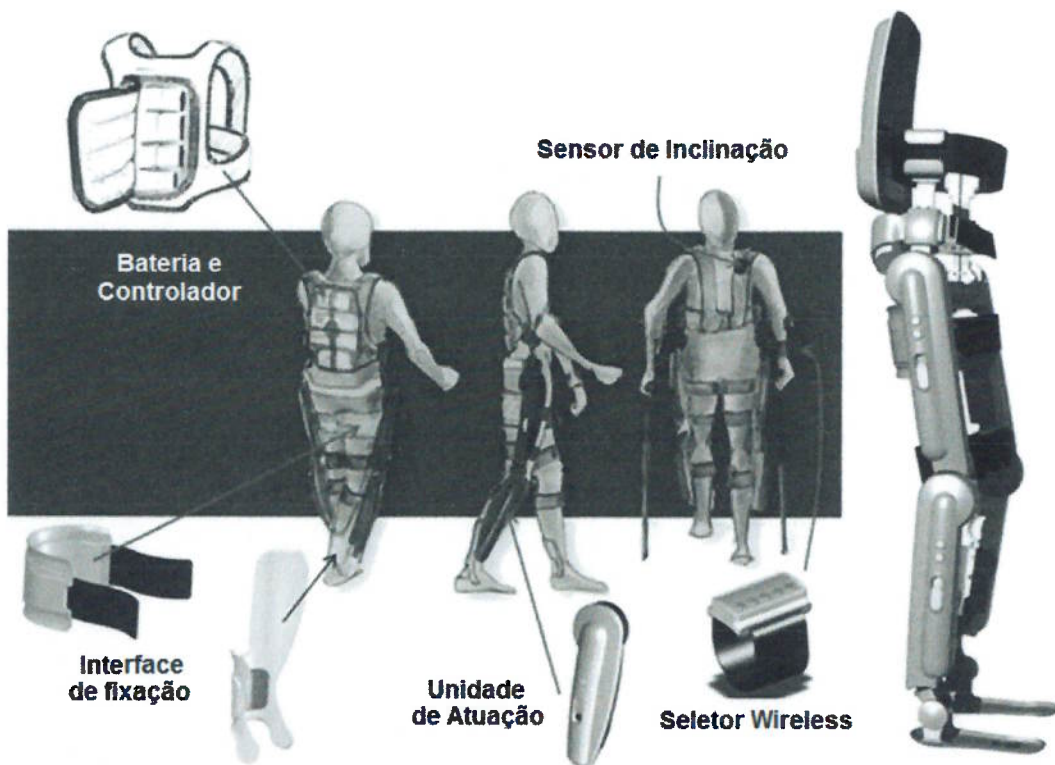
## ReWalk

O *ReWalk* é um exoesqueleto desenvolvido pela empresa israelense *Argo Medical Technologies*, que permite a pessoas paraplégicas ou com lesão na *medula*

*espinhal torácica*, andar com o auxílio de muletas (ESQUENAZI et al., 2012). As duas versões desenvolvidas e comercializadas até então são exibidas na Fig. 2.21 (b) e (c).

O usuário controla o exoesqueleto inclinando o corpo sutilmente. Um sensor mede a inclinação do tronco e o controlador situado na mochila determina as trajetórias angulares e velocidades que devem ser descritas pelos motores das juntas do quadril e joelho (Fig.2.20). No tornozelo, possui um grau de liberdade passivo, com limitadores de curso e molas que controlam a rigidez da junta.

O indivíduo também pode interagir remotamente com o exoesqueleto, por meio de um seletor de pulso, enviando comandos para o exoesqueleto sentar ou levantar.



**Figura 2.20:** ReWalk  
Fonte: Traduzido de (ESQUENAZI et al., 2012)

### eLegs

O *eLegs*, exibido na Fig. 2.21 (a), é um exoesqueleto para assistência motora de pessoas com paresia ou paralisia dos membros inferiores, desenvolvido pela *Ekso Bionics* (anteriormente *Berkeley Bionics*). Assim como o *ReWalk*, foi desenvolvido para indivíduos com capacidade de utilizar muletas.

Nos ombros e tórax é ajustado ao corpo do usuário por meio de alças, similares

às de mochilas. No abdome e pernas o exoesqueleto é fixado por meio de cintas de velcro. A unidade de controle e baterias são alocadas nas costas, permitindo uma autonomia de até quatro horas, caminhando a 3,2 km/h.

É atuado no quadril e joelho, movimentando as pernas do usuário em trajetórias pré-determinadas. Utiliza informações de sensores de movimento e de força para identificar a intenção de movimento do usuário.



**Figura 2.21:** Exoesqueletos para assistência motora.  
 (a) Ekso Bionics – eLegs. Fonte: (STRICKLAND, 2012).  
 (b) Argo Medical Technologies – ReWalk, (c) ReWalk 2.  
 Disponível em: <http://www.rewalk.com/gallery//>

### 2.4.2.3 Exoesqueletos para Reabilitação

Na área médica, podemos citar também os exoesqueletos utilizados para a mecanização da fisioterapia. A terapia assistida por robôs torna-se muito útil nos casos onde se exige esforço intensivo do fisioterapeuta, mantendo a qualidade dos movimentos e, ainda, permitindo maior número de repetições, uma vez que não existe fadiga do profissional.

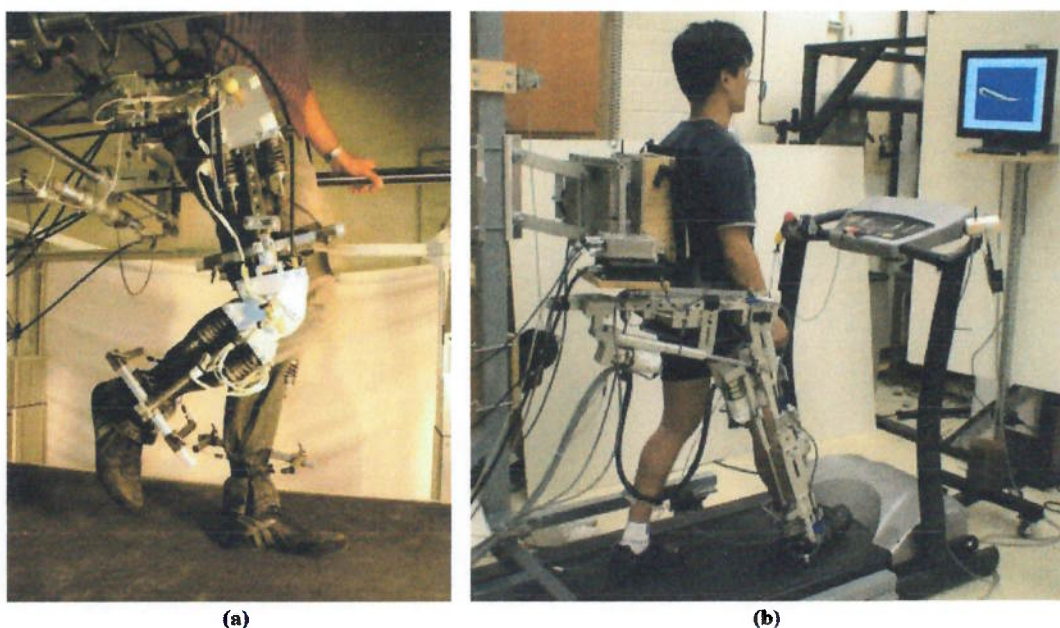
O *LOPES* (Lower Extremity Powered Exoskeleton), desenvolvido na Universidade de Twente, na Holanda, exibido na Fig. 2.22 (a), é um desses sistemas desenvolvidos para reabilitação de caminhada. Foi projetado para reproduzir a movimentação das pernas enquanto o paciente caminha sobre uma esteira. Para isso, utiliza *atuadores elásticos em série* no quadril e joelho, o que lhe confere certa complacência nos movimentos. O equipamento é fixado em paralelo ao membro do usuário, realizando uma trajetória pré-determinada no plano sagital e estabilizando o paciente lateralmente, no plano frontal (EKKELENKAMP; VENEMAN; KOOLIJ, 2007). Seus graus de liberdade e amplitude de movimentos

são apresentados na tabela 2.3.

Outro sistema projetado para reabilitação é o *ALEX* (Active Leg Exoskeleton), desenvolvido na Universidade do Delaware, nos EUA. Seu conceito é similar ao do *LOPES*, mas apresenta algumas características adicionais. Uma estrutura com 4 graus de liberdade, fixa a um andador, estabiliza o tronco enquanto o paciente caminha sobre esteira. Além disso, um sistema de contrapeso, fixo ao andador, sustenta todo o peso do equipamento, conforme pode ser visto na Fig. 2.22 (b).

Em contraste com o *LOPES*, utiliza atuadores lineares que não conferem complacência nos movimentos. No entanto, possui sensores de força, nas extremidades dos atuadores, que permitem controlar a interação entre o exoesqueleto e o usuário. Dessa forma, intervindo na movimentação do paciente apenas quando necessário (BANALA; AGRAWAL; SCHOLZ, 2007).

Como ferramenta adicional na reabilitação e reaprendizado motor, informações da trajetória, em tempo real, são exibidas em um monitor, localizado à frente do paciente.



**Figura 2.22:** Exoesqueletos para reabilitação.  
 (a) *LOPES*. Fonte:(EKKELENKAMP; VENEMAN; KOUIJ, 2007). (b) *ALEX*. Fonte:  
 (BANALA et al., 2008).

Uma versão comercial desse conceito de exoesqueleto, chamada *Lokomat* (Fig. 2.23), é desenvolvida e comercializada, desde 2001, pela empresa suíça *Hocoma*.



**Figura 2.23:** Lokomat – Hocoma AG Medical Engineering.  
Fonte:(HOCOMA AG MEDICAL ENGINEERING, )

### 2.4.3 Comparativo

De forma a facilitar o entendimento e a comparação entre os modelos de exoesqueletos discutidos, agrupou-se em duas tabelas os parâmetros, graus de liberdade (GDL), amplitude dos movimentos e torque nas juntas. Embora tenham sido descritos apenas os exoesqueletos de maior expressão, para fins de comparação, acrescentou-se nas tabelas características de outros exoesqueletos, como o *NTU-LEE*, *MIT KNEE* e *KNEXO*, muito bem documentados por Cenciarini e Dollar (2011), bem como, por Dollar e Herr (2008), dividindo-se os dados coletados em dois grupos: exoesqueletos para o aumento das capacidades humanas e exoesqueletos para assistência motora de deficientes físicos (respectivamente tabelas 2.2 e 2.3). Os exoesqueletos Sarcos e HAL foram excluído dessa comparação por não apresentarem dados suficientes reportados.

As características encontradas para os exoesqueletos comerciais foram agrupadas na tabela 2.1.



Tabela 2.1: Comparativo dos exoesqueletos comerciais

<b>Exoesqueleto</b>	<b>HAL 5</b>	<b>REX</b>	<b>eLegs</b>	<b>ReWalk</b>
<b>Aplicação</b>	Assistência & Compensação de força	Reabilitação (Caminhar, Rampas e Escadas)	Reabilitação (Caminhar)	Reabilitação (Caminhar)
<b>Autossustentação</b>	Não	Sim	Muletas	Muletas
<b>Peso</b>	23 kg	39 kg	20 kg	18kg
<b>Autonomia</b>	2 h 40 m	2 h	4 h	8 h
<b>Velocidade</b>	-	0,2 km/h	3,2 km/h	3 km/h
<b>Requisitos</b>	Atividade Muscular	Capacidade de operar joystick	Capacidade de usar muletas	Capacidade de usar muletas
<b>HRI<sup>1</sup></b>	Sensor de EMG e Reação no solo	Joystick	Sensor de força e movimento	Sensores de movimento
<b>Fabricante</b>	Cyberdyne	Rex Robotics	Ekso Bionics	Argo Medical Technologies

<sup>1</sup> Human Robot Interface.

Tabela 2.2: Parâmetros de exoesqueletos para aumento das capacidades.

Propriedade	Junta	Valores Biológicos	BLEEX	MIT Exoskeleton	MIT Knee	NTU-LEE
GDL	Quadril	3	3	3	N/A	2
	Joelho	2	1	1	1	1
	Tornozelo	1(+1) <sup>a</sup>	3	2	N/A	2
Amplitude [graus]	Quadril	140/15 <sup>b</sup>	121/10 <sup>b</sup>	45/20 <sup>b</sup>	N/A	60/20 <sup>b</sup>
		40/30-35 <sup>c</sup>	16/16 <sup>c</sup>			
		15-30/60 <sup>d</sup>	35/35 <sup>d</sup>			
	Joelho	120-140/0-10 <sup>b</sup>	121/0 <sup>b</sup>	90/0	100/0	120/0
	Joelho	10-15/30-50 <sup>d</sup>				
	Tornozelo	40-50/20 <sup>b</sup>	45/45 <sup>b</sup>		N/A	30/20 <sup>b</sup>
Tornozelo	30-35/15-25 <sup>a</sup>	20/20 <sup>a</sup>	15/15 <sup>a</sup>			
Torque [Nm]	Quadril	140/120 <sup>b,I</sup>	-150/120 <sup>b</sup>	130	N/A	118 <sup>b</sup>
		40/80 <sup>b,II</sup>				
	Joelho	50/140 <sup>I</sup>	-100/120 <sup>b</sup>	50	~135	118 <sup>b</sup>
Tornozelo	165 <sup>e,I</sup>	-200/150 <sup>b</sup>	90	N/A	118 <sup>b</sup>	
	180-240 <sup>e,II</sup>					

Fonte: (CENCIARINI; DOLLAR, 2011)

<sup>a</sup> Grau adicional: inversão-eversão no tornozelo.<sup>b</sup> Flexão/Extensão.<sup>c</sup> Adução/Abdução.<sup>d</sup> Rotação Interna/Externa.<sup>e</sup> Flexão plantar (Valores de dorsiflexão muito pequenos)<sup>I</sup> Andando.<sup>II</sup> Correndo.

N/A – Não aplicável ou não informado.

Tabela 2.3: Parâmetros de exoesqueletos para assistência motora.

Propriedade	Junta	Valores Biológicos	Lokomat	LOPES	KNEXO	ALEX
GDL	Quadril	3	1	2	1 (não atuado)	2
	Joelho	2	1	1	1	1
	Tornozelo	1(+1) <sup>a</sup>	N/A	N/A	N/A	1
Amplitude [graus]	Quadril	140/15 <sup>b</sup> 40/30-35 <sup>c</sup> 15-30/60 <sup>d</sup>	N/A	60/30 <sup>b</sup> 15/15 <sup>c</sup>	N/A	N/A
	Joelho	120-140/0-10 <sup>b</sup> 10-15/30-50 <sup>d</sup>	N/A	90/0	90/0	N/A
	Tornozelo	40-50/20 <sup>b</sup> 30-35/15-25 <sup>a</sup>	N/A	N/A	N/A	N/A
Torque [Nm]	Quadril	140/120 <sup>b</sup>	50 (280máx.) <sup>b</sup>	65 <sup>b</sup> 30 <sup>c</sup>	N/A	100/100 <sup>b</sup>
	Joelho	50/140 <sup>b</sup>	30 (160máx.) <sup>b</sup>	65	70	100/100 <sup>b</sup>
	Tornozelo	165 <sup>e</sup>	N/A	N/A	N/A	N/A

Fonte: (CENCIARINI; DOLLAR, 2011)

<sup>a</sup> Grau adicional: inversão-eversão no tornozelo.<sup>b</sup> Flexão/Extensão.<sup>c</sup> Adução/Abdução.<sup>d</sup> Rotação Interna/Externa.<sup>e</sup> Flexão plantar (Valores de dorsiflexão muito pequenos)

N/A – Não aplicável ou não informado.

## 3 DEFINIÇÃO DO PROBLEMA

### 3.1 Desafios Tecnológicos

Embora muito tenha se evoluído desde o início das pesquisas sobre exoesqueletos, diversas barreiras tecnológicas ainda não foram superadas.

Os atuadores apresentam uma relação pouco favorável de tamanho e peso versus o torque produzido, sendo um inconveniente ainda maior quando pretende-se alocá-los diretamente no local da junta acionada.

Uma vez que se deseja mecanismos autônomos, outro desafio enfrentado são as fontes de energia. Baterias e outras fontes típicas de energia, apresentam pequena densidade de carga (energia versus peso). O que é agravado pelo alto consumo energético dos exoesqueletos.

Nenhum dos sistemas conhecidos até hoje demonstrou uma redução significativa de gasto metabólico e em alguns, como o *MIT load-carrying exoskeleton* (WALSH, 2006; VALIENTE, 2005), o consumo é ainda maior.

Podemos citar o BLEEX como um dos mais avançados exoesqueletos para a proposta de aumento na capacidade de carga. No entanto, andando em terreno plano demonstra um consumo médio de 1143 W (acionamento dos atuadores e eletrônica). Em contraste, uma pessoa sem o equipamento consome apenas 165 W (DOLLAR; HERR, 2008).

Grande parte dessa discrepância de consumo energético é devida ao gerenciamento ineficiente da energia nas juntas. Buscando alternativas na bioinspiração, verifica-se que o corpo humano utiliza estratégias para economia e restituição da energia. Uma das principais características observadas na marcha humana é o fato de que os músculos não permanecem ativos durante todo o ciclo (FORNER-CORDERO; PONS; WISSE, 2008), diferente do que ocorre nos exoesqueletos ativos convencionais.

Abordando esses desafios tecnológicos, definiram-se os requisitos de projeto e

especificações que se deseja atender com o dispositivo.

## 3.2 Requisitos de Projeto

### 3.2.1 Aspectos Qualitativos

**Tamanho e Massa** – O dispositivo deve ser compacto, leve e preferivelmente com geometrias que mantenham o seu centro de massa o mais próximo possível da linha longitudinal do membro humano. Dessa forma, minimizando o momento de inércia e consequentemente os efeitos de torção ocasionados pelas massas em balanço, que poderiam causar desconforto ao usuário. Além disso, partes salientes, muito além dos limites do corpo, trariam dificuldades ao usuário para locomover-se nos ambientes convencionais, ocasionando colisões.

Também vale observar, que quanto maior a massa do dispositivo, maiores são os efeitos inerciais e a força necessária para acelerar e desacelerar os membros. Por consequência, maior é o consumo energético e a potência requerida para os atuadores.

**Capacidades** – Cada uma das juntas possui características e necessidades funcionais específicas. Por exemplo, para o joelho predominam comportamentos dissipativos, onde é possível armazenar energia, enquanto no quadril predominam comportamentos ativos. De forma, para permitir o gerenciamento energético desejado em todas as juntas o dispositivo deve apresentar as seguintes capacidades:

- Armazenar energia nos intervalos de potência negativa da marcha;
- Permitir o acionamento ativo da junta;
- Permitir atuação totalmente passiva (por inércia).

### 3.2.2 Aspectos Quantitativos

Pretende-se que protótipo seja o mais abrangente possível, permitindo testar o comportamento de qualquer uma das três juntas tratadas (quadril, joelho ou tornozelo). Desse modo, o protótipo possuirá todas as funcionalidades, independente da necessidade específica de cada uma das juntas. O que pode torná-lo superdimensionado e excessivamente pesado para aplicações reais.

Para a definição dos requisitos, tomou-se como referência os valores máximos de torque, ângulos articulares e potências, observados entre as três juntas ao longo da marcha:

**Ângulo** — 76°;

**Torque** — 120 Nm;

**Potência** — 160 W;

Para a especificação dos materiais e dimensionamento da resistência dos componentes são utilizados os seguintes parâmetros:

**Força cortante** — 1000 N (Para um usuário de massa aproximada de 100kg);

**Torque** — 200 Nm (coeficiente de segurança de aproximadamente 1.6);

**Potência** — 200 W (coeficiente de segurança de aproximadamente 1.3);

E para a seleção de atuadores, dimensionamento do elemento elástico e fins de curso são utilizadas as especificações a seguir:

**Ângulo máximo** — 70°;

**Torque motor** — 120 Nm;

**Torque mola** — 50 Nm;

Vale observar que o intuito do dispositivo é o gerenciamento e comutação entre os modos de funcionamento e não o acionamento da junta propriamente dito. Contudo, o dispositivo projetado deve suportar os torques e velocidades exercidos pelo atuador, bem como os torques decorrentes do movimento do usuário.

### 3.3 Panorama do Dispositivo

Conforme definido anteriormente nos requisitos de projeto (3.2), de forma a desempenhar um comportamento biomimético, baseado nas juntas humanas, o sistema proposto deve ser capaz de realizar de forma independente, as seguintes tarefas:

- Permitir movimentos totalmente passivos;
- Absorver e restituir energia por meio de um elemento elástico;
- Executar movimentos ativos por aplicação de torque na junta.

Sob essas premissas, delineou-se um panorama do dispositivo. Os comportamentos requeridos possuem combinações conflitantes, assim, é necessário um meio de inibi-los ou comutar entre eles. No conceito trabalhado, a comutação ocorre por meio de um sistema de acoplamentos, que permitem, quando acionados, a execução ou inibição das respectivas tarefas. Na Fig. 3.1, é exibido o panorama do dispositivo, pictogramas representam os subsistemas que o compõe e as linhas que os interligam indicam como cada um deles se relaciona.

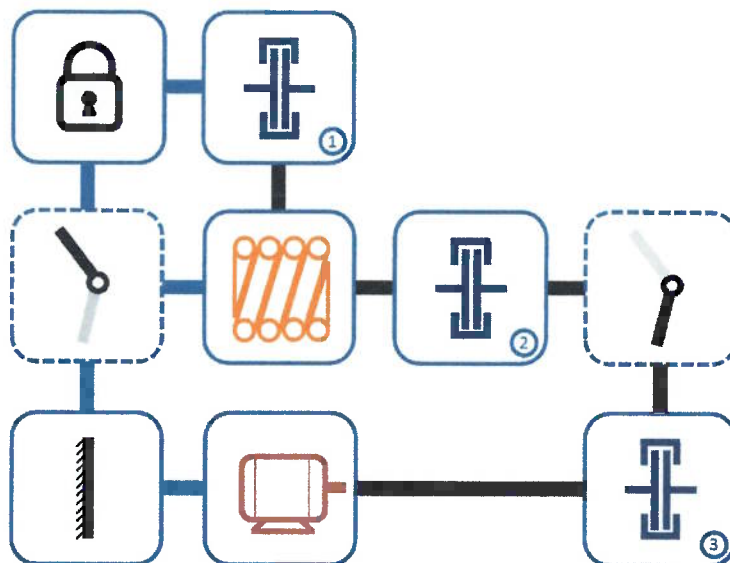


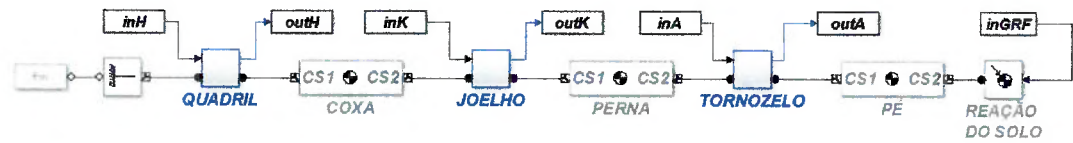
Figura 3.1: Panorama conceitual do dispositivo.

Quando todos os três acoplamentos estão inoperantes, o sistema possui livre rotação e seu comportamento é passivo. Acionando-se o acoplamento número 2, a mola (fixa ao membro proximal) torna-se vinculada ao membro distal da junta, dessa forma, permitindo ao sistema armazenar energia quando rotacionado. Para que a mola permaneça tensionada e libere a energia apenas no instante oportuno, aciona-se o acoplamento número 1, travando a mola na posição em que se encontra. Por sua vez, o acoplamento número 3 vincula o membro distal ao motor elétrico (cuja carcaça é fixa ao membro proximal), permitindo o acionamento ativo da junta.

### 3.3.1 Simulação

Para simular o efeito do dispositivo proposto, aplicado em um exoesqueleto de membros inferiores, desenvolveu-se um modelo em ambiente *SimMechanics*. Baseou-se no trabalho de Velasquez-Lobo et al. (2013), modificando-se os blocos das juntas, de modo a introduzir a mola e os respectivos acoplamentos, responsáveis por inibir ou permitir (de forma independente) a ação da mola e do motor, conforme publicado em (CORTEZ; FORNER-CORDERO, 2015).

O modelo consiste em uma perna com três graus de liberdade, quadril, joelho e tornozelo. Implementado no *SimMechanics* como um pêndulo triplo, fixo na junta do quadril, conforme exibido na Fig. 3.2.



**Figura 3.2:** Modelo da perna em *SimMechanics*<sup>1</sup>.

<sup>1</sup>The Mathworks Inc, Natwick MA, USA Fonte: (CORTEZ; FORNER-CORDERO, 2015).

A dinâmica do sistema é calculada pelo modelo, levando-se em consideração a influência do acoplamento/desacoplamento da mola e motor. Para isso, o modelo requer como entrada a cinemática das juntas. Assim, são fornecidos os ângulos articulares ao longo da marcha e em adição, as forças de reação do solo, evitando dessa forma, a necessidade de um modelo mais complexo para o cálculo do impacto com o solo. Por simplificação, considera-se apenas os efeitos no plano sagital, preponderantes na marcha humana.

Os dados fornecidos para a simulação foram coletados em sessões experimentais com um sujeito saudável, uma mulher 24 anos, 1,60 m de altura e 50kg, caminhando no plano a 3 km/h. Todos os testes foram aprovados pelo Comitê de Ética local e o sujeito assentiu o respectivo termo de consentimento. Os dados de movimentação foram gravados utilizando-se câmeras VICON370 (Vicon Motion Systems Ltd, UK) e um conjunto de marcadores reflexivos, colocados em posições anatômicas sobre a pele do sujeito (protocolo de Helen Hayes). Simultaneamente foram gravadas as forças de reação do solo em plataformas de pressão. Posteriormente, os dados coletados foram processados por um algoritmo customizado para a obtenção dos ângulos articulares em função do tempo (CORDERO; KOOPMAN; HELM, 2004).

Os parâmetros antropométricos utilizados nos segmentos, como massa, tensor de inércia e posição do centro de massa de cada um dos membros, foram obtidos de tabelas da literatura (WINTER, 1990), para o respectivo biotipo do participante dos testes.

Em cada bloco de junta existem três subsistemas, conforme ilustrado na Fig. 3.3, a *Referência* cinemática (movimentação do humano), a *Mola torcional* (elemento passivo) e o *Motor* (atuação do exoesqueleto). O efeito desses três subsistemas é somado e aciona a junta como um único torque.

O subsistema de *Referência* consiste num controlador (PID) que converte o sinal de entrada (trajetória angular), em torque para a atuação da junta. Durante



a simulação esse subsistema representa a contribuição de torque exercida pelo usuário do exoesqueleto.

O subsistema *Motor* é composto por um termo dissipativo e um controlador PID. O termo dissipativo é proporcional à velocidade e simula as perdas da caixa de redução. O controlador PID, quando acoplado, atua de modo a minimizar o esforço executado pelo usuário (sist. *Referência*). Para propósitos de simulação, o sinal de torque é lido diretamente na saída do sistema de *Referência*, contudo, para a implementação em um sistema real, considera-se a aplicação de um método mais adequado, como por exemplo, *Controle de impedâncias* (HOGAN, 1984).

Para a ação da *Mola torcional* utiliza-se o sinal da velocidade angular. Integrando-o obtendo-se a deflexão, que então é multiplicada pela constante elástica da mola. Dessa forma, quando o subsistema está acoplado, obtém-se um torque proporcional à posição angular da junta, simulando assim, a compressão ou descompressão da mola e conservando-se o valor do torque “armazenado” quando o subsistema é desacoplado.

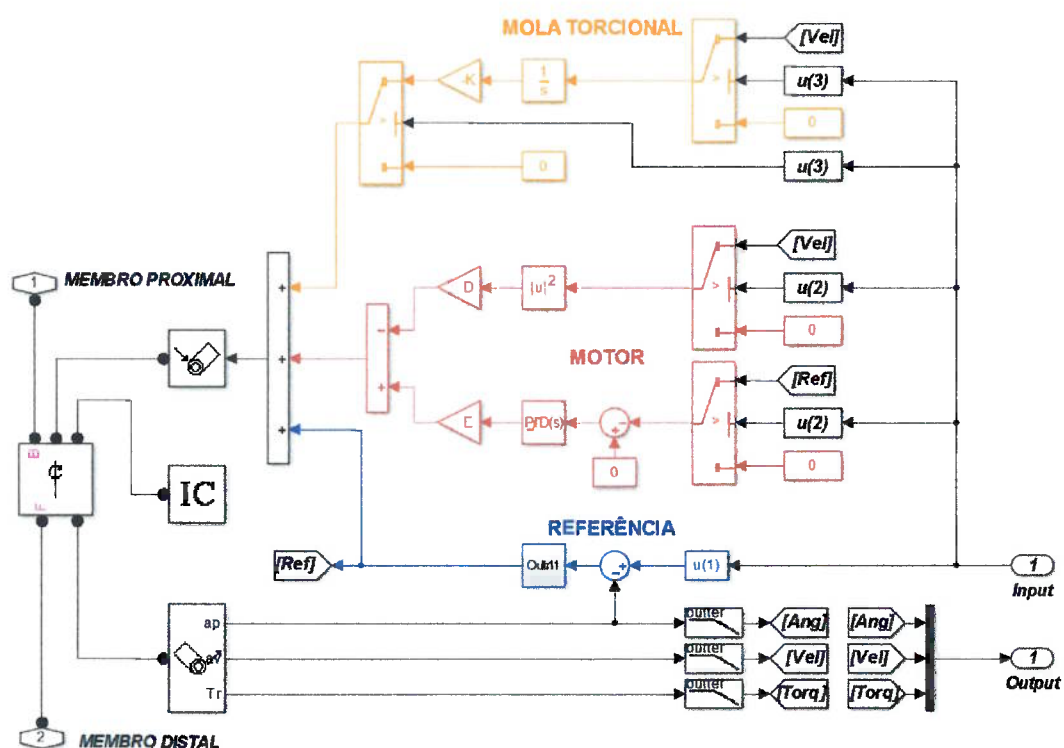
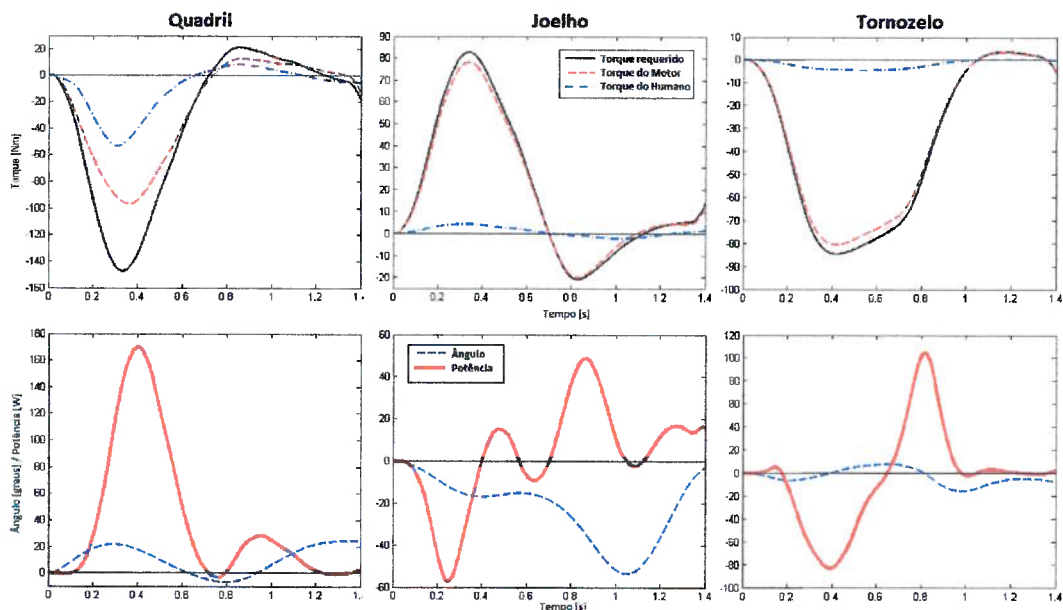


Figura 3.3: Modelo de simulação da junta.

Como referência, a simulação foi executada sem a ação do dispositivo, mantendo-se o motor acoplado à junta durante todo o ciclo da marcha. Os primeiros três diagramas da Fig. 3.4 mostram a ação do motor, que contribui com a maior parte do torque, minimizando o esforço do controlado de referência (humano). A contribuição do motor é limitada pelo torque de saturação (100 Nm).

Logo abaixo são mostradas as curvas de potência nas juntas ao longo da marcha. Existem intervalos onde é necessária geração de potência para mover os membros, indicado por potências positivas. Em outros intervalos ocorre dissipação de potência para a desaceleração dos membros, indicado por potências negativas. No entanto, com o motor acoplado durante todo o ciclo, ambas as potências líquidas (positivas e negativas) representam consumo de energia.



**Figura 3.4:** Curvas de referência - Motor acoplado durante todo o ciclo.

Na Fig. 3.5 são exibidos os resultados da simulação do acoplamento da mola para a junta do joelho. O motor foi mantido acoplado para auxiliar no controle da velocidade de liberação da mola, contudo nota-se significativa diminuição no torque e potência requeridos durante a ação da mola. Após sua atuação a mola é desacoplada do eixo da junta, mas conforme proposto, a energia absorvida é mantida armazenada e seu torque permanece constante em 80 Nm. Sendo assim possível utilizar a energia armazenada em um instante oportuno posterior.

Para o dimensionamento da rigidez da mola estudaram-se os instantes em que a junta comporta-se como uma mola, isto é, quando o ângulo varia linearmente com o torque. Para isso foram geradas as curvas de torque por ângulo ao longo do ciclo da marcha exibidas na Fig. 3.6

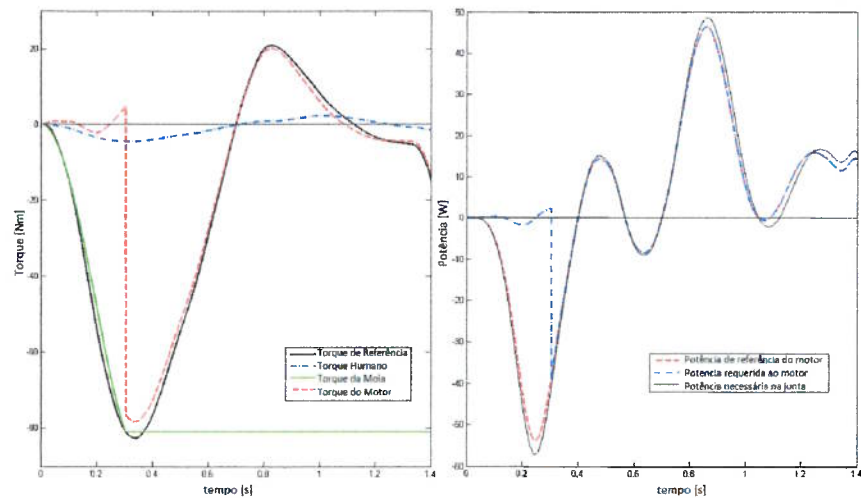


Figura 3.5: Curvas de referência - Motor acoplado durante todo o ciclo.

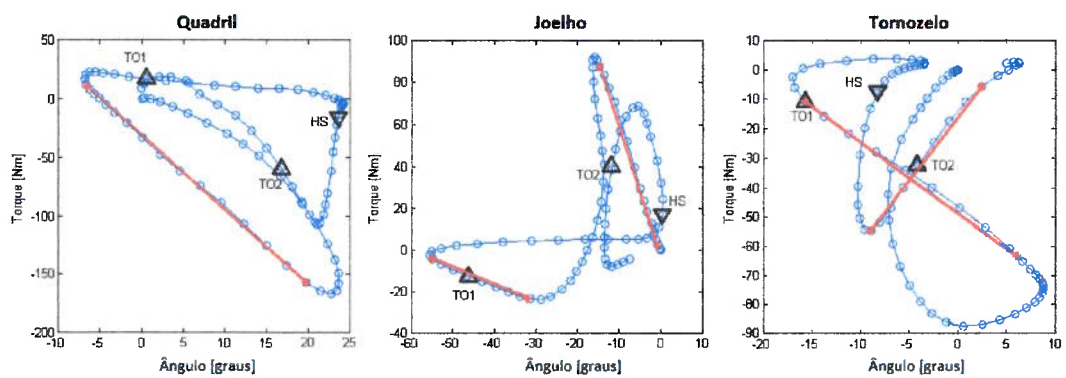


Figura 3.6: Intervalos em que a junta comporta-se como mola.

## 4 PROJETO MECÂNICO

### 4.1 Descrição do processo de desenvolvimento

O desenvolvimento do dispositivo proposto neste trabalho, assim como grande parte dos projetos mecânicos, é um processo iterativo, onde os parâmetros são ajustados e novamente inseridos nos modelos até que se obtenha um resultado satisfatório. Assim, de forma a conduzir o projeto sem grandes desvios, ou em outras palavras, com o mínimo de iterações, adotou-se a organização de eventos exibida no fluxograma da Fig. 4.1, descrito adiante.

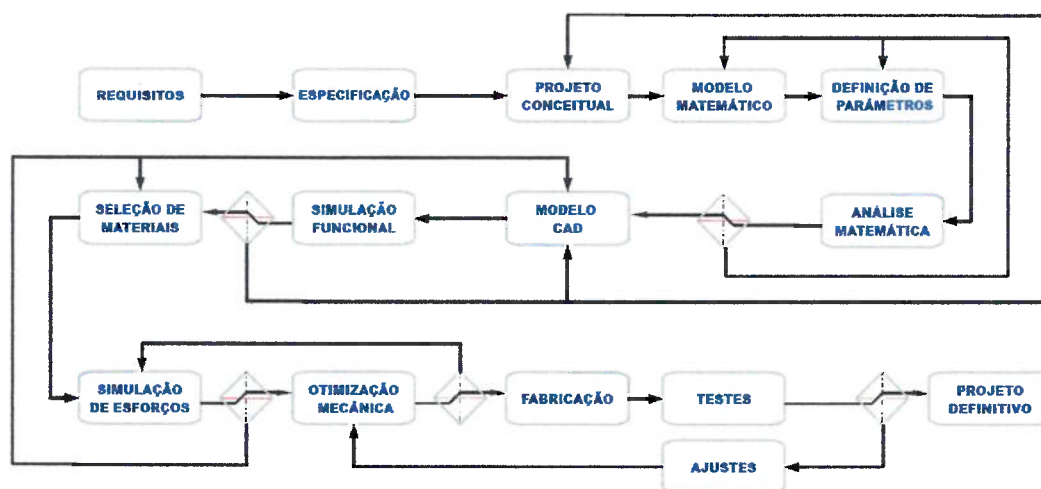


Figura 4.1: Fluxograma do processo de desenvolvimento.

Utilizando-se os requisitos de funcionamento previamente estabelecidos, definem-se as especificações de projeto. Diferente dos requisitos, que descrevem as características mínimas necessárias, as especificações definem valores com certo coeficiente de segurança, garantindo que o dispositivo possa utilizar toda faixa de trabalho necessária. Como exemplo, podemos citar a potência dos motores ou ângulos máximos de revolução. Os motores são componentes comerciais, logo, possuem valores de potência padronizados, portanto, a potência especificada será um valor padronizado e superior ao estabelecido nos requisitos. Em contrapartida, por motivos de segurança, espera-se que o dispositivo nunca ultrapasse o valor máximo estabelecido para os ângulos das juntas, assim, o valor especificado

é ligeiramente inferior ao ângulo que o usuário é capaz de executar.

Na etapa de projeto conceitual, são estabelecidas as diretrizes do sistema, características principais, que lhe permitam executar as ações estabelecidas nos requisitos de projeto. Inicialmente, de forma qualitativa, define-se a natureza e quantidade de subsistemas necessários. Posteriormente, avaliam-se maneiras de implementar cada um deles, suas geometrias básicas e a forma de interação com os mecanismos adjacentes.

Definido o projeto conceitual, pode-se elaborar os modelos matemáticos que descrevem o sistema, bem como as equações que impõem as restrições de funcionamento. Feito isso, com base nas especificações, definem-se as variáveis e parâmetros, que por sua vez, são inseridos nos modelos e analisados por meio de simulações matemáticas. Nesta etapa ocorrem as primeiras iterações do projeto, verifica-se a congruência dos resultados obtidos no modelo, revendo-se, se necessário, as hipóteses e simplificações, de forma a se obter resultados coerentes. Existem situações em que, embora o modelo esteja coerente, os resultados obtidos não atendem às especificações, nesses casos, ajustam-se parâmetros adotados, de modo a se obter resultados dentro de intervalos que satisfaçam aos requisitos de projeto.

Utilizando-se as geometrias definidas no projeto conceitual e valores obtidos do modelo matemático, projetam-se os componentes mecânicos, atentando-se agora em detalhes de funcionamento, fabricação e montagem. Projetados os componentes, verificam-se aspectos funcionais do dispositivo e eventuais interferências, corrigindo-se o modelo mecânico e, se necessário, revendo-se o projeto conceitual.

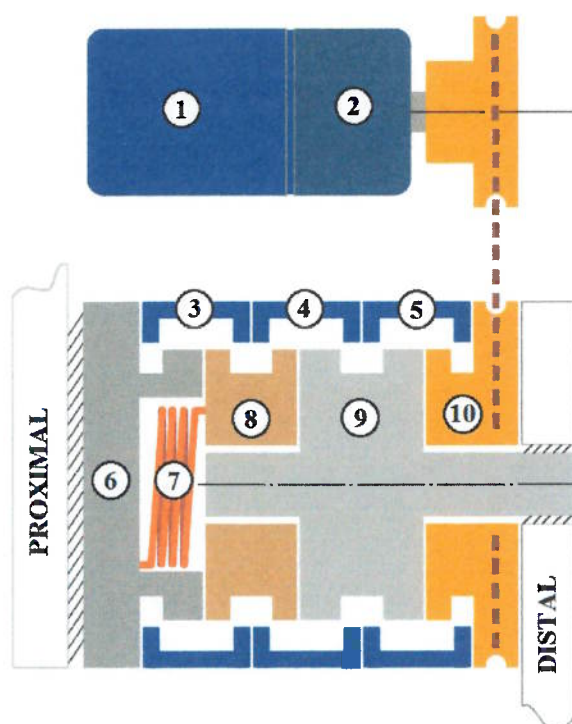
De acordo com a função e esforços aos quais as peças estarão sujeitas, define-se os materiais utilizados e por meio de simulação de elementos finitos, são verificadas as tensões e deformações de cada um dos componentes, alterando-se quando necessário, o material ou geometria das peças.

Concluídas as análises de resistência e selecionados os materiais, fabrica-se o protótipo e executam-se testes de modo a verificar a necessidade de ajustes e validar o funcionamento do dispositivo, obtendo-se por fim, o projeto definitivo do equipamento.

## 4.2 Projeto Conceitual

### 4.2.1 Arranjo do dispositivo

Abordando-se agora aspectos construtivos, os subsistemas propostos são estudados com maior detalhamento, busca-se geometrias e estratégias mecânicas que possibilitem a execução do equipamento. Posteriormente, o arranjo de componentes e mecanismos obtido neste estágio será utilizado como referência para o projeto mecânico detalhado.



**Figura 4.2:** Conceito do dispositivo.

São indicados por 1, 2 respectivamente, o motor e caixa de redução, por 3, 4 e 5, os acoplamentos, por 6, a carcaça, 7, a mola torcional, 8, o platô móvel, 9, o eixo principal e 10, a polia.

Com o objetivo de reduzir os efeitos inerciais nas extremidades dos membros e juntas do usuário, pode ser interessante alocar motores, caixas de redução, sensores e outros periféricos, fora do encapsulamento do dispositivo de acoplamento, permitindo colocá-los distante das juntas, por exemplo no tronco ou região intercostal, mantendo-se próximo à junta apenas os componentes estritamente necessários. Seguindo essa abordagem, o conjunto responsável pelo acionamento ativo da junta, composto por caixa de redução, motor e seus respectivos circuito de controle e acionamento, bem como o encoder, são projetados como um subsistema separado que poderá ser alocado distante das juntas e ter seu movimento

transmitido por cabos, correias ou engrenagens. Os demais subsistemas (acoplamentos, mola) ficam em um encapsulamento projetado para fixação à junta, em paralelo ao membro humano. Os subsistemas descritos obedecem a seguinte configuração, representada esquematicamente na Fig. 4.2.

O eixo principal (9) possui rotação solidária à junta, pois em uma de suas extremidades é fixo ao membro distal. Possui um cubo central que por meio dos acoplamentos (4) e (5), pode ser vinculado, respectivamente, à mola (7) ou à polia (10). Quando acoplado à polia, ocorre o acionamento ativo da junta e quando acoplado à mola, ocorre o armazenamento ou restituição de energia.

Uma das extremidades da mola é fixa à carcaça do dispositivo (6), que por sua vez é fixada ao membro proximal da junta, enquanto a outra extremidade é fixada ao platô móvel (8). Quando acionado o acoplamento (4), o platô móvel é vinculado ao eixo e o movimento é transmitido à mola, que dessa forma é tensionada. Acionando-se o acoplamento (3), vincula-se o platô à carcaça, travando a mola na posição tensionada.

Combinado-se o acionamento dos três acoplamentos, o dispositivo é capaz de executar oito modos funcionais, esquematicamente representados na Fig. 4.3. Cada um desses modos e a respectiva configuração de acionamentos são descritos a seguir:

- (a) Com todos os acoplamentos desativados não há atuação do dispositivo, permitindo ao sistema livre movimentação por inércia ou ação muscular humana;
- (b) O movimento da junta pode ser desacelerado utilizando-se a mola. Para isso, o respectivo *acoplamento da mola* é acionado, vinculando-a ao eixo principal;
- (c) Acionando-se o *acoplamento de trava*, com a mola já tensionada, é possível armazenar a energia para liberação no momento oportuno. Permitindo ainda, livre movimentação do restante do sistema.
- (d) Para restituir ao sistema a energia previamente armazenada, a mola é novamente acoplada ao eixo principal e na sequência o acoplamento de trava é liberado.
- (e) Mantendo-se acionados os *acoplamentos de trava* e *acoplamento da mola*, a movimentação da junta é impedida. O que pode ser utilizado por exemplo, para manter o usuário ereto sem consumo de energia dos motores.

- (f) Para a movimentação ativa do sistema, aciona-se o *acoplamento motor*, responsável por vincular a polia motora ao eixo principal;
- (g) Mesmo com a mola tensionada é possível realizar o acionamento ativo do sistema por meio do motor. Para tanto, o *acoplamento de trava* e o *acoplamento motor* são mantidos acionados, assegurando-se que o *acoplamento da mola* permaneça inativo;
- (h) Motor e mola podem trabalhar juntos, de modo a alcançar picos de torque maiores. Para isso, com a mola previamente tensionada, são acionados em conjunto o *acoplamento da mola* e o *acoplamento motor*.

Alterando-se ligeiramente a configuração do dispositivo, dispendo-se motor e mola em série, seria possível durante intervalos ociosos, utilizar o motor para tensionar a mola em baixa potência, liberando-a posteriormente em alta potência, conforme proposto por Ackermann e Cozman (2009). Essa alteração também facilitaria a implementação de técnicas como *Controle de Impedâncias* (HOGAN, 1984). Contudo, para atender a essa tarefa, a configuração do dispositivo seria menos abrangente e uma quantidade menor de modos funcionais seriam avaliados com o mesmo protótipo. Outras configurações serão abordadas em trabalhos futuros, após testado o conceito proposto.

### 4.3 Sistema de Acoplamento

Os acoplamentos são os subsistemas de maior importância no dispositivo. A ação de qualquer outro componente é gerenciada por meio da combinação de acionamentos dos seus respectivos acoplamentos, dessa forma, todos os demais subsistemas são dimensionados em função deles.

Conforme salientado nos requisitos de projeto, é desejável que o conjunto seja tão fino quanto possível, de forma a minimizar a distância das massas em balanço e, por consequência, diminuir a torção e desconforto, gerados nos membros do usuário. Assim, é preferível um mecanismo que acople radialmente, reduzindo a largura devido ao curso de acoplagem, que apesar de pequeno, pode ser bastante significativo no dispositivo, pois, apesar de compactos, são utilizados três acoplamentos.

Com base nas premissas anteriores, elaboraram-se dois conceitos de mecanismos de acoplamento, o primeiro deles por atrito e o segundo por dentes expansíveis. Cada qual, com características operacionais que podem representar



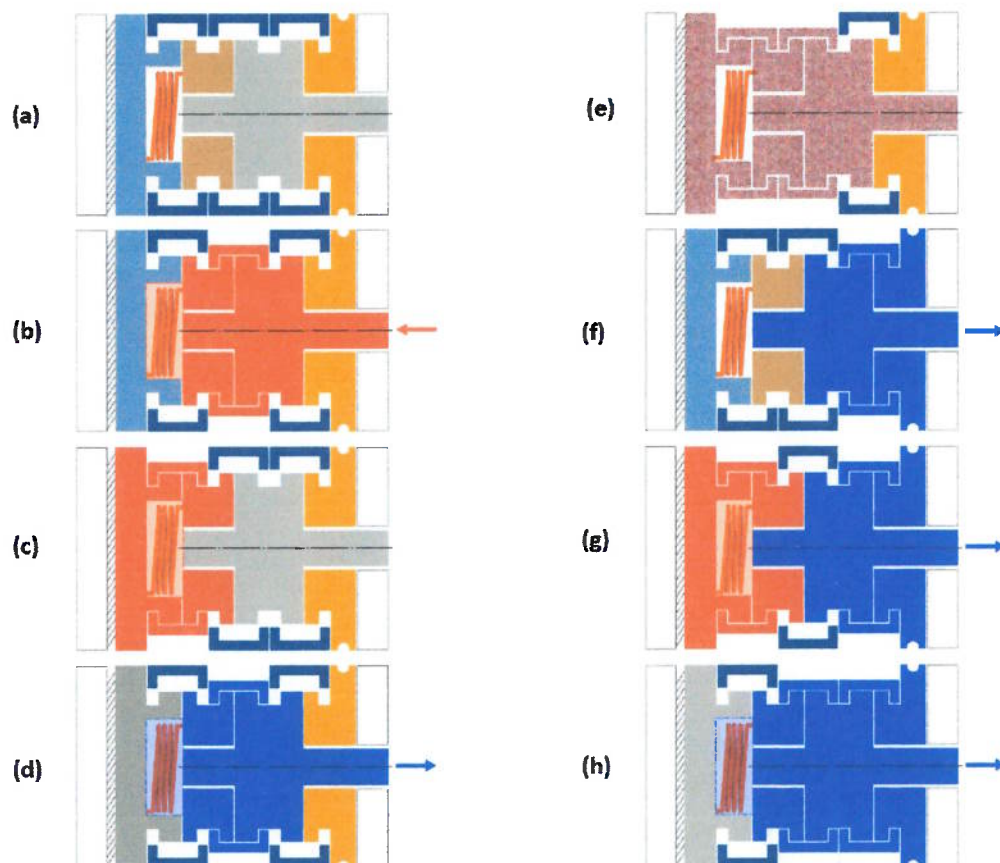


Figura 4.3: Modos funcionais do dispositivo.

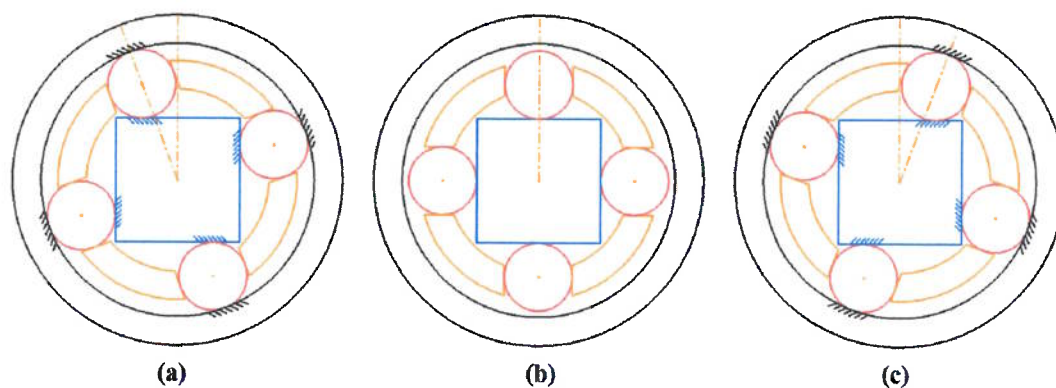
vantagens ou desvantagens, de acordo com a aplicação. A seguir, ambos os sistemas são descritos, considerando-se aspectos preliminares de geometria e funcionamento, além das respectivas equações de dimensionamento. Posteriormente, em uma análise mais apurada, é apresentado o conceito de acoplamento escolhido para o protótipo, as razões que conduziram à sua escolha, bem como, a descrição detalhada de seu projeto e dimensionamento.

### 4.3.1 Acoplamento por atrito

O primeiro conceito elaborado consiste em quatro componentes principais, anel externo, gaiola, cubo e elementos de acoplagem (rolete ou esfera), respectivamente representados na Fig. 4.4 pelas cores preto, laranja, azul e vermelho.

A montagem do anel externo, cubo e gaiola é coaxial e coplanar, os elementos de acoplagem são dispostos em torno do cubo, tangenciando suas faces, resultando em uma configuração bastante semelhante a de um rolamento.

A gaiola tem rotação solidária a do cubo, todavia, é possível alterar o ângulo relativo entre eles, desse modo, posicionando o elemento de acoplagem em



**Figura 4.4:** Conceito do sistema de acoplamento por atrito.

uma das três configurações apresentadas na Fig. 4.4. Quando na posição central, representada em (b), o mecanismo encontra-se desacoplado, o elemento de acoplamento tangencia apenas a face do cubo, permitindo livre rotação ao anel externo. Alterando-se o ângulo relativo da gaiola, de forma que o mecanismo assumira uma das configurações exibidas em (a) ou (c), o elemento de acoplamento toca simultaneamente o cubo e o anel externo, assim, as forças de atrito geradas nos pontos de tangência o pressionam em direção a cunha, vinculando o movimento do anel externo ao movimento do cubo.

Uma vez acoplado, o mecanismo persiste travado até que o movimento de rotação seja invertido ou que a gaiola mova o elemento de acoplamento na direção oposta à cunha. Assim sendo, a operação de acoplamento depende do sentido de rotação e da fonte de entrada do movimento. Para que ocorra, devem ser respeitadas as configurações apresentadas na Tabela 4.1.

**Tabela 4.1:** Configurações de acoplamento

Sentido	Entrada	Saída	Figura 4.4
Horário	Cubo	Anel externo	(a)
Anti-horário	Anel externo	Cubo	(a)
Horário	Anel externo	Cubo	(c)
Anti-horário	Cubo	Anel externo	(c)

A quantidade de elementos de acoplamento e consequente geometria do cubo dependem das forças às quais o mecanismo estará sujeito. Dessa forma, serão estabelecidos em função da resistência dos materiais e da tensão de contato exercida calculada para a respectiva força de acoplamento.

### 4.3.1.1 Dimensionamento

#### Relação Dimensional dos Componentes

Baseado no conceito de mecanismo de acoplamento proposto, realizou-se um estudo geométrico, das relações dimensionais dos componentes internos. O intuito da análise é de estabelecer limites dimensionais coerentes, que serão utilizados na etapa do projeto mecânico. A seguinte eq. 4.1 relaciona as dimensões principais dos componentes exibidas na Fig. 4.5.

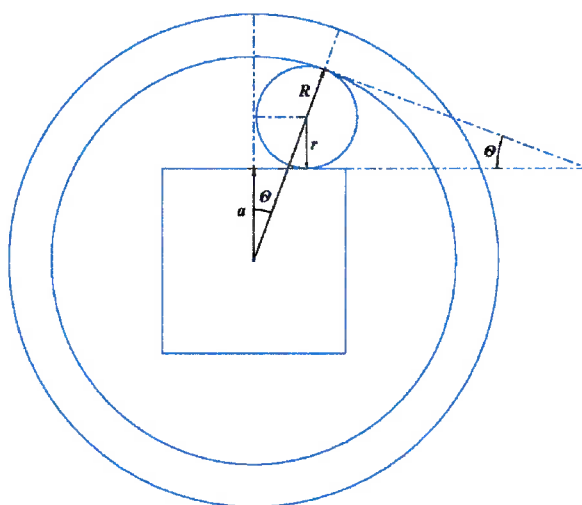


Figura 4.5: Parâmetros dimensionais do acoplamento.

$$\cos \theta = \frac{a + r}{R - r} \quad (4.1)$$

onde:

$\theta$  – é o ângulo de pressão no acoplamento;

$a$  – é o apótema do cubo central;

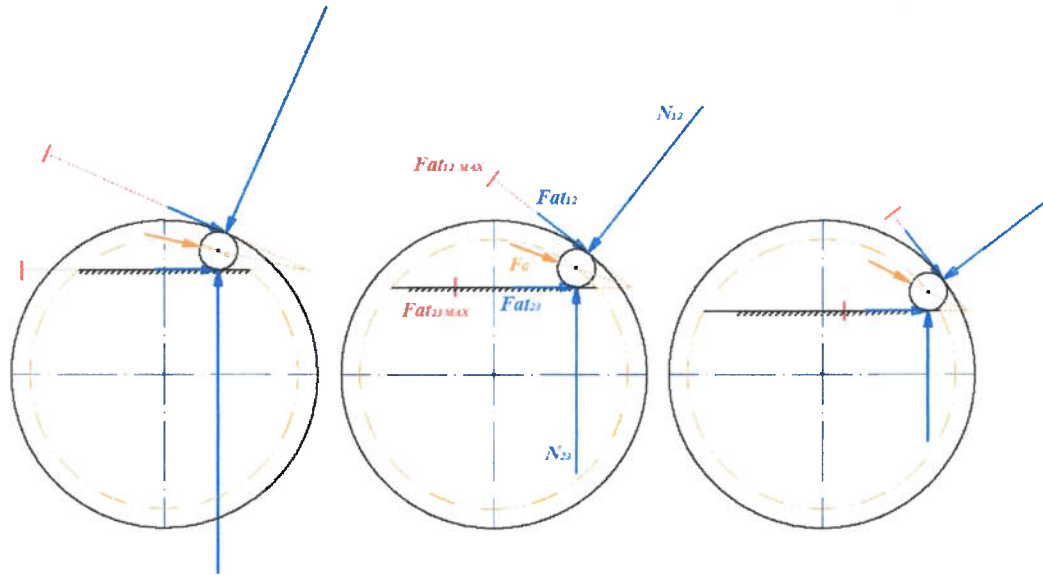
$r$  – é o raio do elemento de acoplagem;

$R$  – é o raio do anel externo.

Quando o acoplamento é acionado surgem forças provenientes do atrito entre as superfícies ( $F_{at_{ij}}$ ), que coincidem com a força de acionamento do sistema ( $F$ ), decorrente do torque aplicado no anel externo. Existe ainda a força da gaiola, que mantém os *elementos de acoplagem* pressionados contra o *anel externo*.

Idealmente, as constantes de atrito seriam exatamente iguais e dessa forma, para que o sistema fosse mantido acoplado bastaria encontrar uma relação dimensional, conforme 4.1, de tal forma que a força  $F$ , aplicada no anel externo, não ultrapassasse a força de atrito máxima ( $F_{at_{12max}}$ ). A Fig. 4.6 mostra graficamente, um estudo vetorial realizado variando-se apenas o ângulo de pressão,

$\theta$ , nota-se que para uma mesma força de acionamento ( $Fat_{12}$ ) ocorre uma significativa redução na força normal, contudo, diminui-se a força de atrito limite que mantém o sistema acoplado.



**Figura 4.6:** Forças do sistema em face da variação do ângulo de pressão. As linhas vermelhas perpendiculares ao vetor  $Fat$  indicam os limites admissíveis para o coeficiente de atrito da superfície. Fonte: Autoria própria.

$$F = \frac{T}{n \cdot R} = Fat_{12} = Fat_{23} \quad (4.2)$$

$$F_G = \frac{T_{servo}}{n \cdot (R - r)} \quad (4.3)$$

$$\begin{cases} Fat_{12} \cos \theta + F_G \cos \frac{\theta}{2} + Fat_{23} - N_{12} \sin \theta = 0 \\ -Fat_{12} \sin \theta - F_G \sin \frac{\theta}{2} - N_{12} \cos \theta + N_{23} = 0 \end{cases} \quad (4.4)$$

$$Fat_{12max} = \mu_{12} N_{12} \quad (4.5)$$

$$Fat_{23max} = \mu_{23} N_{23} \quad (4.6)$$

onde:

$F$  – é a força de acionamento;

$T$  – é o torque de acionamento;

$F_G$  – é a força da gaiola;

$T_{servo}$  – é o torque do servo-motor;  $Fat_{ij}$  – força de atrito entre os componentes;

$Fat_{ijMAX}$  – força de atrito máxima para o  $\mu$  do par de materiais;

$n$  – é o número de elementos de acoplagem;

$N_{ij}$  – força normal às superfícies em contato;

$ij$  – indicam as superfícies em contato: 1, anel externo; 2, elemento de acoplamento; 3, cubo central.

Deseja-se que a força normal ( $N_{ij}$ ) seja a menor possível, pois dessa forma o conjunto pode ser menor e mais leve. No entanto, deve-se calcular  $\theta$ , de modo que a força de atrito máxima seja maior que a força de acionamento do sistema. Do contrário, haveria escorregamento e o mecanismo não acoplaria.

Portanto,  $\theta$  deve ser o maior ângulo possível que ainda mantenha verdadeira a relação  $Fat_{12} < Fat_{12max}$ .

### Tensão de Contato

Tratando-se de dispositivos onde existe interação por atrito e *contato não conforme* (onde as faces não encaixam-se perfeitamente), para o correto dimensionamento dos materiais é importante considerar as tensões de contato, que muitas vezes podem superar as tensões provenientes de esforços como tração, torção, flexão, gerando trincas e fissuras sob a superfície que podem ocasionar a fadiga do material.

Quando dois corpos com superfícies curvadas são pressionados um contra o outro, o contato geometricamente pontual ou linear torna-se uma interação entre áreas e a tensão entre esses corpos assume uma distribuição tridimensional. Em aplicações de engenharia, a tensão de contato surge tipicamente entre rodas e trilhos de um trem, no contato de cames e tuchos automotivos, no acoplamento entre dentes de engrenagens, etc (BUDYNAS R.; NISBETT, 2010). No contexto deste projeto, a tensão de contato é verificada na interação entre os elementos de acoplamento com o anel externo e o cubo do dispositivo.

Aqui discutiremos dois tipos particulares de contato que foram estudados no projeto do acoplamento, o contato entre cilindros e o contato entre esfera e cilindro.

### Contato Esférico

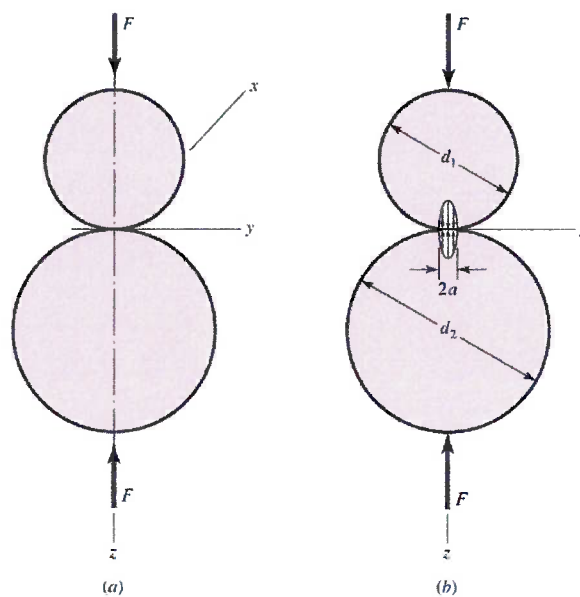
Quando duas esferas sólidas de diâmetro  $d_1$  e  $d_2$ , são pressionadas uma de encontro à outra por uma dada força  $F$  é obtida uma área de contato circular de raio  $a$ . Esse raio pode ser obtido através da equação 4.7, onde  $E_1$ ,  $E_2$ ,  $\nu_1$  e  $\nu_2$  são, respectivamente, os módulos de elasticidade e índices de *Poisson* de cada

uma das esferas.

$$a = \sqrt[3]{\frac{3F(1-\nu_1^2)/E_1 + (1-\nu_2^2)/E_2}{8(1/d_1 + 1/d_2)}} \quad (4.7)$$

A distribuição de pressões sobre a área de contato de cada esfera é hemisférica, conforme mostrado na Fig. 4.7 e a máxima pressão, dada pela eq.4.8, ocorre no centro dessas áreas.

$$p_{max}^2 = \frac{3F}{2\pi a^2} \quad (4.8)$$



**Figura 4.7:** Tensão de contato entre superfícies esféricas

(a) Duas esferas mantidas em contato pela força  $F$ ; (b) Contato esférico com distribuição hemisférica de diâmetro  $2a$  sobre a região de contato. Fonte:(BUDYNAS R.; NISBETT, 2010, p.123).

A tensão varia também na direção radial, no sentido do centro da esfera. Percorrendo-se o eixo  $z$  as tensões variam conforme a seguinte expressão:

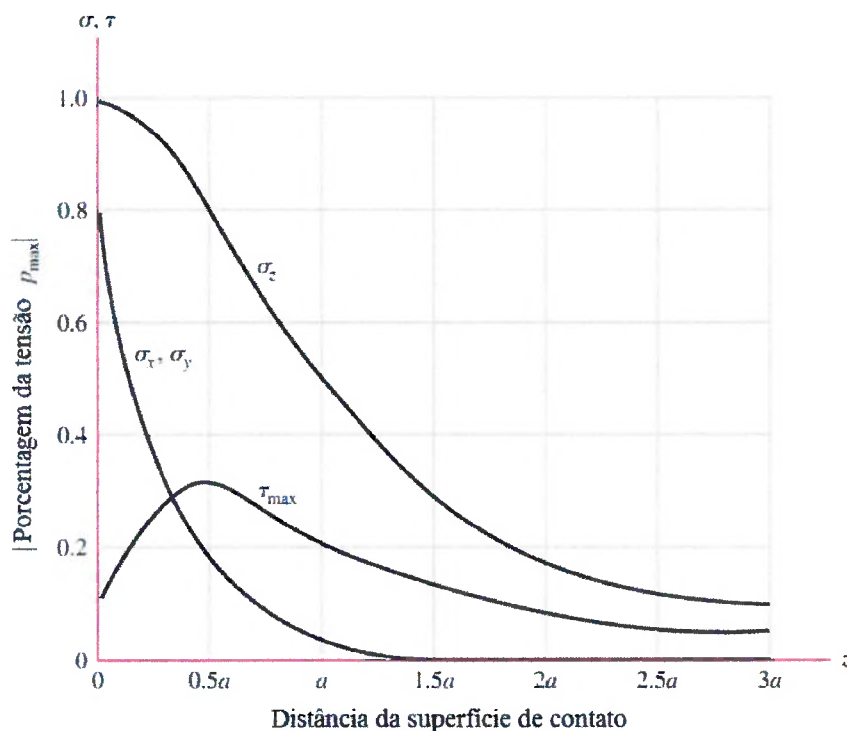
$$\sigma_1 = \sigma_2 = \sigma_x = \sigma_y = -p_{max} \left[ \left(1 - \left|\frac{z}{a}\right| \tan^{-1} \frac{1}{|z/a|}\right)(1 + \nu) - \frac{1}{2(1 + \frac{z^2}{a^2})} \right] \quad (4.9)$$

$$\sigma_3 = \sigma_z = \frac{-p_{max}}{1 + \frac{z^2}{a^2}} \quad (4.10)$$

Quando se pretende obter a distribuição de tensões fora do eixo  $z$ , as equações tornam-se um pouco mais complexas, uma vez que nesses casos seria necessária a inclusão das coordenadas  $x$  e  $y$ , contudo, os valores obtidos sobre  $z$  são máximos

e dessa forma, são suficientes para fins de projeto. Na Fig. 4.8 são plotadas as eq. 4.9, 4.10 e 4.11, para uma distância de  $3a$  sob a superfície. Note que a tensão máxima de cisalhamento ocorre ligeiramente abaixo da superfície ( $z = 0,48a$ ) e alcança amplitude de aproximadamente 0,3 da tensão máxima. Essa tensão é considerada responsável por rachaduras e falhas ocasionadas por fadiga entre elementos em contato (BUDYNAS R.; NISBETT, 2010).

$$\tau_{max} = \tau_{1/3} = \tau_{2/3} = \frac{\sigma_1 - \sigma_3}{2} = \frac{\sigma_2 - \sigma_3}{2} \quad (4.11)$$

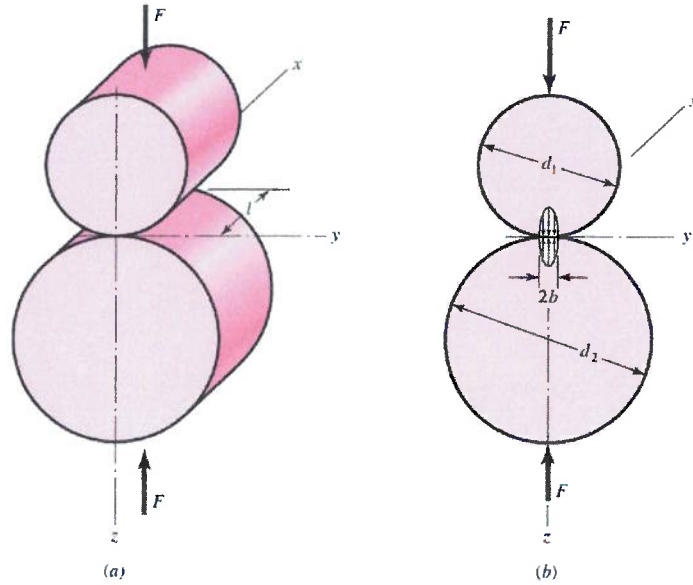


**Figura 4.8:** Distribuição de tensões no contato esférico  
Fonte:(BUDYNAS R.; NISBETT, 2010, p. 124)

### Contato Cilíndrico

No contato entre corpos cilíndricos, a distribuição de pressão sobre a área de contato é elíptica, conforme ilustrado na Fig. 4.9. Para cilindros de comprimento  $l$  e diâmetros  $d_1$  e  $d_2$  a área de contato é um estreito retângulo, com o mesmo comprimento dos cilindros e largura  $2b$ , onde  $b$  é dado pela eq. 4.12.

A eq. 4.12 é bastante geral e pode ser aplicada para o contato entre cilindro e superfície cilíndrica interna, para isso utiliza-se valores negativos para  $d$  da superfície cilíndrica interna.



**Figura 4.9:** Tensão de contato entre superfícies cilíndricas  
 (a) Contato entre dois cilindros mantido por uma força  $F$  distribuída uniformemente ao longo do comprimento  $l$ ; (b) Tensão de contato com distribuição elíptica ao longo da zona de contato de largura  $2b$ . Fonte:(BUDYNAS R.; NISBETT, 2010, p. 125)

$$b = \sqrt{\frac{2F(1-\nu_1^2)/E_1 + (1-\nu_2^2)/E_2}{\pi l (1/d_1 + 1/d_2)}} \quad (4.12)$$

Nesse tipo de contato, a pressão máxima é dada por,

$$p_{max} = \frac{2F}{\pi bl} \quad (4.13)$$

Assim como no caso anterior, a tensão varia na direção radial (eixo  $z$ ), seu estado de tensões é dado pelas seguintes equações:

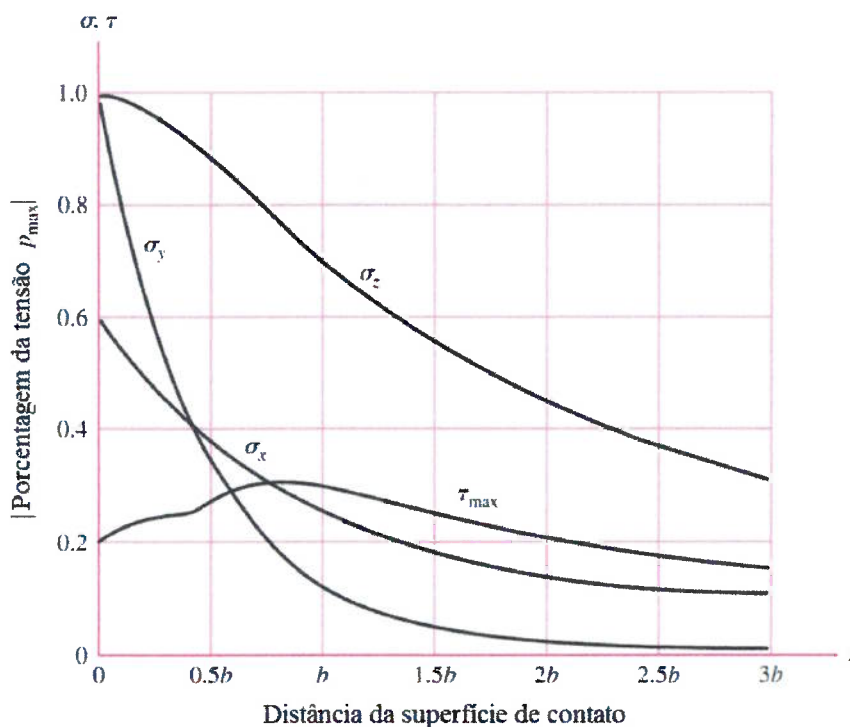
$$\sigma_x = -2\nu p_{max} \left( \sqrt{1 + \frac{z^2}{b^2}} - \left| \frac{z}{b} \right| \right) \quad (4.14)$$

$$\sigma_y = -p_{max} \left( \frac{1 + 2\frac{z^2}{b^2}}{\sqrt{1 + \frac{z^2}{b^2}}} - 2 \left| \frac{z}{b} \right| \right) \quad (4.15)$$

$$\sigma_z = \frac{-p_{max}}{\sqrt{1 + z^2/b^2}} \quad (4.16)$$

As três equações são plotadas na Fig. 4.10, para uma distância de até  $3b$  abaixo da superfície.





**Figura 4.10:** Distribuição de tensões no contato cilíndrico.  
 Fonte:(BUDYNAS R.; NISBETT, 2010, p. 126)

#### 4.3.1.2 Análise de Viabilidade

Utilizando-se a relação dimensional apresentada na eq.(4.1) e considerando-se as premissas de projeto (Item 3.2), definiram-se os parâmetros geométricos para essa abordagem de acoplamento:

$$\theta = 16^\circ;$$

$$a = 47.9 \text{ mm};$$

$$r = 5 \text{ mm};$$

$$R = 45 \text{ mm};$$

$$l = 10 \text{ mm}.$$

Nessa configuração é possível utilizar um máximo de 8 *elementos de acoplamento*. Resultando numa força de compressão  $F = 3557,7N$  por elemento (A força divide-se igualmente entre os elementos).

Verificando-se agora, as tensões de contato (cilíndrico) que ocorrem para esses parâmetros, obtiveram-se as curvas exibidas na Fig. 4.11.

Os valores calculados excedem as tensões admissíveis, de escoamento e cisalhamento, observadas para materiais comerciais comuns, como o ABNT 1045<sup>1</sup> ou AISI 304<sup>1</sup>. Tornando essa abordagem inviável para utilização em dispositivos

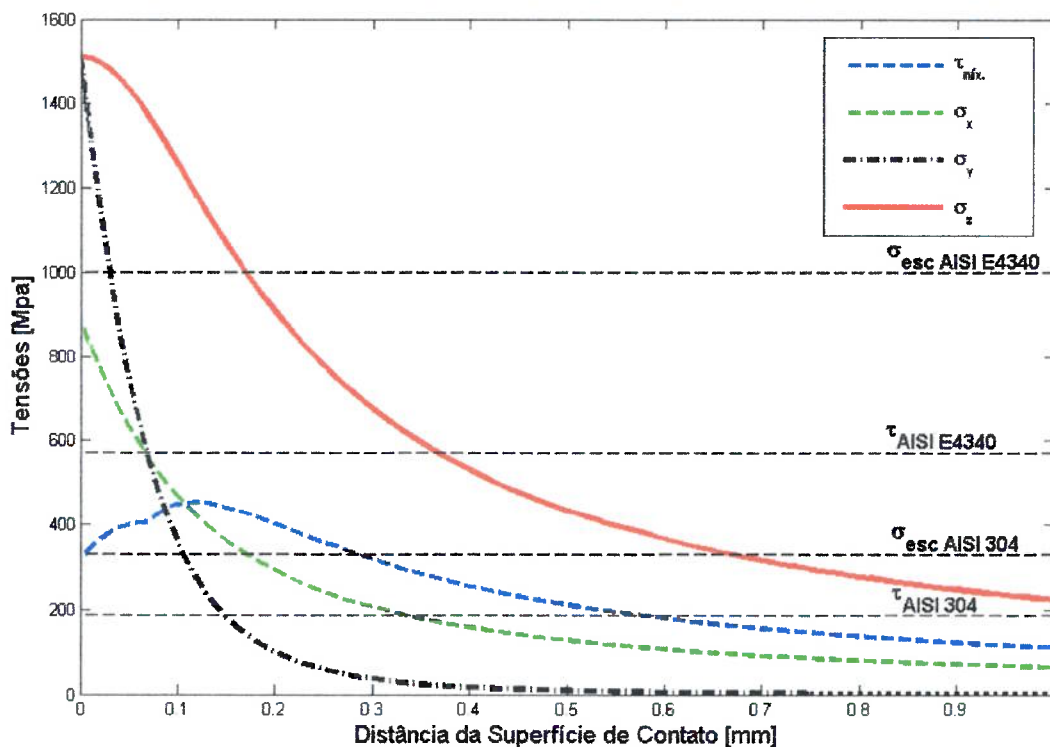


Figura 4.11: Distribuição de tensões calculada.

com o torque (200 Nm) e dimensão máxima especificados.

No entanto, esse conceito não foi descartado para estudos futuros e aplicações que requerem torques menores. Como por exemplo, exoesqueletos para crianças, robôs de pequeno tamanho, exoesqueletos para testes de aprendizado motor (QUADRADO; NORIEGA; FORNER-CORDERO, 2014) ou em juntas de exoesqueletos para membros superiores.

Com alguma otimização dos parâmetros, existe possibilidade de utilizar o aço AISI E4340<sup>1</sup> ou alguma liga especializada de maior resistência mecânica. Contudo, para a fabricação do protótipo, presou-se por utilizar geometrias simples e materiais comerciais, facilmente encontrados.

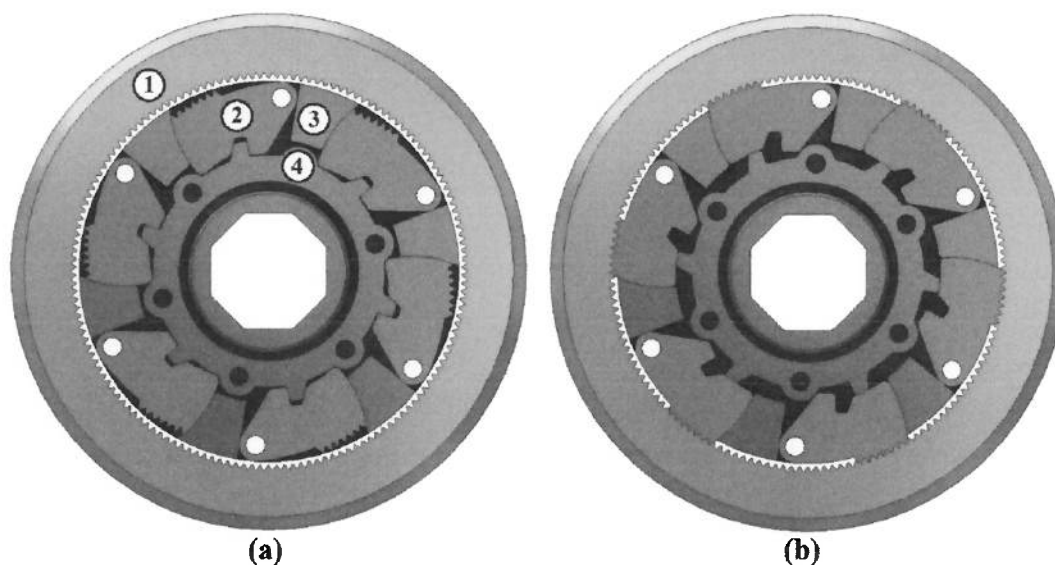
### 4.3.2 Acoplamento de dentes expansíveis

O segundo conceito de acoplamento elaborado é apresentado na Fig. 4.12, consiste também em quatro componentes principais, pista externa (1), elementos de acoplagem (2), gaiola (3) e came (4).

Nesta abordagem, a pista externa é um anel dentado, semelhante a uma engrenagem de dentes internos. A pista externa que recebe o torque de entrada

<sup>1</sup>Características dos materiais obtidas na base de dados do *MATWEB*. Disponível no anexo A

do sistema, proveniente do motor ou da mola.



**Figura 4.12:** Conceito do sistema de acoplamento por dentes expansíveis.

Os elementos de acoplamento são pequenas alavancas, dentadas em uma das extremidades, de forma a encaixar na pista externa quando acionados.

A gaiola é a peça que dá suporte aos elementos de acoplamento. Gira solidária ao eixo de saída, transmitindo o torque quando o sistema está acoplado. Para isso, possui uma geometria que permite a articulação dos elementos de acoplamento, mantendo-se tangente a eles, com o intuito de suportar o torque sem que haja sobrecarga nos pinos de articulação.

O came é o componente responsável por acionar o acoplamento. Conforme o ângulo relativo entre came e gaiola é alterado, os elementos de acoplamento são articulados, encaixando ou desencaixando-se à pista externa.

Conforme observa-se na Fig. 4.12 (a), quando o dispositivo está desacoplado o came mantém os elementos de acoplamento travados na posição retraída, de modo a evitar o travamento acidental do sistema. Na Fig. 4.12 (b) é exibido o conjunto acoplado. Nessa configuração o came exerce força radial nos elementos de acoplamento, mantendo-os travados na posição expandida.

#### 4.3.2.1 Dimensionamento

##### Relação Geométrica das Forças

Quando acionado, além do torque de entrada, surgem novas forças atuando sobre o dispositivo, provenientes da interação entre seus elementos. Essas forças obedecem uma relação determinada pela geometria dos dentes, como ângulo, raio

médio (de aplicação da força) e quantidade de dentes.

Considerando-se uniforme a distribuição da força nos dentes acoplados, temos a seguinte relação ilustrada na Fig. 4.13. O torque aplicado divide-se entre os dentes, correspondendo a uma força tangencial (eq. 4.17) exercida no raio médio dos dentes ( $r_T$ ). Perpendicular a face dos dentes, surge uma força normal (eq. 4.19), que decomposta na direção radial resulta na força  $F_R$  (eq. 4.20).

$$F_T = \frac{T}{r_T \cdot n} \quad (4.17)$$

onde:

$T$  – é o torque exercido na junta;

$r_T$  – é o raio médio dos dentes;

$n$  – é o número de dentes acoplados.

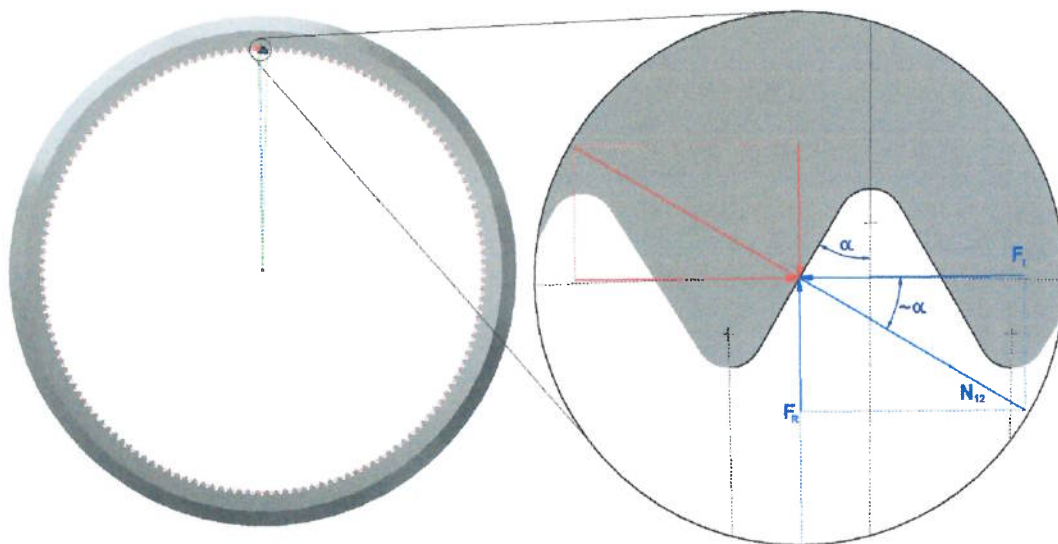


Figura 4.13: Relação geométrica das forças sobre os dentes.

$$\begin{cases} F_T = N_{12} \cdot \cos \alpha \\ F_R = N_{12} \cdot \sin \alpha \end{cases} \quad (4.18)$$

$$N_{12} = \frac{F_T}{\cos \alpha} \quad (4.19)$$

$$F_R = F_T \cdot \tan \alpha \quad (4.20)$$

onde:

$F_T$  – é a força tangencial;

$F_R$  – é a força radial;

$N_{12}$  – é a força normal à face do dente;

$\alpha$  – é o ângulo entre a face do dente e sua linha de simetria;

Percebe-se pelas equações que, quanto maior o ângulo ( $\alpha$ ), maior a força normal e radial às quais estarão sujeitos os dentes. Contudo, ângulos menores favorecem o travamento do sistema. Pequenas deformações no regime elástico, ocasionadas no instante do acoplamento, podem gerar uma força normal residual, mesmo na ausência da força radial, do came, que mantém o sistema acoplado. Com ângulos mais agudos, a *componente radial do atrito* pode tornar-se maior que a *componente radial da normal* e dessa forma o sistema poderia travar acoplado.

Na iminência do travamento, equacionando as componentes radiais das forças, temos:

$$\begin{cases} N_{12} \cdot \sin \alpha = Fat \cdot \cos \alpha \\ Fat = \mu \cdot N_{12} \end{cases} \quad (4.21)$$

$$N_{12} \cdot \sin \alpha = \mu \cdot N_{12} \cdot \cos \alpha \quad (4.22)$$

Dessa forma, o mínimo ângulo admissível é regido pela eq.4.23. Sendo  $\mu$  o coeficiente de atrito do material.

$$\alpha_{min} = \arctan \mu \quad (4.23)$$

Numa análise preliminar, verificou-se a possibilidade de travamento para um ângulo  $\alpha = 30^\circ$  e coeficiente de atrito  $\mu = 0,6^1$  (atrito estático, aço-aço e sem lubrificação). Constatou-se que esse ângulo é seguro para o parâmetros utilizados.

### Espessura e Quantidade de Dentes

Definido o ângulo dos dentes e a respectiva relação de forças às quais estarão sujeitos, calculou-se a área necessária para suportar a tensão gerada. A referida área é função do número de dentes acoplados, espessura dos elementos e resistência do material selecionado.

$$A \geq \frac{N_{12}}{\sigma_{esc}} \quad (4.24)$$

<sup>1</sup>Coeficiente obtido em <http://www.tribology-abc.com/abc/cof.htm>

$$n = \frac{A}{a \cdot l} \quad (4.25)$$

onde,  $a$  é o comprimento da face do dente e  $l$  é a espessura do dente, conforme indicado na Fig. 4.14.

$a$  e  $l$  são definidos de maneira iterativa, pois dependem da geometria de outros componentes, espaço disponível, curso máximo de acoplamento, etc.

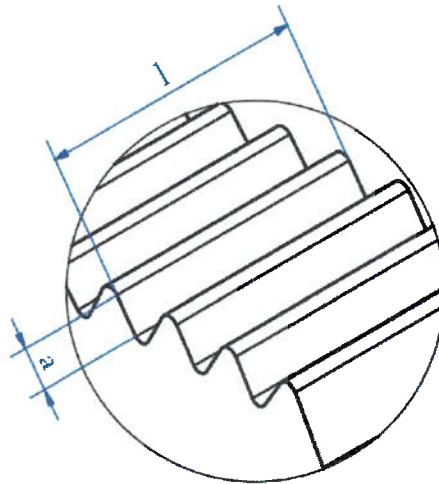


Figura 4.14: Área de contato dos dentes.

### Geometria dos Elementos de Acoplamento

Como o acoplamento e desacoplamento ocorre por movimento circular, é necessário estudar as trajetórias dos dentes e *seguidores de came*, para que não ocorram colisões ou inconsistências mecânicas, travando o mecanismo. Para isso utilizaram-se métodos gráficos e conceitos da lei de engrenamento (BARTON, 2005, pag. 412–430).

Para a determinação do eixo de articulação dos *elementos de acoplamento*, traçaram-se circunferências, concêntricas e tangentes às cristas de cada um dos dentes na posição acoplada. Variando-se o raio das circunferências e coordenadas do centro, buscou-se uma posição em que fosse possível rotacionar o *elemento*, desacoplando todos os dentes, sem que as circunferências tangentes interceptassem os limites dos dentes do *anel externo* (o que significaria uma colisão). Ampliou-se sucessivamente a ilustração, conforme observa-se em (a), (b) e (c) da Fig. 4.15. Em vermelho são representados os dentes do *anel externo* e em preto o *elemento de acoplamento*, os círculos azuis (Fig. 4.15 (c)) representam a crista do dente ao longo da trajetória.

Apesar de existir a possibilidade de que, as cristas de *um* par de dentes,

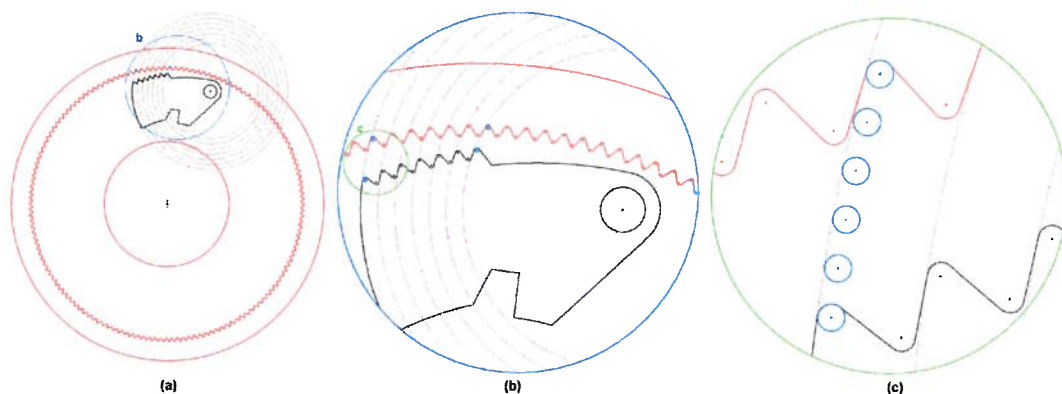


Figura 4.15: Estudo geométrico dos dentes.

alinhe-se perfeitamente no instante da acoplagem, os dentes possuem cristas arredondadas, dificultando que permaneçam apoiadas uma sobre a outra. Por conta da posição do ponto de articulação, apenas um par de dentes, por *elemento de acoplagem*, pode encavalar por vez. Além disso, com o conjunto em movimento, o efeito do “encavalamento” seria apenas um pequeno atraso no instante de acoplagem e um erro na posição angular. Dessa forma, pode-se considerar bastante remota a possibilidade do sistema “travar aberto”

### 4.3.3 Detalhamento do sistema

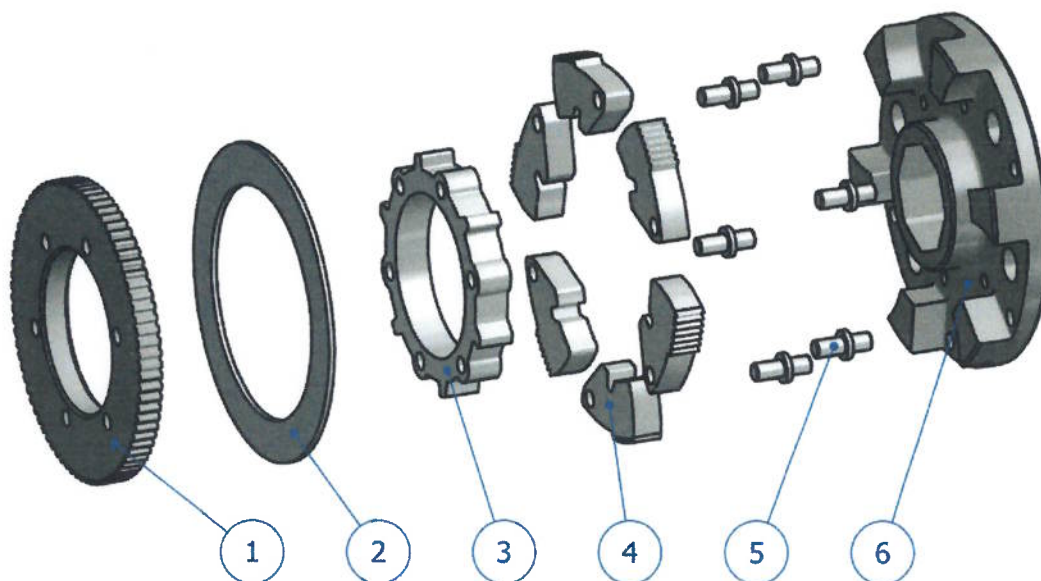
#### Componentes

O sistema de acoplamento projetado é constituído por seis tipos de componentes mecânicos, *Polia de acionamento* (1), *Anel de deslizamento* (2), *Came* (3), *Elementos de acoplagem* (4), *Pinos de articulação* (5) e *Gaiola* (6). Exibidos em vista explodida (Fig. 4.16) e descritos em detalhes a seguir.

A *polia de acionamento* é do tipo sincronizadora, de perfil MXL (passo 2,03mm), fabricada em alumínio aeronáutico. É responsável pelo acionamento do *came* ao qual é fixada.

O *anel de deslizamento* é fabricado em teflon. Tem como função evitar o contato entre *polia* e *elementos de acoplagem*, diminuindo o atrito durante o acionamento. Além disso, funciona como flange da polia, mantendo a correia na posição.

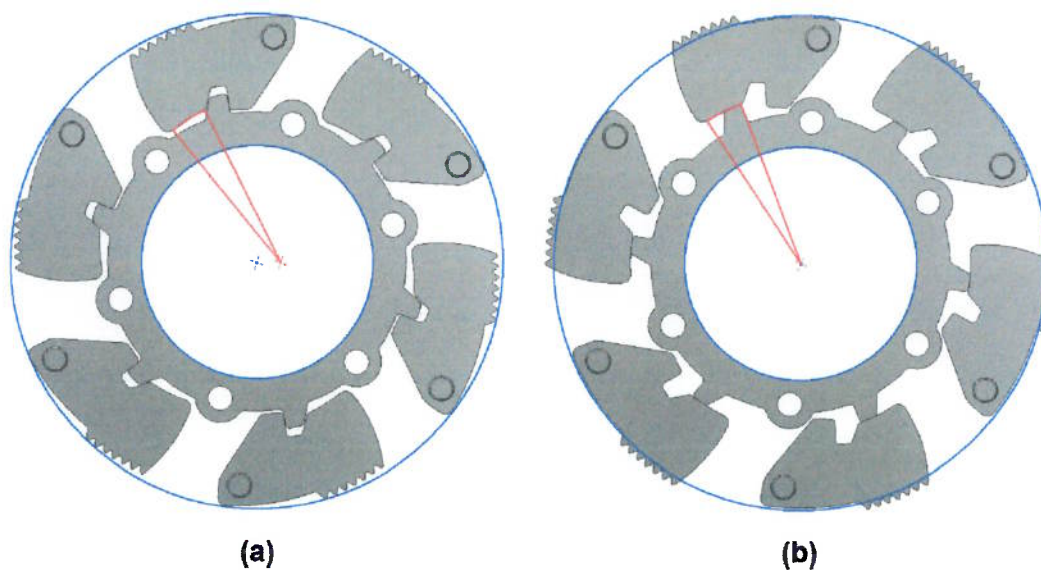
O *came*, fabricado em aço inoxidável, é responsável por articular os *elementos de acoplagem* e mantê-los nas posições necessárias para o acoplamento ou desacoplamento do sistema, *expandidos*, quando o mecanismo está acoplado, ou *retraídos*, quando o mecanismo está desacoplado.



**Figura 4.16:** Componentes do sistema de acoplamento por dentes expansíveis.

Na configuração exibida na Fig. 4.17 (a) os ressaltos trapezoidais do *came* mantém os *elementos de acoplamento retraídos*, garantindo que seus dentes não toquem no *anel externo* enquanto o mecanismo está desacoplado.

Quando o *came* gira, seus ressaltos trapezoidais empurram a face seguidora dos *elementos de acoplamento* até que os seus centros de curvatura alinhe-se com o centro do sistema, conforme exibido na Fig. 4.17 (c). Nessa configuração (*expandida*) apoia o *elemento de acoplamento* na face interna, suportando a força  $F_R$  (eq.4.20) sem consumir energia.



**Figura 4.17:** Atuação do *Came*.

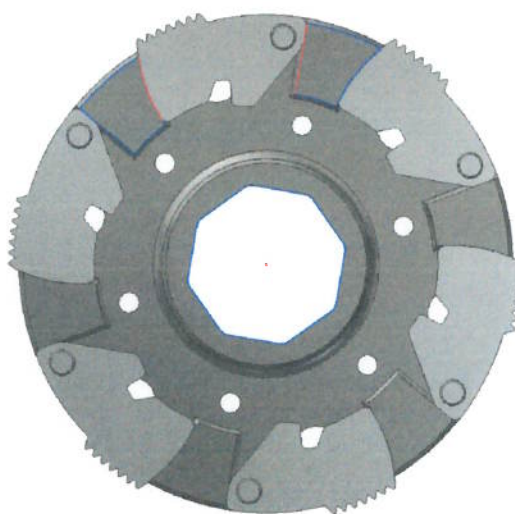
Fabricados em aço inoxidável, os *pinos de articulação* são fixados à *gaiola* por interferência. Têm como função apoiar os *elementos de acoplamento*, permitindo



sua articulação.

A *gaiola* é o elemento que dá suporte aos demais componentes. É fabricada em aço ABNT 1020 e recoberta com uma camada de teflon ( $2\ \mu\text{m}$ ) para evitar oxidação e diminuir o atrito.

Quando o mecanismo está acoplado, transmite a força exercida nos *elementos de acoplagem* para o *eixo principal*. Para isso, possui geometrias que apoiam os *elementos de acoplagem* de modo a que os esforços sejam descarregados apenas sobre os *pinos de articulação*, conforme exibido na Fig. 4.18. A transmissão de força para o *eixo principal* ocorre por meio de um furo octogonal em seu cubo.



**Figura 4.18:** Geometria da *Gaiola*.

#### 4.3.4 Análise por Elementos Finitos

Para auxiliar no projeto e dimensionamento dos componentes, bem como seleção de materiais, em paralelo ao desenho mecânico realizaram-se sucessivas análises por *Elementos Finitos*, utilizando-se a ferramenta de análise do próprio software *Autodesk Inventor 2014*.

Posteriormente, com o projeto já consolidado, utilizou-se um software dedicado à análise por *Elementos Finitos* (*Autodesk Simulation Mechanical*) para novas análises das peças sujeitas aos maiores esforços.

**Nota:** Todos os softwares utilizados para o desenho mecânico e análises de resistência dos materiais são versões completas e licenciadas pela *Autodesk<sup>TM</sup>* para uso educacional. Disponíveis no site: <http://www.autodesk.com/education/free-software/all>.

A análise da *gaiola* foi executada considerando a peça fixa nas faces do octógono onde é encaixado o eixo. As forças aplicadas são normais às faces onde se apoiam os *elementos de acoplagem* durante a ação do dispositivo, conforme exibido na Fig. 4.19. A magnitude das forças aplicadas é de 1333,3 N. Calculada dividindo-se o torque máximo de 200 Nm pelo raio de aplicação, 25 mm (centro da face) e pelo número de faces resistentes.



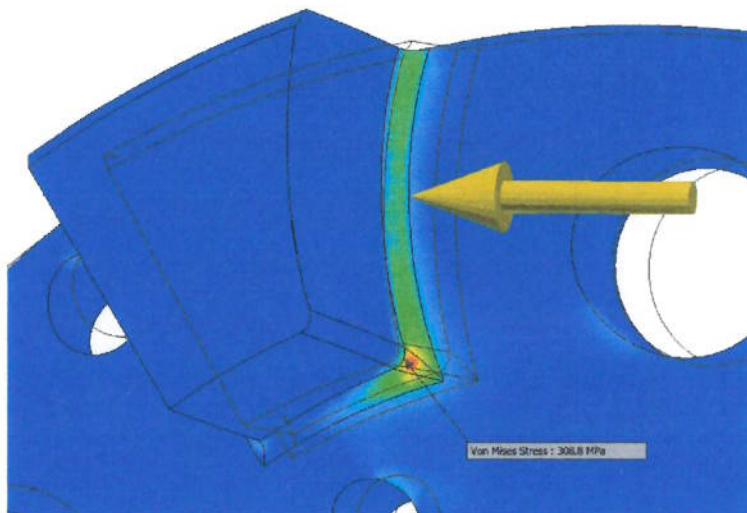
**Figura 4.19:** Análise da *Gaiola* – Malha e forças aplicadas.

Na análise de tensões da *gaiola*, Fig. A.2, existem alguns pontos vermelhos que indicam uma tensão acima da admitida pelo material. No entanto, tais pontos são compostos por poucos elementos da malha e possuem transição abrupta na distribuição de tensões, o que permite constatar tratar-se de um erro numérico na análise e não de uma sobretensão real. Esse mesmo erro numérico reflete-se na análise do coeficiente de segurança, Fig. A.3 do apêndice A.

Conforme pode-se observar na Fig. 4.20, no elemento imediatamente adjacente a tensão não ultrapassa 309 MPa, confirmando que essa concentração pode ser ignorada e os demais resultados são satisfatórios.

Os deslocamentos estão dentro da faixa admissível que não compromete o funcionamento do dispositivo, sendo o maior deles inferior a 0,04 mm, conforme exibido na Fig. A.4 do apêndice A.

Para a análise dos *elementos de acoplagem* a peça foi fixada nas faces em que toca a *gaiola* e o *came*. Uma união rotativa foi definida no furo onde encaixa-se no *pino de articulação*. Atentou-se em refinar a malha utilizada na região do fundo dos dentes, onde o raio é de apenas 0.15 mm, utilizando-se elementos de no máximo 0.01 mm.



**Figura 4.20:** Análise da *Gaiola* – Erro numérico.

Aplicaram-se forças normais às faces dos dentes, cuja magnitude foi calculada utilizando-se as eq. 4.17 e eq. 4.19, para um torque total de 200 Nm, 6 *elementos de acoplagem* e raio de aplicação da força de 29,5 mm.

Os resultados obtidos para tensão, coeficiente de segurança e deslocamentos são exibidos respectivamente nas Fig. A.5, Fig. A.6 e Fig. A.7. As tensões estão abaixo do valor máximo admissível para o material e os deslocamentos não causam travamentos ou comprometem o funcionamento do sistema. Dessa forma, os resultados são considerados satisfatórios.



**Figura 4.21:** Análise do *Elemento de acoplagem* – Malha e forças aplicadas.

Na análise do *anel externo* definiu-se a fixação no diâmetro externo da peça, onde recebera o torque da polia ou da mola. As forças são aplicadas perpendicularmente à face dos dentes, defasadas de acordo com o espaçamento em que os dentes são acoplados (Fig. 4.22). Assim como para o *elemento de acoplagem*, a magnitude das forças foi dimensionada utilizando-se as eq. 4.17 e eq. 4.19, aplicando-se os mesmos parâmetros.



**Figura 4.22:** Análise do *Anel externo* – Malha e forças aplicadas.

Os resultados obtidos e exibidos no apêndice A, Fig. A.8, Fig. A.9 e Fig. A.10, respectivamente, tensões, coeficiente de segurança e deslocamentos, foram todos satisfatórios. Com tensões dentro dos limites do material e pequenos deslocamentos que não causam travamentos no mecanismo. Os coeficientes de segurança apresentaram valores elevados, demonstrando que o mecanismo ainda pode ser “otimizado”. Entretanto, no escopo deste trabalho concentrou-se na concepção e validação do conceito proposto, não abordaram-se métodos de otimização. Contudo, vale observar que não foram considerados picos de tensão oriundos do impacto entre os componentes. Dessa forma, para uma “otimização” segura é necessário um modelo mais completo das solicitações dinâmicas do sistema.

Diferentes materiais poderiam ser utilizados para melhorar as características mecânicas obtidas, tais como tensões admissíveis, massa e tamanho. Em adição, poderiam ser realizados tratamentos superficiais para aumentar a resistência mecânica e dureza apenas na região de contato das peças, sem a necessidade de utilizar outros materiais ou aumentar as áreas de contato. No entanto, tratando-se ainda do teste de conceito, ateu-se a materiais comerciais facilmente encontrados, como o ABNT 1020 e o AISI 304 e não realizaram-se tratamentos superficiais para simplificar a fabricação do protótipo.

Para geometrias mais robustas como a da *gaiola* foi possível utilizar o ABNT 1020, enquanto que para o *came*, *elementos de acoplagem* e *anéis* utilizou-se o AISI 304, de maior resistência mecânica, para se alcançar as características necessárias mesmo com geometrias mais delgadas. Nas carcaças e peças de menor solicitação mecânica utilizou-se o alumínio 6061, para reduzir o peso dos componentes.

## 4.4 Elemento Elástico

### 4.4.1 Equacionamento

O elemento elástico utilizado no dispositivo é uma mola torcional, conforme proposto no projeto conceitual. As equações que regem o dimensionamento desse componente mecânico são definidas a seguir.

A rigidez de uma mola torcional é dada pela seguinte expressão apresentada em (BUDYNAS R.; NISBETT, 2010):

$$K = \frac{d^4 E}{64DN} \quad (4.26)$$

onde:

$d$  – diâmetro do arame.

$E$  – módulo de elasticidade do material.

$D$  – diâmetro médio das espiras.

$N$  – número de espiras.

O torque máximo suportado pode ser calculado por meio da eq. 4.27.

$$M_{max} = \frac{\pi d^3 S_y}{32K_i} \quad (4.27)$$

onde:

$S_y$  – tensão de escoamento do material.

$K_i$  – fator de concentração de tensões, dado pela expressão 4.28

$$K_i = \frac{4\left(\frac{D}{d}\right)^2 - \frac{D}{d} - 1}{4\frac{D}{d}\left(\frac{D}{d} - 1\right)} \quad (4.28)$$

Quando uma mola de torção é tensionada, ocorre uma redução (ou aumento) em seu diâmetro, assim, para evitar interferências com o eixo ou componentes internos à mola, calcula-se o diâmetro deformado ( $D'$ ) pela seguinte expressão:

$$D' = \frac{N_b D}{N_b + \theta'_c} \quad (4.29)$$

onde,

$\theta'_c$  – é o ângulo de deflexão da mola em número de voltas, dado pela eq. 4.30

$$\theta'_c = \frac{10,8MDN_b}{d^4E} \quad (4.30)$$

#### 4.4.2 Dimensionamento

Conforme apontado no item 4.1, boa parte do projeto mecânico, assim como, o dimensionamento da mola, são processos iterativos. Restringe-se alguns parâmetros, de acordo com as necessidades do projeto, variando-se os demais, de modo que as características desejadas sejam obtidas.

Algumas das restrições, como amplitude de trabalho e torque máximo, partiram do biomimetismo. Enquanto outras, como o tipo de mola e terminais das extremidades, foram estabelecidas no projeto conceitual. O diâmetro máximo foi estabelecido pelo projeto do sistema de acoplamento, uma vez que, ambos compartilharam o mesmo encapsulamento e demais parâmetros, como diâmetro do arame e número de espiras, foram variados de forma a se obter o menor comprimento e resistência adequada para a mola.

Assim, as restrições utilizadas no projeto da mola foram as seguintes:

- Torque de trabalho: 50 Nm (torque observado em intervalos onde a junta se comporta como mola);
- Amplitude de movimento: 35° (ângulo máximo de flexão/extensão observado em intervalos onde a junta se comporta como mola);
- Rigidez: 1 Nm/grau (para alcançar o torque de trabalho na amplitude máxima);
- Diâmetro máximo: 100 mm;

O material selecionado foi o ASTM A228<sup>2</sup> (“*Corda de Piano*”). Largamente utilizado na fabricação de molas industriais por possuir excelente resistência à fadiga e boa resistência mecânica.

Para auxiliar no dimensionamento e agilizar o processo de iterações, utilizou-se um pacote de CAD com as equações apresentadas em 4.4.1, já implementadas. A interface do software, com os respectivos parâmetros preenchidos pode ser observada na Fig. A.1) do apêndice. Em (a) são inseridas as características topológicas e em (b) os parâmetros de cálculo.

<sup>2</sup>Características do material obtidas na base de dados do *MATWEB*. Disponível no anexo A

Ao fim do processo obteve-se características próximas às desejadas para uma mola com 30 mm de comprimento e torque máximo de 35 Nm. Os resultados do software (em inglês) são apresentados na Fig. 4.23 e as características detalhadas (em português) são exibidas na tabela 4.2.

Tabela 4.2: Resultados do dimensionamento - Mola Torcional

Parâmetro	Símbolo	Valor
Diâmetro ext.	$D_e$	100 mm
Diâmetro int. tensionado	$D'_i$	80.6 mm
Diâmetro do arame	$d$	8 mm
Comprimento	$L$	30 mm
Número de espiras	$N$	2.5
Ângulo entre braços	$\beta$	155°
Coef. de elasticidade	$K$	0.94 Nm/grau
Máx. tensão de flexão	$\sigma$	771 MPa

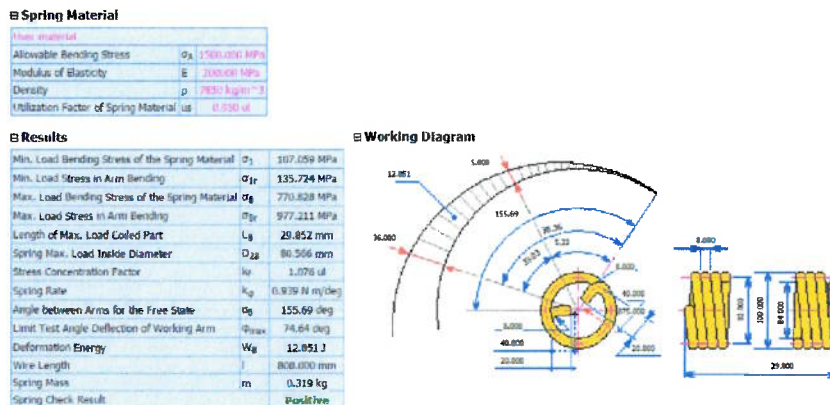


Figura 4.23: Resultados do dimensionamento da mola obtidos por CAD.

Com as características calculadas, modelou-se em CAD 3D, a mola exibida na Fig. 4.24.

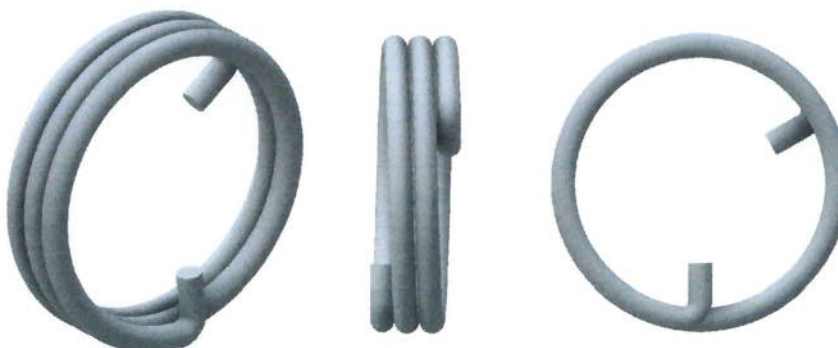


Figura 4.24: Modelagem da mola em CAD 3D.

## 4.5 Dimensionamento e Seleção dos Servo-motores

Os servo-motores são responsáveis pelo acionamento dos acoplamentos. Atuam nos *comes* por meio de polia sincronizadora (acoplamentos da mola e do motor) ou por meio engrenagem (acoplamento da trava da mola). Para isso precisam de força suficiente para vencer o atrito entre o *came* e *seguidor*.

A força de atrito é definida pela força  $F_R$  (eq. 4.20) multiplicada pelo coeficiente de atrito  $\mu$  entre o *came* e *elemento de acoplagem*. Assim, o torque necessário para os servos é calculado multiplicando-se a força de atrito pelo raio do *came* e dividindo-se pela relação de engrenamento utilizada no dispositivo, conforme eq. 4.31.

onde:

$T_{SM}$  – é o torque do servo-motor;

$F_{at_{came}}$  – é a força de atrito entre *came* e *elemento de acoplagem*

$i$  – é a relação de engrenamento da polia ou engrenagem.

$$T_{SM} = \frac{F_{at_{came}} \cdot r_{came}}{i} \quad (4.31)$$

Calculado o torque necessário (1.6 Nm), selecionou-se servo-motor *Dynamixel MX-28*, da *Robotis*, exibido na Fig. 4.25. Esse modelo possui como especificações:

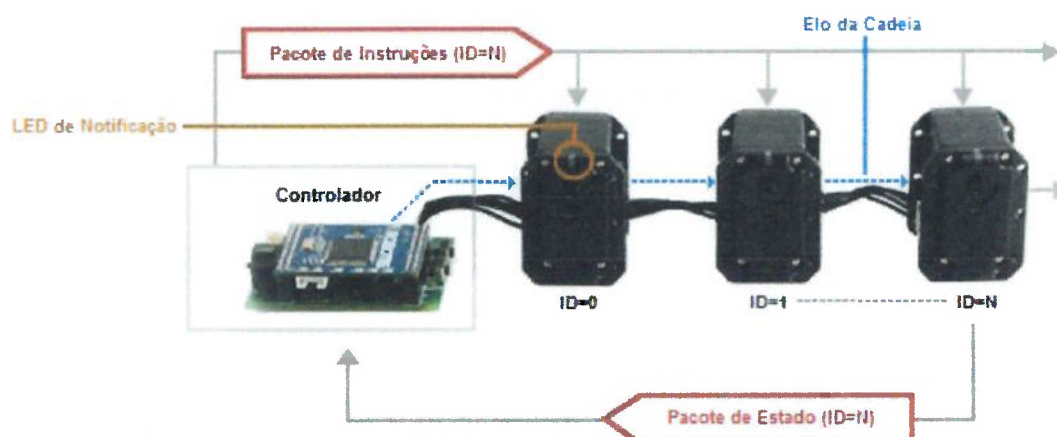
- Torque: 2,5 Nm (@ 12 V - 1,4 A);
- Transmissão (metálica): 193:1;
- Giro: 0-360°;
- Motor interno: Maxon;
- Tensão: 10 - 14,8 V
- Velocidade: 55 rpm (@ 12V);
- Encoder(magnético): Resolução de 0,088°;
- Massa: 72 g;
- Dimensões: 35,6 mm x 50,6 mm x 35,5 mm.





**Figura 4.25:** Dynamixel MX-28.  
Disponível em: <http://www.robotis.com//>.

Sua eletrônica interna que permite comunicação em cadeia, através dos motores, permitindo o endereçamento de comandos, conforme exibido no diagrama da Fig. 4.26. Dessa forma, diminuindo o número de cabos que passam pelo dispositivo.



**Figura 4.26:** Fluxograma dos servo-motores.  
Traduzido de: <http://www.robotis.com//>.

## 4.6 Montagem e Funcionamento do Sistema

### 4.6.1 Montagem

Para facilitar o entendimento da montagem, os componentes do dispositivo foram agrupados em subconjuntos, conforme descrito a seguir.

O sistema de acoplamento principal (Fig. 4.27), descrito em detalhes no item 4.3.3 e na vista explodida da Fig. 4.16, é utilizado na montagem de outros dois subconjuntos. O primeiro deles, exibido na Fig. 4.28 (a), é o *acoplamento da mola* em que o anel externo é um platô com um batente para a extremidade móvel da mola. O segundo é o *acoplamento do motor*, no qual o anel externo é uma polia ou engrenagem (Fig. 4.28 (b)) e quando acionado, transmite o torque do motor para o eixo de saída.



Figura 4.27: Sistema de acoplamento principal.

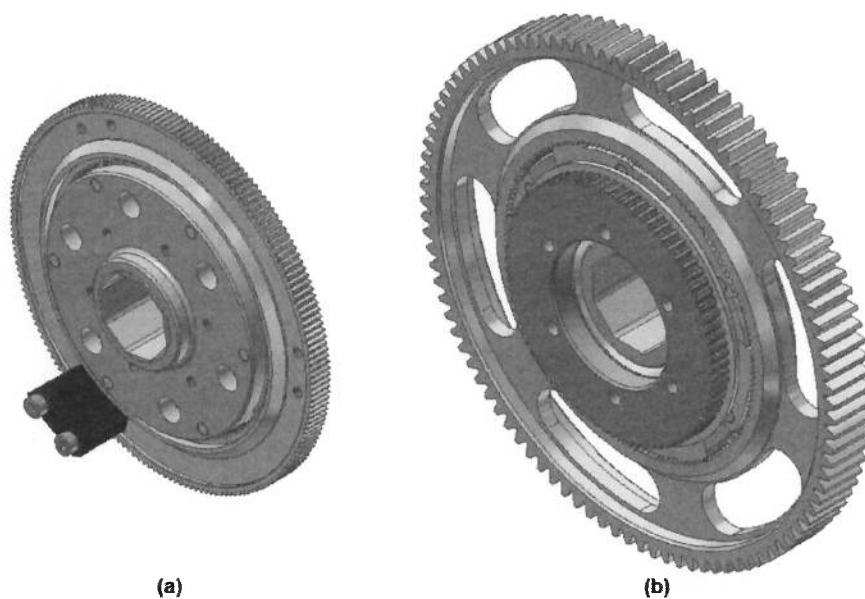
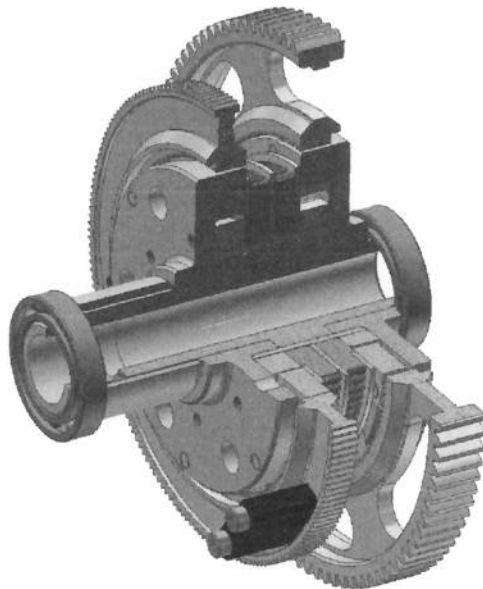


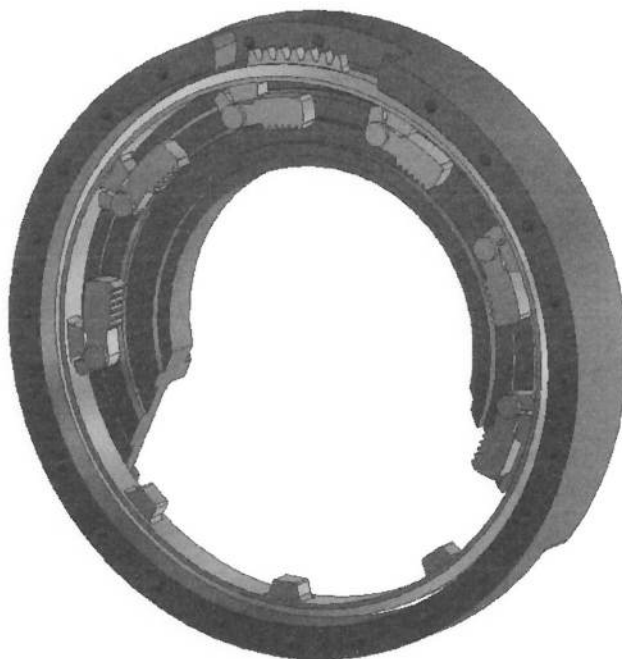
Figura 4.28: Conjuntos de acoplamento.  
(a) Acoplamento da mola, (b) Acoplamento do motor.

Os *acoplamentos da mola e do motor*, por sua vez, são montados face a face sobre o eixo, constituindo assim a *árvore central*, exibida na Fig. 4.29. Em cada uma das extremidades do eixo é encaixado um rolamento e internamente é montado um encoder.



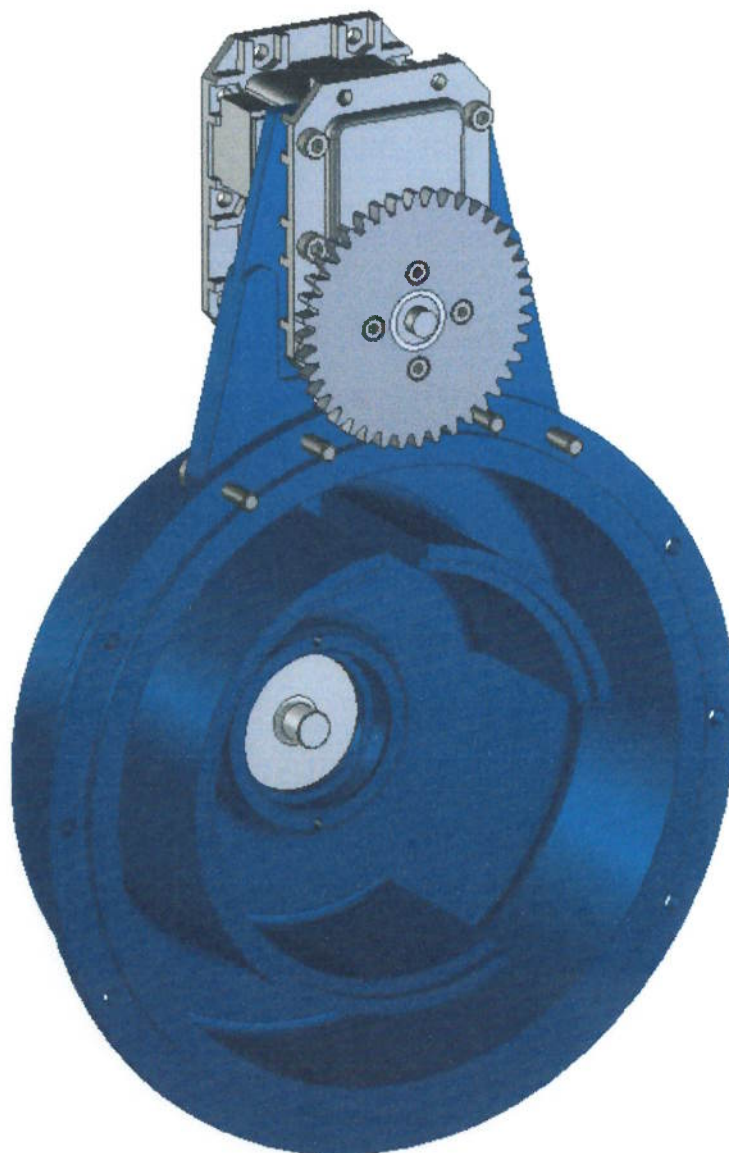
**Figura 4.29:** *Árvore central.*

Na peça chamada *flange central* são montados os *elementos de acoplamento do sistema de trava da mola* e o *came externo*, conforme Fig. 4.30. Além de dois anéis de baixo atrito, em teflon, chanfrados a 45°, que tem como função sustentar o *came externo* nas direções radial e axial, permitindo que gire.



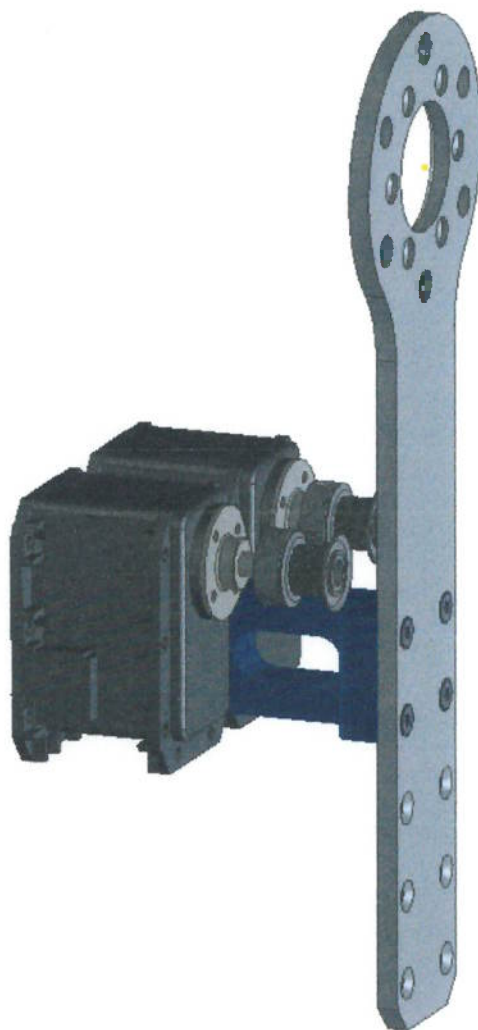
**Figura 4.30:** *Sistema de trava da mola.*

No subconjunto da *tampa da mola*, exibido na Fig. 4.31, são montados o suporte do encoder (no centro da tampa) e o servo motor responsável pelo acionamento do *sistema de trava da mola*. Internamente a tampa possui uma cavidade para alojar a mola e uma ranhura para fixar uma de suas extremidades, impedindo que gire. Além disso, possui canais para os anéis de teflon que suportam o *acoplamento da mola*.



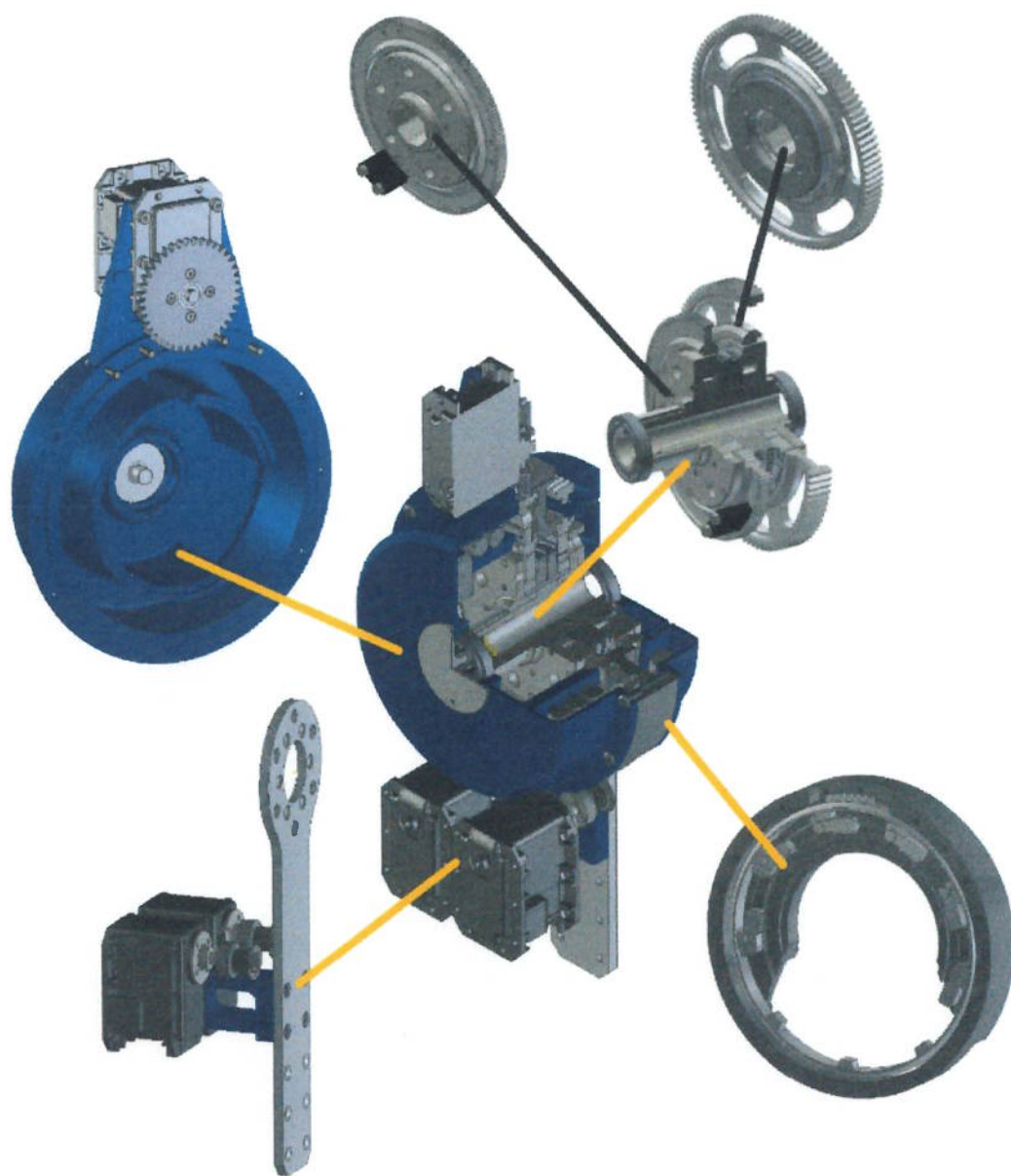
**Figura 4.31:** Tampa da mola.

Os outros dois servo-motores, responsáveis por acionar os *acoplamentos da mola e do motor* são montados no *braço de alavanca*, que por sua vez é fixado à *árvore central* por meio de pinos e parafusos. Este subconjunto inteiro move-se com o a revolução da junta, assim como as polias que acionam os acoplamentos, montadas na *árvore central*. Dessa forma, garantindo que os servos não sejam acionados acidentalmente quando a junta é movida.



**Figura 4.32:** Braço de alavanca.

Por fim, inserindo a *árvore central* no *sistema de trava da mola* e encaixando as tampas em cada uma das extremidades do eixo o dispositivo completo é montado, conforme exibido na Fig. 4.33, em corte parcial e com os respectivos subconjuntos indicados.



**Figura 4.33:** Montagem do Dispositivo e seus subconjuntos.

## 4.6.2 Funcionamento

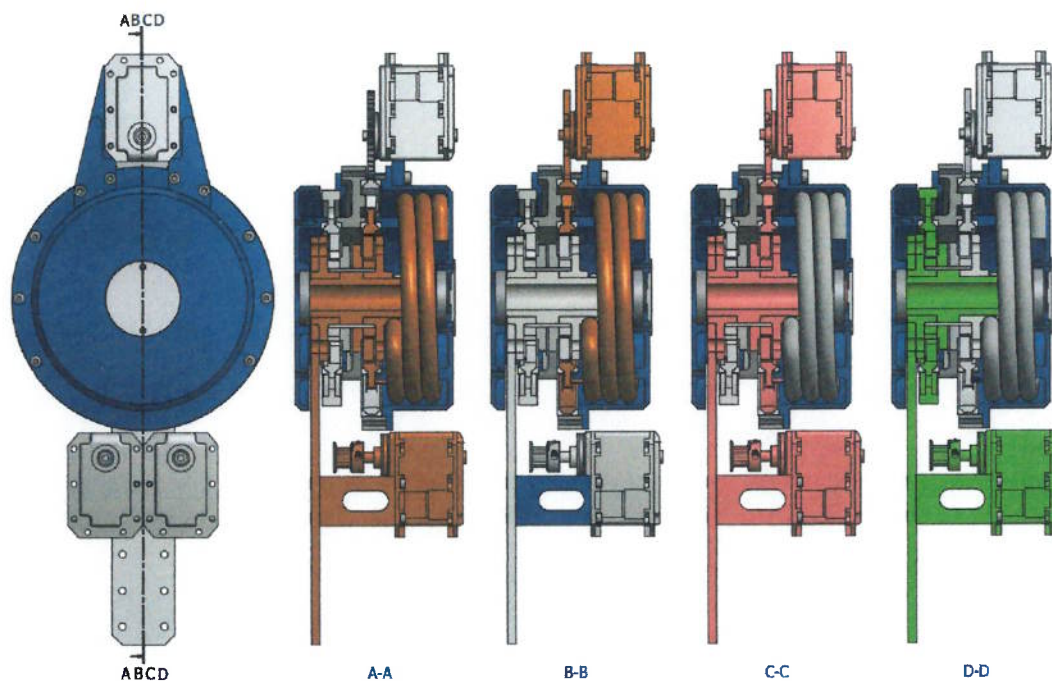
Para compreensão do funcionamento dos mecanismos, na Fig. 4.34 o dispositivo é representado em corte, destacando-se na mesma cor os componentes ativos durante cada tarefa.

Em A-A, um dos servo-motores aciona o *conjunto de acoplamento da mola* por meio de polias, vinculando o eixo ao platô móvel, onde está fixa uma das extremidades da mola.

No corte B-B são exibidos os componentes ativos durante o travamento da mola, após ser tensionada. O servo-motor do *mecanismo de trava* é acionado, travando o platô móvel e mola na posição em que se encontram, posteriormente o servo-motor do *acoplamento da mola* é desacionado liberando o eixo para balanço livre ou ação do motor.

Mantendo-se acionados o *acoplamento da mola* e o *sistema de trava*, conforme representado no corte C-C, vincula-se o eixo de saída à carcaça, travando-se o sistema.

Acionando-se o servo-motor que controla o *acoplamento do motor*, vincula-se a polia (ou engrenagem no caso do protótipo) ao eixo de saída, conforme representado no corte D-D. Possibilitando o acionamento da junta pelo motor.



**Figura 4.34:** Diagrama de funcionamentos.

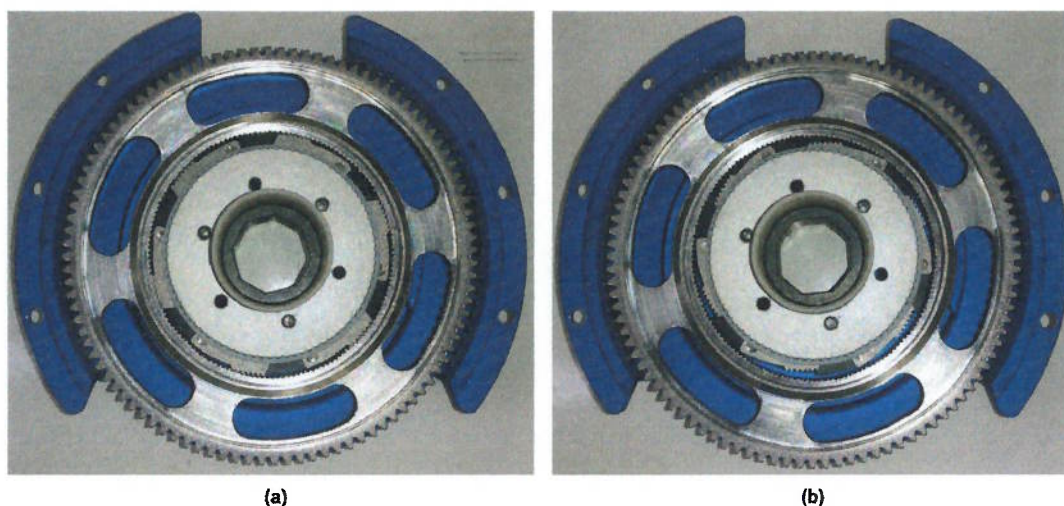
Componentes ativos durante: A-A – Atuação da mola; B-B – Travamento da mola tensionada; C-C – Sistema travado; D-D – Atuação do motor

## 5 AVALIAÇÃO DO DISPOSITIVO

Neste trabalho avaliaram-se apenas as características funcionais básicas do dispositivo. Testes de operação e identificação de parâmetros não foram abordados. No entanto, avaliaram-se os recursos e procedimentos necessários para tais testes e levantamentos de parâmetros. Com isso, projetou-se uma bancada de testes e uma unidade de potência para a atuação do dispositivo.

### 5.1 Testes Funcionais

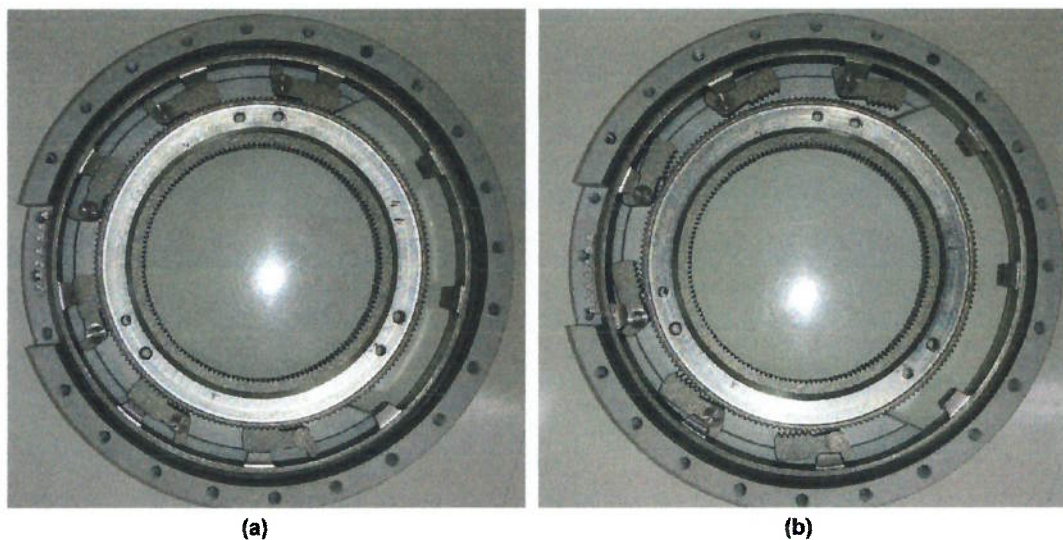
Para os testes funcionais, cada um dos subsistemas de acoplamento foi montado e acionado manualmente, conforme exibido nas fotos das Fig. 5.1 e Fig. 5.2. Em (a) os mecanismos estão acoplados e em (b) desacoplados.



**Figura 5.1:** Teste funcional do acoplamento principal.

Detectaram-se pequenos travamentos no acoplamento principal, decorrentes de imprecisão na usinagem das peças, que necessitaram ser ajustadas. Após a ajustagem dos componentes os resultados obtidos foram considerados satisfatórios.





**Figura 5.2:** Teste funcional do acoplamento secundário.

## 5.2 Unidade de Potência

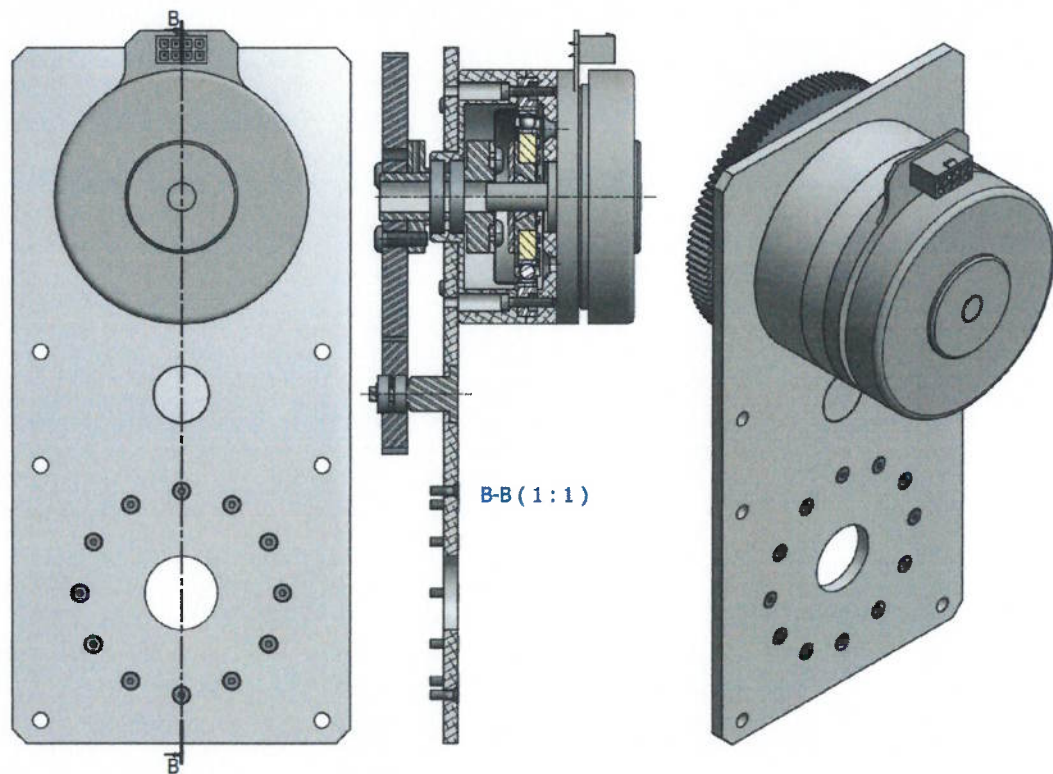
Desenvolver um atuador que forneça potência ao sistema não faz parte do objetivo principal do trabalho. Contudo, para os testes que deseja-se realizar no futuro é necessária a ação de um atuador para a bancada de testes. Por esse motivo, projetou-se a unidade de potência exibida na Fig. 5.3.



**Figura 5.3:** Unidade de potência

A unidade projetada compõem-se de um motor Maxon EC90 Flat com sistema de *engrenamento por deformação em onda* ("Harmonic Drive"), uma chapa de montagem e transmissão por engrenagens, conforme pode-se observar na re-

apresentação em corte da Fig. 5.4.



**Figura 5.4:** Unidade de potência.

Para os testes, o dispositivo de acoplamento é montado na furação inferior da chapa da *unidade de potência* e o torque é transmitido por meio de uma engrenagem. Embora na concepção original do dispositivo seu acionamento seja realizado por cabos e polias, por conta da simplicidade construtiva, optou-se por utilizar engrenagens no projeto da bancada de testes.

### 5.3 Bancada de testes

A bancada projetada para os testes de operação e levantamentos de parâmetros que serão realizados futuramente é composta por um cavalete de madeira (1), a unidade de potência (2), o dispositivo de acoplamento (3) e anilhas de massa calibrada (4), conforme exibido na Fig. 5.5. Fabricou-se um novo braço de alavanca alongado (500 mm), de modo a simular o comprimento aproximado de um segmento da perna humana.

Com essa bancada pretende-se executar todos os modos de operação propostos para o dispositivo. Atuação pelo motor, absorção de energia pela mola e posterior restituição, bem como, o balanço livre da junta e o seu travamento sem consumo energético.

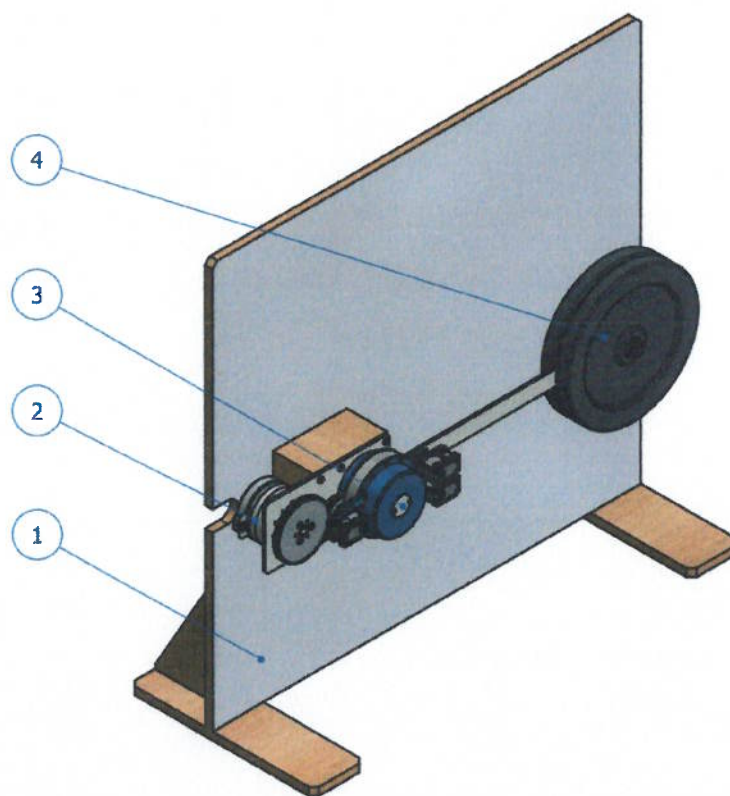


Figura 5.5: Bancada de testes.

## 6 CONCLUSÃO

Realizou-se extensiva revisão bibliográfica quanto aos exoesqueletos de membros inferiores, suas aplicações e o atual estado da arte. Em adição, de forma a compreender melhor a interação entre humano e exoesqueleto, pesquisaram-se aspectos biomecânicos dos membros inferiores, bem como a marcha humana e a sequência de eventos que ocorrem ao longo de suas fases.

Durante a revisão bibliográfica constataram-se diversas dificuldades e desafios tecnológicos enfrentados no desenvolvimento de exoesqueletos, como baixa eficiência energética, relação pouco favorável entre a massa dos atuadores e a potência gerada, autonomia limitada das fontes de energia e o desconforto gerado para o usuário pela falta de complacência (“backdrivability”) dos atuadores.

O entendimento desses assuntos foi fundamental para identificação dos problemas abordados neste trabalho de mestrado: versatilidade limitada dos atuadores no que diz respeito a executar comportamentos ativos e passivos, além do gerenciamento pouco eficiente da energia transferida nas juntas robóticas e de exoesqueletos.

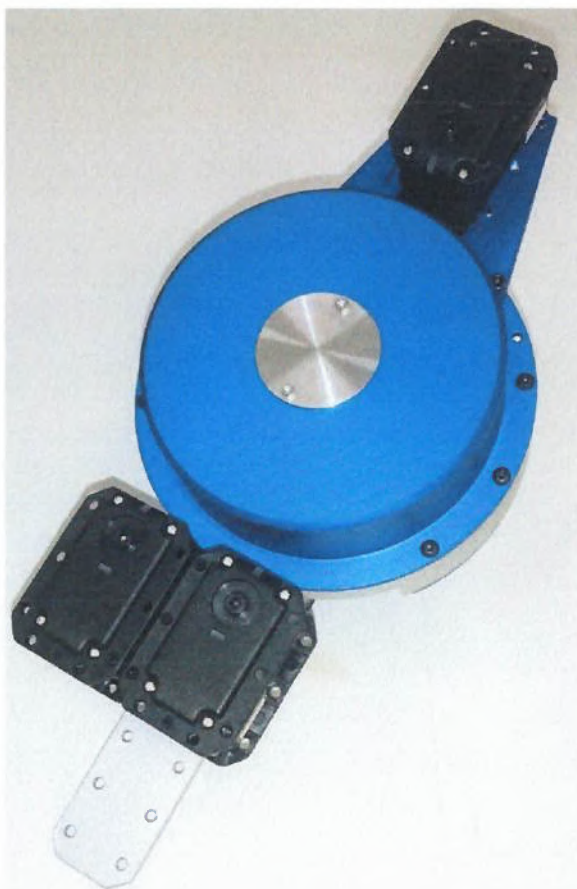
Observou-se grande eficiência energética na marcha humana. Dessa forma, buscou-se por meio de bioinspiração, compreender quais estratégias e mecanismos a tornam tão eficiente quando comparada à marcha executada por dispositivos robóticos.

A principal característica observada é o aproveitamento da própria dinâmica dos membros na execução dos movimentos. Para isso, os músculos não permanecem ativos durante todo o ciclo, permitindo o balanço do membro sem restrição ao movimento. Diferente dos dispositivos robóticos convencionais, onde os motores permanecem acoplados durante todo o ciclo, demandando energia e esforço de controle para manter a trajetória dos membros, mesmo em fases passivas da marcha.

Baseando-se nas estratégias observadas na marcha humana, propuseram-se os mecanismos utilizados no dispositivo biomimético tema deste trabalho.

Novos estudos de caráter técnico foram conduzidos, de forma a obter os conhecimentos necessários para o projeto mecânico e fabricação dos mecanismos. Um conjunto de acoplamentos, capaz de desvincular o motor, permitindo rotação livre da junta, bem como, vincular um elemento elástico para armazenar energia em fases dissipativas. Além da possibilidade de travar o sistema e manter a junta em uma determinada posição, sem consumo de energia.

Apresentaram-se diferentes abordagens e por fim a mais abrangente delas foi escolhida para o projeto final, conforme apresentado nos desenhos do apêndice B. Consolidado o projeto, fabricou-se o protótipo apresentado na Fig. 6.1.



**Figura 6.1:** Protótipo do dispositivo.

Conforme discutido nos requisitos de projeto (3.2), com o protótipo fabricado pretende-se testar o conceito proposto nas três juntas, quadril, joelho e tornozelo. Contudo, com tal generalização obteve-se um dispositivo com massa de 2,03 kg, excessiva para aplicações reais, em exoesqueletos, mas que pode ser reduzida significativamente redimensionando-se o dispositivo em função das características específicas de cada junta.

Por isso, em adição ao escopo inicial, projetou-se uma bancada que permitisse o teste do conceito e futuros ensaios para identificação de parâmetros do disposi-

tivo que permitam a sua especialização para cada uma das juntas. Fabricaram-se os periféricos necessários para sua utilização, como braços de alavanca maiores, massas calibradas e a unidade de potência para a atuação do sistema.

Executaram-se testes funcionais dos subsistemas do dispositivo. Constataram-se pequenos travamentos, provenientes de imperfeições de fabricação, que após ligeiros ajustes mecânicos foram corrigidos. Em testes subsequentes obtiveram-se resultados satisfatórios para o acoplamento em velocidades típicas da caminhada humana. Contudo, para velocidades pouco maiores constataram-se dificuldades no acoplamento e desacoplamento por conta do tamanho diminuto dos dentes.

Embora a massa do protótipo seja excessiva para testes em exoesqueletos, sua aplicação pode ser bastante promissora em robôs bípedes. Além disso, é possível reduzir significativamente não apenas a massa, mas também as dimensões do dispositivo projetando-o para aplicação em uma junta específica e utilizando-se métodos de "*otimização*".

Assim, para trabalhos futuros pretende-se conduzir a especialização e "*otimização*" do dispositivo para cada uma das juntas, bem como, estudar a possibilidade de interligação e "*sinergia*" elas. Além do estudo de rearranjo na configuração dos acoplamentos, permitindo novos comportamentos. Como utilizar intervalos ociosos de uma junta auxiliar o trabalho de outra.

## REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

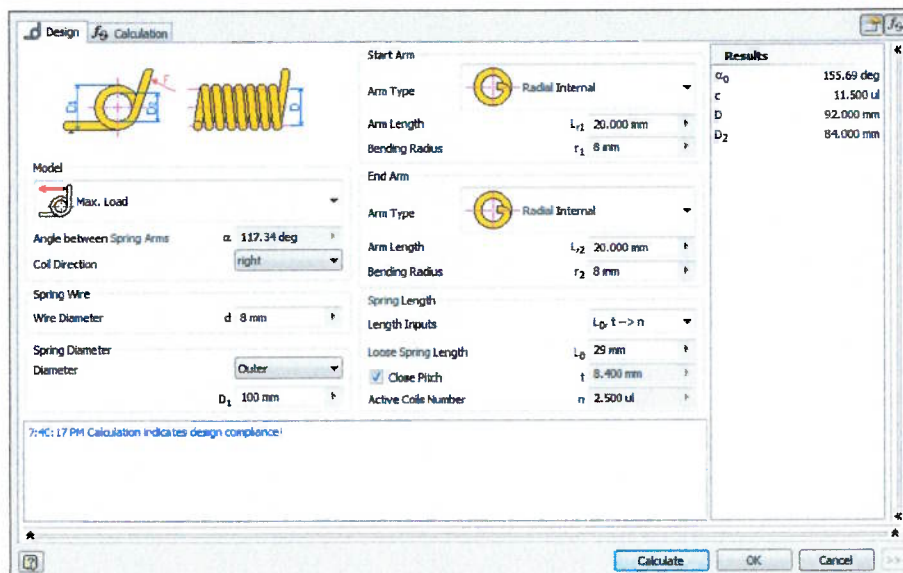
- ACKERMANN, M.; COZMAN, F. G. Automatic knee flexion in lower limb orthoses. *Journal of the Brazilian Society of Mechanical Sciences and Engineering*, scielo, v. 31, p. 305 – 311, 12 2009. ISSN 1678-5878.
- BANALA, S. K.; AGRAWAL, S. K.; SCHOLZ, J. P. Active leg exoskeleton (alex) for gait rehabilitation of motor-impaired patients. In: *Proc. IEEE 10th Int. Conf. Rehabil. Robot.* Noordwijk: [s.n.], 2007. p. 401–407.
- BANALA, S. K. et al. Robot assisted gait training with active leg exoskeleton (alex). In: *Proceedings of the 2nd Biennial IEEE/RAS-EMBS International*. Scottsdale, AZ, USA: [s.n.], 2008.
- BARTON, L. *Mechanism Analysis: Simplified and Graphical Techniques, Second Edition*,. CRC Press, 2005. 412-430 p. (Mechanical Engineering). ISBN 9781466583689. Disponível em: <<https://books.google.com.br/books?id=w8krBgAAQBAJ>>.
- BUDYNAS R.; NISBETT, K. *Shigley's Mechanical Engineering Design*. 9. ed. New York: McGraw-Hill, 2010. (McGraw-Hill Series in Mechanical Engineering). ISBN 0073529281.
- CENCIARINI, M.; DOLLAR, A. Biomechanical considerations in the design of lower limb exoskeletons. In: *Rehabilitation Robotics (ICORR), 2011 IEEE International Conference on*. [S.l.: s.n.], 2011. p. 1–6. ISSN 1945-7898.
- COBB, G. L. *Walking motion*. Google Patents, 1935. US Patent 2,010,482. Disponível em: <<http://www.google.com/patents/US2010482>>.
- CORDERO, A. F.; KOOPMAN, H.; HELM, F. van der. Use of pressure insoles to calculate the complete ground reaction forces. *Journal of Biomechanics*, v. 37, n. 9, p. 1427 – 1432, 2004. ISSN 0021-9290. Disponível em: <<http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0021929003004792>>.
- CORTEZ, M.; FORNER-CORDERO, A. On the study of a clutch device for exoskeletons and robot joints: Energetic efficiency study and mechanism concept. In: *Proceedings of the XVII International Symposium on Dynamic Problems of Mechanics - DINAME*. [S.l.: s.n.], 2015.
- DOLLAR, A.; HERR, H. Active orthoses for the lower-limbs: Challenges and state of the art. In: *Rehabilitation Robotics, 2007. ICORR 2007. IEEE 10th International Conference on*. [S.l.: s.n.], 2007. p. 968–977.
- DOLLAR, A.; HERR, H. Lower extremity exoskeletons and active orthoses: Challenges and state-of-the-art. *Robotics, IEEE Transactions on*, v. 24, n. 1, p. 144–158, 2008. ISSN 1552-3098.
- EKKELENKAMP, R.; VENEMAN, J. F.; KOOIJ, H. van der. Lopes: a lower extremity powered exoskeleton. In: *ICRA*. [S.l.]: IEEE, 2007. p. 3132–3133.

- ESQUENAZI, A. et al. The rewalk powered exoskeleton to restore ambulatory function to individuals with thoracic-level motor-complete spinal cord injury. *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation*, Ovid Technologies (Wolters Kluwer Health), v. 91, n. 11, p. 911–921, 2012. ISSN 0894-9115. Disponível em: <<http://dx.doi.org/10.1097/PHM.0b013e318269d9a3>>.
- FORNER-CORDERO, A.; KOOPMAN, H.; HELM, F. van der. Describing gait as a sequence of states. *Journal of Biomechanics*, v. 39, n. 5, p. 948 – 957, 2006. ISSN 0021-9290. Disponível em: <<http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0021929005000692>>.
- FORNER-CORDERO, A.; PONS, J.; WISSE, M. Basis for bioinspiration and biomimetism in wearable robots. In: *Wearable robots: biomechatronic exoskeletons*. [S.l.]: John Wiley & Sons, 2008. cap. 2. ISBN 9780470512944.
- GRONLEY, J. K.; PERRY, J. Gait analysis techniques rancho los amigos hospital gait laboratory. *Physical therapy*, American Physical Therapy Association, v. 64, n. 12, p. 1831–1838, 1984. Disponível em: <<http://physther.net/content/64/12/1831.short>>.
- GUIZZO, E.; GOLDSTEIN, H. The rise of the body bots [robotic exoskeletons]. *Spectrum, IEEE*, v. 42, n. 10, p. 50–56, 2005. ISSN 0018-9235.
- HERR, H. Exoskeletons and orthoses: classification, design challenges and future directions. *J NeuroEngineering Rehabil*, Springer Science + Business Media, v. 6, n. 1, p. 21, 2009. ISSN 1743-0003. Disponível em: <<http://dx.doi.org/10.1186/1743-0003-6-21>>.
- HOCOMA AG MEDICAL ENGINEERING. *Lokomat Rehabilitation Device*. Switzerland. Disponível em: <[www.hocoma.com](http://www.hocoma.com)>.
- HOGAN, N. Impedance control: An approach to manipulation. In: *American Control Conference, 1984*. [S.l.: s.n.], 1984. p. 304–313.
- INMAN, V. T.; RALSTON, H. J.; TODD, F. *Human walking*. [S.l.]: Williams & Wilkins, 1981.
- KAPANDJI, A. I. *Fisiologia articular, volume 2: esquemas comentados da mecânica humana*. 5. ed. [S.l.]: GUANABARA KOOGAN, 2000. v. 2.
- KAWAMOTO, H.; SANKAI, Y. Power assist system hal-3 for gait disorder person. In: MIESENBERGER, K.; KLAUS, J.; ZAGLER, W. (Ed.). *Computers Helping People with Special Needs*. [S.l.]: Springer Berlin Heidelberg, 2002, (Lecture Notes in Computer Science, v. 2398). p. 196–203. ISBN 978-3-540-43904-2.
- KAZEROONI, H. Exoskeletons for human power augmentation. In: *IEEE. Intelligent Robots and Systems, 2005.(IROS 2005). 2005 IEEE/RSJ International Conference on*. [S.l.], 2005. p. 3459–3464.
- KAZEROONI, H.; MAHONEY, S. L. Force augmentation in human-robot interaction. In: *American Control Conference, 1990*. [S.l.: s.n.], 1990. p. 2821–2826.
- LEWIS, M.; KLEIN, T. A robotic biarticulate leg model. In: *Biomedical Circuits and Systems Conference, 2008. BioCAS 2008. IEEE*. [S.l.: s.n.], 2008. p. 57–60.

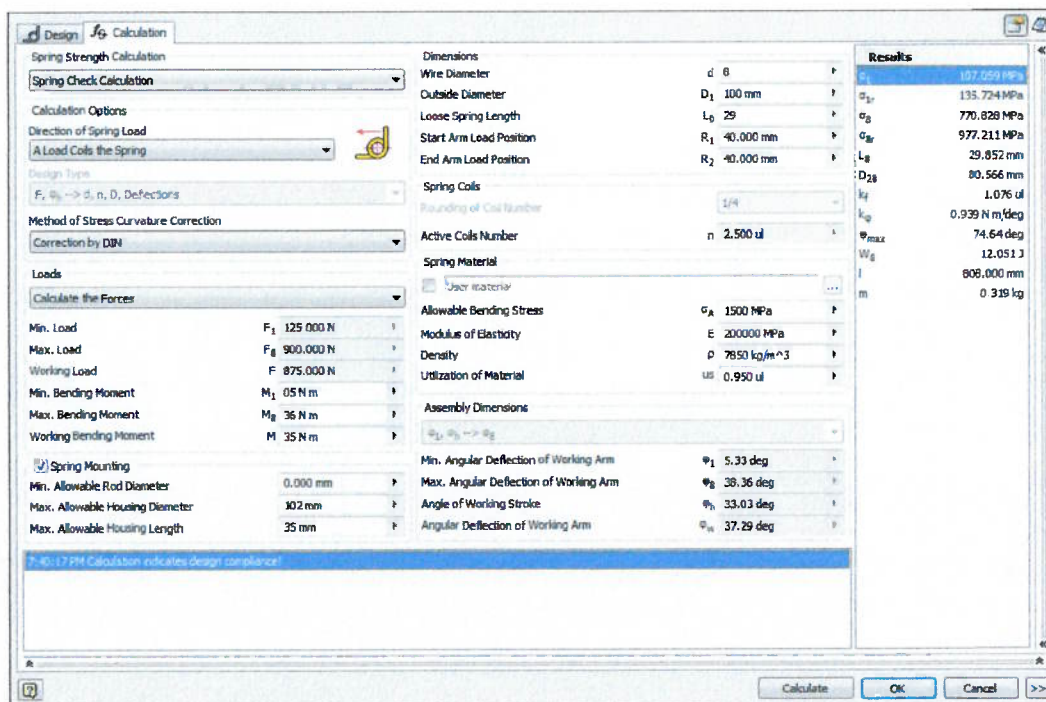


- MILOJEVIC, S.; SABANOVIC, S.; KAUR, J. Miomir vukobratovic [history]. *Robotics Automation Magazine, IEEE*, v. 20, n. 2, p. 112–122, 2013. ISSN 1070-9932.
- PERRY, J. *Gait analysis : Normal and pathological function*. Thorofare, NJ: SLACK, 1992. ISBN 1556421923.
- PONS, J. L. *Emerging actuator technologies: a micromechatronic approach*. [S.l.]: John Wiley & Sons, 2005.
- QUADRADO, V. H.; NORIEGA, C.; FORNER-CORDERO, A. Experimental assessment of a coincident timing motor task of the arm under a passive mechanical perturbation. In: *Biomedical Robotics and Biomechatronics (2014 5th IEEE RAS EMBS International Conference on*. [S.l.: s.n.], 2014. p. 616–620. ISSN 2155-1774.
- STRICKLAND, E. Good-bye, wheelchair. *Spectrum, IEEE*, v. 49, n. 1, p. 30–32, January 2012. ISSN 0018-9235.
- TORTORA, G. *Corpo humano : fundamentos de anatomia e fisiologia*. 4. ed. Porto Alegre: ARTMED, 2001. ISBN 8573076755.
- VALIENTE, A. *Design of a quasi passive parallel leg exoskeleton to augment load carrying for walking*. Dissertação (Mestrado) — Department Mechanical Engineer of Massachusetts Institute of Technology, Cambridge, August 2005.
- VELASQUEZ-LOBO, M. et al. Modeling a biped robot on matlab/simmechanics. In: *Electronics, Communications and Computing (CONIELECOMP), 2013 International Conference on*. [S.l.: s.n.], 2013. p. 203–206.
- VUKOBRATOVIC, M.; BOROVAC, B. Zero-moment point: Thirty five years of its life. *International Journal of Humanoid Robotics*, v. 01, n. 01, p. 157–173, 2004. Disponível em: <<http://www.worldscientific.com/doi/abs/10.1142/S0219843604000083>>.
- WALSH, C. J. *Biomimetic design of an under actuated leg exoskeleton for load carrying augmentation*. Dissertação (Mestrado) — Department Mechanical Engineer of Massachusetts Institute of Technology, February 2006.
- WINTER, D. *Biomechanics and Motor Control of Human Movement*. Wiley, 1990. (A Wiley-Interscience publication). ISBN 9780471509080. Disponível em: <<http://books.google.com.br/books?id=Hc9qAAAAMAAJ>>.
- YAGN, N. *APPARATUS FOR FACILITATING WALKING*. Google Patents, 1890. US Patent 420,179. Disponível em: <<http://www.google.com/patents/US420179>>.
- YALI, H.; XINGSONG, W. Biomechanics study of human lower limb walking: Implication for design of power-assisted robot. In: *Intelligent Robots and Systems (IROS), 2010 IEEE/RSJ International Conference on*. [S.l.: s.n.], 2010. p. 3398–3403. ISSN 2153-0858.
- ZOSS, A.; KAZEROONI, H.; CHU, A. Biomechanical design of the berkeley lower extremity exoskeleton (bleex). *Mechatronics, IEEE/ASME Transactions on*, v. 11, n. 2, p. 128–138, 2006. ISSN 1083-4435.

## APÊNDICE A - ANÁLISES POR SOFTWARE

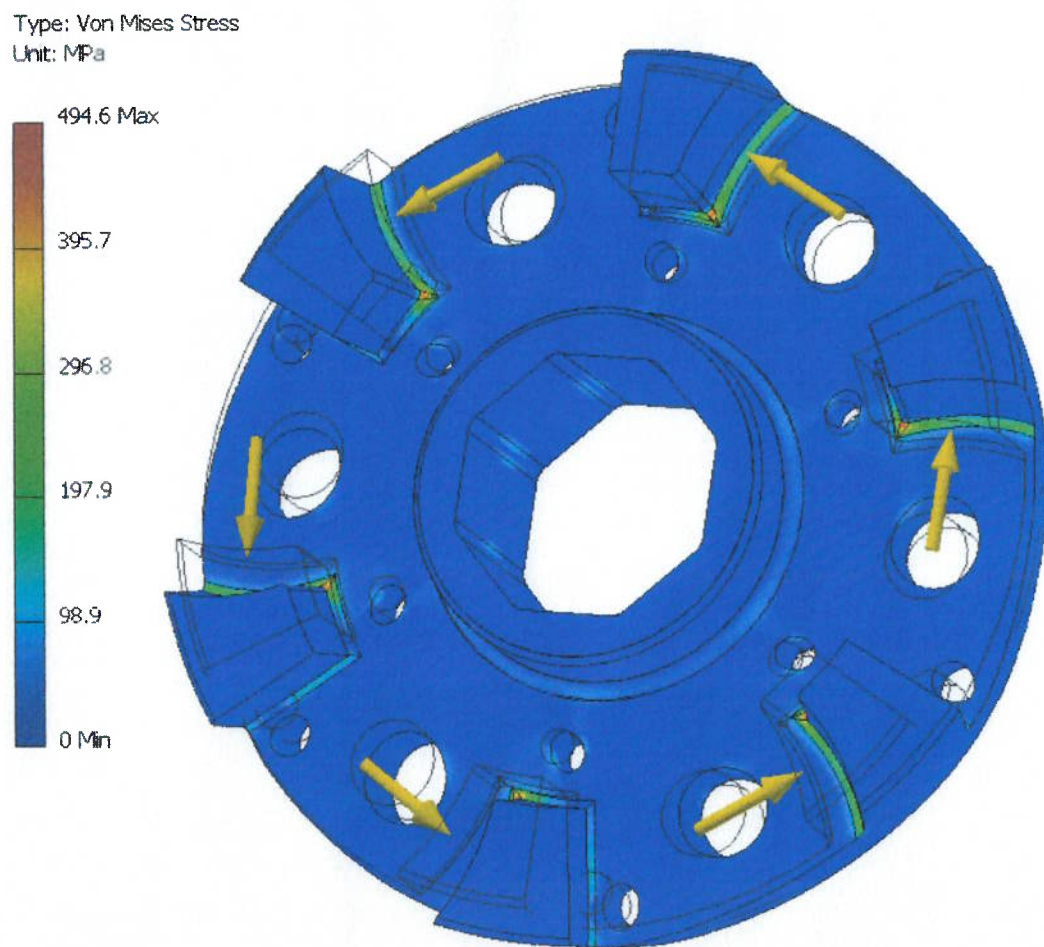


(a)

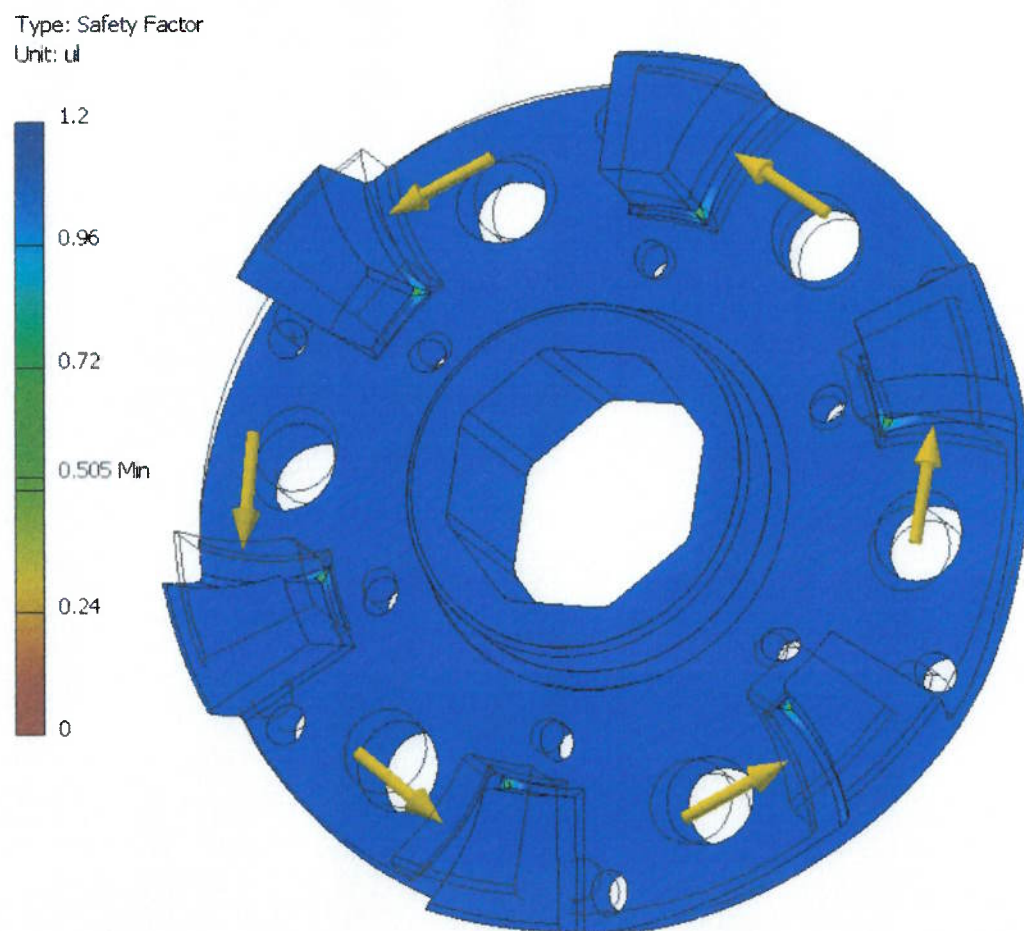


(b)

Figura A.1: Interface de dimensionamento da mola em Autodesk Inventor.  
 (a) Características topológicas, (b) Parâmetros de cálculo



**Figura A.2:** Análise da *Gaiola* – Distribuição de tensões.



**Figura A.3:** Análise da *Gaiola* – Coeficiente de segurança.

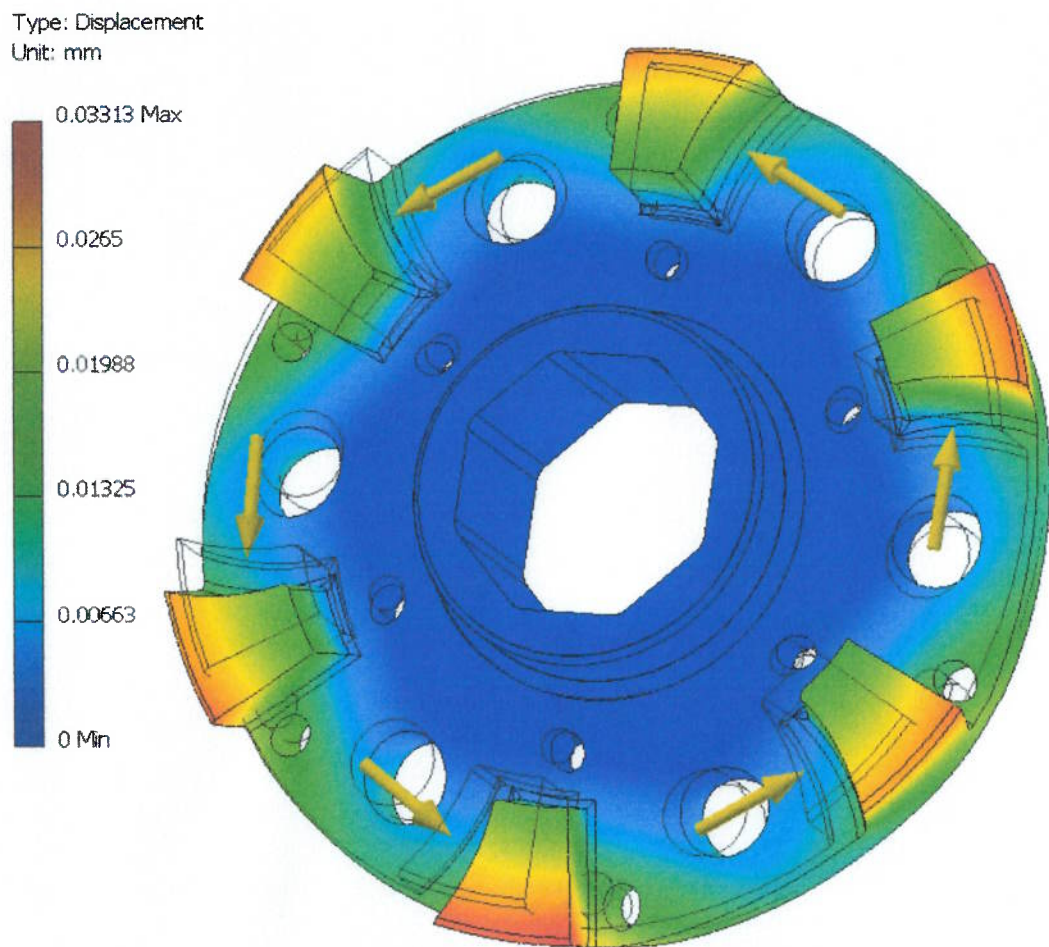


Figura A.4: Análise da *Gaiola* – Deformação.

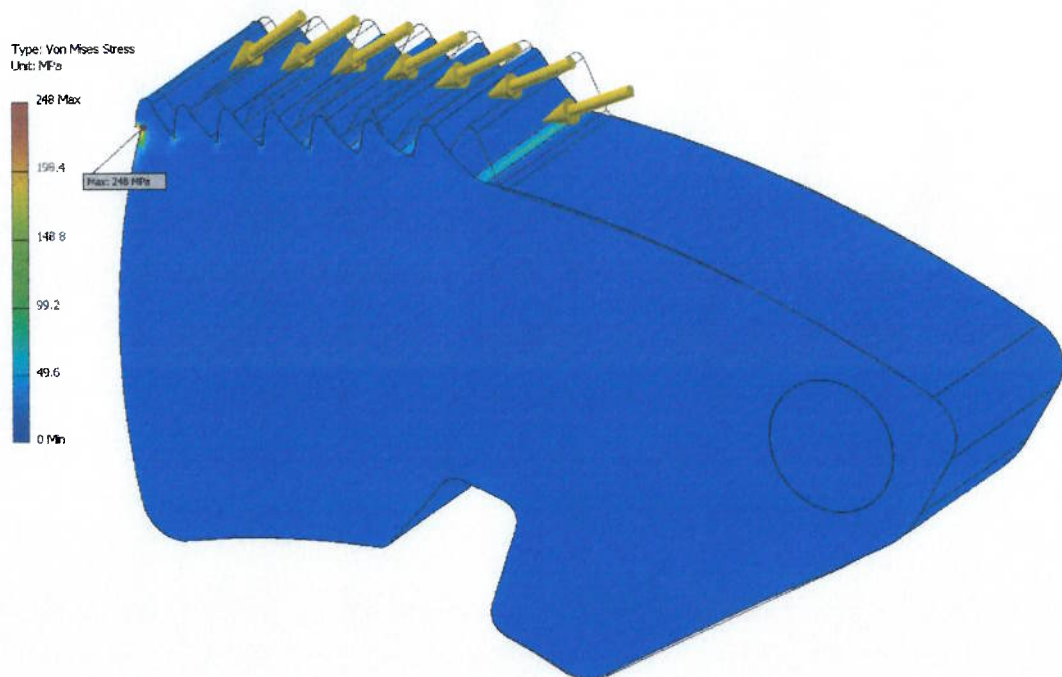


Figura A.5: Análise do *Elemento de acoplagem* – Distribuição de tensões.

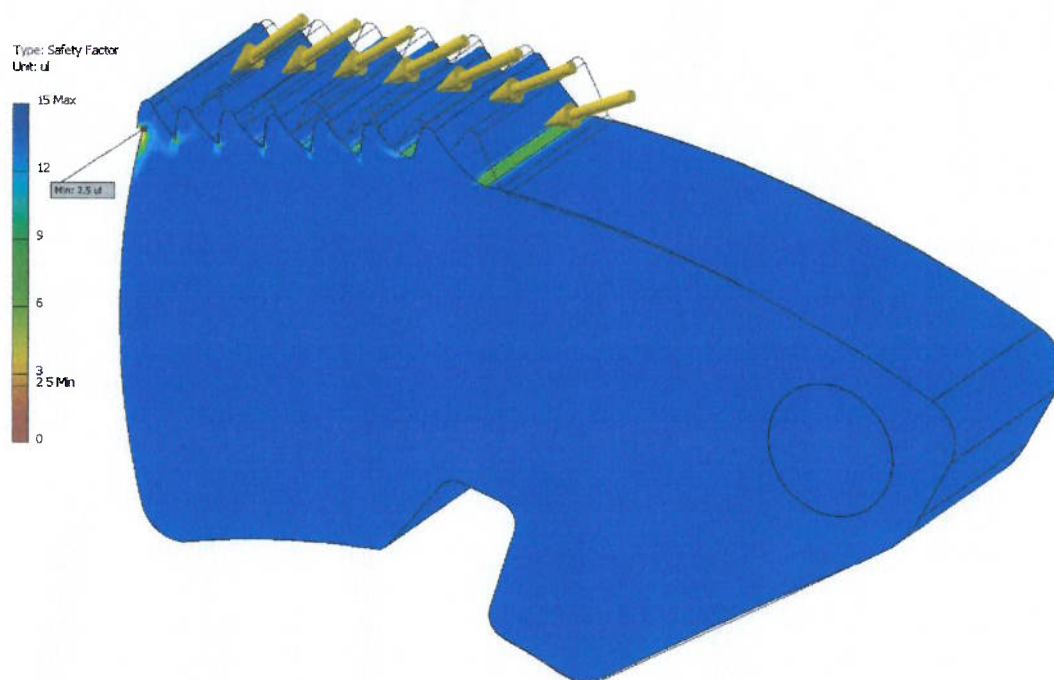


Figura A.6: Análise do *Elemento de acoplagem* – Coeficiente de segurança.

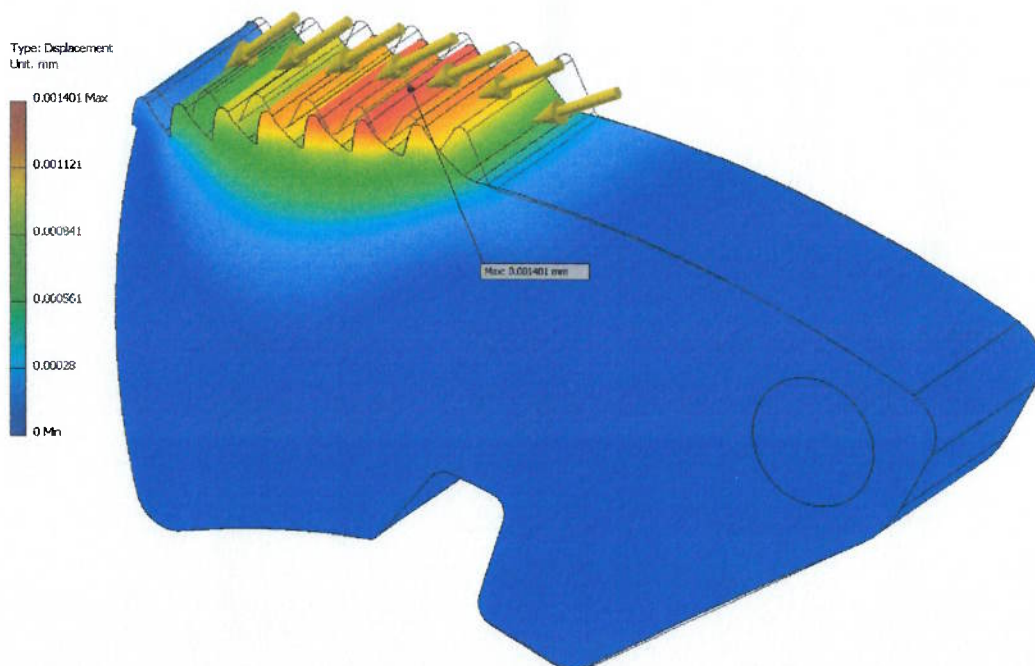


Figura A.7: Análise do *Elemento de acoplagem* – Deformação.

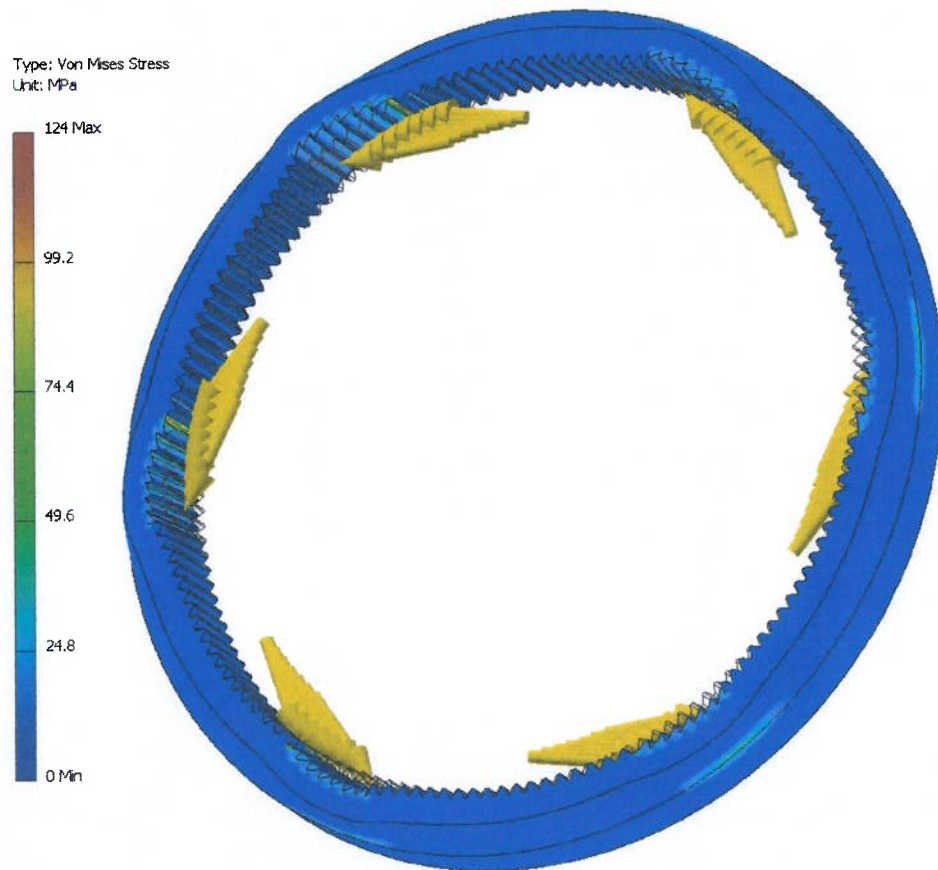


Figura A.8: Análise do *Anel externo* – Distribuição de tensões.

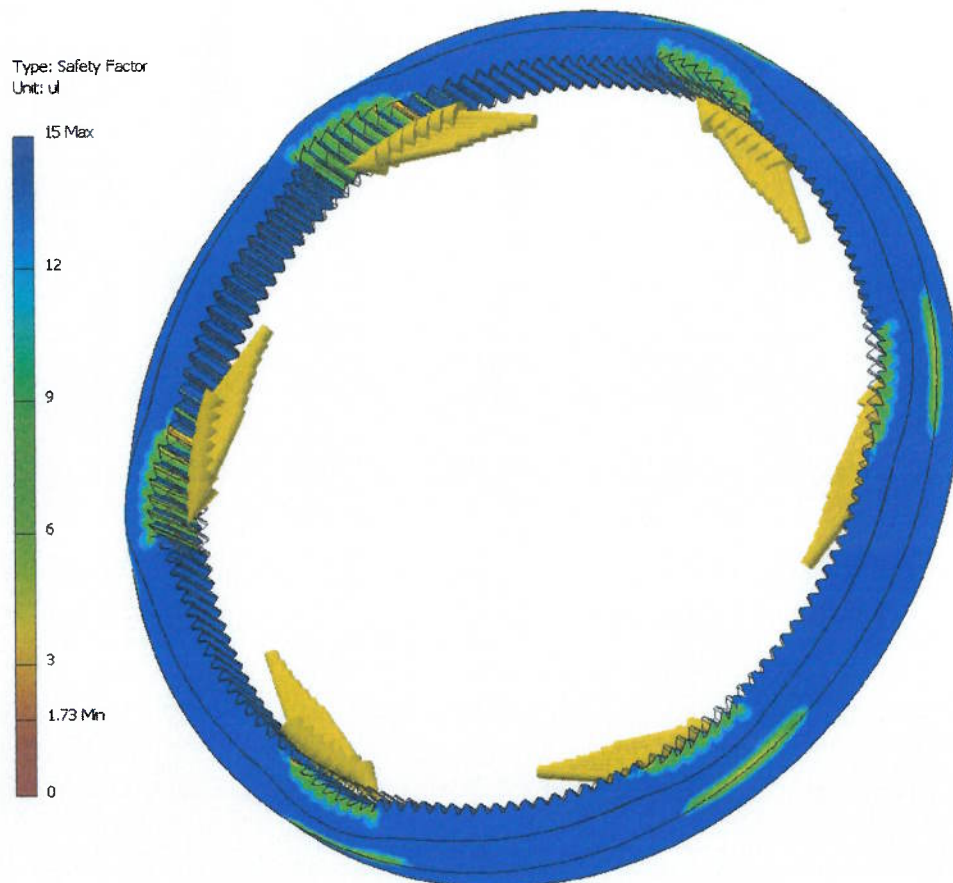


Figura A.9: Análise do *Anel externo* – Coeficiente de segurança.



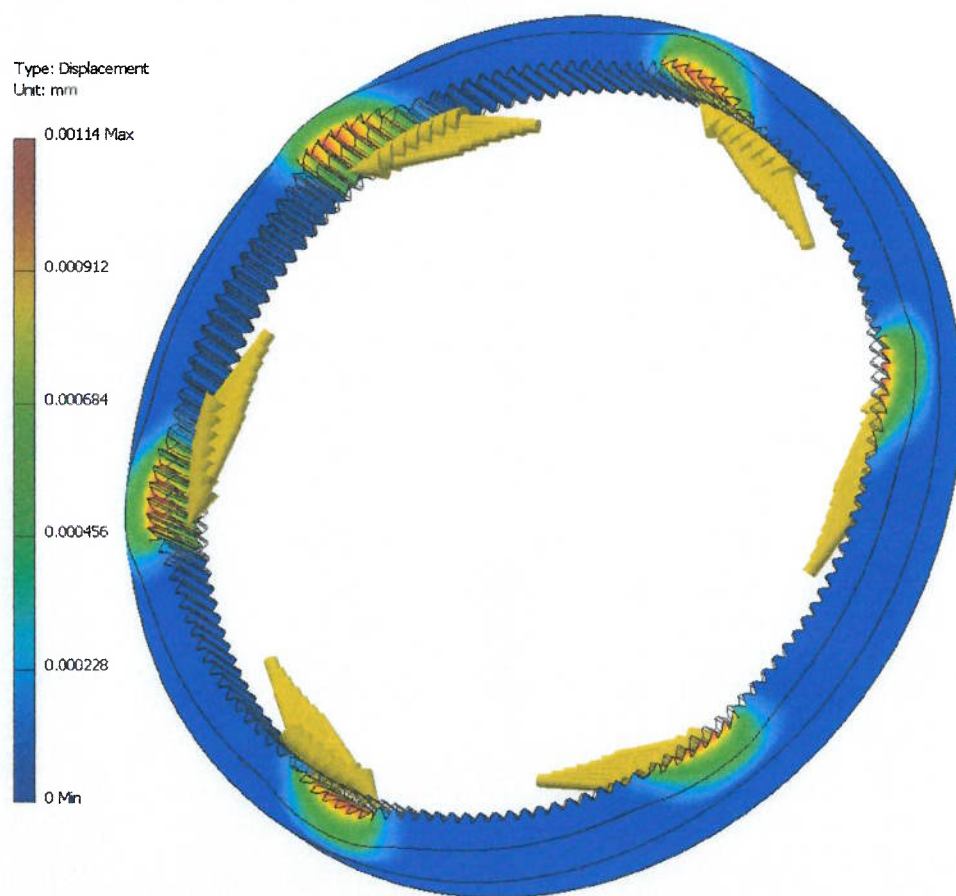
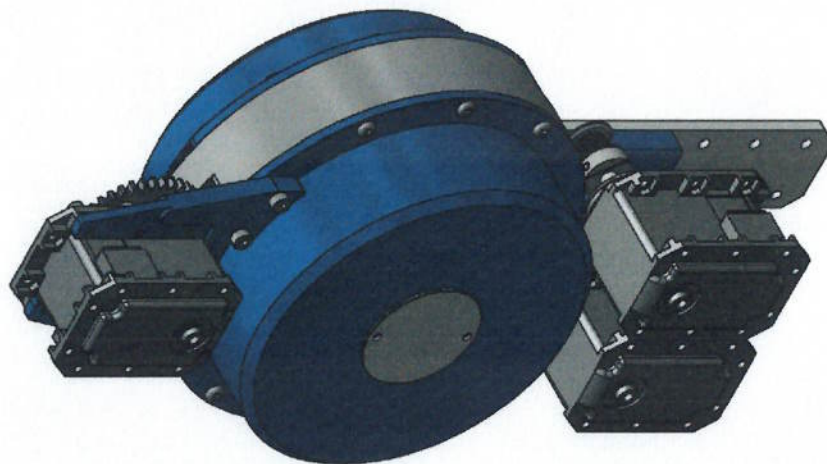
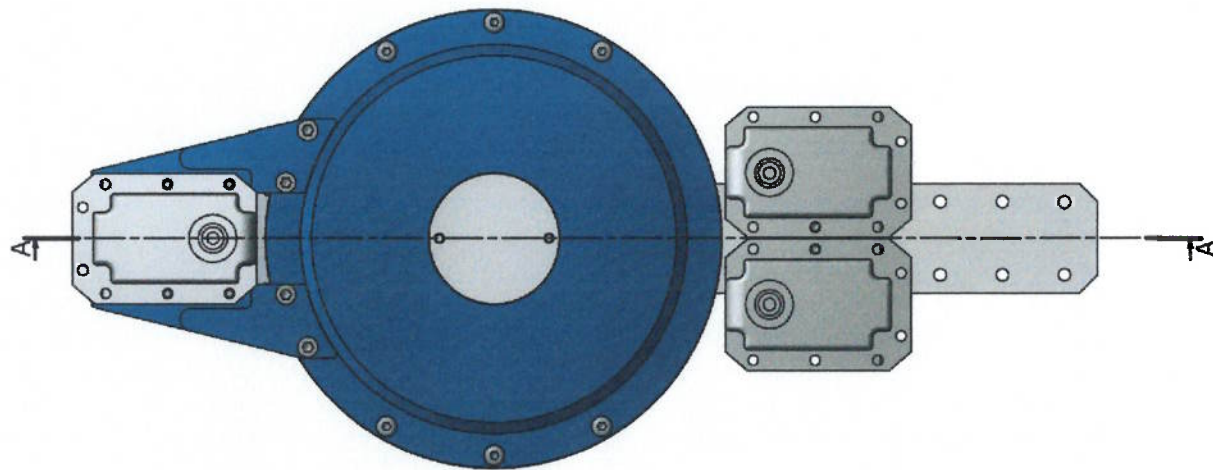
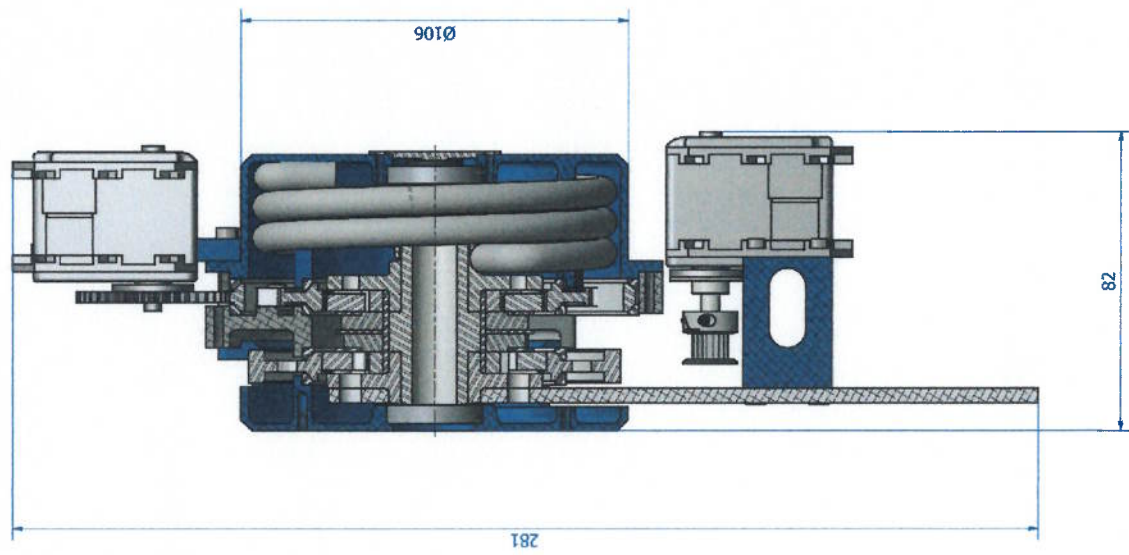


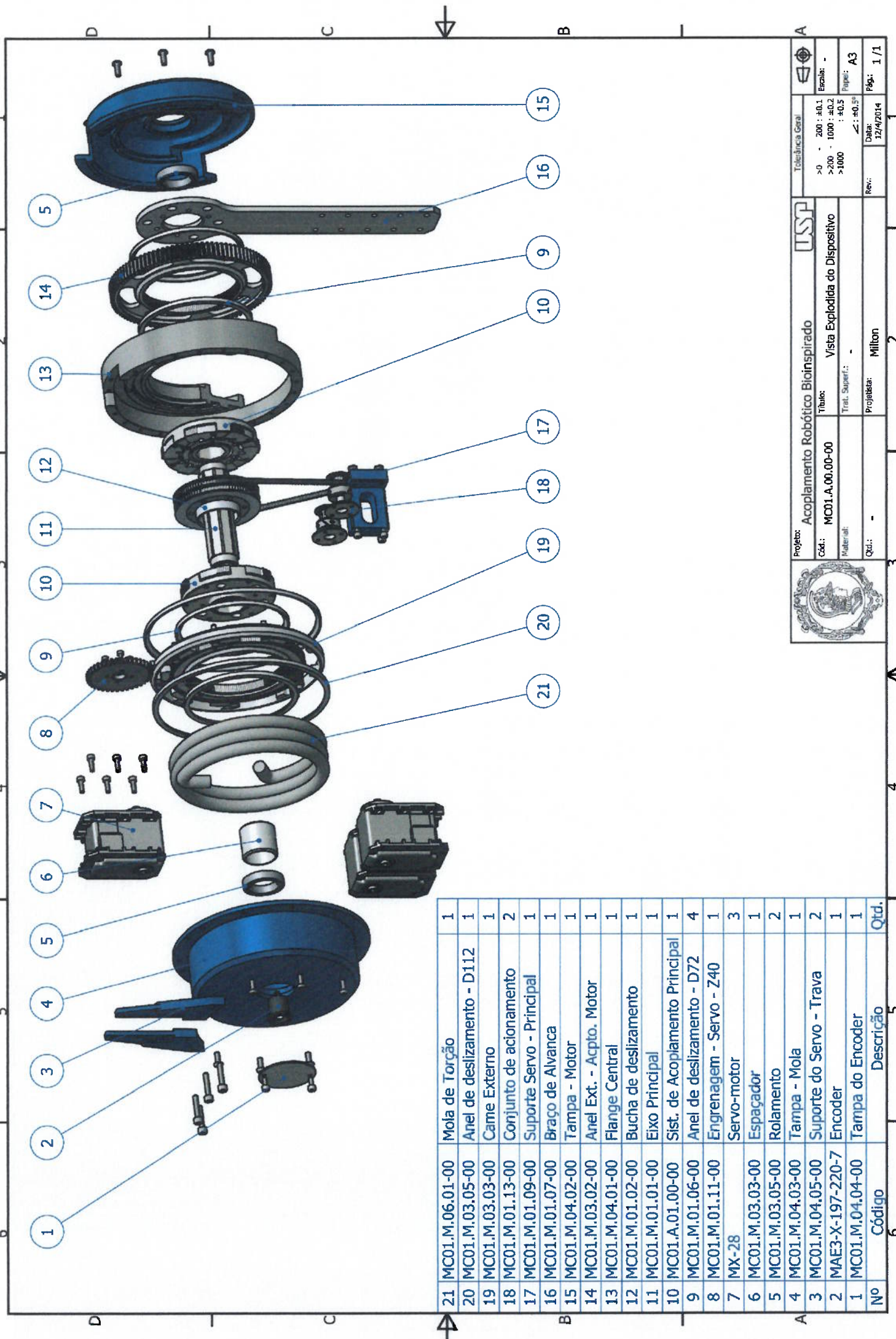
Figura A.10: Análise do *Anel externo* – Deformação.

## APÊNDICE B - DESENHOS MECÂNICOS


A-A (1:1)



		Técnicos em		A	
Projeto: Acoplamento Robótico Biinspirado		USP		Revisão: -	
Data: MC01.A.00.00-00		Título: Dispositivo em Corte		Escala: -	
Desenho: -		Projeto: -		Folha: A2	
Desenho: -		Projeto: Milbon		Data: 24/04/2014	
Desenho: -		Projeto: -		Folha: 1/1	



No	Código	Descrição	Qtd.
21	MC01.M.06.01-00	Mola de Torção	1
20	MC01.M.03.05-00	Anel de deslizamento - D112	1
19	MC01.M.03.03-00	Came Externo	1
18	MC01.M.01.13-00	Conjunto de acionamento	2
17	MC01.M.01.09-00	Suporte Servo - Principal	1
16	MC01.M.01.07-00	Braço de Alavanca	1
15	MC01.M.04.02-00	Tampa - Motor	1
14	MC01.M.03.02-00	Anel Ext. - Acpto. Motor	1
13	MC01.M.04.01-00	Flange Central	1
12	MC01.M.01.02-00	Bucha de deslizamento	1
11	MC01.M.01.01-00	Eixo Principal	1
10	MC01.A.01.00-00	Sist. de Acoplamento Principal	1
9	MC01.M.01.06-00	Anel de deslizamento - D72	4
8	MC01.M.01.11-00	Engrenagem - Servo - Z40	1
7	MX-28	Servo-motor	3
6	MC01.M.03.03-00	Espaçador	1
5	MC01.M.03.05-00	Rolamento	2
4	MC01.M.04.03-00	Tampa - Mola	1
3	MC01.M.04.05-00	Suporte do Servo - Trava	2
2	MAE3-X-197-220-7	Encoder	1
1	MC01.M.04.04-00	Tampa do Encoder	1



Projeto: Acoplamento Robótico Bioinspirado

Cód.: MC01.A.00.00-00

Título: Vista Explodida do Dispositivo

Trat. Superf.: -

Projeta: Milton

Data: 12/4/2014

Rev.: -

Tolerância Geral

>0 : ±0.1

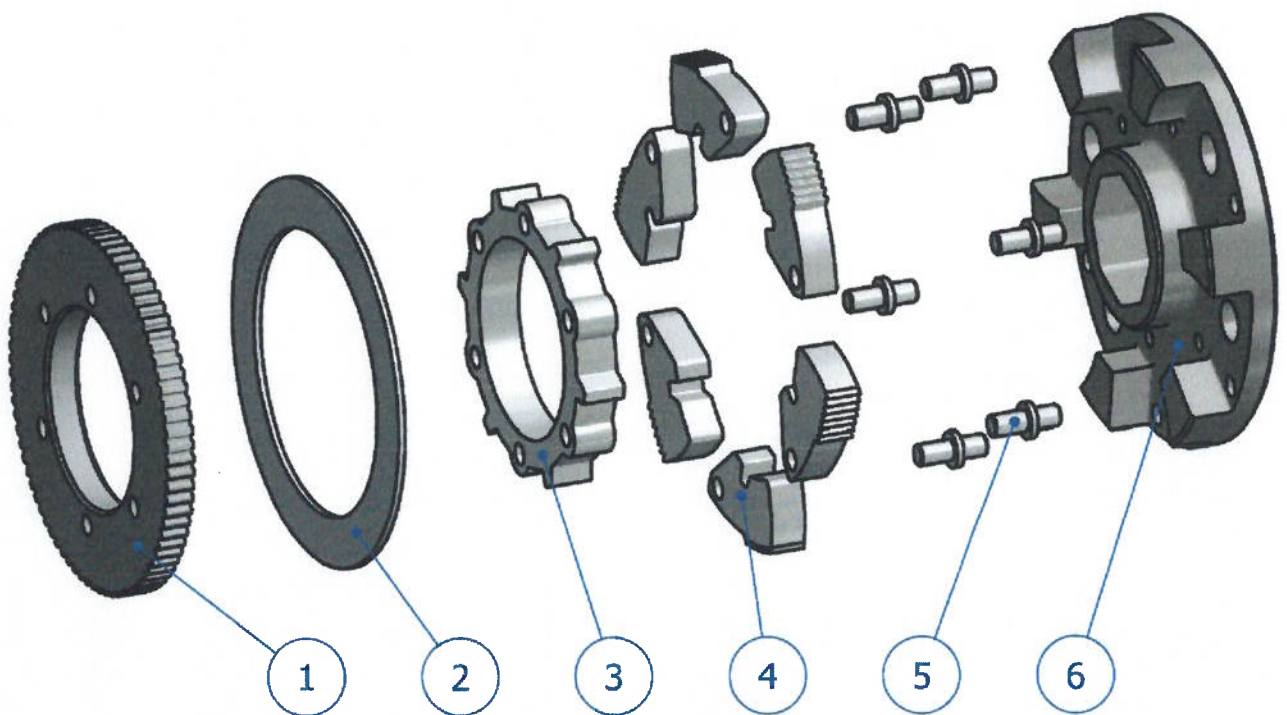
>200 : ±0.2

>1000 : ±0.5

Escola: -

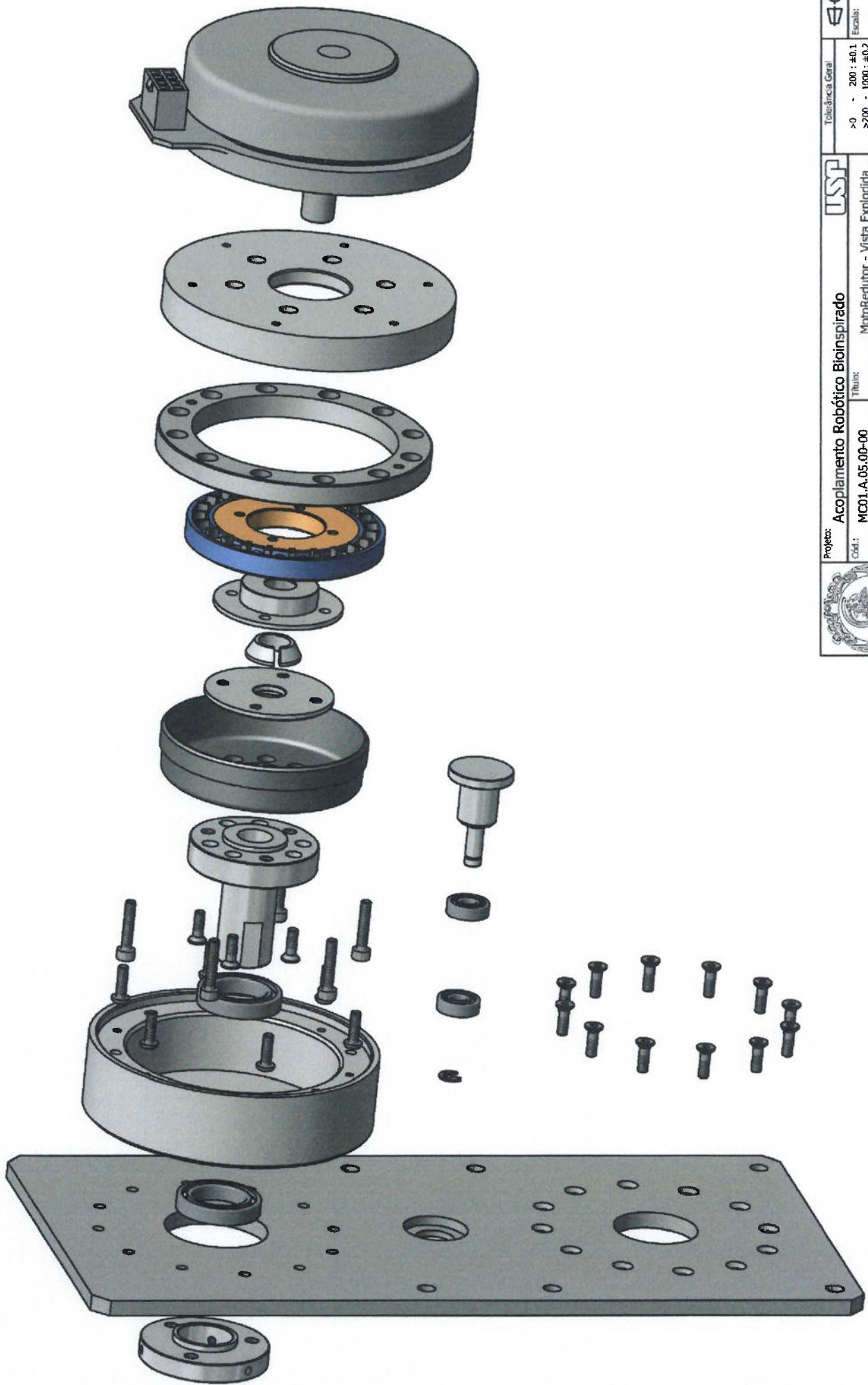
Papel: A3

Página: 1 / 1



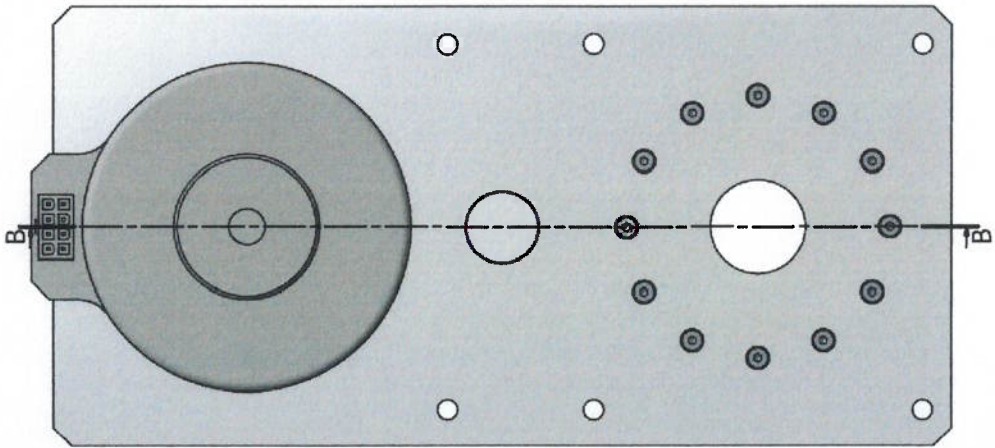
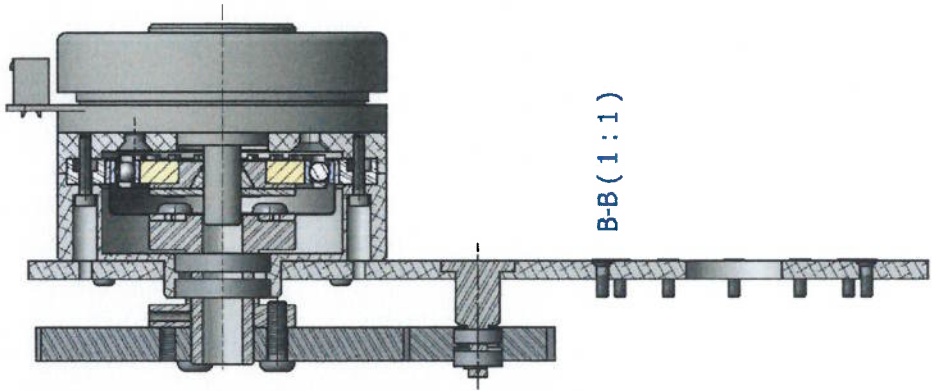
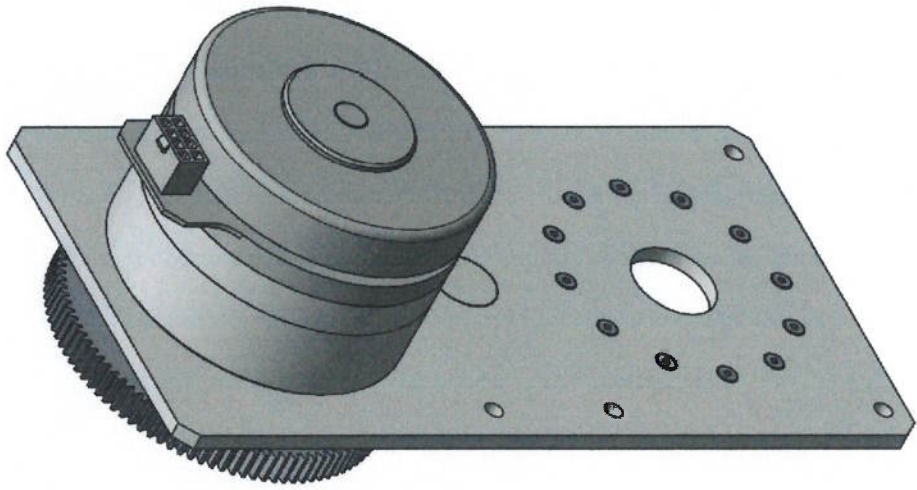
6	MC01.M.02.04-00	Gaiola	1
5	MC01.M.02.05-00	Pinos de Articulação	6
4	MC01.M.02.02-00	Elementos de Acoplagem	6
3	MC01.M.02.03-00	Came	1
2	MC01.M.01.05-00	Anel Espaçador	1
1	MC01.M.01.03-00	Polia Sincronizadora	1
Nº	Código	Descrição	Qtd

	Projeto:	Acoplamento Robótico Bioinspirado	Tolerância Geral		
	Cód.:	MC01.A.02.00-00	Título:		Acoplamento Principal - Explodido
	Material:		Trat. Superf.:	-	Escala: 1:1 Papel: A4
	Qtd.:	2	Projeta:	Milton	Rev.: 00 Data: 4/16/2014 Pág.: 1 / 2

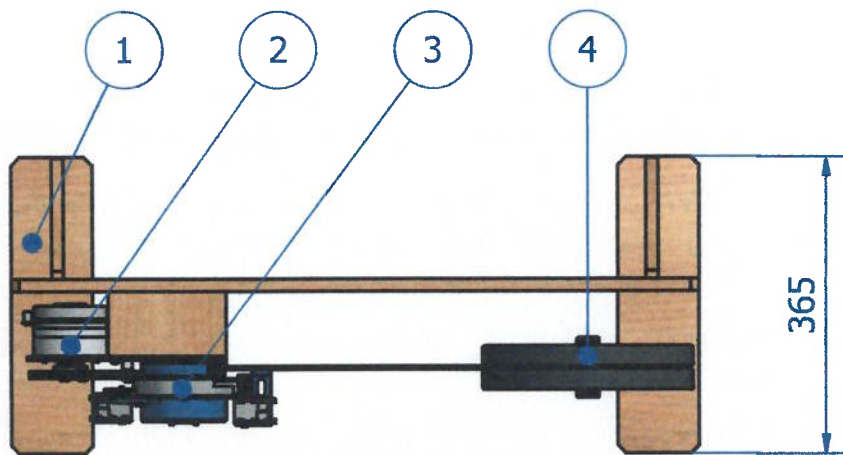
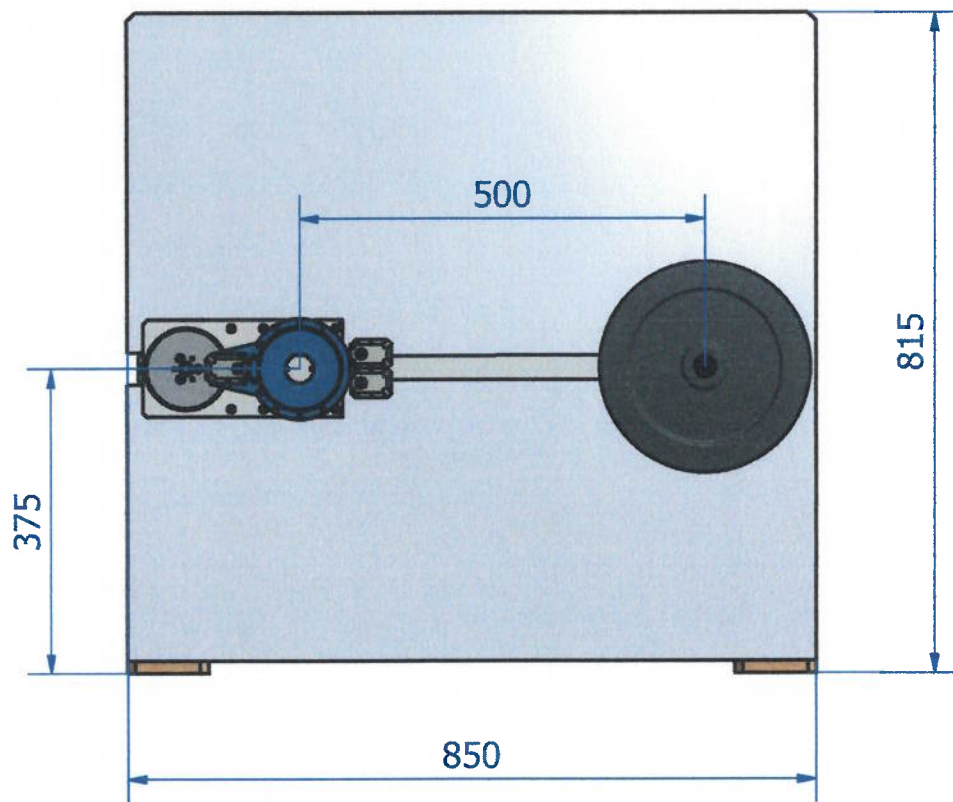


	Tolerância Geral >0 : ±0,1 >200 : ±0,2 >1000 : ±0,5 >10000 : ±0,5 <sup>o</sup>		Escala: - Papel: A3 Data: 11/14/2014 Rev.: 1 / 1
	Projeto: <b>Acoplamento Robótico Bioinspirado</b> Cod.: MC01.A.05.00-00 Thème: MotoRedutor - Vista Explodida Trat. Superf.: - Projeta: Milton Qtd.: 1		





	Proyecto: <b>Acoplamiento Robotico Bloinspirado</b>	Escala: 1:1
	Cliente: <b>MCDI.A.05.00-00</b>	Trazado: <b>MotorReductor - Corte</b>
Proyecto: <b>Millon</b>	Trazado: <b>Millon</b>	Pagina: <b>A2</b>
Fecha: <b>1</b>	Proyecto: <b>Millon</b>	Paga: <b>1/1</b>



4	MC01.M.05.13-00	Anilhas - 3kg	2
3	MC01.A.00.00-0B	Dispositivo de Acoplamento	1
2	MC01.A.05.00-00	Unidade de Potência	1
1	MC01.M.05.12-00	Bancada	1
Nº	Código	Descrição	Qtd



Projeto: **Acoplamento Robótico Bioinspirado**

**USP**

Tolerância Geral

Cód.: **MC01.A.06.00-00**

Título: **Bancada de testes**

>0 - 200 : ±0.1  
>200 - 1000 : ±0.2  
>1000 : ±0.5

Escala: -

Material:

Trat. Superf.: -

Papel: **A4**

Qtd.: **1**

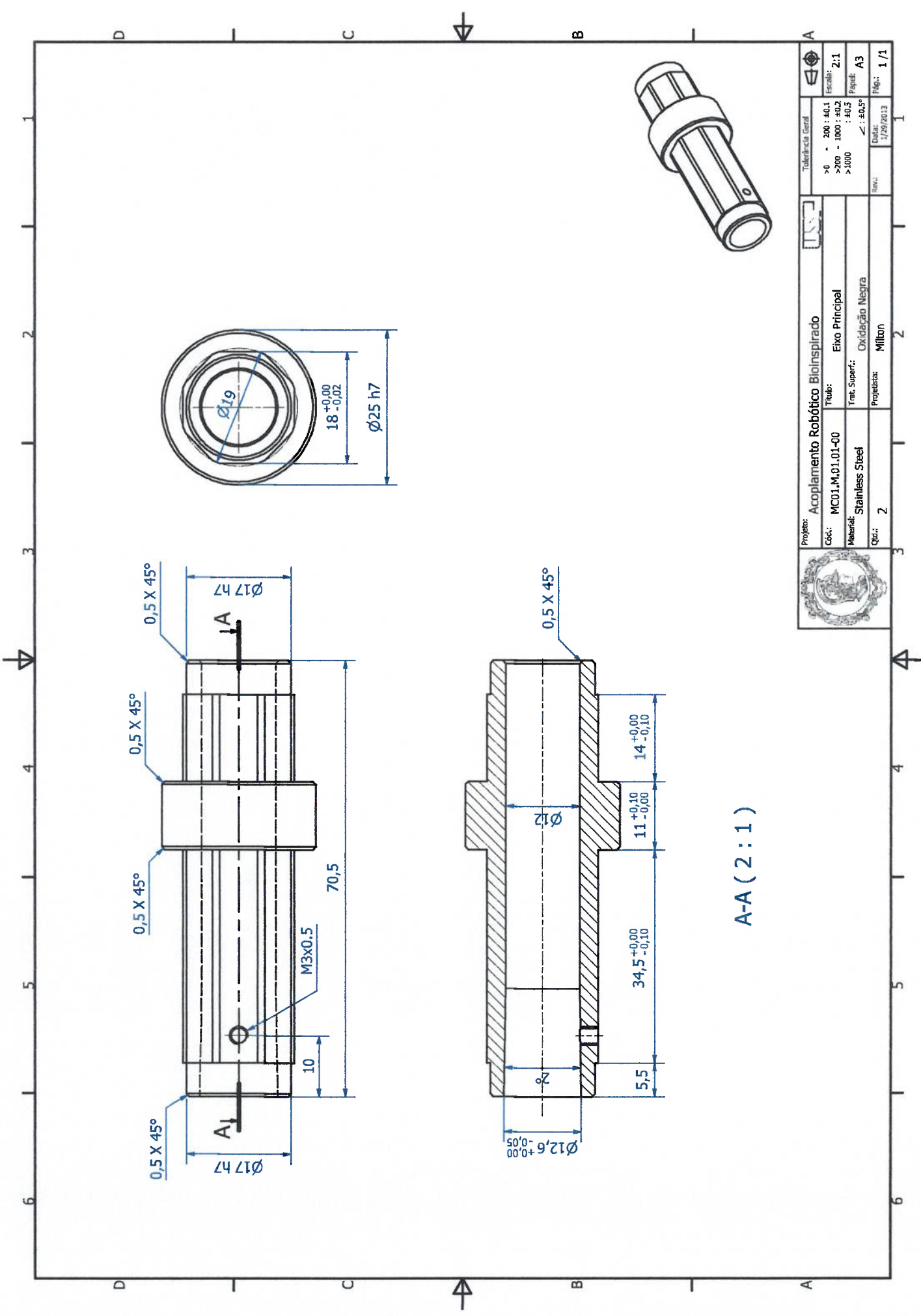
Projetista: **Milton**

Rev.:

Data: **11/14/2014**



Pág.: **1 / 1**

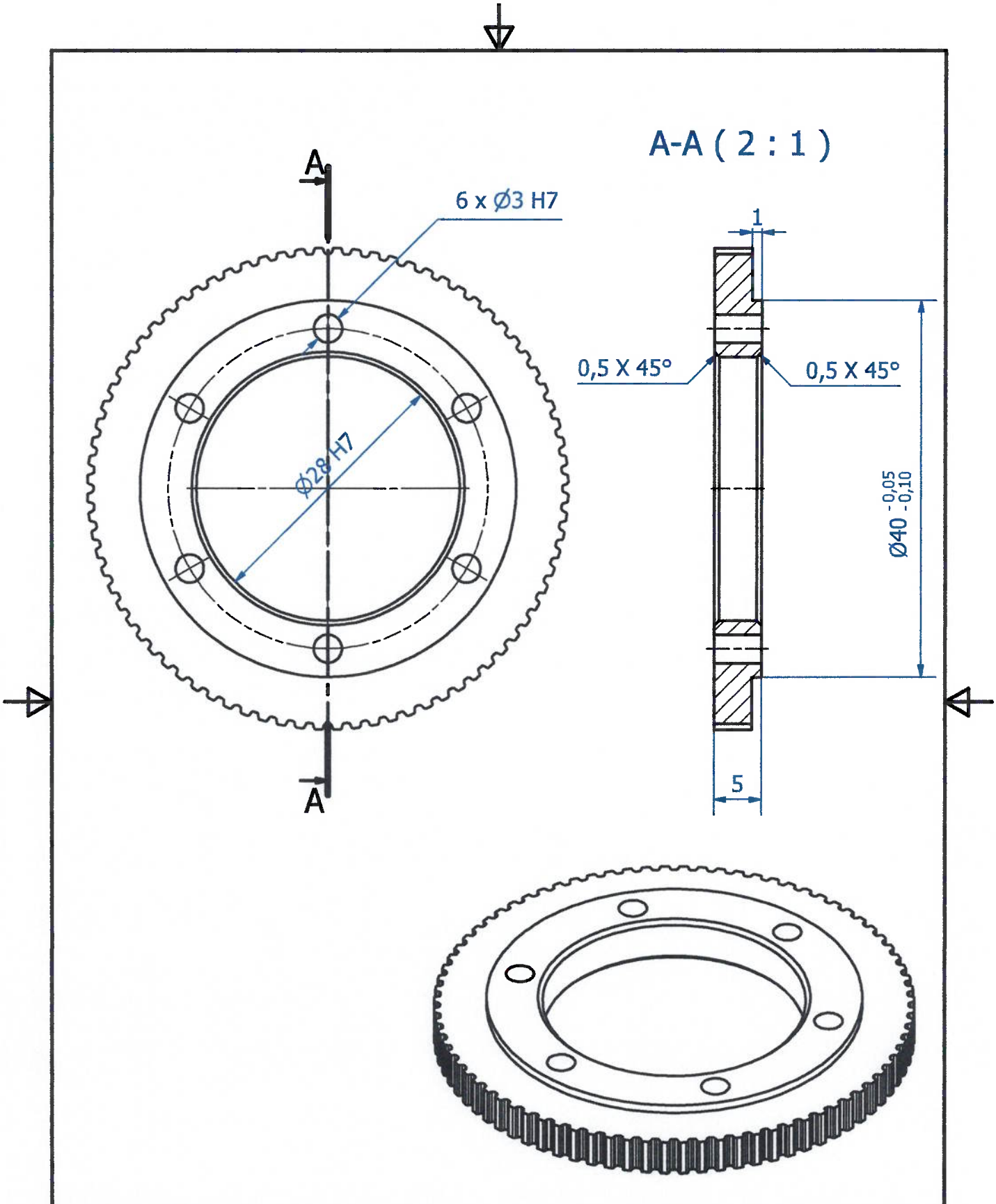





A-A ( 2 : 1 )




	Projeto: <b>Acoplamento Robótico Bioinspirado</b>	Tolerância Geral	
	Cód.: <b>MCD1.M.01.01-00</b>	Tubo: <b>Eixo Principal</b>	Escala: <b>2:1</b>
Material: <b>Stainless Steel</b>	Trat. Superf.: <b>Oxidação Negra</b>	>0 - 200 : ±0,1 >200 - 1000 : ±0,2 >1000 : ±0,5	Folha: <b>A3</b>
Qtd.: <b>2</b>	Projetista: <b>Milton</b>	< : ±0,05°	Pág.: <b>1 / 1</b>
		Data: <b>1/29/2013</b>	

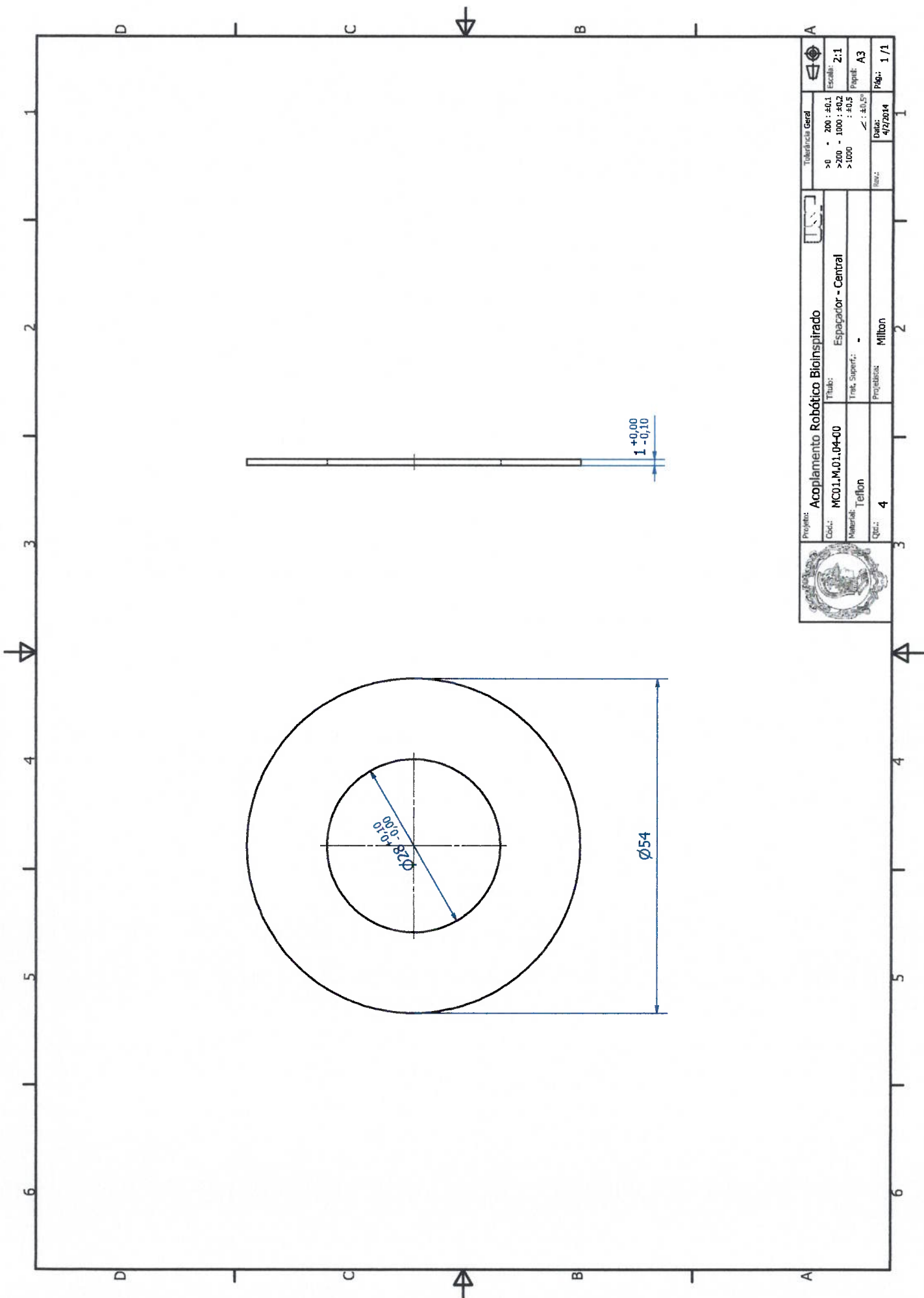



Projeto:	Acoplamento Robótico Bioinspirado			
Cód.:	MC01.M.01.03-00	Título:		Polia Sincronizadora
Material:	Generic	Trat. Superf.:		-
Qtd.:	4	Projetista:		Milton

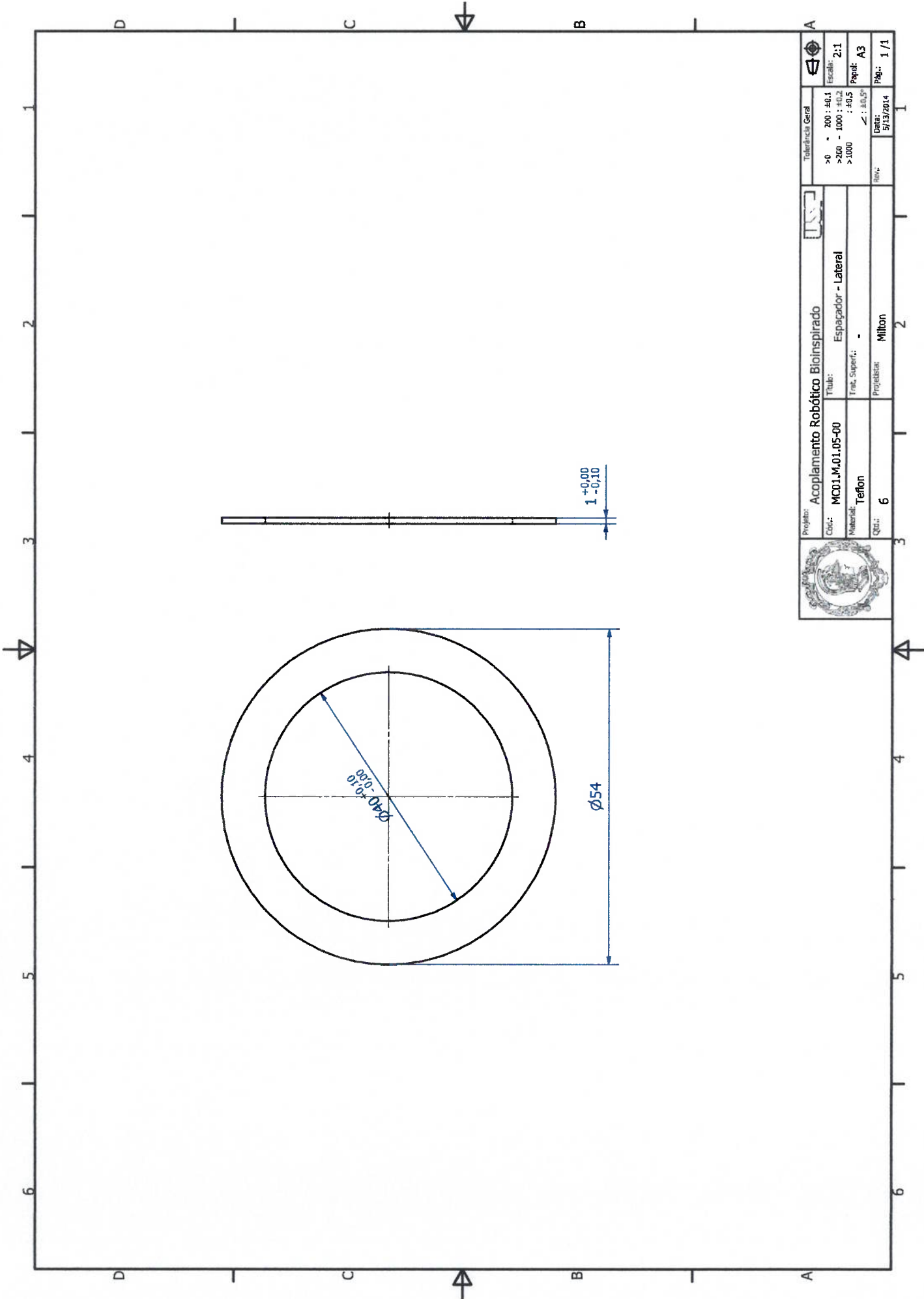
Tolerância Geral	
>0 - 200	: ±0.1
>200 - 1000	: ±0.2
>1000	: ±0.5
∠ : ±0.5°	
Rev.:	Data:
	8/2/2013




	Escala: 2:1 Papel: A4 Pág.: 1 / 1
---	---

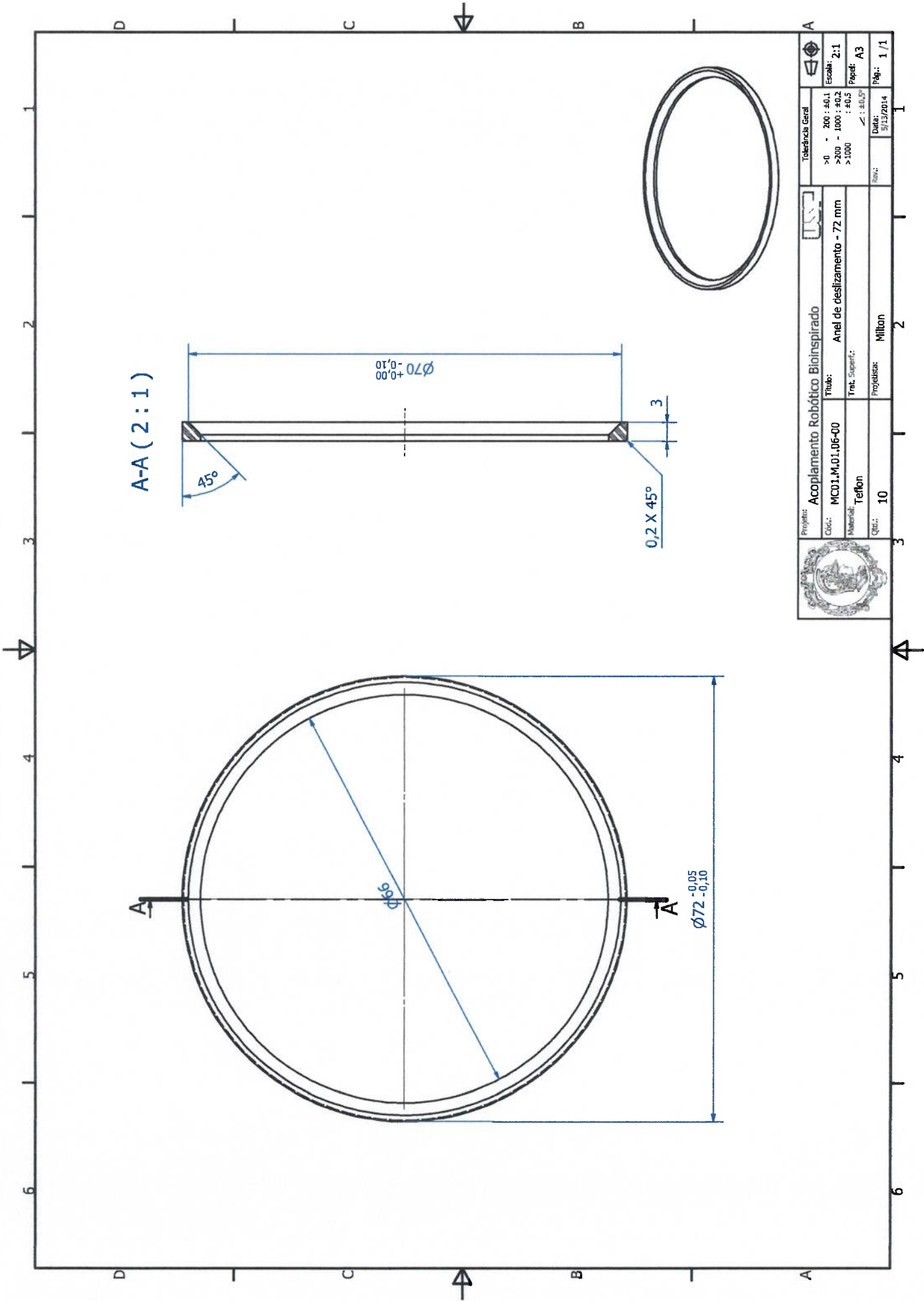




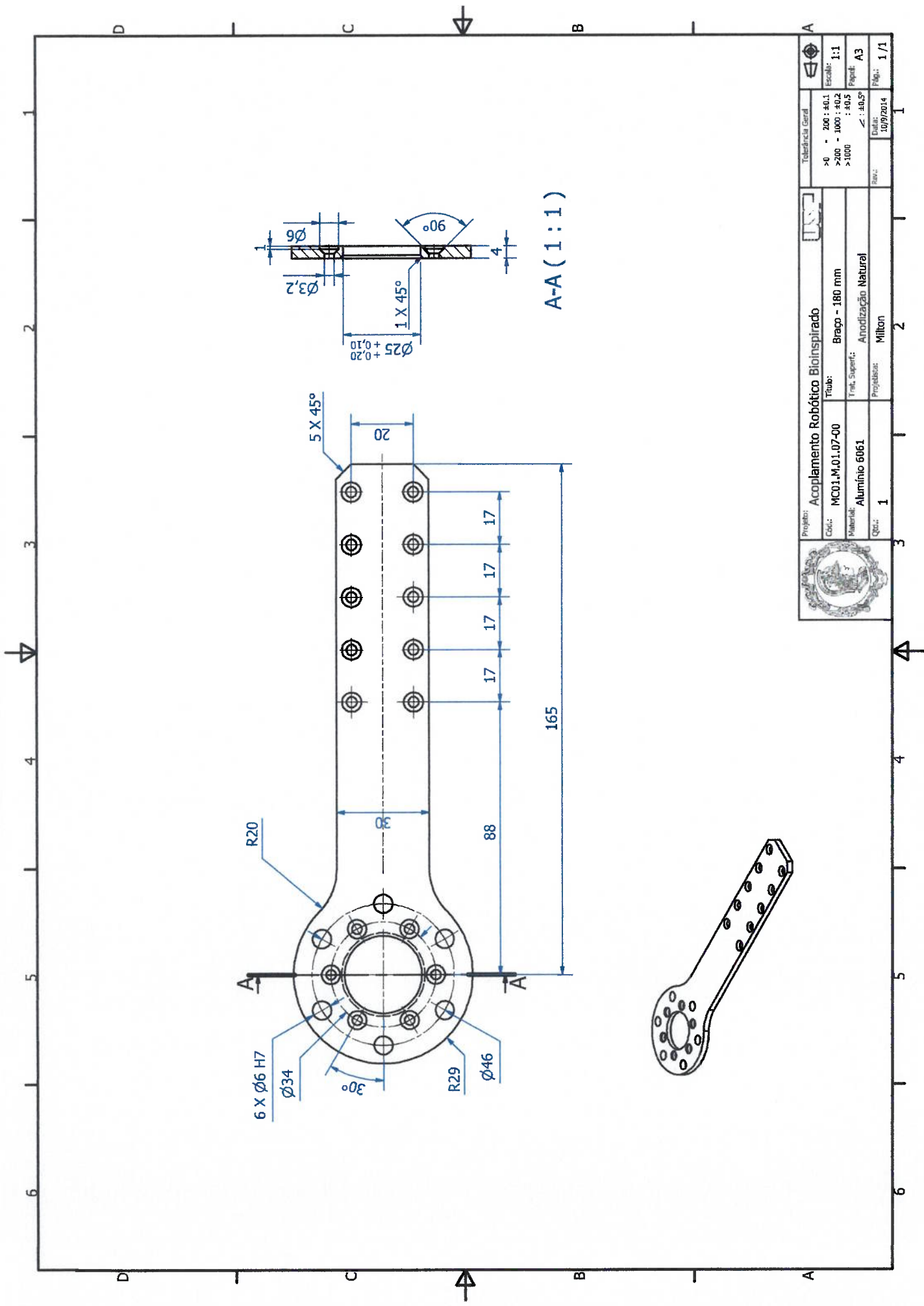
	Projeto: <b>Acoplamento Robótico Bioinspirado</b>	Tolerância Geral >8 : 200 : ±0.1 >200 : 1000 : ±0.2 >1000 : ±0.5	Escala: 2:1 Papel: A3
	Cód.: MC01.M.01.04-00	Tít.: Espaçador - Central	Data: 4/22/2014
Material: Teflon	Trat. Superf.: -	Proj.: Milton	Pág.: 1 / 1
Qtd.: 4	Projeto: Milton		




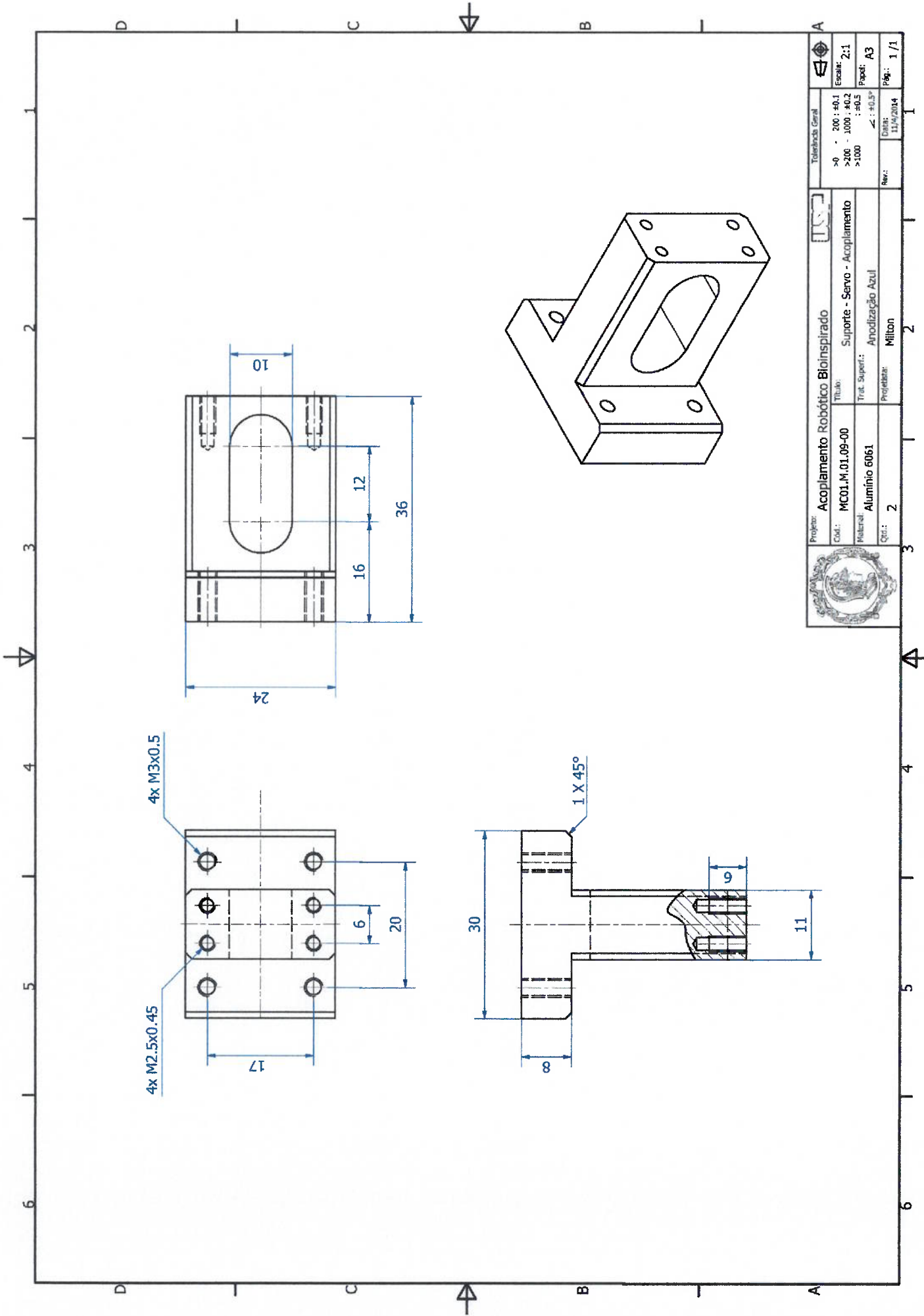
	Projeto: <b>Acoplamento Robótico Bioinspirado</b>		
	Cód.: <b>MC01.M.01.05-00</b>	Tube: <b>Espacador - Lateral</b>	Tolerância Geral >0 - 200 : ±0,1 >200 - 1000 : ±0,2 >1000 : ±0,5
Material: <b>Teflon</b>	Trat. Superf.: <b>-</b>	Data: <b>5/13/2014</b>	
Qtd.: <b>6</b>	Projetista: <b>Milton</b>	Rev.:	




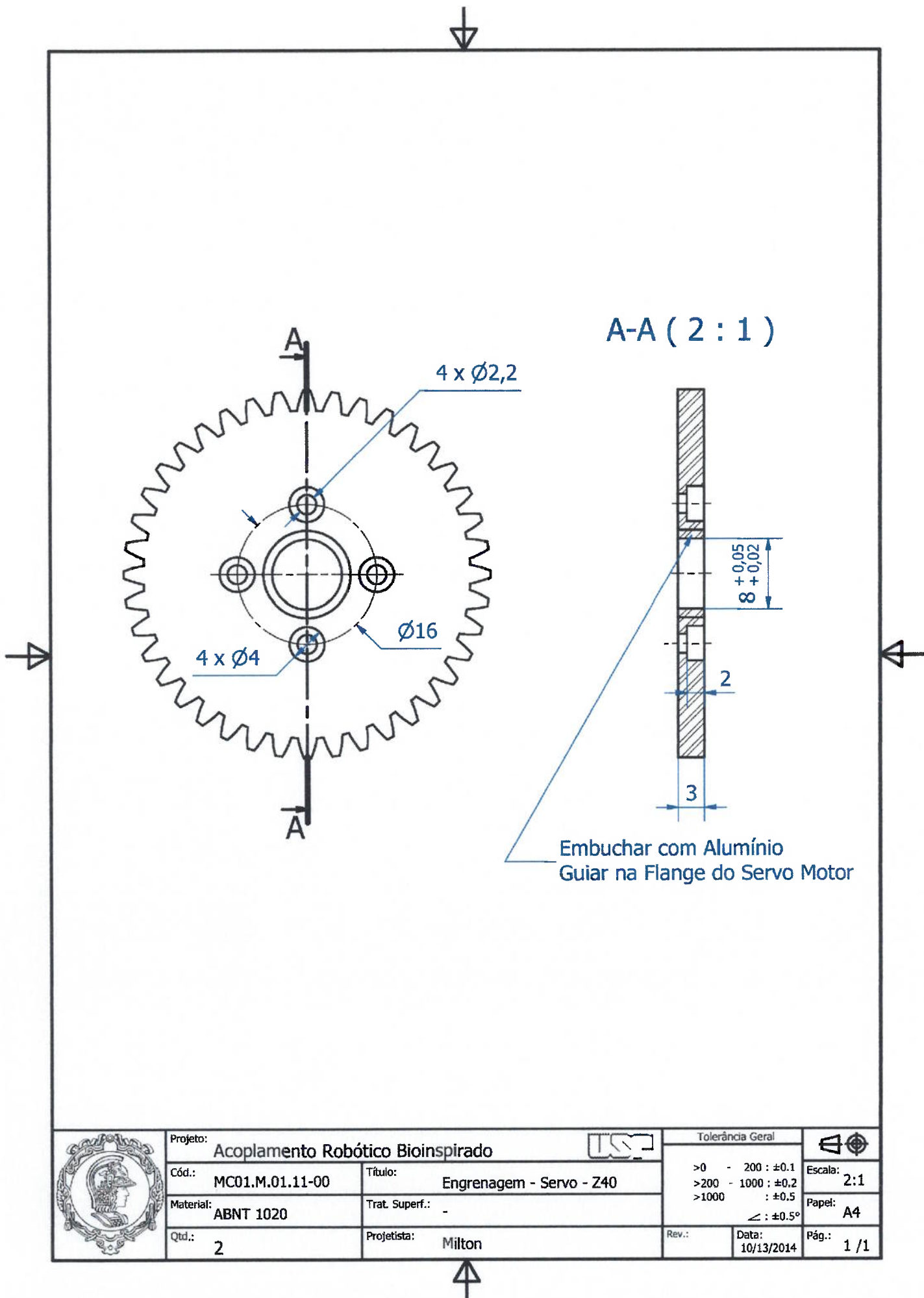
	Projeto: <b>Acoplamento Robótico Bioinspirado</b>	Tolerância Geral: <table border="1"> <tr> <td>&gt;0 - 200</td> <td>: ±0,1</td> <td>Escala:</td> <td>2:1</td> </tr> <tr> <td>&gt;200 - 1000</td> <td>: ±0,2</td> <td>Papel:</td> <td>A3</td> </tr> <tr> <td>&gt;1000</td> <td>: ±0,3</td> <td>Proj.: ±0,05°</td> <td></td> </tr> </table>	>0 - 200	: ±0,1	Escala:	2:1	>200 - 1000	: ±0,2	Papel:	A3	>1000	: ±0,3	Proj.: ±0,05°	
	>0 - 200	: ±0,1	Escala:	2:1										
>200 - 1000	: ±0,2	Papel:	A3											
>1000	: ±0,3	Proj.: ±0,05°												
Cód.: <b>MC01-M.01.06-00</b>	Tubo: <b>Anel de deslizeamento - 72 mm</b>	Data: <b>5/13/2014</b>												
Material: <b>Teflon</b>	Trat. Superf.: <table border="1"> <tr> <td>Projeteira:</td> <td>Milton</td> </tr> </table>	Projeteira:	Milton	Pág.: <b>1 / 1</b>										
Projeteira:	Milton													
Qtd.: <b>10</b>	Projeto: <table border="1"> <tr> <td>Projeteira:</td> <td>Milton</td> </tr> </table>	Projeteira:	Milton											
Projeteira:	Milton													



	Projeto:	Acoplamento Robótico Bioinspirado		
	Cód.:	MCO1.M.01.07-00	Tubo:	Braco - 180 mm
	Materia:	Alumínio 6061	Tmt. Superf.:	Anodização Natural
	Qtd.:	1	Proj. de:	Milton
Tolerância Geral		>0 - 200 : ±0.1	Escala:	1:1
		>200 - 1000 : ±0.2	Papel:	A3
		>1000 : ±0.5	Rev.:	10/02/2014
		< : ±0.05	Proj.:	1 / 1

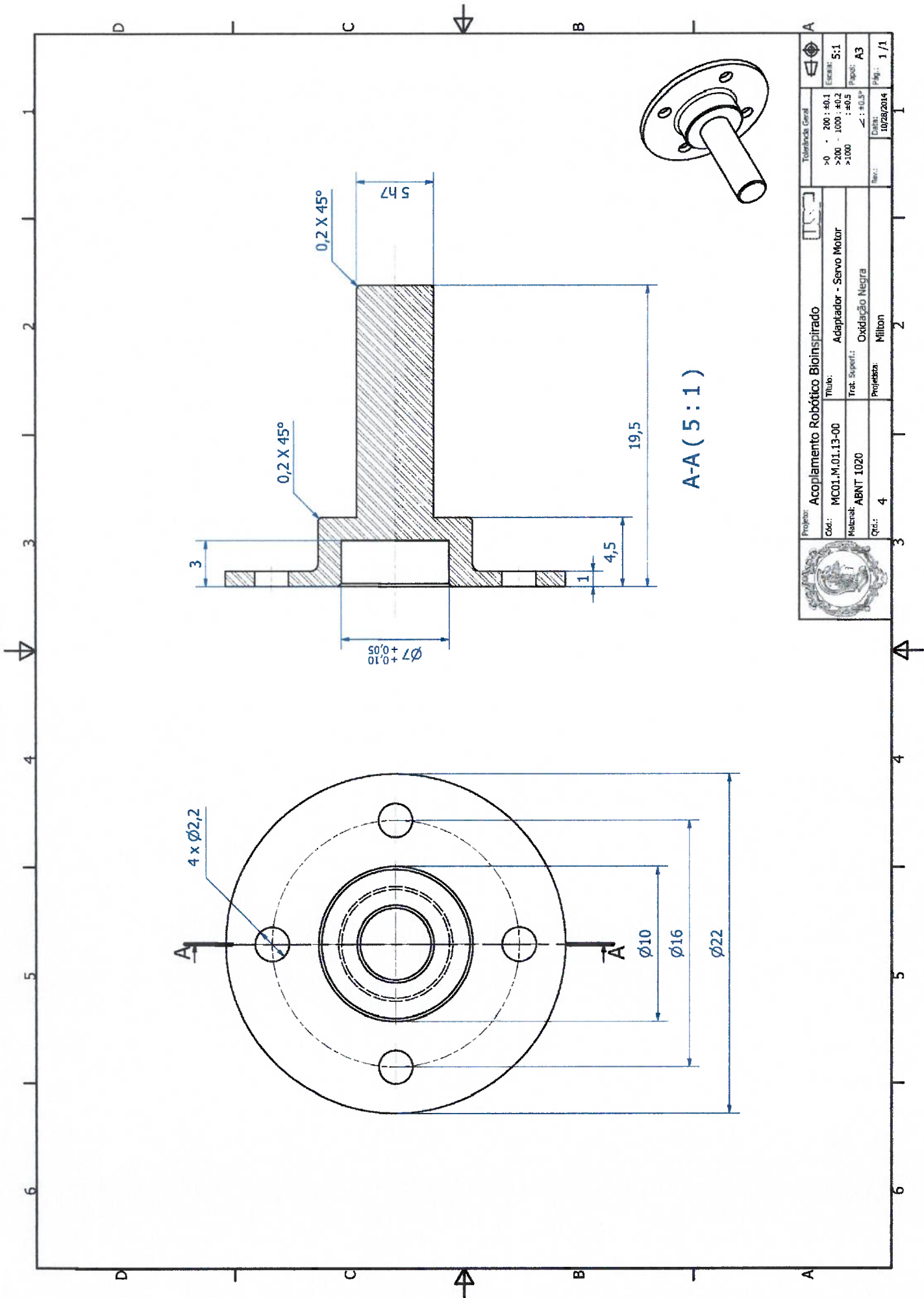



		Tolerâncias Gerais >0 - 200 : ±0.1 >200 - 1000 : ±0.2 >1000 : ±0.5 < : ±0.3°	
Escala: 2:1 Papel: A3 Pág.: 1/1		Projeto: Acoplamento Robótico Bioinspirado Título: Suporte - Servo - Acoplamento Material: Alumínio 6061 Qtd.: 2	
Rev.: Data: 11/9/2014		Trat. Superf.: Anodização Azul Projeto: Milton	

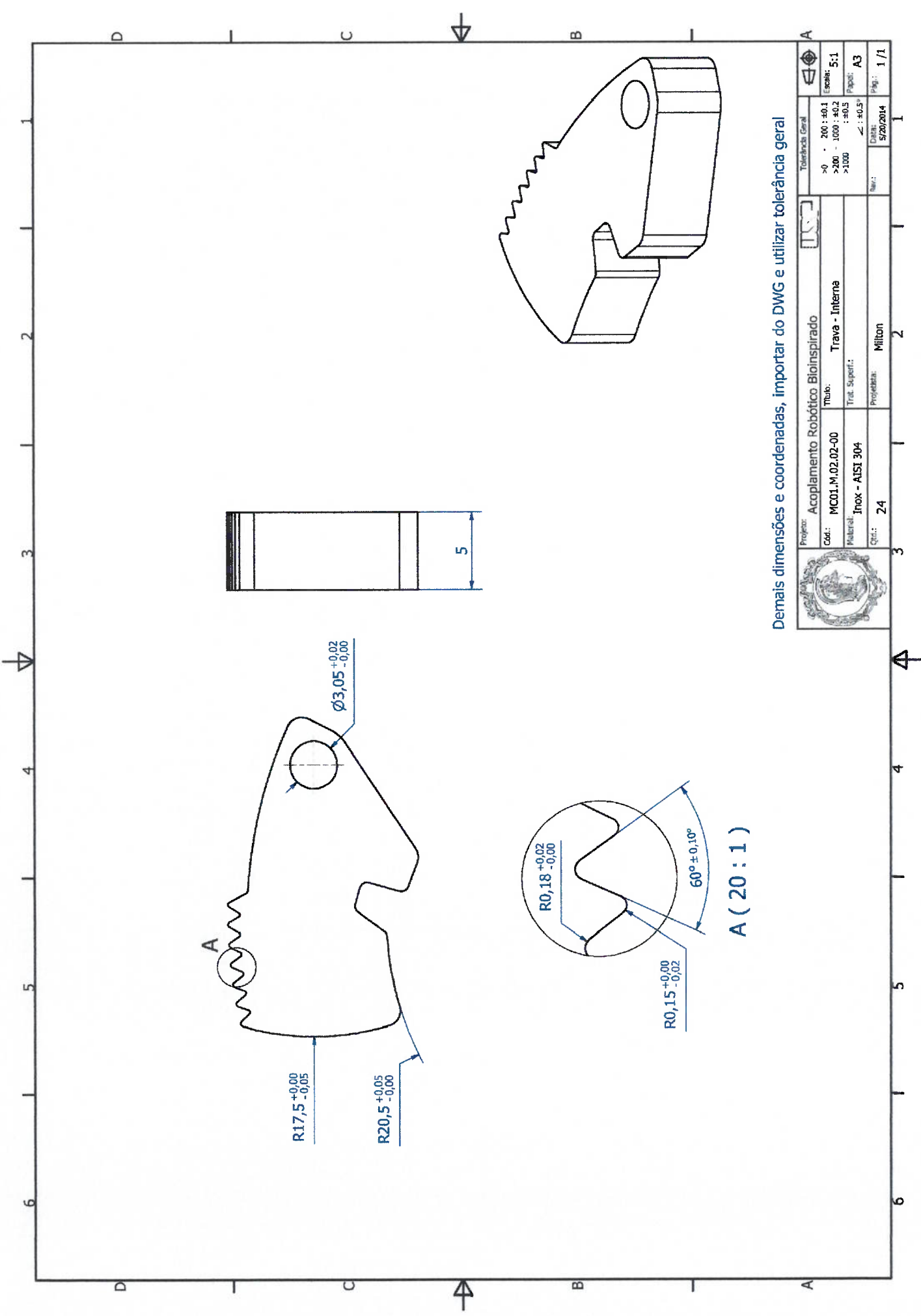


	Projeto: <b>Acoplamento Robótico Bioinspirado</b>			Tolerância Geral		
	Cód.: <b>MC01.M.01.11-00</b>	Título: <b>Engrenagem - Servo - Z40</b>		>0 - 200 : ±0.1	Escala: <b>2:1</b>	
	Material: <b>ABNT 1020</b>	Trat. Superf.: <b>-</b>	>200 - 1000 : ±0.2	Papel: <b>A4</b>		
	Qtd.: <b>2</b>	Projetista: <b>Milton</b>	>1000 : ±0.5	Pág.: <b>1 / 1</b>		
			Rev.:	Data: <b>10/13/2014</b>		



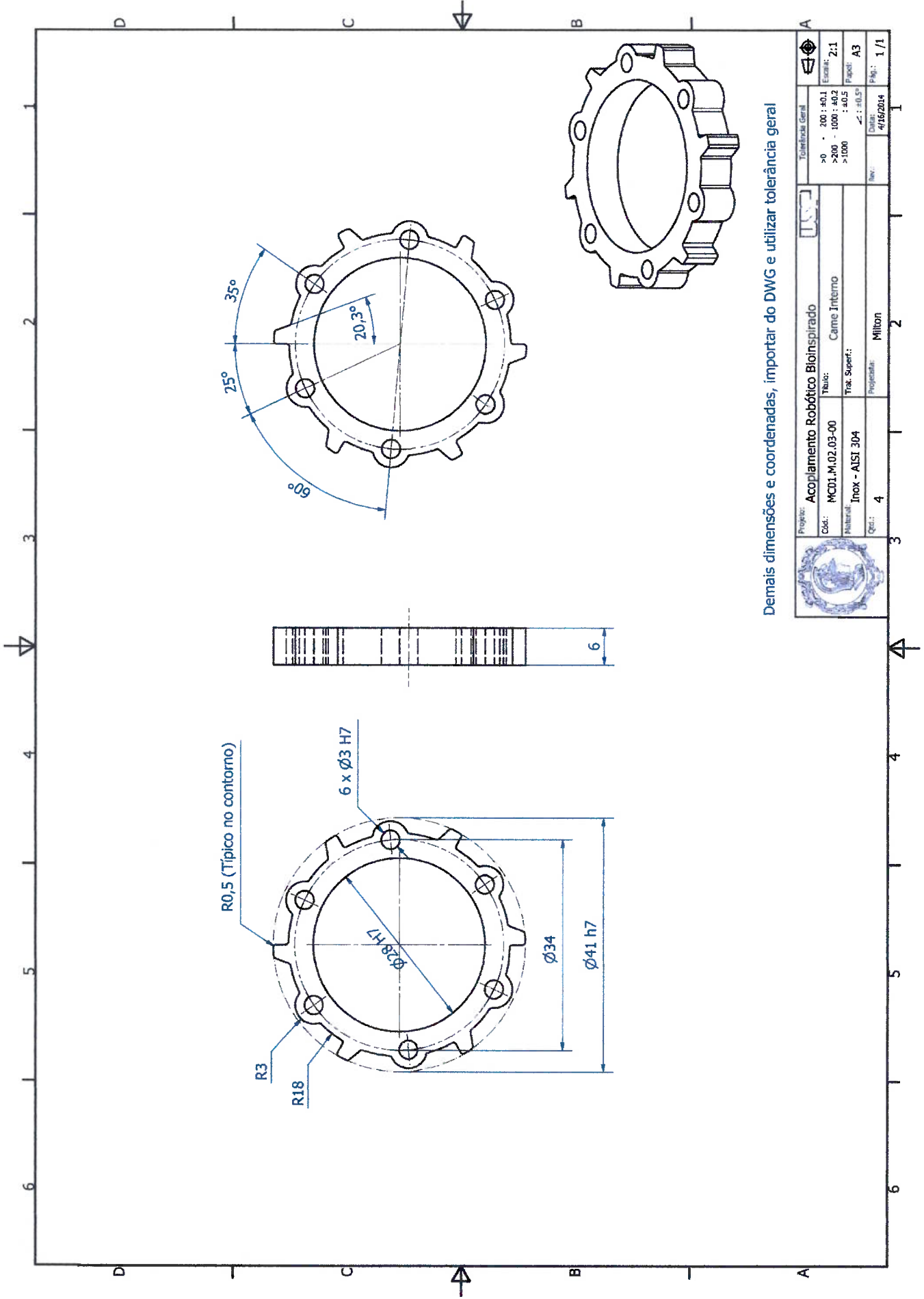


		<b>Projeto:</b> Acoplamento Robótico Bioinspirado	
<b>Cód.:</b> MCO1.M.01.13-00		<b>Título:</b> Adaptador - Servo Motor	
<b>Materia:</b> ABNT 1020		<b>Trat. Superf.:</b> Oxidação Negra	
<b>Qtd.:</b> 4		<b>Projeto:</b> Milton	
<b>Rev.:</b>		<b>Data:</b> 10/29/2014	
<b>Tolerância Geral</b>		<b>Escala:</b> 5:1	
>0 : 200 : ±0.1 >200 : 1000 : ±0.2 >1000 : ±0.5		<b>Formato:</b> A3	
		<b>Rev.:</b> 1 / 1	






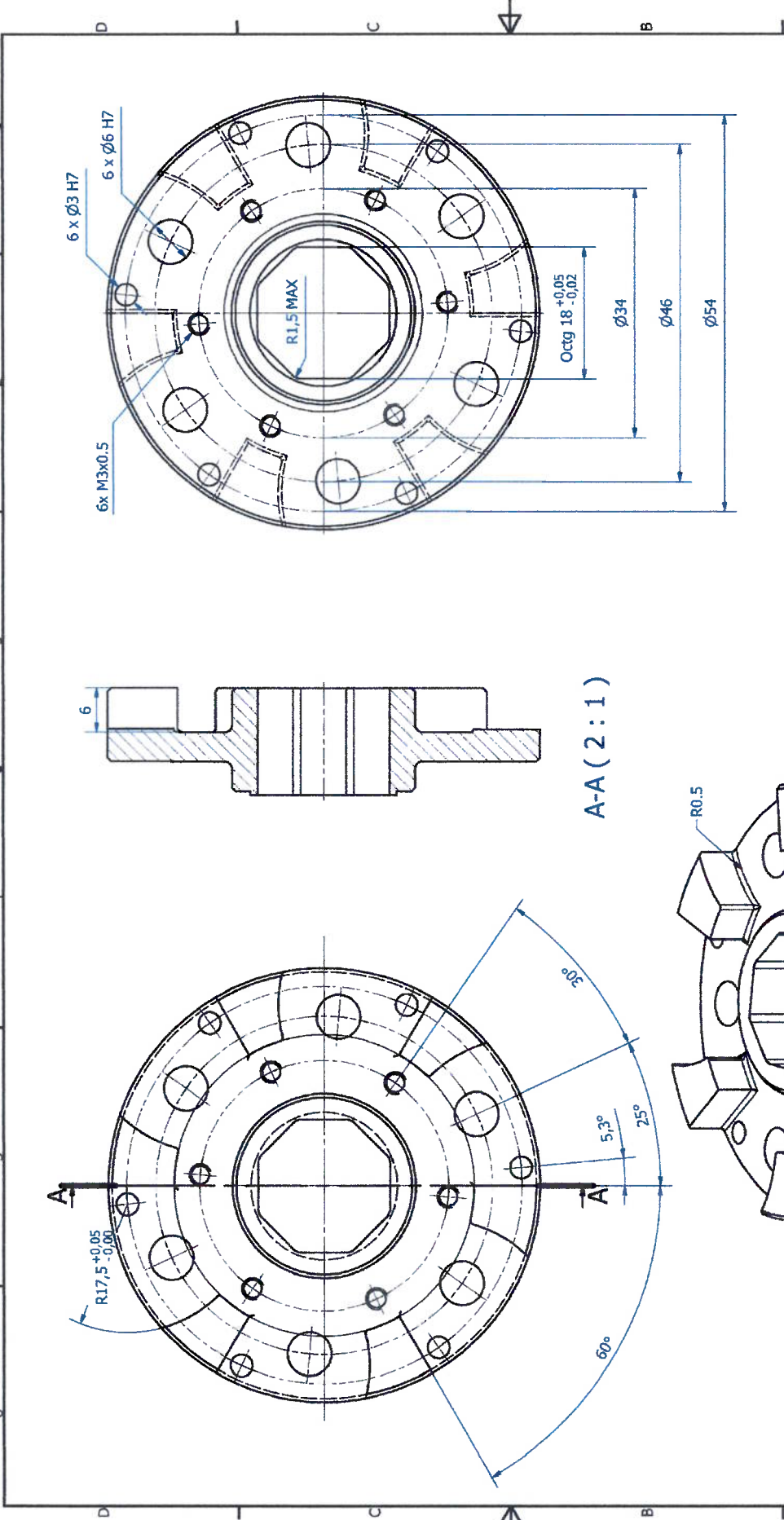
Demais dimensões e coordenadas, importar do DWG e utilizar tolerância geral

	Projeto: Acoplamento Robótico Bioinspirado	Tolerância Geral	$>0$ : 200 : $\pm 0,1$ $>200$ : 1000 : $\pm 0,2$ $>1000$ : $\pm 0,5$	Escala: 5:1
	Cód.: MC01.M.02.02-00	Título: Trava - Interna		Papel: A3
	Material: Inox - AISI 304	Trat. Superf.:		Rev.: 1 / 1
	Qtd.: 24	Projeta: Milton	Data: 5/20/2014	



Demais dimensões e coordenadas, importar do DWG e utilizar tolerância geral

					
Projeto: Acoplamento Robótico Bioinspirado		Tolerância Geral		> 0 : 200 : ±0,1 > 200 : 1000 : ±0,2 > 1000 : ±0,5	
Cód.: MC01.M.02.03-00		Título: Carne Interno		Escala: 2:1	
Material: Inox - AUST 304		Trad. Superf.:		Papel: A3	
Qtz.: 4		Projetado: Milton		Rev.: 1/1	

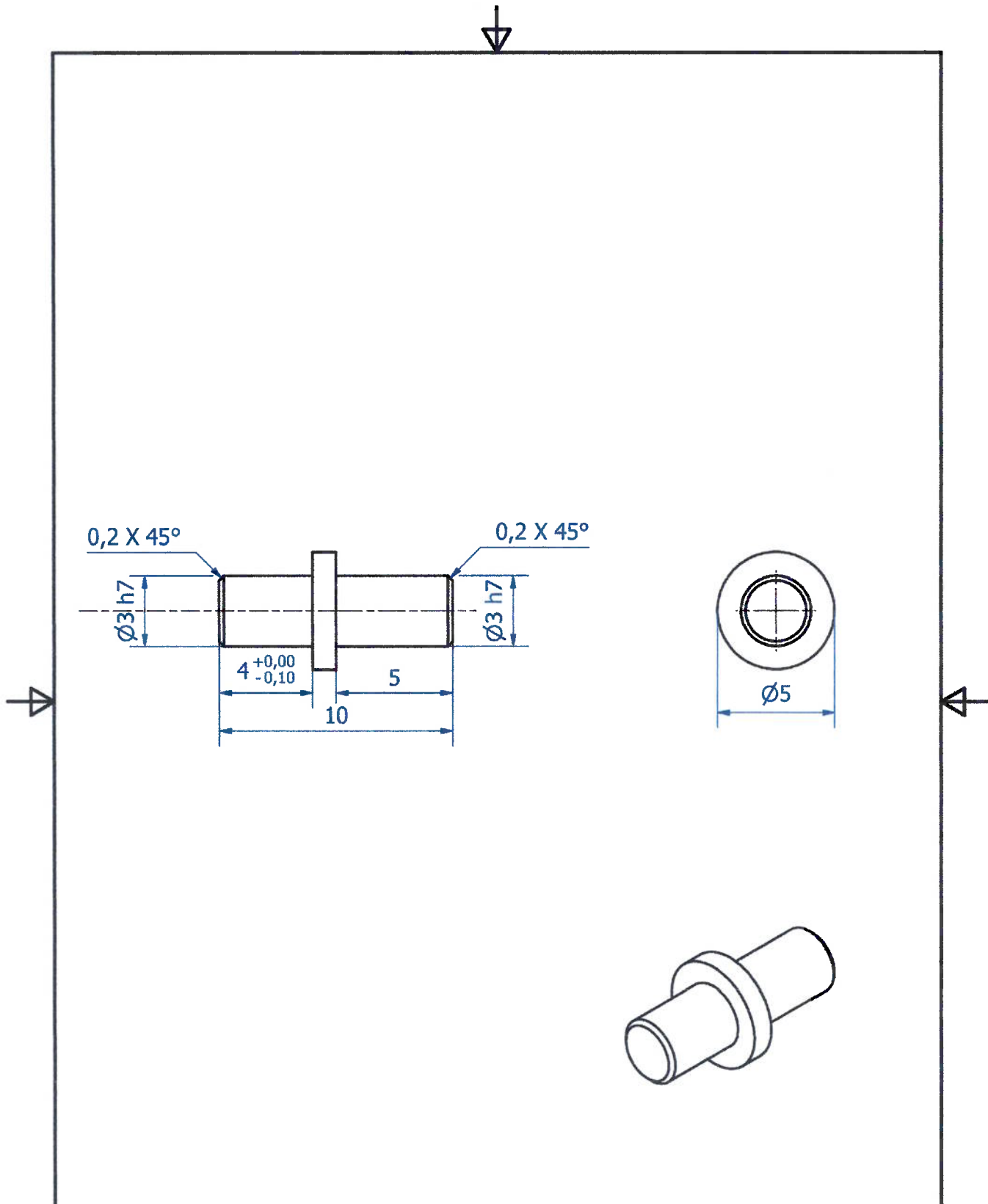


REV	ZONE	DESCRIPTION	DATE
0.1	C2	Alteração do raio máximo de 1 mm para 1,5 mm	11/3/2014

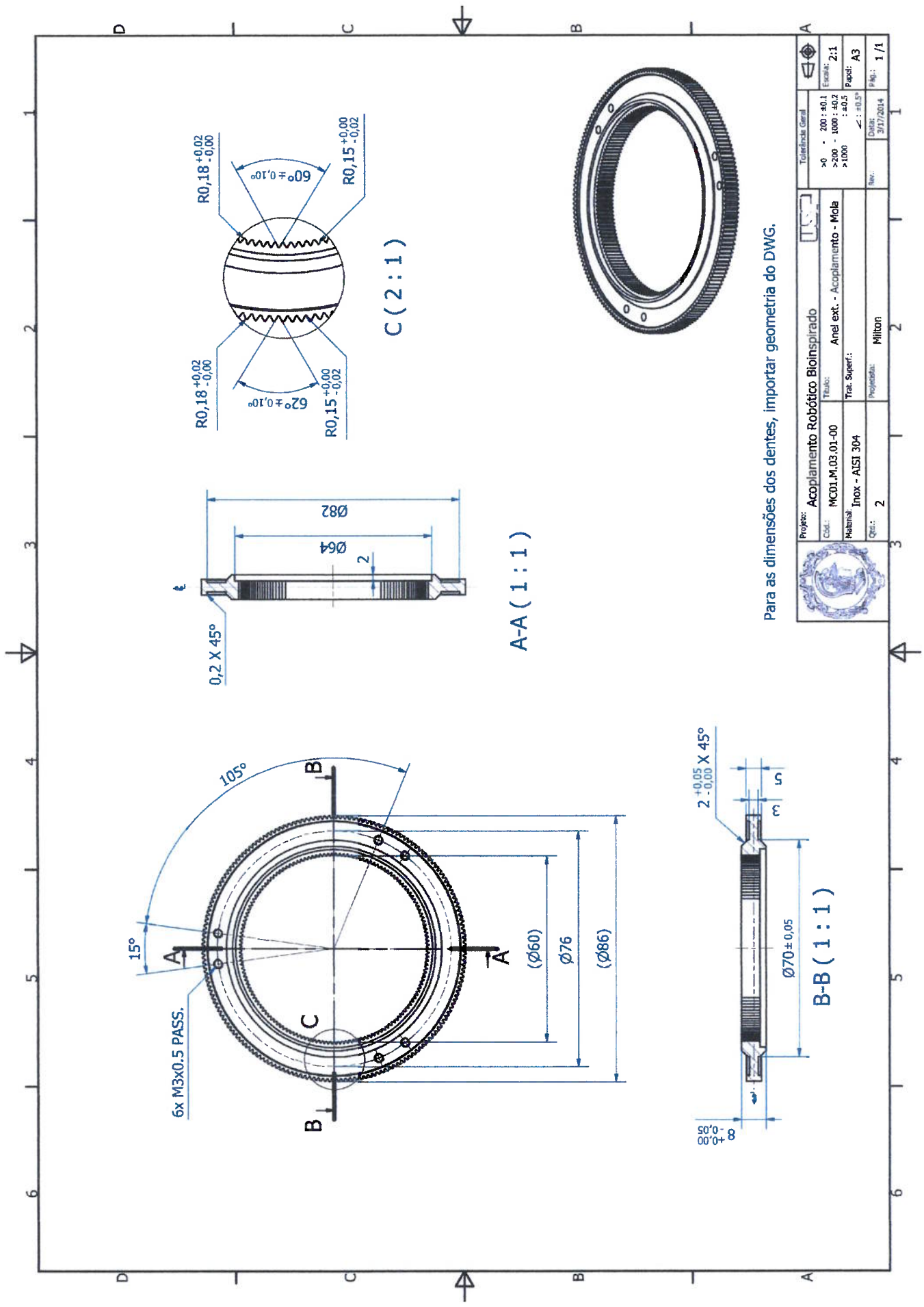
Projeto:	Acoplamento Robótico Bloinspirado	Tolerância Geral	>0 - 200 : ±0.1 >200 - 1000 : ±0.2 >1000 : ±0.5
Cód.:	MC01.M.02.04-00	Trilho:	Escala: 2:1
Relevar:	ABNT 1020	Trat. Superf.:	Papel: A3
Qta.:	4	Proj. de:	Milton
		Data:	5/2/2014
		Rev.:	Pág.: 1 / 1



A-A (2 : 1)



	Projeto: <b>Acoplamento Robótico Bioinspirado</b>			Tolerância Geral		
	Cód.: <b>MC01.M.02.05-00</b>	Título: <b>Pino - Acoplamento - Eixo</b>		>0 - 200 : ±0.1	Escala: <b>5:1</b>	
	Material: <b>Inox - AISI 304</b>	Trat. Superf.: <b>-</b>	>200 - 1000 : ±0.2	Papel: <b>A4</b>		
	Qtd.: <b>24</b>	Projetista: <b>Milton</b>	>1000 : ±0.5	Rev.: <b></b>	Data: <b>10/29/2014</b>	Pág.: <b>1 / 1</b>
				$\leq : \pm 0,5^\circ$		



6x M3x0,5 PASS.

15°

105°

Ø70±0,05

Ø86

Ø76

Ø60

Ø82

Ø64

2

0,2 X 45°

2 X 45°

Ø70±0,05

2 X 45°

Ø70±0,05

2 X 45°

Ø70±0,05

2 X 45°

Ø70±0,05

2 X 45°

R0,18<sup>+0,02</sup><sub>-0,00</sub>

60°±0,10°

R0,15<sup>+0,00</sup><sub>-0,02</sub>

R0,18<sup>+0,02</sup><sub>-0,00</sub>

62°±0,10°

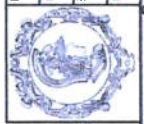
R0,15<sup>+0,00</sup><sub>-0,02</sub>

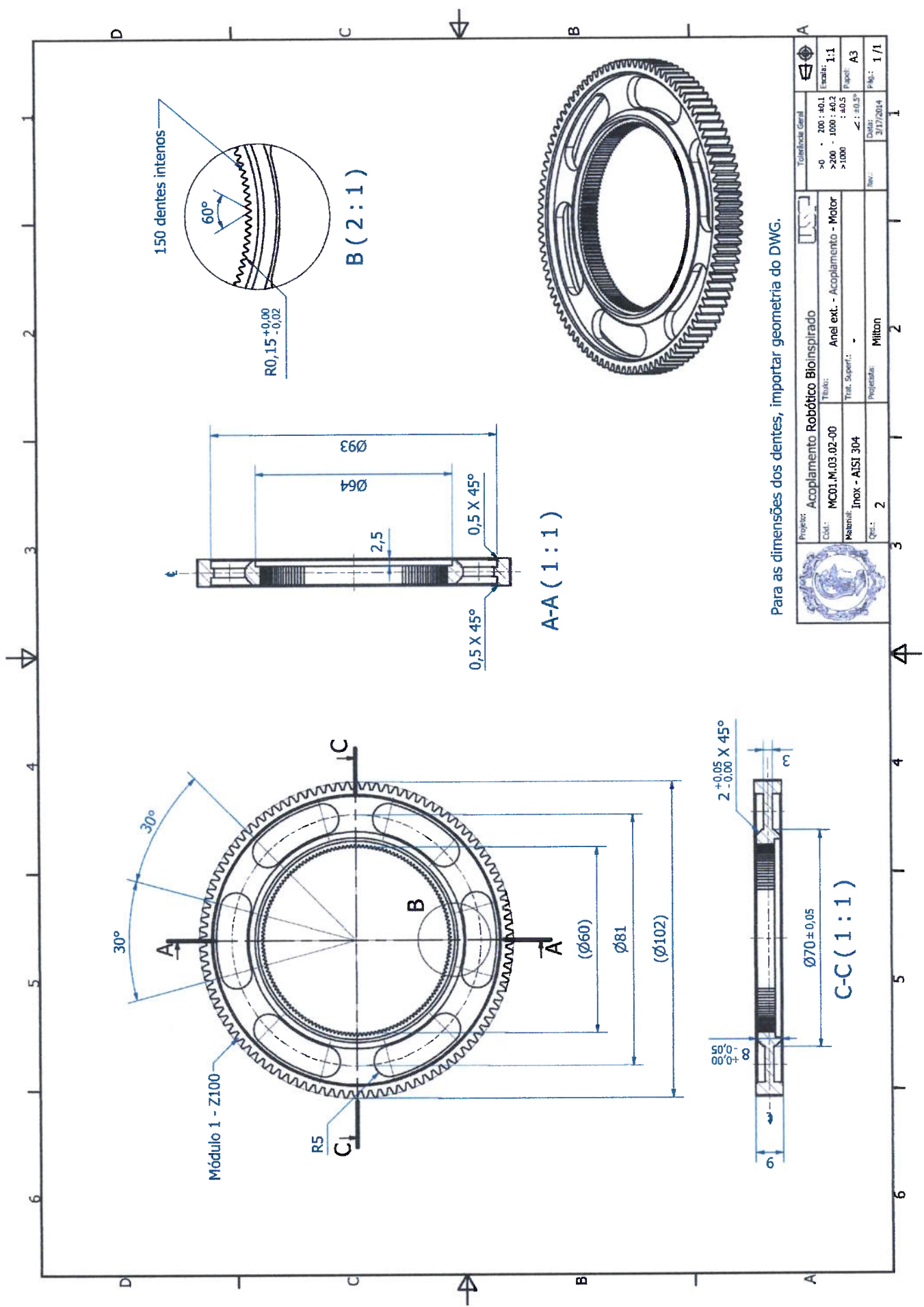
C (2:1)

A-A (1:1)

B-B (1:1)

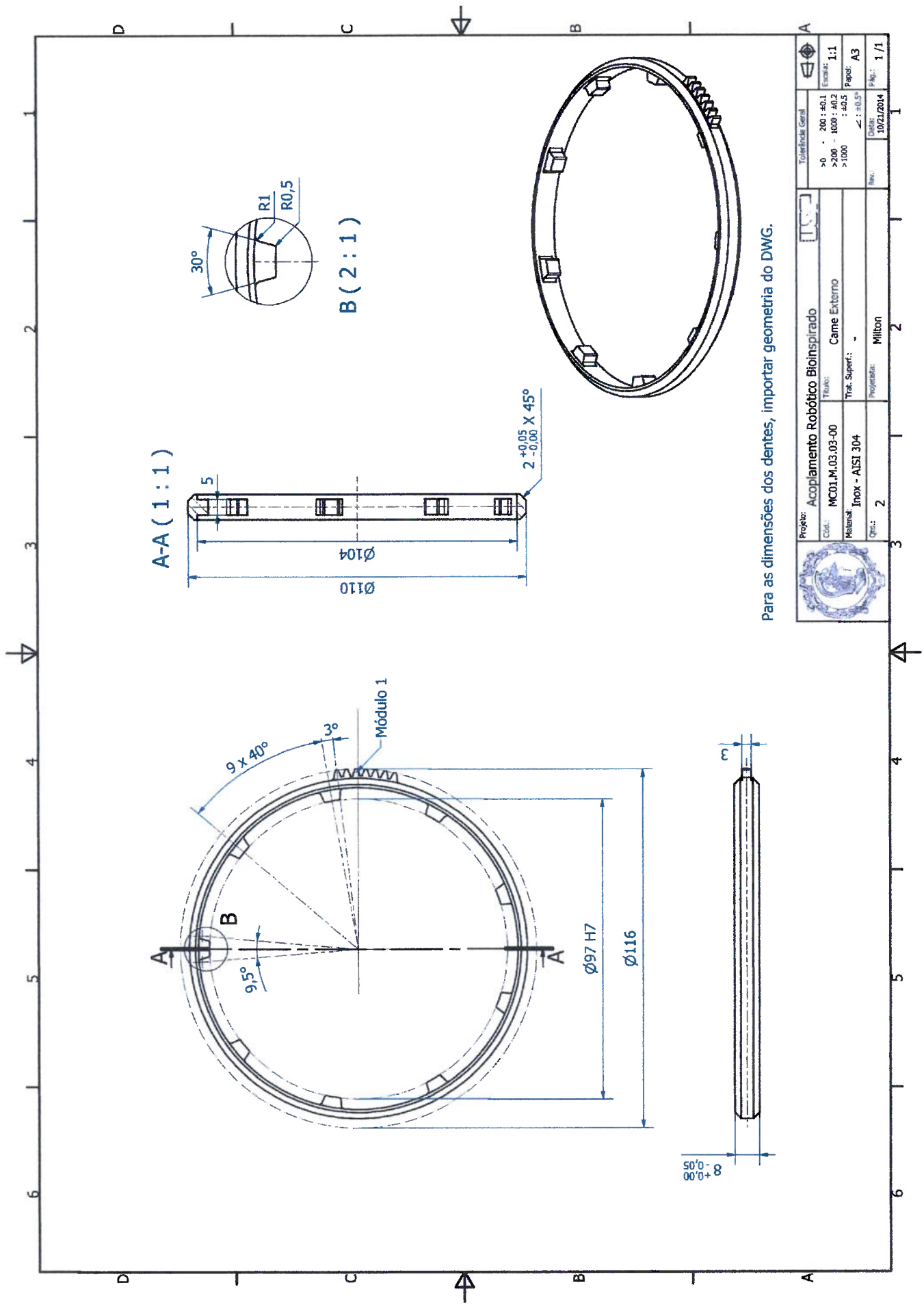
Para as dimensões dos dentes, importar geometria do DWG.

		Projeto: <b>Acoplamento Robótico Bioinspirado</b>		Tolerância Geral	
Cod.: <b>MC01.M.03.01-00</b>	Titulo: <b>Anel ext. - Acoplamento - Mola</b>	>0 - 200 : ±0,1	Enx.: <b>2:1</b>	>200 - 1000 : ±0,2	Escala: <b>2:1</b>
Matéria: <b>Inox - AISI 304</b>	Trat. Superf.:	>1000 : ±0,5	Papel: <b>A3</b>	< : ±0,5*	Proj.: <b>A3</b>
Qtd.: <b>2</b>	Projeto: <b>Milton</b>	Data: <b>31/7/2014</b>	Rev.:	Fáb.: <b>1 / 1</b>	



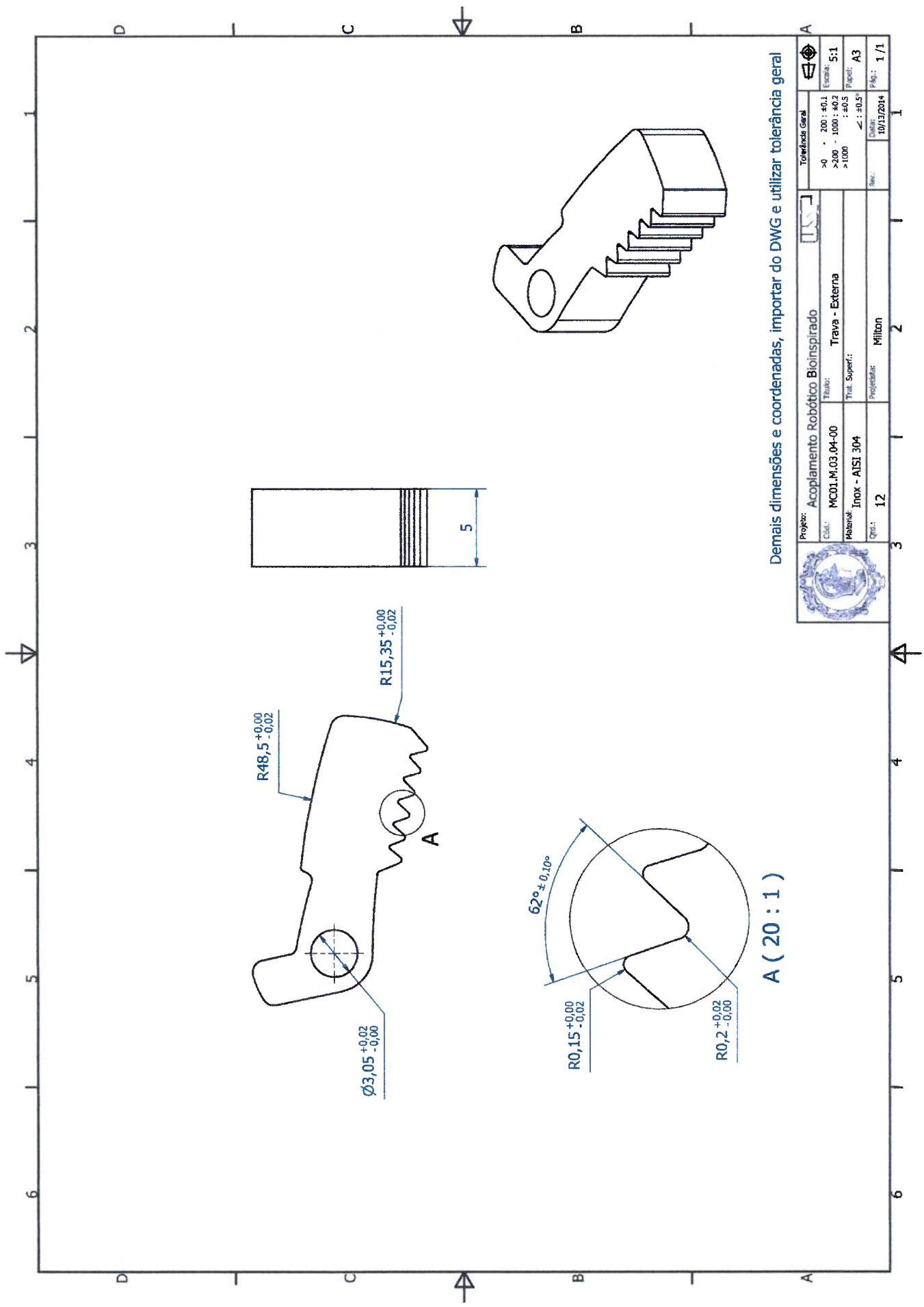
Para as dimensões dos dentes, importar geometria do DWG.

	Projeto: Acoplamento Robótico Bioinspirado	Tolerância Geral	$> 0$ : 200 : $\pm 0,1$ $> 200$ : 1000 : $\pm 0,2$ $> 1000$ : $\pm 0,5$
	Cód.: MC01.M.03.02-00	Trabalho: Anel ext. - Acoplamento - Motor	Escala: 1:1
	Materiais: Inox - AISI 304	Trat. Superf.: -	Papel: A3
	Qtd.: 2	Projetado: Milton	Rev.: 1/1
Data: 3/17/2014			



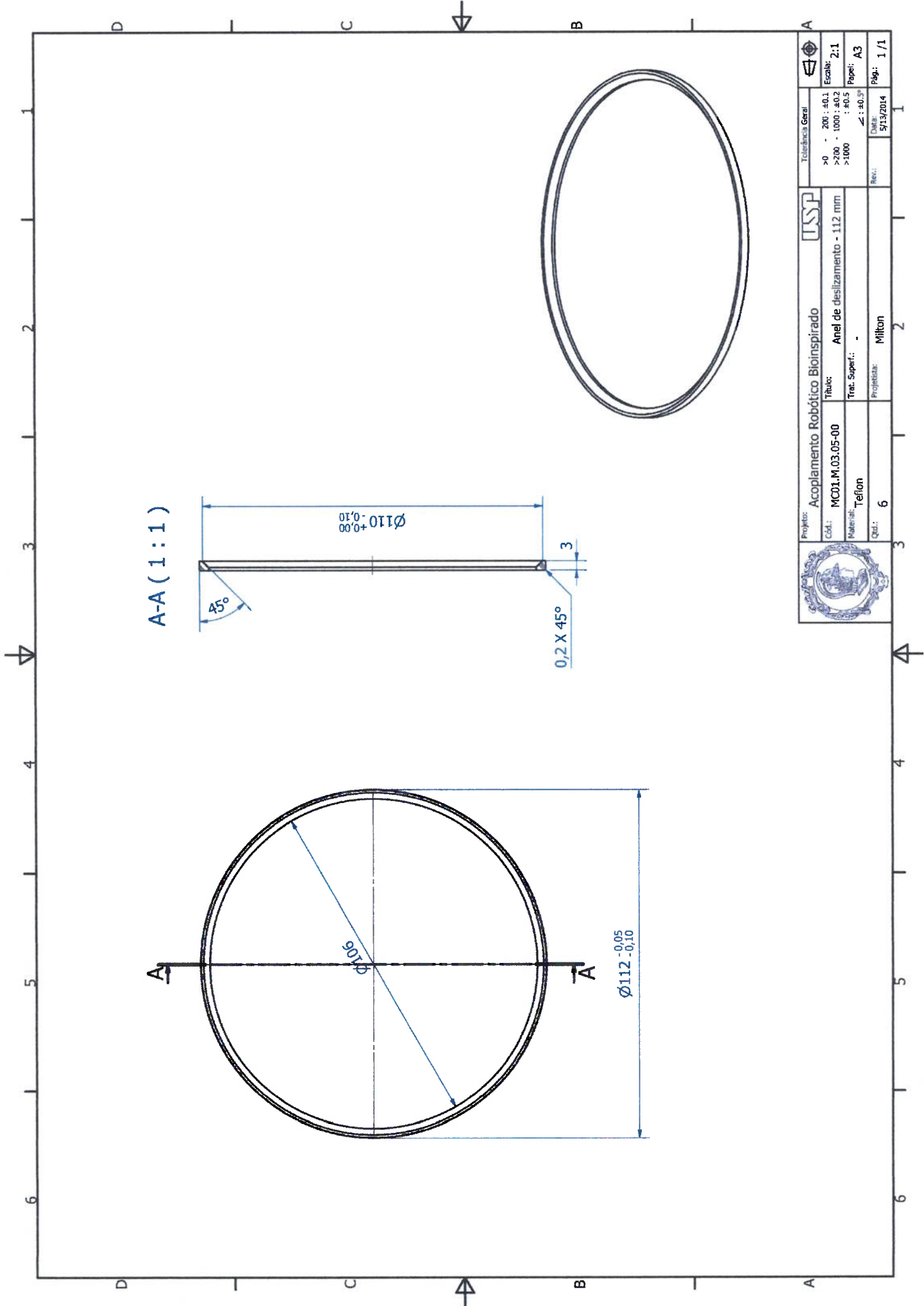
Para as dimensões dos dentes, importar geometria do DWG.



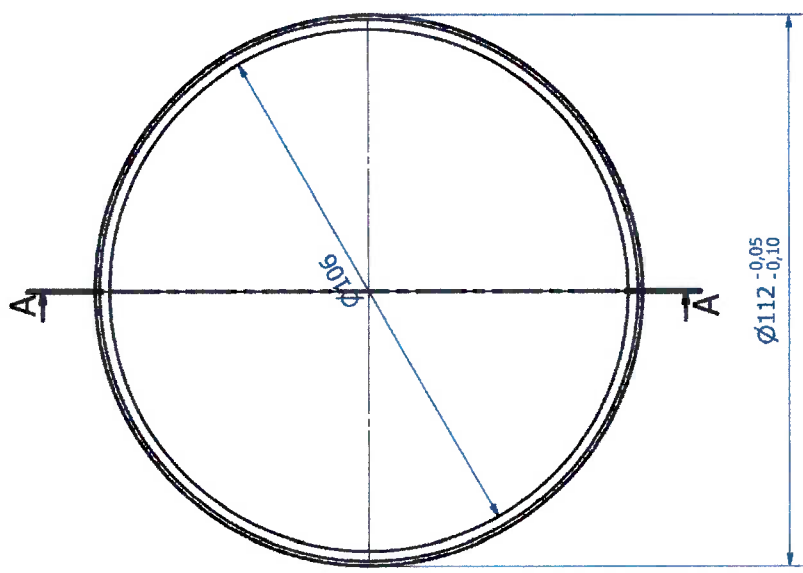
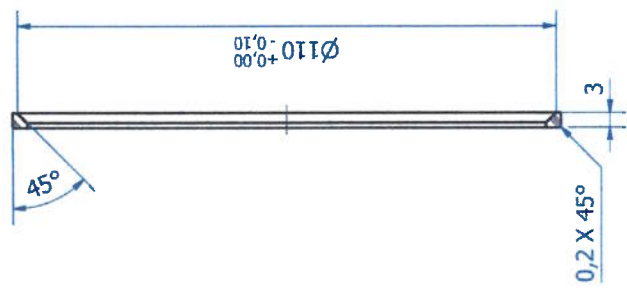


Demais dimensões e coordenadas, importar do DWG e utilizar tolerância geral

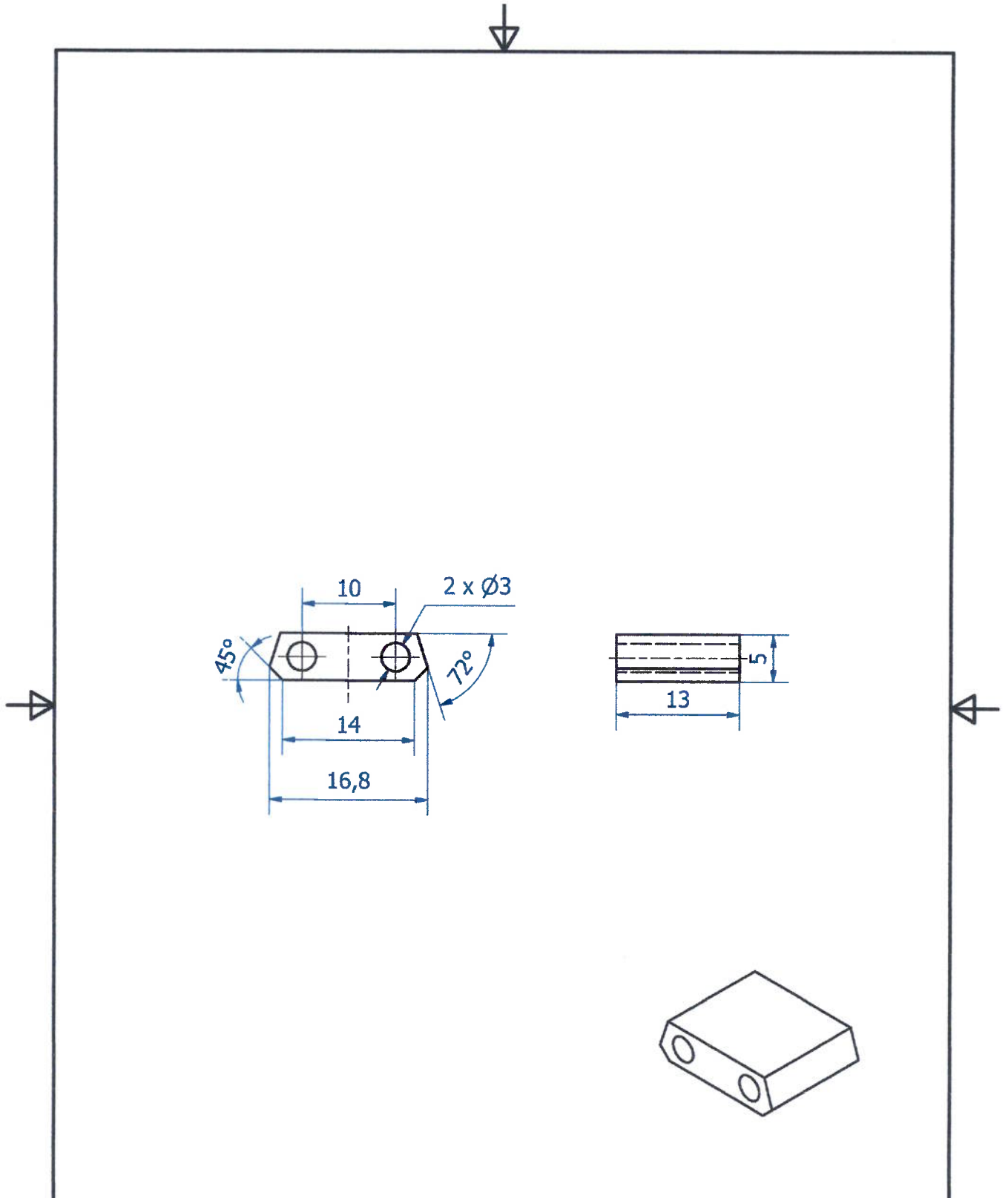
		<b>Tolerância Geral</b> >0 - 200 : ±0,1 >200 - 1000 : ±0,2 >1000 : ±0,5	
Projeto: Acoplamento Robótico Bioinspirado		Escala: 5:1	
Cód.: M001.M.03.04-00		Título: Trava - Externa	
Material: Inox - AISI 304		Trat. Superf.:	
Qtd.: 12		Data: 10/13/2014	
Projetado: Milton		Pág.: 1 / 1	



A-A (1:1)



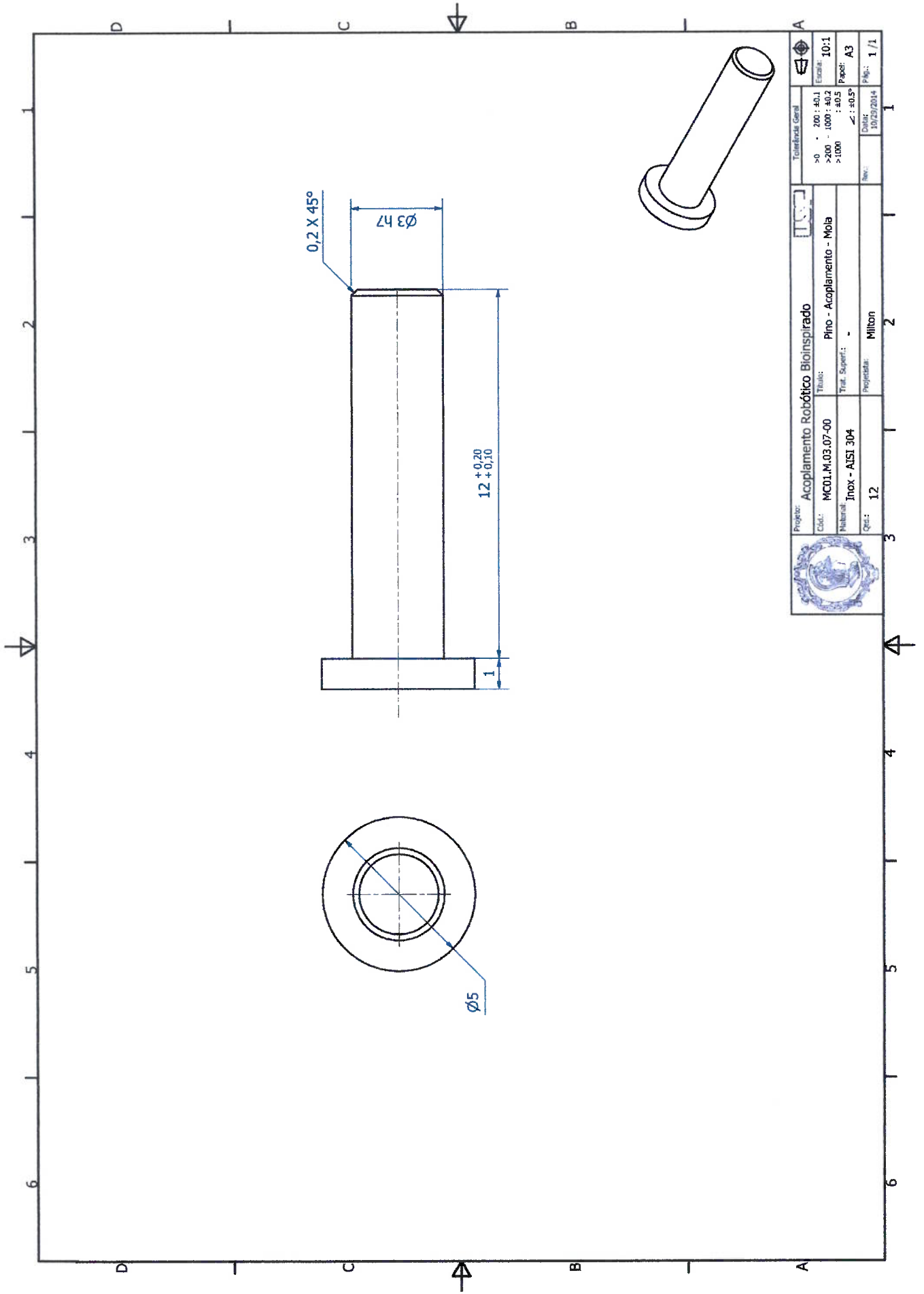
	Tolerância Geral $>0 - 200 : \pm 0,1$ $>200 - 1000 : \pm 0,2$ $>1000 : \pm 0,5$		Escala: 2:1 Papel: A3 Pág.: 1/1
	Projeto: Acoplamento Robótico Bioinspirado Cód.: MCD1.M.03.05-00 Material: Teflon Qtd.: 6		Data: 5/13/2014 Rev.: Projeta: Milton
Título: Anel de deslocamento - 112 mm Trat. Superf.: Projeta: Milton		2 3 4 5 6	




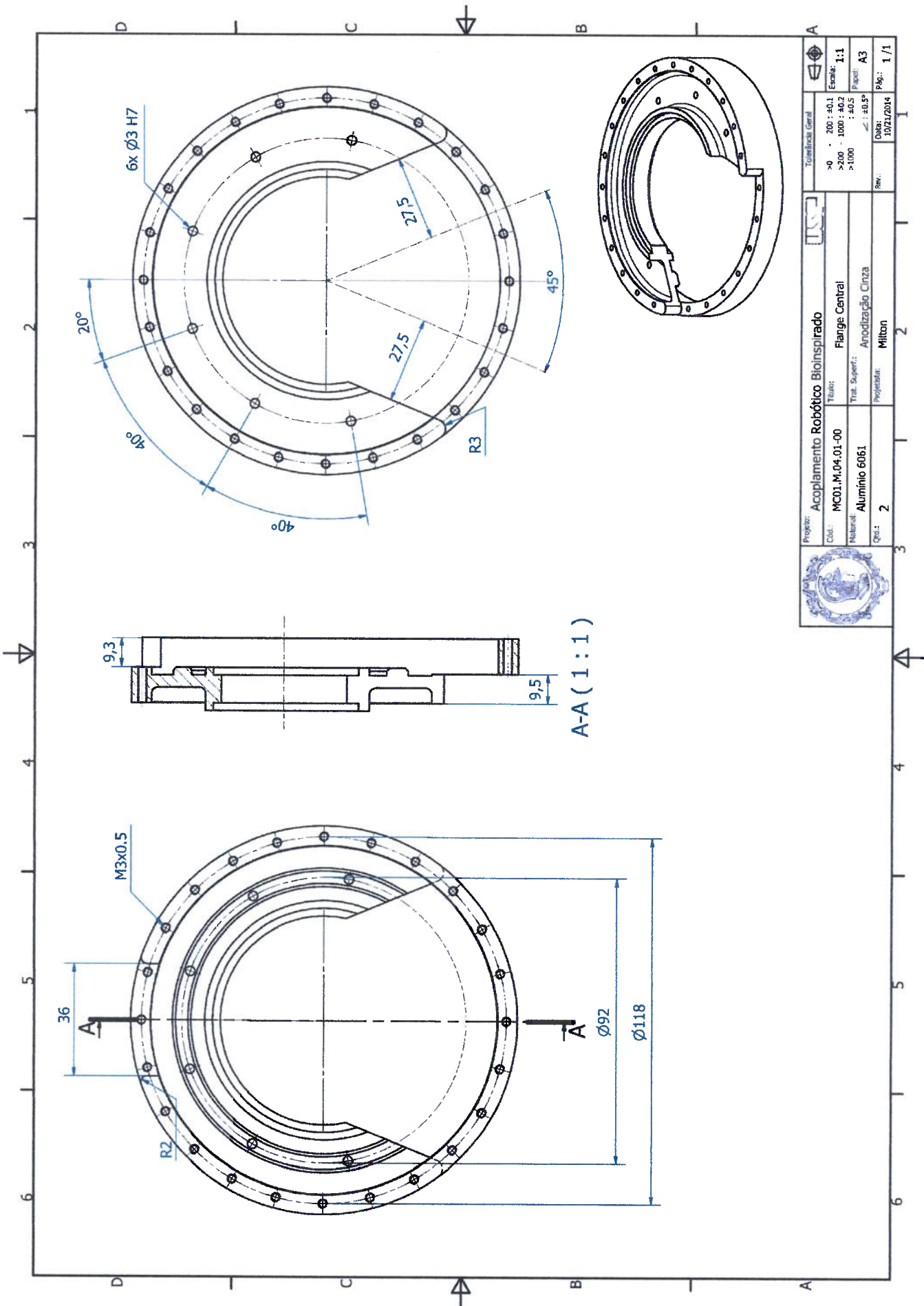
Projeto: <b>Acoplamento Robótico Bioinspirado</b>		USP
Cód.: <b>MC01.M.03.06-00</b>	Título: <b>Batente - Mola</b>	
Material: <b>ABNT 1020</b>	Trat. Superf.: <b>Oxidação Negra</b>	
Qtd.: <b>2</b>	Projetista: <b>Milton</b>	

Tolerância Geral	
>0 - 200	: ±0.1
>200 - 1000	: ±0.2
>1000	: ±0.5
∠ : ±0.5°	
Rev.:	Data: 10/24/2014

Escala: <b>2:1</b>
Papel: <b>A4</b>
Pág.: <b>1 / 1</b>

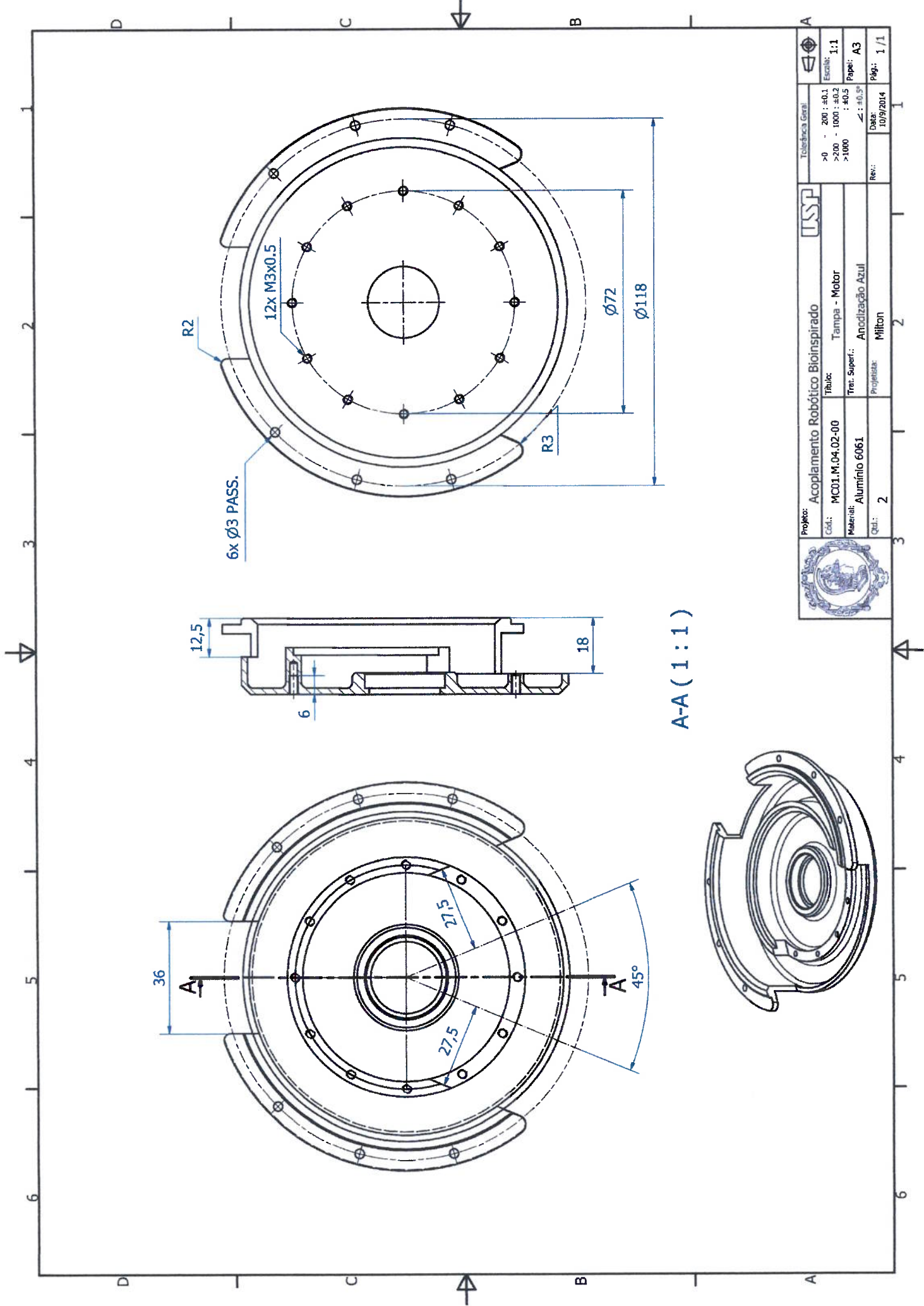


		Proyecto: <b>Acoplamiento Robótico Bioinspirado</b>		Tolerancias Generales: >0 : 200 : 40.1 >200 : 1000 : 40.2 >1000 : 40.5		Escala: <b>10:1</b>	
Cat.: <b>MCDL.M.03.07-00</b>		Título: <b>Pino - Acoplamiento - Mola</b>		Autor: <b>---</b>		Papel: <b>A3</b>	
Material: <b>Inox - AISI 304</b>		Trat. Superf.: <b>---</b>		Fecha: <b>10/25/2014</b>		Hoja: <b>1 / 1</b>	
Qtd.: <b>12</b>		Proyectado: <b>Milton</b>		Revisado: <b>---</b>		Aprobado: <b>---</b>	

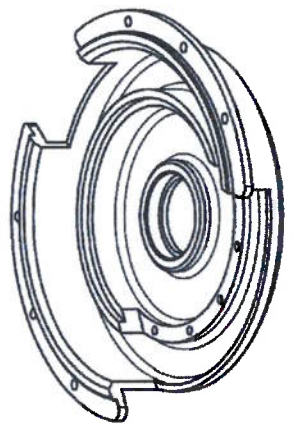


A-A (1 : 1)

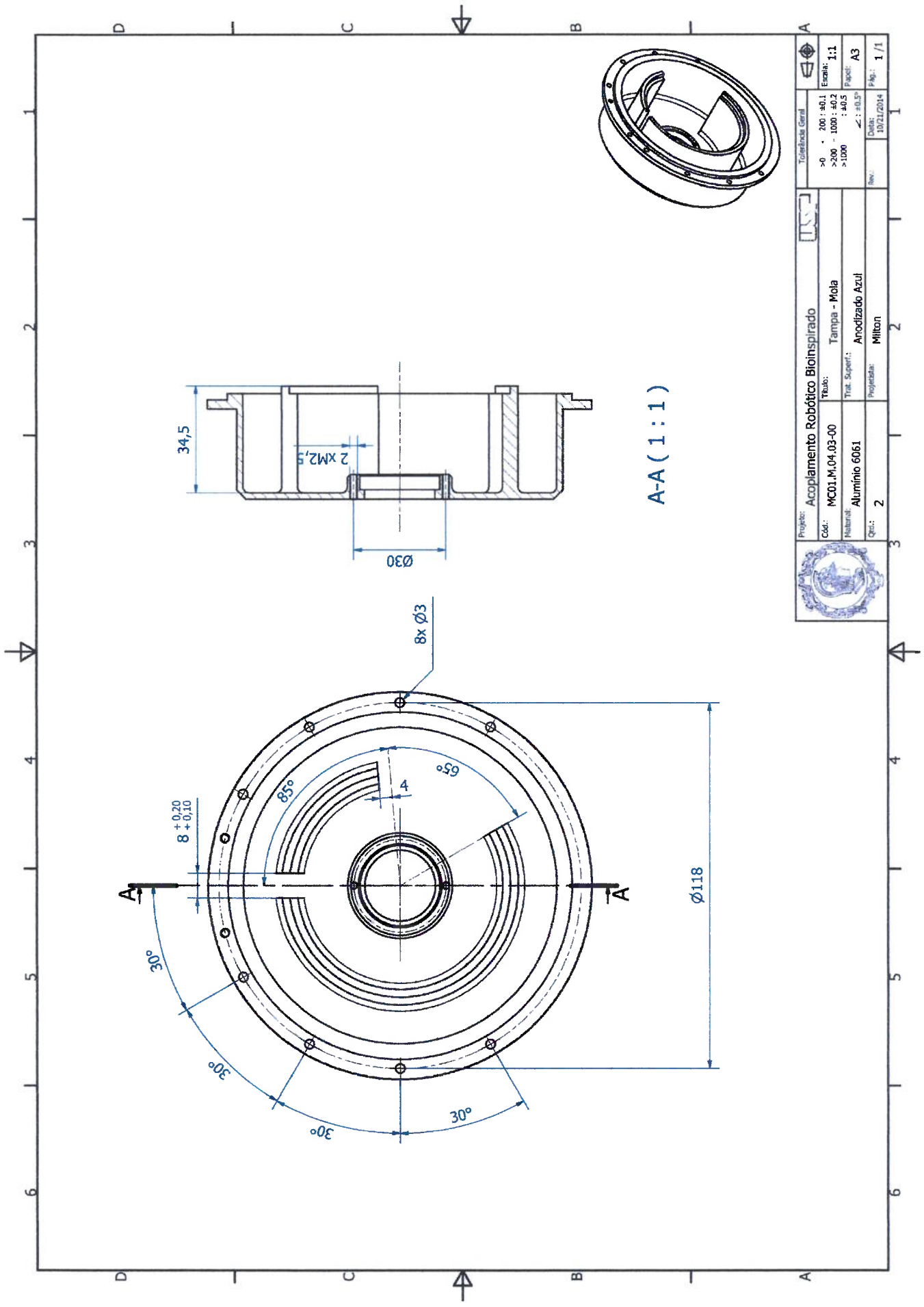
	Projeto: Acoplamento Robótico Bloinspirado	Tolerância Geral
	Cód.: MC01.M.04.01-00	>0 : ±0.1 >200 : ±0.2 >1000 : ±0.5
Material: Alumínio 6061	Trat. Superf.: Anodização Cinza	Escala: 1:1
Qtd.: 2	Proprietário: Milton	Página: A3
Data: 10/21/2014		Rev.: 1/1



A-A (1:1)

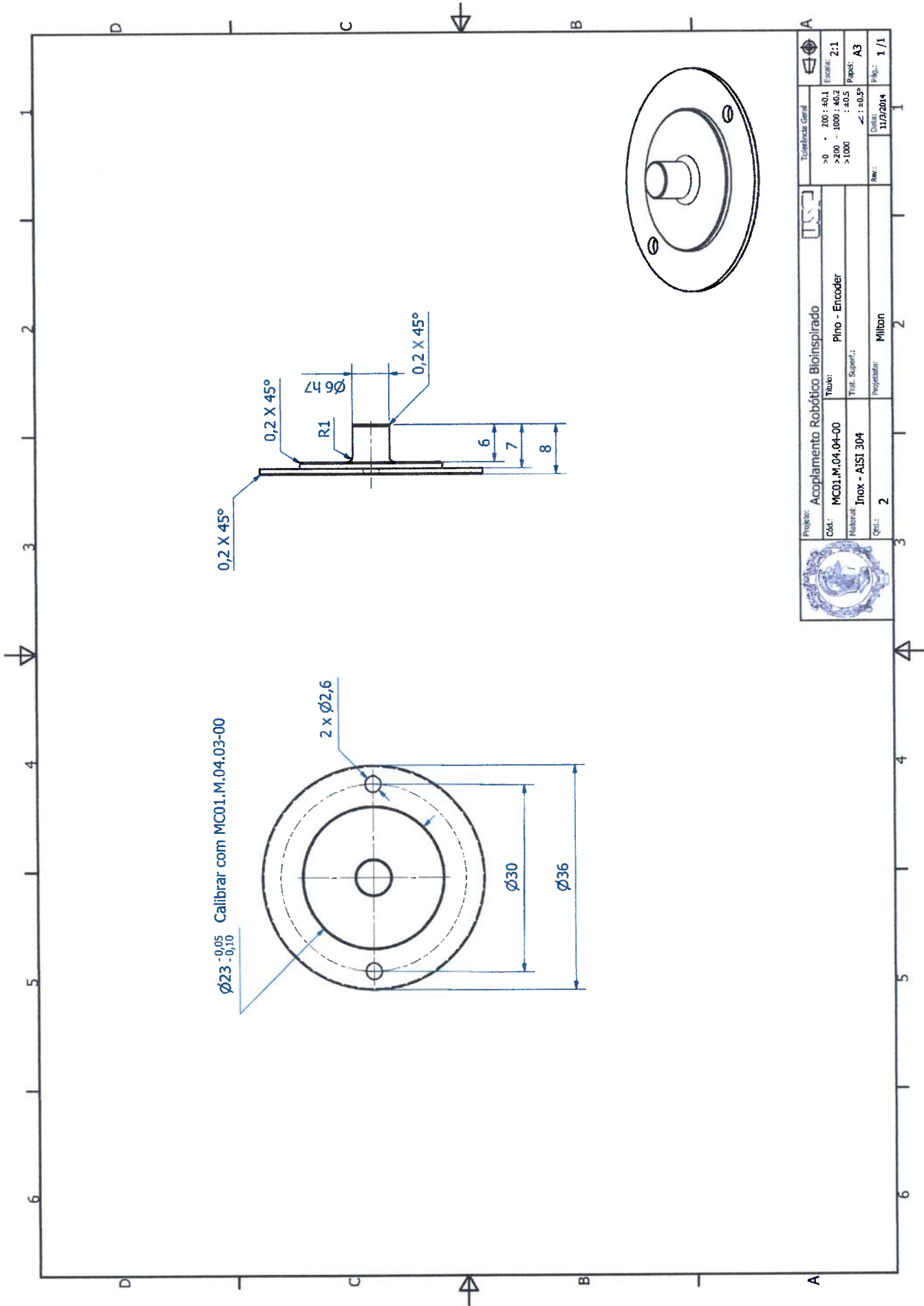



	Projeto: Acoplamento Robótico Bioinspirado Título: Tampa - Motor Trat. Superf.: Anodização Azul Projeto: Milton	Tolerância Geral >0 : +0.1 >200 : +0.2 >1000 : +0.5 <: +0.3*	Escala: 1:1 Papel: A3 Data: 10/9/2014 Rev.: 1/1	
	Cat.: MC01.M.04.02-00 Material: Alumínio 6061 Qtd.: 2	Fábri: Tampa - Motor Anodização Azul Milton	Data: 10/9/2014 Rev.: 1/1	Data: 10/9/2014 Rev.: 1/1
	Projeto: Acoplamento Robótico Bioinspirado Título: Tampa - Motor Trat. Superf.: Anodização Azul Projeto: Milton	Tolerância Geral >0 : +0.1 >200 : +0.2 >1000 : +0.5 <: +0.3*	Escala: 1:1 Papel: A3 Data: 10/9/2014 Rev.: 1/1	Escala: 1:1 Papel: A3 Data: 10/9/2014 Rev.: 1/1
	Cat.: MC01.M.04.02-00 Material: Alumínio 6061 Qtd.: 2	Fábri: Tampa - Motor Anodização Azul Milton	Data: 10/9/2014 Rev.: 1/1	Data: 10/9/2014 Rev.: 1/1



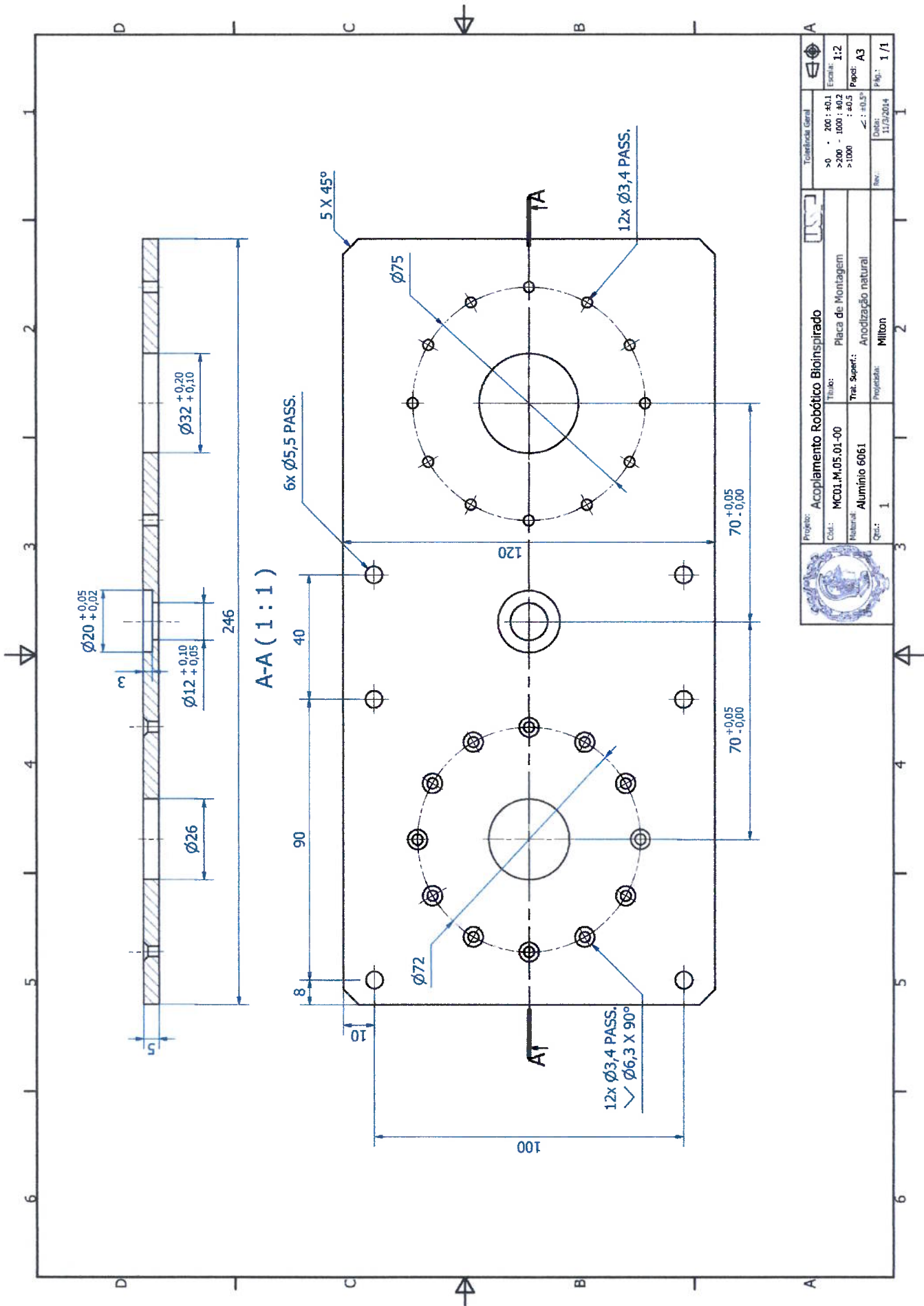
A-A (1:1)

	Projeto: <b>Acoplamento Robótico Bioinspirado</b>	Tolerância Geral: $>0$ : $200 \pm 0.1$ Escala: 1:1 $>200$ - $1000$ : $\pm 0.2$ $>1000$ : $\pm 0.5$ $<$ : $\pm 0.5^{\circ}$
	Cod.: <b>MC01.M.04.03-00</b>	Trabalho: <b>Tampa - Mola</b>
	Material: <b>Alumínio 6061</b>	Trat. Superf.: <b>Anodizado Azul</b>
	Qtd.: <b>2</b>	Projetado: <b>Milton</b>
		Data: <b>10/21/2014</b>
		Rev.: 1 / 1

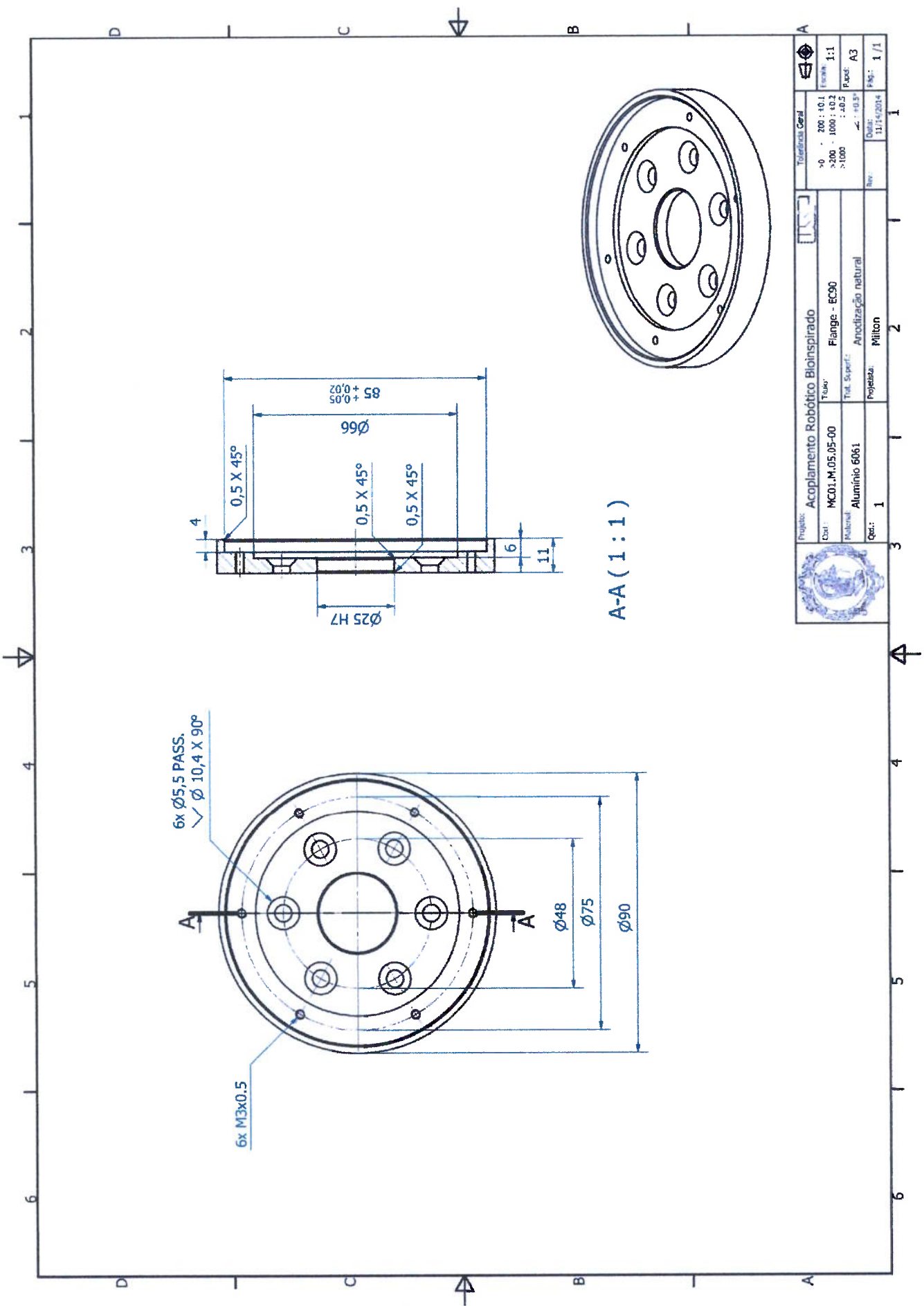


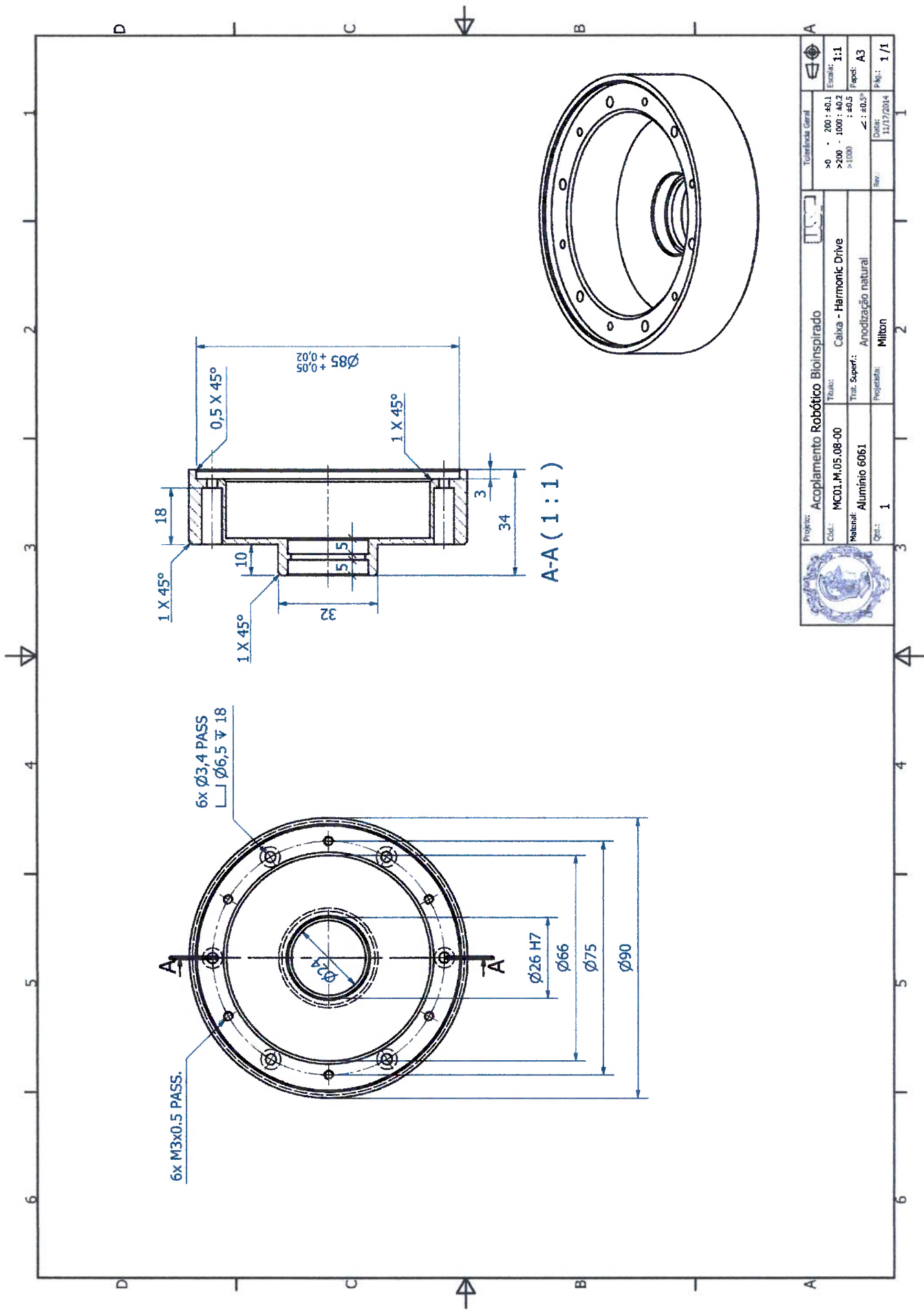
		Projeto: Acoplamento Robótico Bioinspirado	
Cod.: MC01.M.04.04-00		Título: Pino - Encoder	
Material: Inox - AISI 304		Trat. Superf.:	
Qtd.: 2		Projetado: Milton	
Escala: 2:1		Data: 11/9/2014	
Tolerância Geral:		Fig.: 1 / 1	
> 0 : +0,1		> 200 : +0,3	
> 200 : +0,5		> 1000 : +0,5	
< : -0,3		Rev.:	




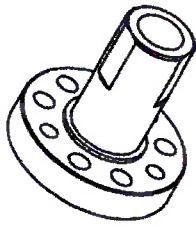
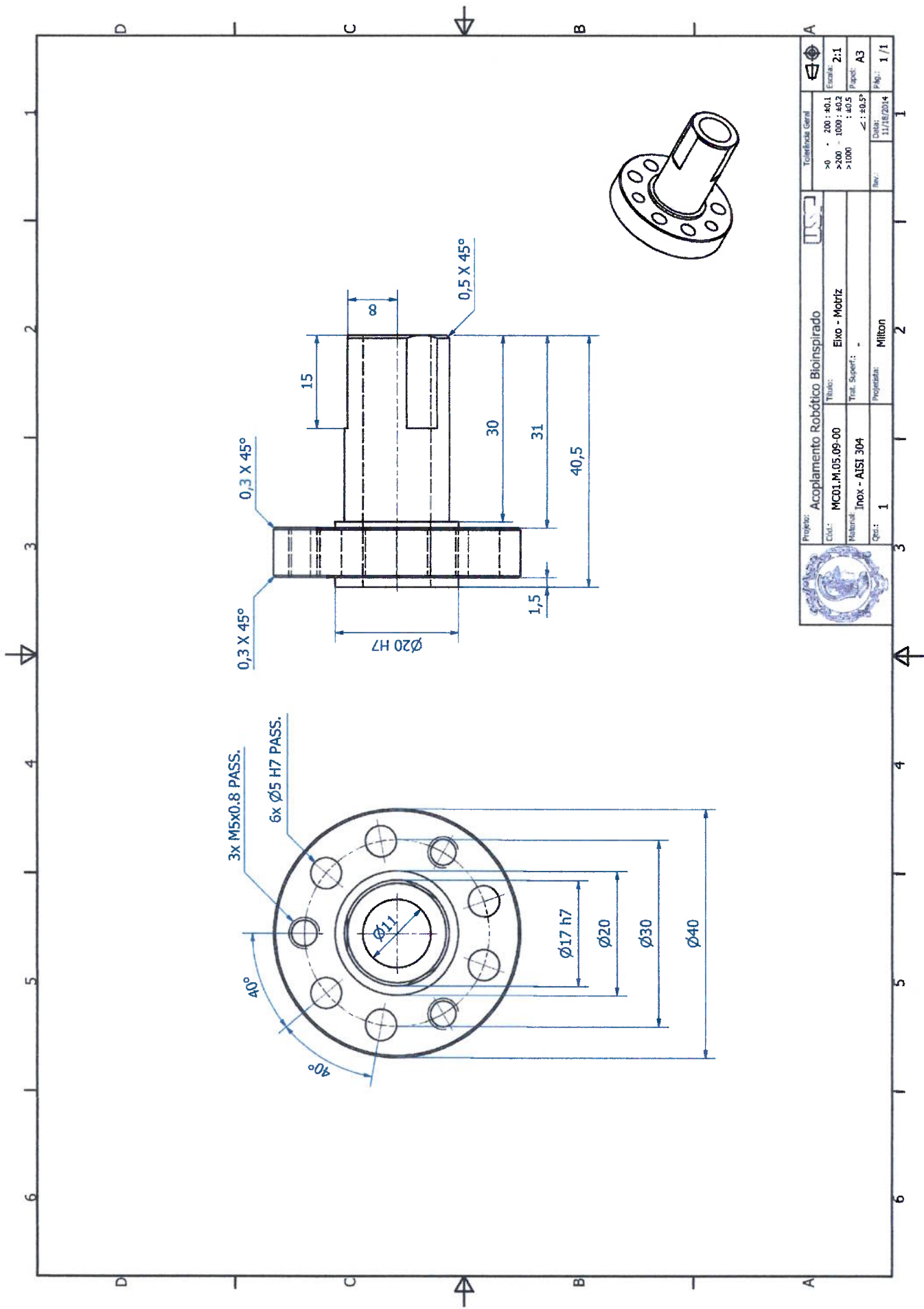


	Projeto: <b>Acoplamento Robótico Bioinspirado</b>	Tolerância Geral	1 / 1
	Cód.: <b>MC01.M.05.01-00</b>	>0 : 200 : ±0.1	Escala: 1:2
	Natural: <b>Alumínio 6061</b>	>200 - 1000 : ±0.2	Papel: A3
	Trat. Superf.: <b>Anodização natural</b>	>1000 : ±0.5	Projeto: 11/2/2014
Quant.: <b>1</b>	Projeto: <b>Milton</b>	Revisão:	1 / 1

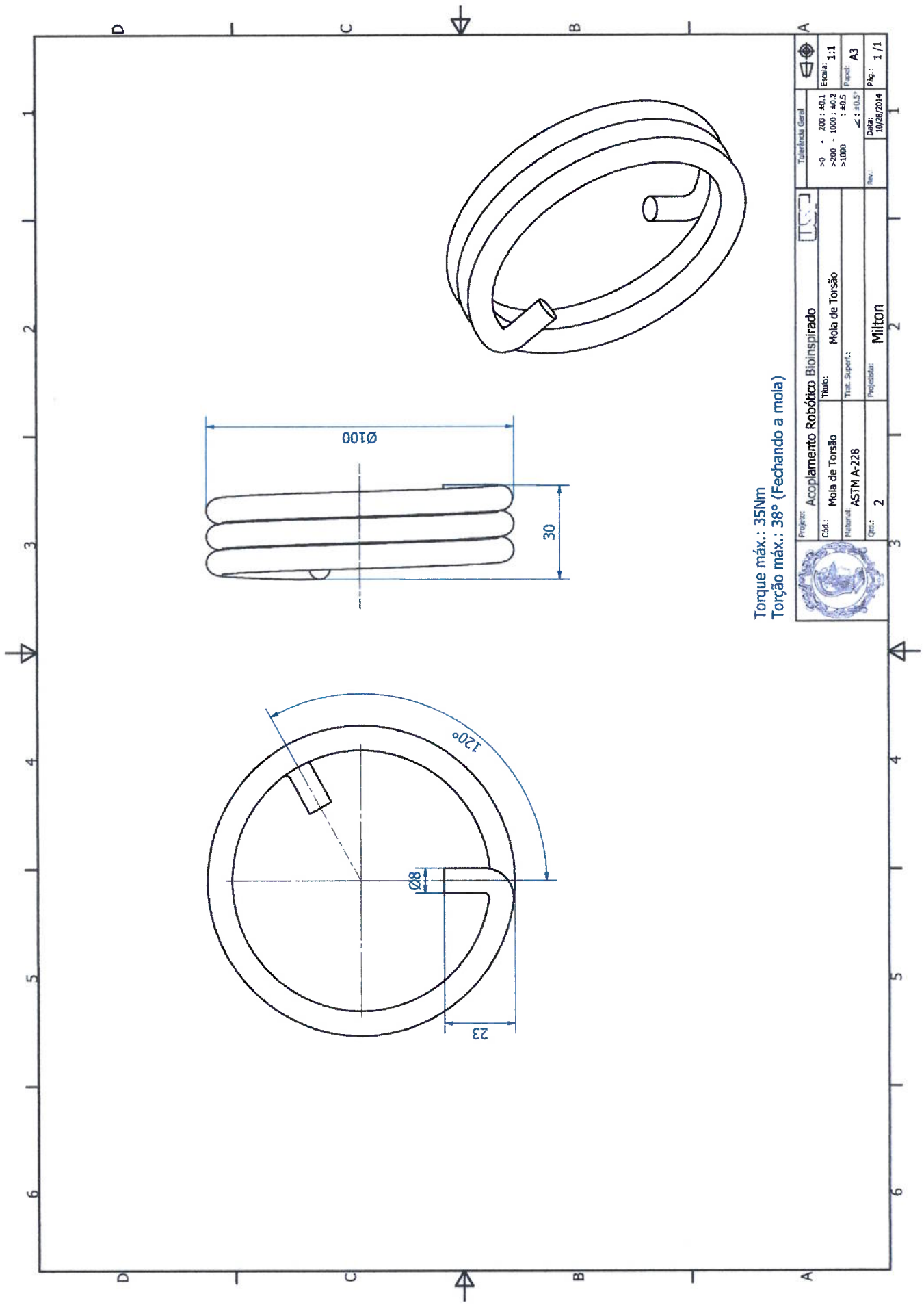




	Projeto: Acoplamento Robótico Bioinspirado	Tolerância Geral	1/1
	Doc.: MCD1.M.05.08-00	>0 - 200 : ±0,1	Escala: 1:1
	Materia: Alumínio 6061	>200 - 1000 : ±0,2	Repos: A3
	Qtd.: 1	>1000 : ±0,5	Proj.: 1/1
	Trat. Superf.: Anodização natural	Rev.: 11/17/2014	
	Projeto: Milton		



	Projeto: Acoplamento Robótico Bioinspirado	Tolerância Geral		
	Cl.: MCOL.M.05.09-00	>0 : 20 : +0,1 5200 - 1000 : +0,2 >1000		Escala: 2:1
	Materia: Inox - AISI 304			Papel: A3
	Qtd.: 1	Rev.: 11/18/2014		Proj.: 1 / 1
Título: Eixo - Motriz Trat. Superf.: - Projetada: Milton				



Torque máx.: 35Nm  
 Torção máx.: 38° (Fechando a mola)

	Projeto: <b>Acoplamento Robótico Bioinspirado</b>	Tolerância Geral	
	Cód.: <b>Mola de Torsão</b> Material: <b>ASTM A-228</b> Qnt.: <b>2</b>	Típo: <b>Mola de Torsão</b> Trat. Superf.: Projetista: <b>Milton</b>	

## ANEXO A - MATERIAIS DE FABRICAÇÃO

## ASTM A228


**Categories:** [Metal](#), [Ferrous Metal](#), [ASTM Steel](#), [Carbon Steel](#), [High Carbon Steel](#)

**Material Notes:** Cold drawn. High tensile strength and uniform mechanical properties. Music wire springs are not recommended for service temperatures above 121°C (250°F).

**Applications:** High quality springs and wire forms subject to high stresses or requiring good fatigue properties.

**Key Words:** spring steel, music wire, AMS 5112, UNS K08500

**Vendors:** No vendors are listed for this material. Please [click here](#) if you are a supplier and would like information on how to add your listing to this material.

Physical Properties	Metric	English	Comments
Density	7.85 g/cc	0.284 lb/in <sup>3</sup>	Typical of ASTM Steel
Mechanical Properties	Metric	English	Comments
Hardness, Rockwell C	41 - 60	41 - 60	
Tensile Strength, Yield 	1590 - 1760 MPa <a href="#">Diameter 6.35 mm</a>	231000 - 255000 psi <a href="#">Diameter 0.250 in</a>	
	1640 - 1820 MPa <a href="#">Diameter 5.28 mm</a>	238000 - 264000 psi <a href="#">Diameter 0.207 in</a>	
	1690 - 1860 MPa <a href="#">Diameter 4.50 mm</a>	245000 - 270000 psi <a href="#">Diameter 0.177 in</a>	
	1740 - 1920 MPa <a href="#">Diameter 3.61 mm</a>	252000 - 278000 psi <a href="#">Diameter 0.150 in</a>	
	1770 - 1950 MPa <a href="#">Diameter 3.55 mm</a>	257000 - 283000 psi <a href="#">Diameter 0.140 in</a>	
	1800 - 1990 MPa <a href="#">Diameter 3.18 mm</a>	261000 - 289000 psi <a href="#">Diameter 0.125 in</a>	
	1870 - 2070 MPa <a href="#">Diameter 2.54 mm</a>	271000 - 300000 psi <a href="#">Diameter 0.100 in</a>	
	1940 - 2150 MPa <a href="#">Diameter 2.90 mm</a>	281000 - 312000 psi <a href="#">Diameter 0.0787 in</a>	
	2020 - 2230 MPa <a href="#">Diameter 1.60 mm</a>	293000 - 323000 psi <a href="#">Diameter 0.0630 in</a>	
	2090 - 2310 MPa <a href="#">Diameter 1.30 mm</a>	303000 - 335000 psi <a href="#">Diameter 0.0512 in</a>	
	2170 - 2410 MPa <a href="#">Diameter 1.00 mm</a>	315000 - 350000 psi <a href="#">Diameter 0.0394 in</a>	
	2250 - 2490 MPa <a href="#">Diameter 0.810 mm</a>	326000 - 361000 psi <a href="#">Diameter 0.0319 in</a>	
	2350 - 2600 MPa <a href="#">Diameter 0.610 mm</a>	341000 - 377000 psi <a href="#">Diameter 0.0240 in</a>	
	2500 - 2760 MPa <a href="#">Diameter 0.400 mm</a>	363000 - 400000 psi <a href="#">Diameter 0.0157 in</a>	
	2600 - 2880 MPa <a href="#">Diameter 0.300 mm</a>	377000 - 418000 psi <a href="#">Diameter 0.0118 in</a>	
	2750 - 3040 MPa <a href="#">Diameter 0.200 mm</a>	399000 - 441000 psi <a href="#">Diameter 0.00787 in</a>	
	3030 - 3340 MPa <a href="#">Diameter 0.100 mm</a>	439000 - 484000 psi <a href="#">Diameter 0.00394 in</a>	
Modulus of Elasticity	210 GPa	30500 ksi	
Poissons Ratio	0.313	0.313	Calculated
Shear Modulus	80.0 GPa	11600 ksi	
Thermal Properties	Metric	English	Comments
Maximum Service Temperature, Air	120 °C	248 °F	
Component Elements Properties	Metric	English	Comments
Carbon, C	0.70 - 1.0 %	0.70 - 1.0 %	
Iron, Fe	97.8 - 99 %	97.8 - 99 %	
Manganese, Mn	0.20 - 0.60 %	0.20 - 0.60 %	
Phosphorous, P	<= 0.025 %	<= 0.025 %	
Silicon, Si	0.10 - 0.30 %	0.10 - 0.30 %	
Sulfur, S	<= 0.030 %	<= 0.030 %	

Some of the values displayed above may have been converted from their original units and/or rounded in order to display the information in a consistent format. Users requiring more precise data for scientific or engineering calculations can click on the property value to see the original value as well as raw conversions to equivalent units. We advise that you only use the original value or one of its raw conversions in your calculations to minimize rounding error. We also ask that you refer to [MatWeb's terms of use](#) regarding this information. [Click here](#) to view all the property values for this datasheet as they were originally entered into MatWeb.

## AISI Type 304N Stainless Steel

Categories: [Metal](#); [Ferrous Metal](#); [Heat Resisting](#); [Stainless Steel](#); [T 300 Series Stainless Steel](#)

**Material Notes:** Austenitic Cr-Ni stainless steel. Better corrosion resistance than Type 302. High ductility, excellent drawing, forming, and spinning properties. Essentially non-magnetic, becomes slightly magnetic when cold worked. Low carbon content means less carbide precipitation in the heat-affected zone during welding and a lower susceptibility to intergranular corrosion. Applications include beer barrels, bellows, chemical equipment, coal hopper linings, cooling coils, cryogenic vessels, dairy equipment, evaporators, feedwater tubing, flexible metal hose, food processing equipment, hypodermic needles, nuclear vessels, oil well filter screens, refrigeration equipment, paper industry, pressure vessels, sanitary fittings, valves, shipping drums, spinning, still tubes, textile dyeing equipment, tubing.

**Key Words:** aisi304, AISI 304, T304, T 304, SUS304, SS304, 304SS, 304 SS, T304N, T304 N, 304N, 304 N, UNS S30450, ASME SA182, ASME SA213, ASME SA240, ASME SA249, austenitic, Cr-Ni stainless steel, ISO 683/13 10N, 18-8

**Vendors:** [Click here to view all available suppliers for this material.](#)

Please [click here](#) if you are a supplier and would like information on how to add your listing to this material.

Physical Properties	Metric	English	Comments
Density	8.00 g/cc	0.289 lb/in <sup>3</sup>	
<b>Mechanical Properties</b>			
Hardness, Rockwell B	85	85	Sheet metal
Tensile Strength, Ultimate	620 MPa	89900 psi	Sheet metal
Tensile Strength, Yield	330 MPa	47900 psi	Sheet metal
Modulus of Elasticity	193 - 200 GPa	28000 - 29000 ksi	
<b>Electrical Properties</b>			
Electrical Resistivity	0.0000720 ohm-cm	0.0000720 ohm-cm	
Magnetic Permeability	1.008	1.008	at RT
<b>Thermal Properties</b>			
CTE, linear	18.9 µm/m-°C <small>③Temperature 0.060 - 650 °C</small>	10.5 µin/in-°F <small>③Temperature 32.0 - 1200 °F</small>	
Specific Heat Capacity	0.500 J/g-°C <small>③Temperature 0.000 - 120 °C</small>	0.120 BTU/lb-°F <small>③Temperature 32.0 - 212 °F</small>	
Melting Point	1400 - 1450 °C	2550 - 2640 °F	
Solidus	1400 °C	2550 °F	
Liquidus	1450 °C	2640 °F	
Maximum Service Temperature, Air	870 °C 925 °C	1600 °F 1700 °F	Intermittent Service Continuous Service
<b>Component Elements Properties</b>			
Carbon, C	<= 0.080 %	<= 0.080 %	
Chromium, Cr	18 - 20 %	18 - 20 %	
Iron, Fe	66.2 - 73.9 %	66.2 - 73.9 %	as balance
Manganese, Mn	<= 2.0 %	<= 2.0 %	
Nickel, Ni	8.0 - 10.5 %	8.0 - 10.5 %	
Nitrogen, N	0.10 - 0.16 %	0.10 - 0.16 %	
Phosphorous, P	<= 0.045 %	<= 0.045 %	
Silicon, Si	<= 1.0 %	<= 1.0 %	
Sulfur, S	<= 0.030 %	<= 0.030 %	

[References](#) for this datasheet.

Some of the values displayed above may have been converted from their original units and/or rounded in order to display the information in a consistent format. Users requiring more precise data for scientific or engineering calculations can click on the property value to see the original value as well as raw conversions to equivalent units. We advise that you only use the original value or one of its raw conversions in your calculations to minimize rounding error. We also ask that you refer to MatWeb's [terms of use](#) regarding this information. [Click here](#) to view all the property values for this datasheet as they were originally entered into MatWeb.



**AISI E4340 Steel, oil quenched 800°C (1470°F), 540°C (1000°F) temper, 100 mm (4 in.) round**



Categories: [Metal](#); [Ferrous Metal](#); [Alloy Steel](#); [AISI 4000 Series Steel](#); [Low Alloy Steel](#); [Carbon Steel](#); [Medium Carbon Steel](#)

**Material Notes:** Post oil quenched hardness: 53 HRC - surface, 49 HRC - 1/2 radius, 47 HRC - center.

AISI E4340 has a favorable response to heat treatment (usually oil quenching followed by tempering) and exhibits a good combination of ductility and strength when treated thusly. Uses include piston pins, bearings, ordnance, gears, dies, and pressure vessels.

**Key Words:** alloy steels, UNS G43406, ASTM A304, ASTM A331, ASTM A505, ASTM A519

**Vendors:** No vendors are listed for this material. Please [click here](#) if you are a supplier and would like information on how to add your listing to this material.

Physical Properties	Metric	English	Comments
Density	7.85 g/cc	0.284 lb/in <sup>3</sup>	
<b>Mechanical Properties</b>			
	<b>Metric</b>	<b>English</b>	<b>Comments</b>
Hardness, Brinell	331	331	
Hardness, Knoop	359	359	Converted from Brinell hardness
Hardness, Rockwell B	99	99	Converted from Brinell hardness
Hardness, Rockwell C	36	36	Converted from Brinell hardness
Hardness, Vickers	350	350	Converted from Brinell hardness
Tensile Strength, Ultimate	1138 MPa	165100 psi	
Tensile Strength, Yield	1000 MPa	145000 psi	
Elongation at Break	15.5 %	15.5 %	in 50 mm
Reduction of Area	53.4 %	53.4 %	
Modulus of Elasticity	205 GPa	29700 ksi	Typical for steel
Bulk Modulus	140 GPa	20300 ksi	Typical for steel
Poissons Ratio	0.29	0.29	Calculated
Machinability	50 %	50 %	annealed and cold drawn. Based on 100% machinability for AISI 1212 steel
Shear Modulus	80.0 GPa	11600 ksi	Typical for steel
<b>Electrical Properties</b>			
	<b>Metric</b>	<b>English</b>	<b>Comments</b>
Electrical Resistivity 	0.0000248 ohm-cm <small>@Temperature 20.0 °C</small>	0.0000248 ohm-cm <small>@Temperature 68.0 °F</small>	
	0.0000298 ohm-cm <small>@Temperature 100 °C</small>	0.0000298 ohm-cm <small>@Temperature 212 °F</small>	
	0.0000552 ohm-cm <small>@Temperature 400 °C</small>	0.0000552 ohm-cm <small>@Temperature 752 °F</small>	
	0.0000797 ohm-cm <small>@Temperature 600 °C</small>	0.0000797 ohm-cm <small>@Temperature 1116 °F</small>	
<b>Thermal Properties</b>			
	<b>Metric</b>	<b>English</b>	<b>Comments</b>
CTE, linear 	12.3 µm/m-°C <small>@Temperature 20.0 °C</small>	6.83 µm/in-°F <small>@Temperature 68.0 °F</small>	specimen oil hardened, 600°C (1110°F) temper
	12.4 µm/m-°C <small>@Temperature 250 °C</small>	6.89 µm/in-°F <small>@Temperature 482 °F</small>	
	12.7 µm/m-°C <small>@Temperature 23.0 °C</small>	7.06 µm/in-°F <small>@Temperature 95.0 °F</small>	specimen oil hardened, 600°C (1110°F) temper
	13.7 µm/m-°C <small>@Temperature 250 °C</small>	7.61 µm/in-°F <small>@Temperature 482 °F</small>	specimen oil hardened, 600°C (1110°F) temper
	13.7 µm/m-°C <small>@Temperature 500 °C</small>	7.61 µm/in-°F <small>@Temperature 932 °F</small>	
	14.5 µm/m-°C <small>@Temperature 500 °C</small>	8.06 µm/in-°F <small>@Temperature 932 °F</small>	specimen oil hardened, 600°C (1110°F) temper
Specific Heat Capacity	0.475 J/g-°C	0.114 BTU/lb-°F	Typical 4000 series steel
Thermal Conductivity	44.5 W/m-K	309 BTU-in/hr-ft <sup>2</sup> -°F	Typical steel
<b>Component Elements Properties</b>			
	<b>Metric</b>	<b>English</b>	<b>Comments</b>
Carbon, C	0.38 - 0.43 %	0.38 - 0.43 %	
Chromium, Cr	0.70 - 0.90 %	0.70 - 0.90 %	
Iron, Fe	95.175 - 96.27 %	95.175 - 96.27 %	As remainder
Manganese, Mn	0.65 - 0.85 %	0.65 - 0.85 %	
Molybdenum, Mo	0.20 - 0.30 %	0.20 - 0.30 %	
Nickel, Ni	1.65 - 2.0 %	1.65 - 2.0 %	
Phosphorous, P	<= 0.025 %	<= 0.025 %	
Silicon, Si	0.15 - 0.30 %	0.15 - 0.30 %	
Sulfur, S	<= 0.020 %	<= 0.020 %	



**AISI 1020 Steel, normalized at 925°C (1700°F), air cooled, 50 mm (2 in.) round**

Categories: [Metal](#); [Ferrous Metal](#); [Carbon Steel](#); [AISI 1000 Series Steel](#); [Low Carbon Steel](#)

**Material Notes:** Applications include parts in the case hardened condition where core strength is not critical, and for shafts of larger cross section that are not highly stressed. Other uses include lightly stressed gears with hard wearing surfaces and case hardened pins and chains

**Key Words:** UNS G10200, AMS 5032, AMS 5045, ASTM A29, ASTM A108, ASTM A510, ASTM A519, ASTM A29, A108, A510, A512, A513, A519, A544, A575 M10120, A576, A635, A659, A827, A830, BS 970 040A20, 050A20 (En2C), 050A20 (En2D), 060A20, BS 970 Part 1 070M20, DEF STAN95-1-1 C1020, SAE J412, SAE J414, DIN 1.0402, AFNOR CC 20, UNI C 20, SS14 1450 (Sweden), SAE J403

**Vendors:** No vendors are listed for this material. Please [click here](#) if you are a supplier and would like information on how to add your listing to this material.

Physical Properties	Metric	English	Comments
Density	7.87 g/cc	0.284 lb/in <sup>3</sup>	Typical for steel
Mechanical Properties	Metric	English	Comments
Hardness, Brinell	126	126	
Hardness, Knoop	145	145	Converted from Brinell hardness.
Hardness, Rockwell B	71	71	Converted from Brinell hardness.
Hardness, Vickers	131	131	Converted from Brinell hardness
Tensile Strength, Ultimate	438 MPa	63500 psi	
Tensile Strength, Yield	319 MPa	46300 psi	
Elongation at Break	35.5 %	35.5 %	in 50 mm
Reduction of Area	65.5 %	65.5 %	
Modulus of Elasticity	186 GPa	27000 ksi	
Bulk Modulus	148 GPa	21500 ksi	calculated from elastic modulus and Poisson's ratio
Poissons Ratio	0.29	0.29	
Shear Modulus	72.0 GPa	10400 ksi	calculated from elastic modulus and Poisson's ratio
Charpy Impact 	16.9 J	12.5 ft-lb	
	 Temperature -30.0 °C	 Temperature -22.0 °F	
	18.0 J	13.3 ft-lb	
	 Temperature -15.0 °C	 Temperature -0.400 °F	
	20.0 J	14.8 ft-lb	
	 Temperature -3.00 °C	 Temperature 26.8 °F	
	24.0 J	17.7 ft-lb	
	 Temperature 10.0 °C	 Temperature 50.0 °F	
41.0 J	30.2 ft-lb		
 Temperature 33.0 °C	 Temperature 100 °F		
54.0 J	39.8 ft-lb		
 Temperature 65.0 °C	 Temperature 149 °F		
61.0 J	45.0 ft-lb		
 Temperature 95.0 °C	 Temperature 203 °F		
68.0 J	50.2 ft-lb		
 Temperature 150 °C	 Temperature 302 °F		
Electrical Properties	Metric	English	Comments
Electrical Resistivity 	0.0000159 ohm-cm	0.0000159 ohm-cm	condition unknown
	 Temperature 0.000 °C	 Temperature 32.0 °F	
	0.0000219 ohm-cm	0.0000219 ohm-cm	condition unknown
 Temperature 100 °C	 Temperature 212 °F		
0.0000292 ohm-cm	0.0000292 ohm-cm	condition unknown	
 Temperature 200 °C	 Temperature 392 °F		
Thermal Properties	Metric	English	Comments
CTE, linear 	11.7 µm/m-°C	6.50 µin/in-°F	
	 Temperature 20.0 - 100 °C	 Temperature 68.0 - 212 °F	
	12.1 µm/m-°C	6.72 µin/in-°F	
	 Temperature 20.0 - 200 °C	 Temperature 68.0 - 392 °F	
	12.8 µm/m-°C	7.11 µin/in-°F	
	 Temperature 20.0 - 300 °C	 Temperature 68.0 - 572 °F	
	13.3 µm/m-°C	7.39 µin/in-°F	
	 Temperature 20.0 - 400 °C	 Temperature 68.0 - 752 °F	
13.9 µm/m-°C	7.72 µin/in-°F		
 Temperature 20.0 - 500 °C	 Temperature 68.0 - 932 °F		
14.4 µm/m-°C	8.00 µin/in-°F		
 Temperature 20.0 - 600 °C	 Temperature 68.0 - 1110 °F		
14.8 µm/m-°C	8.22 µin/in-°F		
 Temperature 20.0 - 700 °C	 Temperature 68.0 - 1290 °F		
Specific Heat Capacity 	0.486 J/g-°C	0.116 BTU/lb-°F	condition unknown
	 Temperature >=100 °C	 Temperature >=212 °F	
	0.519 J/g-°C	0.124 BTU/lb-°F	