

ESCOLA POLITÉCNICA DA UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO  
DEPARTAMENTO DE ENGENHARIA MECATRÔNICA E SIST. MECÂNICOS.

FERNANDO DUARTE SALHANI

LUIZ HENRIQUE PICOLLI

# Projeto e construção de uma perna robótica antropomórfica

São Paulo

2017

FERNANDO DUARTE SALHANI

LUIZ HENRIQUE PICOLLI

# Projeto e construção de uma perna robótica antropomórfica

Monografia apresentada à Escola  
Politécnica da USP como forma de  
avaliação parcial na disciplina PMR2550 –  
Projeto de Conclusão do Curso II

Orientador: Prof. Dr. Rafael Traldi Moura

São Paulo

2017

## Catalogação-na-publicação

Picolli, Luiz Henrique

Projeto e construção de uma perna robótica antropomórfica / L. H. Picolli, F. D. Salhani -- São Paulo, 2017.  
216 p.

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

1.Biomecânica 2.Membros Inferiores 3.Robótica 4.Biomecatrônica  
5.Exoesqueleto I.Universidade de São Paulo. Escola Politécnica.  
Departamento de Engenharia Mecatrônica e de Sistemas Mecânicos II.t.  
III.Salhani, Fernando Duarte

## Resumo

Esta monografia aborda todo o processo de desenvolvimento de uma perna robótica que replica o movimento de marcha humana. Com a finalidade de realizar testes em exoesqueletos de membro inferior de maneira segura e confiável, este projeto visa reproduzir a dinâmica da marcha, respeitando a distribuição antropomórfica de massa, as etapas do movimento e os torques limites nas juntas. A atuação será feita por um dispositivo externo ao mecanismo, chamado *Power Pack*, que utiliza cabos revestidos (*bowden cables*) para transmitir a potência de motores elétricos para as juntas da perna. *Encoders* e sensores de torque serão utilizados para fechar a malha de controle que será projetada e para validar as novas filosofias de controle de marcha que venham a ser testadas. Como somente uma perna será construída, uma estrutura de suporte também será projetada, para proporcionar apoio ao membro na fase de balanço.

## Abstract

This paper addresses the complete developing process of a robotic leg that replicates human gait. With the purpose of testing lower limb exoskeletons in a safe and reliable way, the project aims to reproduce the dynamics of gait, respecting the anthropomorphic mass distribution, the phases of the movement and the torque limits on the joints. The actuation will be done by an external device, named Power Pack, which uses bowden cables to transmit the power of electrical motors to the leg joints. Encoders and torque sensors will be used to close the control loop that will be designed and to validate the new driving control philosophies that will be tested. Since only one leg will be built, a support structure will also be designed to provide limb support in the swing phase.

## Sumário

<b>1. Introdução .....</b>	8
1.1. Envelhecimento da população.....	8
1.2. ETMICAЕ II.....	9
<b>2. Objetivos .....</b>	10
<b>3. Embasamento Teórico .....</b>	12
3.1. Definição de parâmetros antropomórficos .....	12
3.2. A dinâmica da marcha humana .....	13
3.3. Parâmetros da marcha.....	15
3.3.1. Tratamento de dados.....	15
3.3.2. Parâmetros utilizados.....	17
<b>4. Projeto básico .....</b>	19
4.1. Interface com o usuário .....	19
4.2. Sistema de atuação.....	20
4.2.1. Motores elétricos com redução por fuso.....	20
4.2.2. Atuação hidráulica.....	20
4.2.3. Motores elétricos com <i>bowden cables</i> .....	21
4.3. Sistema mecânico .....	22
4.4. Sistema de sensoriamento.....	23
4.4.1. Subsistemas do quadril, joelho e tornozelo.....	24
4.4.1.1. Seleção dos sensores .....	24
4.4.1.1.1. Formatos de <i>encoders</i> .....	24
4.4.1.1.2. Requisitos do projeto.....	26
4.4.2. Subsistema dos motores .....	32
4.4.2.1. Escolha dos sensores .....	33
4.5. Sistema de controle .....	36
4.5.1. Malha de controle .....	37
<b>5. Projeto Detalhado.....</b>	40
5.1. <i>Power Pack</i> .....	40
5.1.1. Projeto inicial.....	40

5.1.2.	Seleção das Engrenagens .....	41
5.1.3.	Seleção dos rolamentos .....	46
5.1.3.1.	Cálculo da carga proveniente da engrenagem.....	47
5.1.3.2.	Cálculo da carga proveniente do cabo .....	48
5.1.3.3.	Cálculo da carga dinâmica equivalente .....	49
5.1.4.	Seleção dos fixadores.....	50
5.1.5.	Tirantes e chapas de apoio.....	51
5.2.	Sistema de sensoriamento.....	52
5.2.1.	Subsistema do quadril, joelho e tornozelo .....	52
5.2.2.	Subsistema dos motores .....	55
5.2.2.1.	Posicionamento dos sensores .....	57
5.2.2.2.	Aquisição de dados.....	58
5.3.	Alterações no projeto mecânico .....	59
<b>6.</b>	<b>Conclusão .....</b>	<b>70</b>
	<b>Apêndice A – Otimização das fixações do <i>Power Pack</i>.....</b>	<b>76</b>
	<b>Apêndice B – Desenhos de fabricação e montagem do <i>Power Pack</i>. .....</b>	<b>83</b>
	<b>Apêndice C – Desenhos de fabricação do subsistema de sensoriamento do quadril, joelho e tornozelo.....</b>	<b>134</b>

## 1. Introdução

### 1.1. Envelhecimento da população

Nas últimas décadas, a sociedade mundial tem vivenciado um aumento da população da terceira idade. Segundo a Organização das Nações Unidas (ONU) [1], o número de indivíduos acima de 60 anos aumentou em quase 50% entre 2000 e 2015 e a tendência é que este crescimento continue pelos próximos anos. Isto pode ser atribuído a diversos fatores como avanços na medicina e o desenvolvimento econômico em vários países.

Além do aumento da longevidade, as decrescentes taxas de natalidade, principalmente nos países desenvolvidos e emergentes, fazem com que a proporção de idosos na população cresça ainda mais expressivamente. O gráfico da Figura 1 evidencia esta tendência.

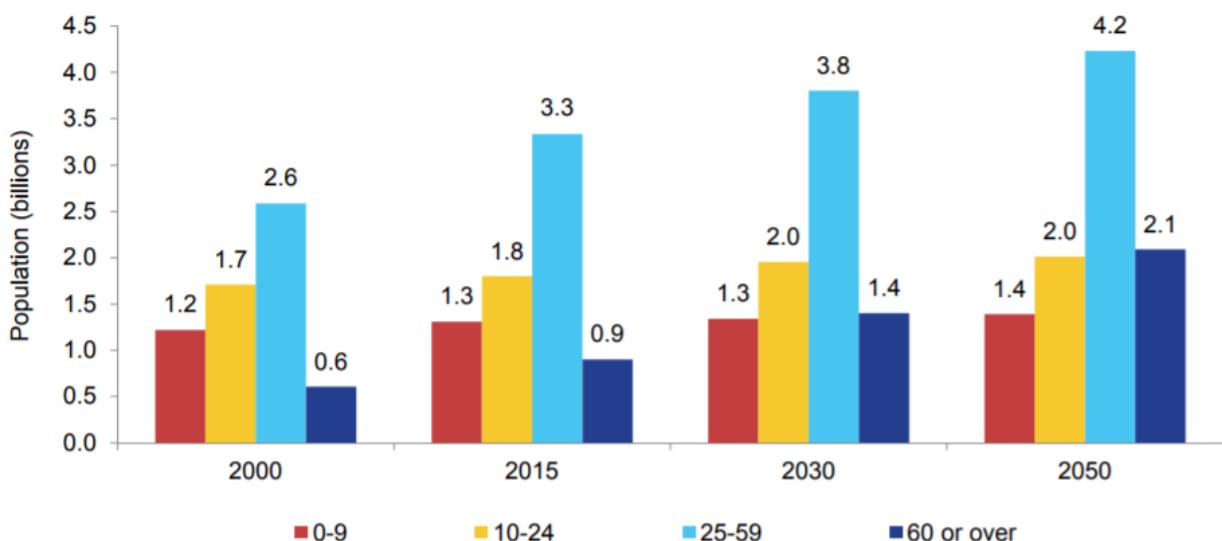


Figura 1 - População mundial por faixa etária em 2000, 2015 e projeções para 2030 e 2050 [1].

O envelhecimento populacional acarreta o aumento da incidência de deficiências. Em estudo realizado com 468 sujeitos de 70 a 99 anos, Verghese et al. [2] identificou a prevalência de distúrbios de marcha em cerca de 35% das pessoas estudadas. Tais distúrbios apresentavam causas diversas, tanto de origem neurológica – como Mal de Parkinson –, quanto não neurológica – como, por exemplo, artrite. Desta forma, apesar de melhorias nas ciências médicas, a tendência observada traz com ela um aumento do número de pessoas com algum tipo de deficiência.

No território brasileiro, o mesmo padrão pode ser observado. Segundo os censos demográficos realizados periodicamente pelo Instituto Brasileiro de Geografia e Estatística (IBGE) [3], a cada década, a população da terceira idade aumenta sua participação no cenário nacional, como é apresentado na Figura 2. Agregando isto ao fato de que a presença

de deficiências cresce com a idade, a tendência indica um aumento no número de pessoas deficientes no país.

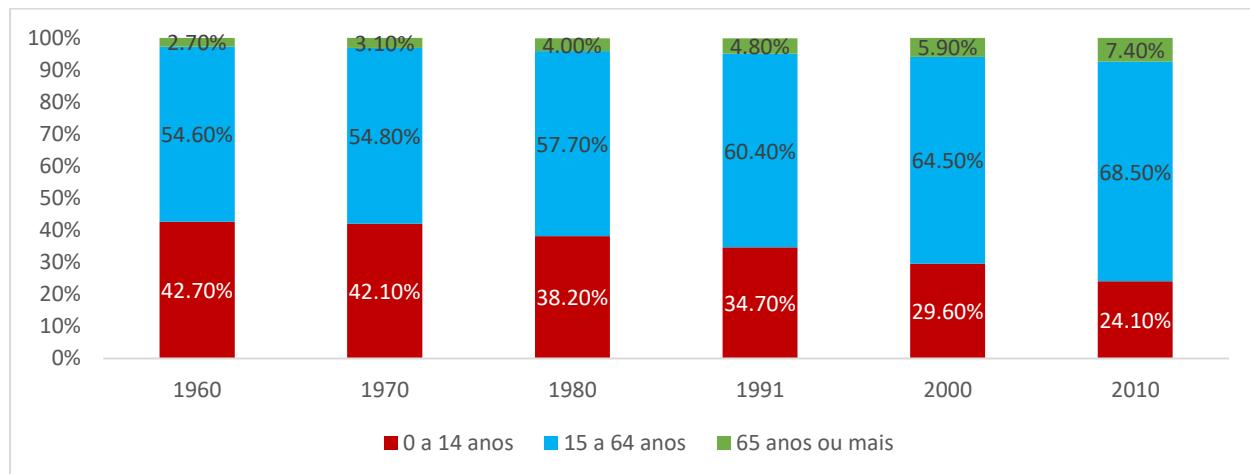


Figura 2 - Divisão da população brasileira por faixa etária de 1960 até 2010 [3].

O aumento na quantidade de indivíduos idosos e com deficiência cria uma grande demanda para soluções que mitiguem o risco de acidentes. Em estudo conduzido por Campbell et al. [4], constatou-se que a mortalidade de pessoas com mais de 70 anos se elevava consideravelmente em caso de queda. No entanto, soluções convencionais de segurança instaladas em domicílios não contribuíram de maneira significativa para a diminuição destes eventos.

Por outro lado, um estudo realizado com sexagenários apresentou diminuições relevantes nas dores articulares e na incidência de quedas quando utilizados exoesqueletos para correção da postura em comparação com um grupo de controle [5]. Portanto, apesar de ainda pouco disseminados, exoesqueletos podem contribuir positivamente neste crescente problema enfrentado pela sociedade.

### 1.2. ETMICAЕ II

Atualmente, no Laboratório de Biomecatrônica da Escola Politécnica da USP, diversos projetos de exoesqueletos estão sendo desenvolvidos. Cortez Jr. [6] está desenvolvendo, orientado pelo Prof. Dr. Arturo Forner-Cordero, o projeto denominado ETMICAЕ II – Exoesqueleto de Tronco e Membros Inferiores para Caminhada Autônoma Estável. Este irá utilizar um novo dispositivo de acoplamento para comutação de açãoamento nas juntas de forma a otimizar a energia despendida pelo sistema.

No entanto, a validação de modelos novos de “exos” exige uma série de testes que preferencialmente não devem ser feitos em uma pessoa, uma vez que problemas podem causar danos ao usuário de teste. Assim, é importante avaliar o funcionamento do “exo” em uma bancada de testes, evitando possíveis desconfortos, dores e até mesmo acidentes.

A perna robótica antropomórfica será construída com o propósito de funcionar como uma bancada de testes para o ETMICAЕ II e quaisquer outros exoesqueletos de membro inferior que venham a ser desenvolvidos no laboratório. Além disso, serão testadas novas filosofias de controle de marcha que foram ou estão sendo desenvolvidas no Laboratório.

## **2. Objetivos**

Para realizar o que foi proposto, o Trabalho de Conclusão de Curso apresentado nesta monografia consiste no projeto e fabricação de uma perna robótica antropomórfica, que será utilizada para testes de diferentes filosofias de controle de marcha e como bancada de testes de exoesqueletos.

O mecanismo deve ser capaz de replicar o movimento de marcha humana no plano sagital (Figura 3). Ela apresentará cinco graus de liberdade:

1. Rotação na direção normal ao plano sagital no tornozelo;
2. Rotação na direção normal ao plano coronal no tornozelo;
3. Rotação na direção normal ao plano sagital no joelho;
4. Rotação na direção normal ao plano sagital no quadril; e
5. Translação na direção do eixo vertical.

Para monitorar, validar e fechar a malha de controle serão utilizados sensores de posição e torque em todas as juntas. No tornozelo, somente a 1<sup>a</sup> rotação será monitorada via sensores. O propósito da 2<sup>a</sup> rotação no tornozelo é aumentar a estabilidade na passada e ser mais fiel ao movimento humano.

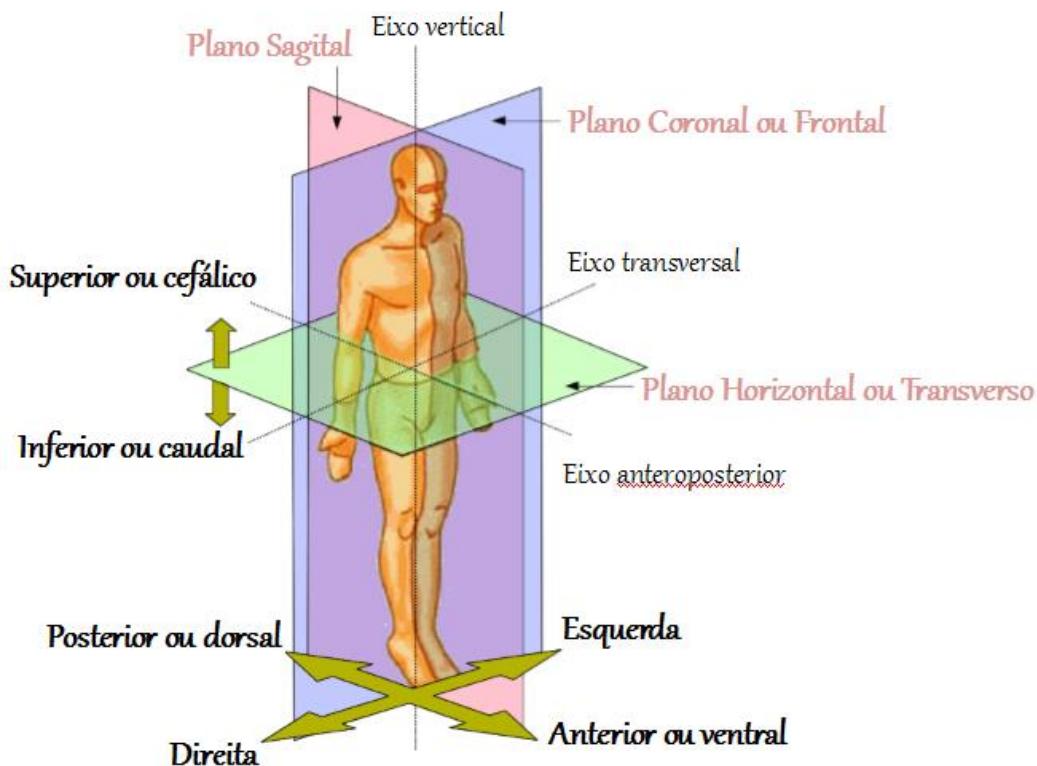


Figura 3 - Planos anatômicos do corpo humano [7].

Além disso, o mecanismo deve apresentar da maneira mais fidedigna possível características antropomórficas – posicionamento dos centros de massa, distribuição de cargas e esforços, amplitudes dos movimentos –, inclusive com seu material simulando as propriedades mecânicas da pele humana nos pontos de fixação do exoesqueleto. Nestes pontos, é necessária a presença de sensores de pressão para detectar as forças exercidas pelo “exo” sobre o usuário.

A fim de contribuir com o desenvolvimento de futuros projetos do Laboratório de Biomecatrônica, um aspecto importante do projeto será a modularidade, ou seja, é necessário que a perna robótica desenvolvida possa ser acoplada a mecanismos mais robustos sem grandes adaptações. O propósito disto é que o mecanismo gerado como produto final possa fazer parte futuramente de um robô bípede, embora o robô em si não seja parte do projeto.

Os maiores desafios envolvidos no projeto são:

- Fazer com que o mecanismo seja antropomórfico;
- Conseguir replicar o movimento de marcha por meio da atuação em vários graus de liberdade, respeitando os parâmetros e as limitações das juntas humanas;
- Instrumentar o mecanismo da melhor maneira possível para realizar o sensoriamento e o controle do movimento;
- Implementar o controle;
- Garantir modularidade para utilização em futuros projetos;

- Validar o sistema.

É importante ressaltar que este projeto foi desenvolvido em parceria com uma aluna da engenharia mecânica, também realizando seu TCC [8]. Ela ficou encarregada principalmente do desenvolvimento do projeto mecânico, enquanto a dupla de alunos da mecatrônica focou seus esforços nos outros sistemas do mecanismo.

### 3. Embasamento Teórico

Tratando-se de um projeto de biomecatrônica, vários dos conhecimentos envolvidos no desenvolvimento do trabalho extrapolam o escopo do curso padrão de Engenharia Mecatrônica. Desta forma, faz-se necessária a contextualização de alguns conceitos que serão utilizados ao longo deste relatório, principalmente a respeito da anatomia humana e a dinâmica de marcha.

#### 3.1. Definição de parâmetros antropomórficos

A análise biomecânica do movimento tipicamente utiliza parâmetros iniciais de segmentos corporais (BSIP, da sigla em inglês). Estes incluem informações de massa, centro de massa e momentos de inércia. Os BSIP já foram amplamente estudados e possuem dados muito bem consolidados na literatura. Em 1969, Clauser [9] determinou valores médios para os parâmetros antropomórficos por meio da medição de tais em cadáveres de homens idosos. Quando apenas estatura e peso são conhecidos, estes valores ainda são amplamente utilizados.

Na década de 90, no entanto, Zatsiorsky [10, 11, 12] utilizou escaneamento por raios X para determinar os BSIP para homens e mulheres caucasianos jovens. Estes dados, porém, utilizavam algumas estruturas ósseas como pontos de referência para cálculos do posicionamento dos centros de massa e dos momentos de inércia, as quais diferiam consideravelmente da posição das articulações. Isso fazia com que houvesse grandes imprecisões nos parâmetros quando havia flexão nas juntas.

Em 1996, de Leva [13] propôs correções nos parâmetros iniciais de Zatsiorsky a fim de mitigar os erros causados pelo posicionamento impróprio dos pontos de referência. Atualmente, o conjunto de parâmetros de Zatsiorsky com correção de de Leva é uma das principais referências para BSIP. A Tabela 1 apresenta uma versão compilada dos parâmetros com foco nos membros inferiores.

Tabela 1 - Compilado dos parâmetros de Zatsiorsky com correções de Leva.

Segmento	Origem	Fim	Comprimento (mm)	Massa (kg)	Posição do Centro de Massa	
					Relativa (%)	Absoluta (mm)
Total	-	-	1741	73,0	-	-
Tronco, braços e cabeça*	VERT	HJC		53,1		
Coxas	HJC	KJC	422,2	14,16	40,95	172,9
Pernas (canelas)	KJC	LMAL	434,0	4,33	44,59	193,5
Pés	HEEL	TTIP	258,1	1,37	44,15	114,0

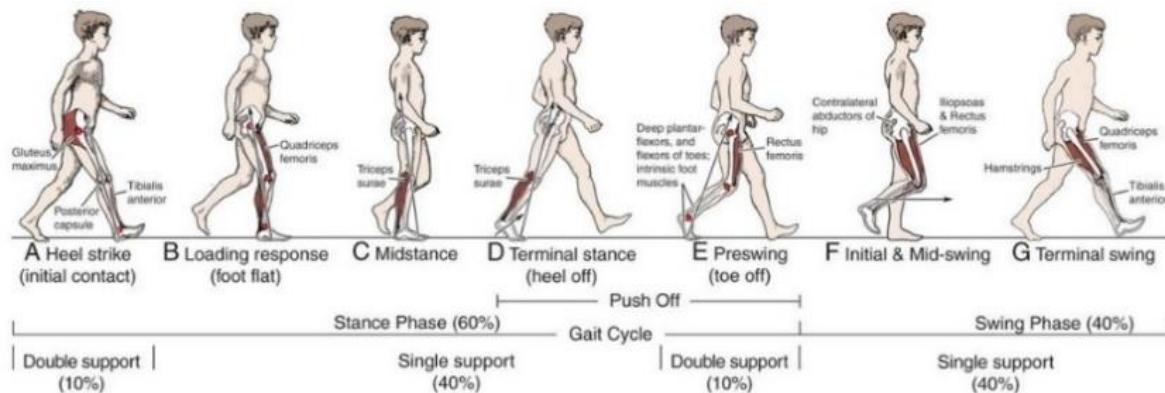
\*Calculado subtraindo do total

De Leva define os pontos de origem e fim em seu artigo. VERT faz referência ao ponto mais cranial da cabeça, chamado Vertex; HJC é o centro da junta do quadril; KJC é o centro da junta do joelho; LMAL referencia o ponto mais lateral do *lateral malleolus*; HEEL referencia o ponto posterior do tornozelo e TTIP é a ponta do maior dedo do pé [13].

Ainda na definição dos parâmetros antropomórficos, Pons et al. [14], em conjunto com diversos outros pesquisadores, define várias limitações do movimento humano no que se refere a ângulos para cada tipo de movimento, graus de liberdade das articulações, entre outros.

### 3.2. A dinâmica da marcha humana

Existem diversas referências na literatura a respeito da experimentação, medição e modelamento do movimento de marcha humana. De forma geral, a marcha se divide nas



seguintes fases, apresentadas na Figura 4.

Figura 4 - Fases da marcha humana [15].

As diversas fases apresentadas na Figura 4 podem ser resumidas a três principais: apoio simples, apoio duplo e balanço. Durante a fase de apoio simples, toda a massa do indivíduo é suportada pela perna e são observados os maiores esforços nas juntas. Quando se entra na fase de apoio duplo, ocorre uma transferência linear da carga de uma perna para a outra a partir do contato do calcanhar de um pé (*Heel Strike*) até o momento em que o outro pé deixa o solo (*Toe off*) [16]. Na fase de balanço, os torques e forças são reduzidos, uma vez que não há forças externas atuando sobre o conjunto.

Uma das formas mais comuns de descrever um ciclo de marcha consiste em aproximar o movimento realizado para uma média dos ciclos e representar os ângulos e posições das juntas em função da porcentagem do ciclo. No entanto, Forner-Cordero et al. [17] afirma que esta premissa pode tornar distúrbios de marcha menos evidentes, uma vez que a variação no momento em que ocorrem os picos de esforços pode ser um forte indicador de patologias. Desta forma, ao analisar a marcha, sugere-se a representação da marcha como uma sequência de estados.

Nesta abordagem, podem-se observar variações na duração de cada estado e na transição entre estados de modo a identificar mais precisamente possíveis perturbações na marcha. Dado que este projeto visa à experimentação com exoesqueletos e estes são utilizados, de forma geral, por indivíduos com dificuldade de locomoção, esta representação pode ser interessante para o projeto no futuro. No entanto, como a ambição no presente momento é de reproduzir um ciclo de marcha padrão, a aproximação utilizando a porcentagem do ciclo é suficiente.

Além da medição e comparação do movimento do mecanismo com o movimento de uma perna humana, existem outros meios de validar modelos de marcha. Alguns exemplos disso são a medição de torques nas juntas e das forças de reação no solo [16]. Em conjunto, todos esses dados devem ser suficientes para verificar a precisão e acurácia do movimento do dispositivo final.

### 3.3. Parâmetros da marcha

Como se deseja reproduzir uma marcha padrão faz-se necessário mapear a posição dos segmentos e das juntas ao longo do ciclo. Para fazer isso, o grupo julgou mais adequado utilizar dados coletados no laboratório em experimentos anteriores.

Estes dados foram coletados pelo Prof. Dr. Arturo Forner-Cordero e sofreram um tratamento inicial para traduzir dados *raw*, obtidos durante a experimentação, em valores mais fáceis de manipular, como posições das juntas, ângulos formados pelos segmentos, velocidades lineares e angulares, torques e forças. No entanto, algumas destas medidas não apresentavam valores tão precisos quanto necessário. Embora informações a respeito de ângulos, posições e forças fossem tão acuradas quanto os equipamentos de medição permitiam, valores originados de derivadas, como velocidades e torques amplificavam ruídos e apresentavam grandes oscilações.

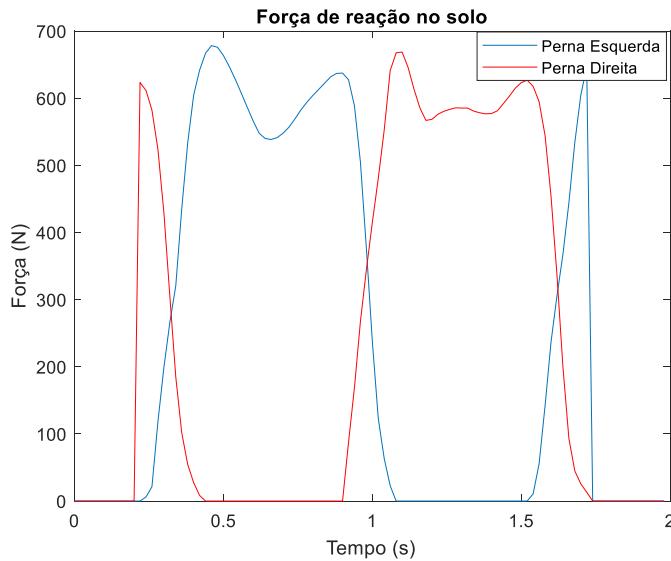
Desta forma, foi realizado um tratamento secundário utilizando o software Matlab para higienizar a base de dados.

#### 3.3.1. Tratamento de dados

Como foi citado na seção 3.2, um ciclo de marcha é composto de diversas etapas e pode ser delimitado a partir do instante de *Heel Strike* (contato do calcanhar com o solo) até que seja completado um ciclo integral e o *Heel Strike* se repita. Assim, é possível definir um movimento periódico que se repete ao longo de todo o processo.

Dadas estas considerações, o primeiro passo na determinação do movimento foi identificar exatamente em que consistia um ciclo, ou seja, qual o instante em que ele se inicia e quando acaba. A partir dos dados disponíveis, definiu-se cada instante de *Heel Strike* como o momento em que a força de reação no solo passava de uma série de zeros para um valor qualquer.

Na Figura 5, pode-se observar como a reação no solo se manifestava ao longo do tempo. A partir dela, identificou-se que apenas a perna esquerda apresentava dois eventos de *Heel Strike* registrados em cada conjunto de dados. Portanto, todos os dados de ângulos e velocidades foram tratados entre estes dois eventos, a fim de mapear o movimento periódico da marcha.



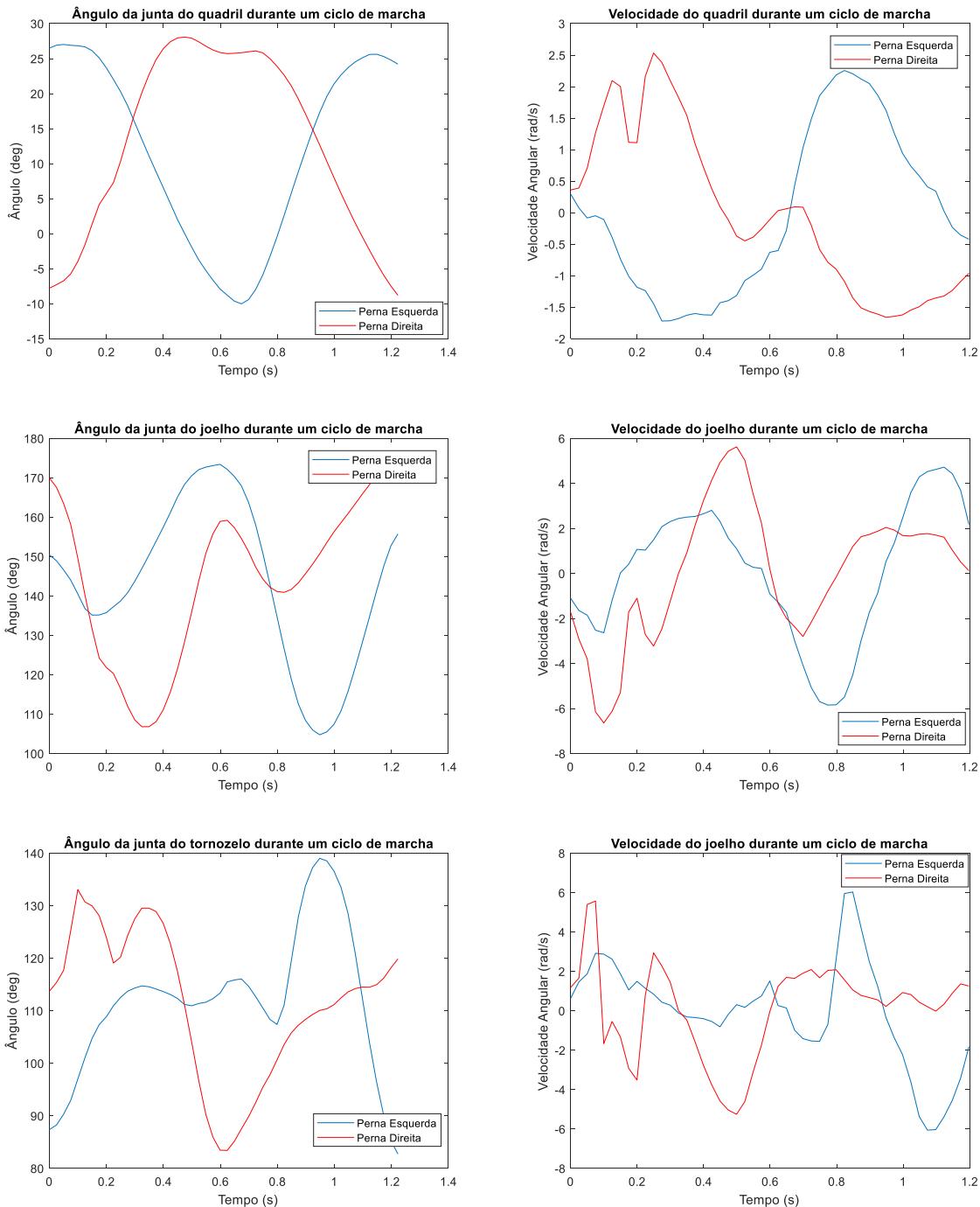
**Figura 5 - Forças de reação no solo para um dos conjuntos de dados**

Definidos os extremos de um ciclo, determinou-se o tempo de duração do mesmo a partir da mediana deste valor entre os conjuntos disponíveis. Em seguida, com o intuito de tornar as informações de cada ciclo mais comparáveis para compilar os valores em uma série única, dividiu-se cada ciclo em 50 instantes. Para cada um destes instantes, foram calculados todos os ângulos e velocidades nas juntas utilizando interpolações lineares com os dados disponíveis.

Assim, tendo a série de 50 pontos para cada um dos 11 ciclos de marcha medidos, calculou-se a média dos 7 pontos intermediários para cada um dos instantes com o intuito de que a série final fosse a melhor aproximação possível de um ciclo médio. Eliminando-se os dois pontos de cada um dos extremos para cada instante, mitigou-se os efeitos de ruídos presentes nas coletas de dados.

### 3.3.2. Parâmetros utilizados

Após o tratamento dos dados utilizando um script no Matlab para compilar as informações de diversos arquivos utilizando os passos supracitados, obteve-se os gráficos da Figura 6.



**Figura 6 - Posições e velocidades angulares para o quadril ((a) e (b)), o joelho ((c) e (d)) e o tornozelo ((e) e (f)), respectivamente, ao longo de um ciclo de marcha.**

Através dos gráficos, verifica-se que as velocidades angulares das juntas são bem representadas no conjunto de dados tratados. No entanto, como o valor do torque é

determinado a partir de duas derivações das informações de posição das juntas e da medição de forças de contato, existem muitas imprecisões nos resultados obtidos. Desta forma, optou-se por utilizar as informações de posição e de velocidades obtidas a partir da coleta experimental, mas, para torque e potência, a prioridade foi dada aos dados da literatura.

Em uma análise das referências disponíveis [18, 19] e utilizando os dados de Forner-Cordero em todas as suas iterações, chegou-se à Tabela 2, com os máximos valores de velocidades, torques e potências nas juntas. A massa considerada é máxima que um usuário do ETMICAЕ II poderá apresentar, ou seja, 73 kg.

**Tabela 2 - Máximos de velocidade angular, torque e potência nas juntas.**

Junta	Velocidade Angular (rad/s)	Torque (N.m/kg)	Potência (W/kg)	Torque (N.m)	Potência (W)
Quadril	2,4	1	1,8	73	131
Joelho	4,8	0,85	1,1	62	80
Tornozelo	4,9	1,5	1,3	109	95

## 4. Projeto básico

Uma vez definidos os requisitos gerais de projeto, citados na seção 2 desta monografia, a divisão do conjunto completo em subsistemas de menor complexidade colabora com a organização do trabalho desenvolvido. A Figura 7 apresenta um breve esquema dos sistemas envolvidos.

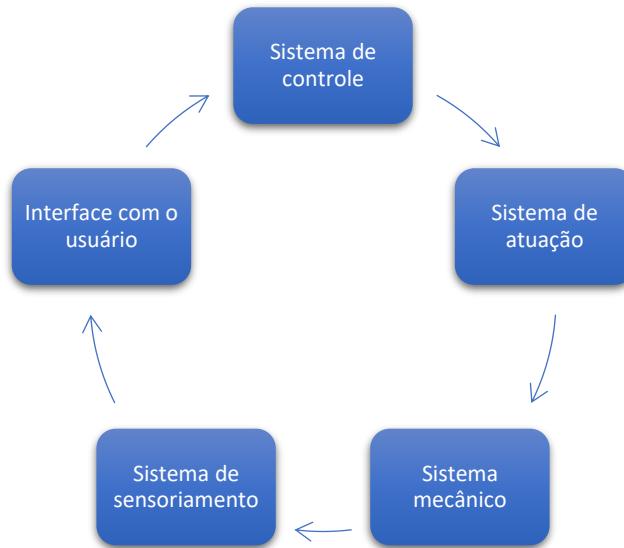


Figura 7 - Diagrama dos principais sistemas envolvidos no mecanismo.

### 4.1. Interface com o usuário

A interface com o usuário consiste no conjunto de *softwares* que será utilizado pelo operador, tanto para enviar comandos para o mecanismo (este pode ser na forma de um comando simples ou na forma de uma série de comandos a ser seguida), como para monitorar a leitura dos sensores presentes na parte mecânica e acompanhar a trajetória do movimento. Para a primeira função, utilizar-se-á uma IDE (*Integrated Development Environment*) para enviar comandos ao microprocessador do sistema de controle. Para a segunda, uma placa de aquisição será utilizada para coletar os sinais enviados pelos sensores e uma ferramenta, como MATLAB, para exibir os dados na tela.

Assim, os componentes deste sistema são:

- IDE do microprocessador;
- Placa de aquisição de dados;
- Ferramenta de exibição.

Devido à experiência do grupo em projetos passados da graduação com o microprocessador Arduino, optou-se por utilizá-lo como placa de aquisição. Este possui uma IDE própria que apresenta diversas vantagens, como o fato de ser uma ferramenta *open-source* com *software* muito bem documentado no *GitHub* e em diversas outras fontes online – desde o próprio site do Arduino até fóruns apresentando uma variedade de casos de uso.

Além disso, a disponibilidade deste material apresenta uma vantagem em relação a outras opções, uma vez que já existem algumas unidades no Laboratório de Biomecatrônica e a aquisição de novas é razoavelmente ágil e pouco custosa.

Quanto à ferramenta de exibição, optou-se pelo MATLAB em um primeiro momento, dado que o grupo já possui acesso a ele e sabe utilizar o *software* dentro do escopo exigido por este projeto. No entanto, alternativas foram consideradas para a eventual situação em que o programa se mostre insuficiente durante a fase de testes e validação.

#### **4.2. Sistema de atuação**

Para determinar como será realizada a atuação do mecanismo, diversos fatores devem ser levados em consideração. Embora o ato de andar possa parecer trivial para o ser humano e ser um movimento praticamente automático, a potência exigida supera a fornecida por muitos atuadores. Desta forma, o grupo determinou as principais formas de atuação que poderiam ser utilizadas a fim de escolher a que melhor se adequasse aos requisitos.

##### **4.2.1. Motores elétricos com redução por fuso**

Uma das primeiras propostas levantadas foi a utilização de motores elétricos ligados a fusos que atuassem próximos às juntas. Alguns requisitos importantes, neste caso, eram manter as dimensões do mecanismo reduzidas o suficiente para ainda ser possível que todo o equipamento coubesse dentro do revestimento.

Esta solução apresenta a grande vantagem de simplificar em muito a implementação do sistema de controle. A velocidade de rotação poderia ser controlada por meio de uma caixa de redução e pelo ajuste do passo do fuso. No entanto, alguns requisitos do projeto inviabilizam sua implantação.

Primeiramente, como é mostrada na Tabela 2, a potência necessária para a atuação de cada junta é extremamente alta e motores elétricos capazes de fornecer esta potência são muito caros e pouco disponíveis no mercado. Além disso, a massa e o comprimento dos poucos modelos que poderiam ser utilizados eram maiores do que o projeto permitia.

Um dos principais requisitos do projeto é a utilização de massas e dimensões antropomórficas no mecanismo. Desta forma, o uso de motores muito pesados fixados à perna era inviável.

##### **4.2.2. Atuação hidráulica**

A segunda proposta foi a utilização de atuação hidráulica. Como o maior problema encontrado para a primeira solução havia sido o excesso de massa, uma atuação que apresentasse maior densidade de potência, sendo mais compacta e mais leve que a alternativa elétrica, era interessante.

Atualmente, a atuação hidráulica é utilizada por grandes empresas do mercado da robótica como a Boston Dynamics. O principal robô humanoide da atualidade, o Atlas (Figura 8), utiliza atuadores hidráulicos para seus principais movimentos.

No entanto, a necessidade de equipamentos adicionais, como bombas, dificultava a aplicação na escala deste projeto. Por mais que a densidade de potência do atuador em si seja muito superior a um atuador elétrico, os itens adicionais necessários para colocar esta ideia em prática poderiam dificultar a implementação e a utilização do mecanismo em seu propósito inicial de testar exoesqueletos.



Figura 8 - Robô humanoide Atlas [20].

#### 4.2.3. Motores elétricos com *bowden cables*

A terceira alternativa, e a que foi escolhida pelo grupo, consiste no uso de motores elétricos associados à *bowden cables* ligados aos segmentos do mecanismo. Esta proposta, apesar de dificultar um pouco o controle em relação a uma atuação direta na junta, apresenta diversas vantagens em relação às outras.

A atuação remota garante maior flexibilidade para o grupo no projeto mecânico, pois, uma vez que o acréscimo de carga local é mínimo, a massa máxima de cada parte do mecanismo é maior, tolerando estruturas mais robustas. Além disso, é possível trabalhar com mais de um motor elétrico por junta. Ainda seria necessário sincronizar os movimentos, mas tal funcionalidade permite que motores mais baratos e de disponibilidade mais ampla sejam utilizados.

Ademais, o exoesqueleto ETMICAЕ II utilizará o mesmo princípio de atuação. Assim, já que o projeto de exoesqueleto em desenvolvimento será utilizado primariamente para testes na perna robótica, a proposta de se desenvolver o mesmo conjunto de atuadores para ambos poupa tempo e recursos.

#### 4.3. Sistema mecânico

Como já foi citado anteriormente, o foco dos alunos da mecatrônica neste projeto não foi o sistema mecânico, embora grande parte do desenvolvimento do mesmo e das ideias para elaborá-lo tenha vindo do grupo como um todo. Isso se deu principalmente pela necessidade de adequar o projeto mecânico aos requisitos dos outros sistemas. Com isso em mente, não foi feito um estudo aprofundado do projeto mecânico nesta monografia. O detalhamento do dimensionamento e do projeto do mecanismo pode ser encontrado no trabalho de Coutinho [8].

O mecanismo pode ser dividido em alguns grupos principais:

- Perna mecânica;
- Apoio para a perna;
- Revestimento;
- *Power Pack* (conjunto de atuadores organizado em uma “caixa” externa à perna e conectado ao resto do sistema por cabos).

A perna mecânica segue as especificações de dimensões e massa dos parâmetros de Zatsiorsky com correções de Leva [13] apresentados anteriormente. Para ser realizada a atuação do quadril e do joelho, as juntas possuem polias pelas quais os *bowden cables* conectados ao *Power Pack* passam. A Figura 9 mostra o modelo de uma dessas juntas.

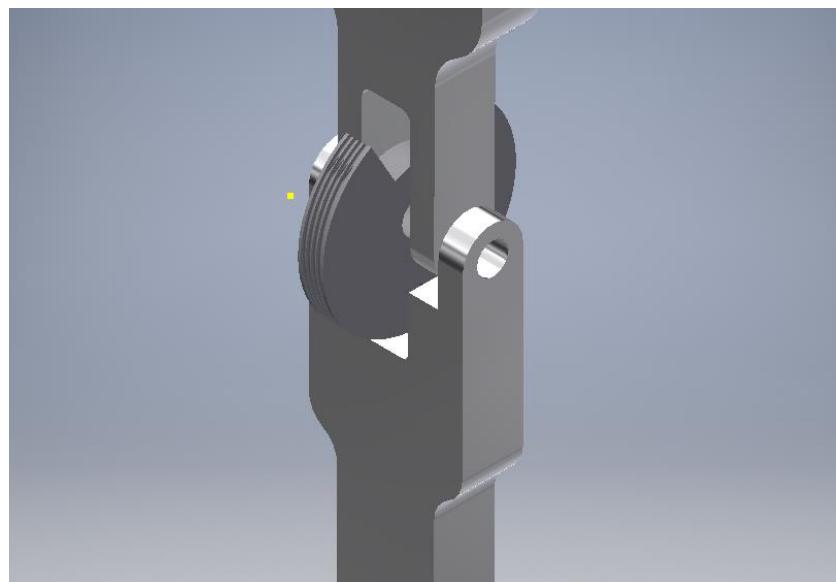


Figura 9 - Polia presente na junta do joelho.

O apoio segura a perna em uma posição adequada para a realização do movimento de marcha e também dá suporte para a realização do movimento de translação vertical do quadril. O revestimento serve para promover o formato de uma perna humana ao mecanismo para que possam ser utilizados os exoesqueletos.

#### 4.4. Sistema de sensoriamento

Para realizar os testes para os quais a perna está sendo projetada e obter resultados para serem analisados, é imprescindível que parâmetros como a posição angular das juntas e o torque gerado pelos motores sejam conhecidos. Para isso, o será necessário o projeto do sensoriamento da perna.

Podemos dividir o sistema de sensoriamento nos seguintes subsistemas:

- Subsistemas do quadril, joelho e tornozelo;
- Subsistema do suporte;
- Subsistema dos motores;
- Subsistema do pé;
- Subsistema das fixações ao exoesqueleto.

O primeiro subsistema será responsável pela medição das posições angulares das juntas. O subsistema do suporte será responsável pela medição do deslocamento vertical da perna. O subsistema dos motores será responsável pela medição dos torques que serão transmitidos a cada uma das juntas. Os dois últimos subsistemas serão responsáveis pelas medições das pressões tanto resultantes do apoio do pé no chão, quanto da fixação do exoesqueleto.

Para cada um desses subsistemas serão realizadas três etapas principais. A primeira consiste na seleção dos sensores, considerando as limitações de espaço e massa, bem como as condições operacionais sob as quais os sensores estarão sujeitos. A segunda etapa consiste no projeto mecânico e posicionamento dos sensores na perna, visando modificar o mínimo possível o projeto original da perna sem comprometer a leitura dos parâmetros de interesse.

A última etapa é o projeto tanto do *hardware* quanto do *software* para a aquisição de sinais. Para reduzir a massa e não prejudicar a dinâmica da perna, as placas de aquisição serão instaladas em uma caixa separada da perna, assim como os motores. A conexão entre os sensores e a eletrônica de aquisição é outro aspecto a ser analisado.

É válido notar que as etapas não são independentes e que muitas vezes uma etapa influenciará nas decisões da etapa anterior. Por exemplo, a seleção dos sensores deverá levar em consideração sua fixação mecânica.

Sempre que possível, os componentes selecionados para um subsistema serão utilizados em outro subsistema semelhante, visando manter a modularidade exigida do projeto da perna robótica.

A seguir serão apresentadas as etapas de projeto para cada um dos subsistemas descritos acima.

#### 4.4.1. Subsistemas do quadril, joelho e tornozelo

As juntas do quadril, do joelho e do tornozelo apresentam características em comum, tais como o formato e a grandeza a ser medida. Assim, seu projeto será feito simultaneamente, com diferenças apenas na forma de fixação dos sensores à perna.

##### 4.4.1.1. Seleção dos sensores

###### 4.4.1.1.1. Formatos de *encoders*

Nas juntas mencionadas acima, deseja-se medir, através de *encoders*, a posição angular de um membro em relação a outro. No caso do joelho, será medido o ângulo entre a panturrilha e a coxa; no caso da articulação do quadril, será medido o ângulo entre a pélvis e a coxa; no caso do tornozelo, será medido o ângulo entre a panturrilha e a normal ao plano do pé.

Em uma pesquisa rápida pelos portfólios de fabricantes como *RLS*, *US Digital* e *Baumer*, é possível encontrar *encoders* com as mais diversas formas. A divisão utilizada pela fabricante RSL será a utilizada para a seleção da forma do sensor. Esse fabricante utiliza as seguintes categorias:

- *On-Axis*: são *encoders* magnéticos, que utilizam um ímã permanente na extremidade do eixo e um circuito integrado, que através de sensores Hall, detectam a densidade de fluxo magnético induzido pelo ímã. A Figura 10 mostra uma das principais características desse tipo de sensor, que é a ausência de contato entre as partes. Isso elimina problemas como desgaste e a necessidade de inclusão de partes adicionais para compensar um eventual desalinhamento entre o eixo e o sensor.



Figura 10 - *Encoder* do tipo *on-axis* [21].

- *Ring Encoders*: assim como o tipo mencionado acima, esse tipo de *encoder* não apresenta contato entre as partes móvel e fixa. Ele também utiliza um ímã permanente e sensores Hall. A diferença com relação ao *on-axis* consiste no formato do ímã permanente, que se apresenta como um disco. Ele possui como vantagens

principais a elevada precisão, devido ao elevado número de polos no anel, e as dimensões reduzidas na direção do eixo de rotação.



Figura 11 - Exemplar de *ring encoder* [21].

- *Shaft encoders*: são os mais comuns e apresentam custo reduzido em relação aos tipos mencionados anteriormente. Eles possuem um eixo que será solidário ao eixo alvo da medição. Sua forma de medir o ângulo geralmente é feita opticamente, através de diversas marcações feitas em um disco. Esse disco é solidário ao eixo e um circuito é encarregado de “ler” as marcações e produzir um sinal de saída que indique a posição e o sentido da rotação do eixo. Alguns tipos também utilizam ímãs permanentes assim como os tipos *on-axis* e *ring*.



Figura 12 - *Encoder óptico do tipo shaft* [22].

#### 4.4.1.1.2. Requisitos do projeto

A seleção do formato do *encoder* será feita através do método AHP (*Analytic Hierarchy Process*) e, para isso, devem ser definidos os critérios que serão utilizados. Eles estão diretamente relacionados aos requisitos do projeto e às características das juntas.

As juntas presentes no projeto mecânico feito por Coutinho [8] possuem as dimensões na direção do eixo de rotação bem próximas as dimensões reais, considerando medições feitas nos membros dos integrantes do projeto. Além disso, os espaços disponíveis para a instalação dos sensores são restritos, conforme mostrado na Figura 9. Assim, podemos definir como um critério de seleção a dimensão do sensor na direção do eixo de rotação. Quanto mais compacto nessa direção, mais fácil será a instalação e menos alterações terão de ser feitas.

Outro aspecto considerado é a quantidade de peças adicionais e de alterações a serem feitas na junta para a fixação dos sensores. Fixar o sensor diretamente ao eixo sem ferir o requisito das dimensões antropomórficas demandaria um novo dimensionamento das juntas. A solução mais rápida seria a fixação do sensor paralelamente (mas não coincidentemente) ao eixo.

Para isso, serão necessários elementos adicionais para transmitir o movimento do eixo para o sensor, tais como correias sincronizadoras ou engrenagens. Além disso, deverão ser feitos furos na estrutura para a correta fixação dos elementos do sistema de sensoriamento. Embora não seja facilmente traduzido como números, a facilidade na montagem deverá ser considerada na escolha do sensor. Para avaliar esse critério serão consideradas as quantidades de componentes extras, bem como o número e a complexidade das adaptações que deverão ser feitas na estrutura.

Por fim, dois recursos são limitados nesse projeto: tempo e dinheiro. Assim, deverão ser avaliados, para cada formato de *encoder*, o tempo de entrega e o preço do sensor. Uma busca em sites brasileiros de sensores mostrou que a maioria dos *encoders* vendidos no Brasil ou são de baixa qualidade ou são de aplicação industrial, possuindo dimensões físicas incompatíveis com o projeto. Chegou-se a conclusão de que a melhor alternativa para a compra de sensores seria a importação, de preferência diretamente do fabricante, para reduzir custos.

Conforme mencionado anteriormente, será utilizado o método AHP para a seleção. Resumidamente, ele é constituído dos seguintes passos:

- Estruturação do problema e hierarquização dos critérios que serão utilizados na seleção. A partir de uma comparação paritária, serão atribuídos pesos normalizados a cada um dos critérios.

- Comparação paritária de cada uma das alternativas em cada um dos critérios e normalização dos pesos.
- Soma dos pesos obtidos por cada alternativa em cada um dos critérios.

Os valores utilizados nas comparações são provenientes da escala fundamental, proposta por Saaty e Vargas [23]. Ela avalia a intensidade da importância de um critério ou alternativa sobre o outro, conforme a Tabela 3.

**Tabela 3 - Escala fundamental para comparações paritárias entre critérios ou alternativas.**

Definição	Intensidade da importância
Extremamente acentuada	9 ou 8
Muito acentuada	7 ou 6
Acentuada	5 ou 4
Moderada	3 ou 2
Indiferente	1

### **Pesos dos critérios**

O primeiro passo será a definição, comparação e atribuição de pesos para cada um dos critérios de seleção. As alternativas serão avaliadas sob cada um dos quesitos descritos abaixo.

- C1: espaço ocupado na direção do eixo de medição;
- C2: custo de aquisição do sensor;
- C3: Prazo de entrega do produto; e
- C4: número de componentes adicionais necessários para a montagem e número e complexidade das alterações na estrutura necessárias para a fixação do sistema de sensoriamento.

Com os critérios devidamente descritos podemos fazer a comparação paritária, atribuindo os valores da escala fundamental. Com isso obtemos a Tabela 4.

**Tabela 4 - Comparação paritária dos critérios.**

Critérios	C1	C2	C3	C4
<b>C1</b>	1	0,25	0,111111	0,25
<b>C2</b>	4	1	4	5
<b>C3</b>	9	0,25	1	4
<b>C4</b>	4	0,2	0,25	1
<b>Total</b>	18	1,7	5,361111	10,25

Embora o espaço ocupado pelo sensor e a facilidade de montagem sejam critérios importantes, custo e prazo de entrega são os critérios mais importantes. Se um sensor for extremamente compacto, possuir a montagem mais simples, porém possuir o preço elevado, ele pode impedir a aquisição de outras partes do projeto devido à restrição de dinheiro. Da mesma forma, se o sensor possuir as características citadas, mas tenha prazo de entrega muito extenso, ele não chegará a tempo de ser incluído no protótipo.

Após as comparações, os valores de cada célula são divididos pelos totais das suas correspondentes colunas. Por fim, os pesos são obtidos através da média de cada uma das linhas normalizadas.

**Tabela 5 - Pesos dos critérios, segundo o método AHP.**

Critérios	Pesos
<b>C1</b>	0,061933
<b>C2</b>	0,511094
<b>C3</b>	0,305958
<b>C4</b>	0,121016

### Avaliação das alternativas sob o critério C1

Seguindo o método acima, foram feitas as comparações paritárias entre as alternativas sob cada um dos critérios. Conforme citado anteriormente, as alternativas de formatos de *encoders* a serem avaliadas são:

- I1: *On Axis*;
- I2: *Ring encoder*; e

- I3: *Shaft encoder*.

Avaliando essas alternativas sob o critério do espaço ocupado na direção do eixo, obtemos a Tabela 6.

**Tabela 6 - Pesos para as alternativas sob o critério C1.**

Alternativas	I1	I2	I3	Pesos
I1	1	0,14	3	0,160892
I2	7	1	8	0,765133
I3	0,333333	0,125	1	0,073975
<b>Totais</b>	<b>8,333333</b>	<b>1,27</b>	<b>12</b>	

Entre as três alternativas, a que ocupa menos espaço na direção do eixo é a I2. Os *ring encoders* ocupam cerca de metade do espaço ocupado por um *shaft encoder* e cerca de dois terços do espaço ocupado por um *on axis encoder*. Os *encoders* de anel são para aplicações com grandes diâmetros de eixos e reduzido espaço lateral.

Os pesos foram calculados seguindo o mesmo método realizado na definição dos pesos para os critérios.

### Avaliação das alternativas sob o critério C2

Pesquisando nos sites dos fabricantes ou em revendedores autorizados, descobriu-se que um *encoder on axis* custa entre 80 e 90 Euros. Utilizando a cotação do dia 25 de setembro de 2017, na qual o euro valia R\$ 3,7452, e desprezando os impostos de câmbio e importação, o valor do sensor é de R\$ 340,00, aproximadamente. O *ring encoder* pode ser encontrado por valores entre 60 a 70 euros. Convertendo para reais e desprezando impostos, o valor do sensor é de R\$ 265,00, aproximadamente. Por fim, os *shaft encoders* podem ser encontrados por valores entre 50 a 80 dólares. Utilizando a cotação do dia 25 de setembro de 2017, na qual o dólar comercial valia R\$ 3,1574, o valor majorado do sensor será de R\$ 250,00, aproximadamente. Assim, podemos preencher a tabela de comparação entre os sensores.

É possível encontrar os sensores a venda em outros distribuidores ou mesmo em sites como o Alibaba. Porém esses fornecedores foram descartados devido à falta de segurança e devido aos prazos de entrega extremamente longos.

**Tabela 7 - Pesos para as alternativas sob o critério C2.**

Alternativas	I1	I2	I3	Pesos
I1	1	2,00	0,25	0,201411
I2	0,5	1	0,2	0,117947
I3	4	5	1	0,680643
<b>Totais</b>	5,5	8,00	1,45	

**Avaliação das alternativas sob o critério C3**

O critério C3 leva em consideração o prazo de entrega da mercadoria. Tanto o *on axis* quanto o *ring encoder* são produzidos pela RLS, da Eslovênia. Ela possui revendedores autorizados pela Europa, entretanto todos eles utilizam a DHL como transportadora. Ela demora de uma semana a 20 dias, dependendo do modo de envio escolhido [24]. Os *shaft encoders* podem ser adquiridos junto a fabricantes como a US Digital. Ela utiliza a FedEx como transportadora, que possui prazo de entrega de dois a cinco dias úteis [25], além de oferecer serviço de “desembarque” junto à Alfândega [24]. Assim, a tabela de pesos para o prazo de entrega pode ser montada.

**Tabela 8 - Pesos para as alternativas sob o critério C3.**

Alternativas	I1	I2	I3	Pesos
I1	1	1,00	0,1666666667	0,125
I2	1	1	0,1666666667	0,125
I3	6	6	1	0,75
<b>Totais</b>	8	8,00	1,3333333333	

### Avaliação das alternativas sob o critério C4

O último critério leva em consideração a facilidade da montagem. O *ring encoder* não necessita de nenhum componente adicional para a sua montagem, requerendo somente furos na estrutura para a sua fixação. O *on axis* e o *shaft encoder* deverão ser montados paralelamente ao eixo da junta, demandando a utilização de elementos de transmissão de movimento. Considerou-se, a princípio, a utilização de polias e correias sincronizadoras. Além disso, serão necessários mais furos e adaptações na estrutura, o que poderá fragilizá-la.

Considerando esses aspectos, as alternativas foram comparadas e obteve-se a Tabela 9.

**Tabela 9 - Pesos para as alternativas sob o critério C4.**

Alternativas	I1	I2	I3	Pesos
I1	1	0,17	3	0,178787879
I2	6	1	7	0,739393939
I3	0,333333333	0,142857143	1	0,081818182
<b>Totais</b>	<b>7,333333333</b>	<b>1,31</b>	<b>11</b>	

### Escolha do formato do sensor

Findada as comparações entre os formatos de sensor sob cada um dos critérios, somaram-se os pesos que uma alternativa obteve sob cada critério multiplicado pelo peso do critério. O resultado foi obtido através da divisão do resultado da soma pelo número de critérios. Com isso obteve-se a Tabela 10.

**Tabela 10 - Tabelas de escolha do formato do encoder.**

	Critérios					Resultado
	C1	C2	C3	C4		
Alternativas	I1	0,160892	0,201411	0,125	0,178788	<b>0,172785091</b>
	I2	0,765133	0,117947	0,125	0,739394	<b>0,235391393</b>
Pesos dos critérios	I3	0,073975	0,680643	0,75	0,081818	<b>0,591823516</b>

Assim, o formato escolhido para as articulações do quadril, do joelho e do tornozelo é o *shaft encoder*. Embora necessite de maiores adaptações e de componentes adicionais para a montagem, esse tipo de *encoder* é facilmente encontrado e possui um valor menor que as alternativas.

Analizando ao catálogo da US Digital, o modelo MA3 se destacou, pois ele é do tipo absoluto e ocupa pouco espaço. Além disso, alguns exemplares já foram utilizados em outros projetos do Laboratório de Biomecatrônica. Caso a importação atrasse, haverá a possibilidade de utilizar esses exemplares para, pelo menos, uma prova de conceito.



Figura 13 - Sensor MA3, da US Digital [26].

#### 4.4.2. Subsistema dos motores

O subsistema de sensoriamento dos motores é fundamental para a validação do protótipo final. Sua função é medir os torques nas juntas com o intuito de identificar se o torque gerado nelas condiz com as medições feitas da marcha humana padrão.

Para realizar esta tarefa, foram pensadas em duas principais abordagens. A primeira seria de realizar a medição diretamente na junta, por meio de sensores de torque. A segunda não exige nenhuma instrumentação na junta em si. Em vez disso, são utilizados sensores de tração nos cabos que fazem a conexão entre os motores e os segmentos da perna. Conhecendo o raio das polias presentes nas juntas, é possível calcular o torque a partir da força no cabo.

Como mencionado na seleção dos *encoders*, o sensoriamento aplicado direto na junta exige alterações no projeto mecânico que são muito custosas e podem entrar em conflito com o requisito de respeitar massas e dimensões antropomórficas. Desta forma, a primeira abordagem é desfavorável em relação à segunda, uma vez que esta permite que os

sensores sejam posicionados externamente ao mecanismo principal, podendo realizar a medição em qualquer ponto do cabo.

Assim, foram elencadas as soluções mais interessantes para a medição de tração nos cabos e escolhida a que melhor se adequasse às necessidades do projeto.

#### 4.4.2.1. Escolha dos sensores

Analizando as soluções presentes no mercado para sensoriamento de tração, as que mais chamaram atenção podem ser resumidas em dois princípios de funcionamento, sendo que um deles traz duas principais possibilidades de implementação.

A primeira baseia-se no princípio da maioria dos medidores de tração manuais. Utilizando um conjunto de três polias levemente desalinhadas pelas quais o cabo passa, o aumento da tração provoca o deslocamento da polia central, permitindo que a força seja determinada a partir desta mudança de posição. A Figura 14 apresenta um exemplo deste medidor.



Figura 14 - Medidor de tensão comercial [27].

O outro princípio de funcionamento é o de células de carga. Por meio do uso de *strain gauges* configurados em uma Ponte de Wheatstone, a compressão ou tração aplicada sobre o dispositivo provoca variações na tensão elétrica, permitindo a conversão deste sinal para a força aplicada sobre a célula. A Figura 15 mostra como são posicionados os *strain gauges* para realizar a medição.

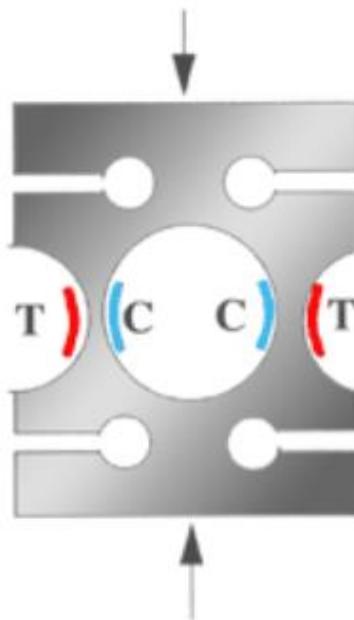


Figura 15 - Princípio de funcionamento de uma célula de carga de tração/compressão [28].



Figura 16 - Esquerda: Célula de carga tipo S [29]; direita: Célula de carga miniatura [30].

Na Figura 16, têm-se os principais tipos de célula de carga para medição de tração. O tipo S, por ser maior, apresenta maior capacidade de carga, enquanto o miniatura possui vantagens como o tamanho.

Com a finalidade de definir a melhor escolha para o mecanismo construído, os seguintes critérios foram levados em consideração:

- Dimensões (Peso 2);
- Massa (Peso 2);
- Facilidade de implementação (Peso 3);
- Preço (Peso 2); e
- Disponibilidade (Peso 2);

Os pesos de cada critério foram aplicados baseados nas prioridades do grupo e do projeto. A facilidade de implementação sem afetar significativamente o projeto mecânico foi considerada mais relevante que os outros critérios devido à necessidade de se evitar retrabalhos e garantir os prazos de entrega.

### **Dimensões e Massa**

Neste critério, a célula de carga miniatura obviamente apresenta uma grande vantagem em relação às demais. No entanto, a do tipo S não apresenta dimensões ou massa muito superiores – seu comprimento varia entre 30 e 70 mm para a capacidade de carga desejada, o que não impactaria a estrutura final.

O medidor de tensão, por outro lado, não é capaz de medir grandes tensões nas suas versões mais compactas e, portanto, perde para as outras soluções neste quesito.

### **Facilidade de implementação**

Para analisar quais soluções pontuam melhor neste critério, focou-se no quanto seria necessário alterar o projeto atual para permitir a utilização do sensor. Ambas as células de carga exigiriam pouca, se não nenhuma, alteração significativa. Já a outra proposta, devido a seu comprimento, necessitaria algumas revisões no mecanismo para que esta pudesse ser aplicada a todos os cabos do conjunto.

### **Preço e Disponibilidade**

Por último, no quesito de preço e disponibilidade, a célula miniatura é consideravelmente mais cara que os outros. Embora nenhuma solução seja pouco custosa, o investimento exigido pelas células de carga é superior.

Em relação à disponibilidade, todas estão presentes no mercado nacional. No entanto, a tecnologia da miniatura não apresenta tantos fornecedores quanto as outras. O medidor, por sua vez, é o que tem a disponibilidade mais ampla, porém os modelos mais compactos possuem fornecedores mais específicos.

Com estas considerações em mente, elaborou-se a matriz de decisão da Tabela 11.

Tabela 11 - Matriz de decisão dos sensores de tração.

Critérios	Dimensões		Massa		Facilidade de aplicação		Custo		Disponibilidade		Total
Opções	Nota	Peso	Nota	Peso	Nota	Peso	Nota	Peso	Nota	Peso	
<i>Sensor de tração miniatura</i>	5	2	5	2	5	3	1	2	2	2	41
<i>Célula de carga tipo S</i>	4	2	4	2	5	3	3	2	3	2	43
<i>Medidor de tração</i>	1	2	2	2	3	3	4	2	4	2	31

Observando os resultados, houve um empate técnico entre as soluções que consistem na utilização de uma célula de carga. Assim, o grupo optou pela opção que promoveria maior agilidade ao projeto. Considerando que disponibilidade e preço eram mais favoráveis para a célula de carga tipo S, esta alternativa foi selecionada.

#### 4.5. Sistema de controle

O sistema de controle é responsável por garantir que o movimento da marcha seja realizado da melhor maneira possível e o mais próximo dos valores medidos em experimentos com humanos. Para tal, o controle é aplicado em malha fechada, utilizando o *feedback* dos sensores de posição das juntas para determinar o erro e reagir de maneira adequada.

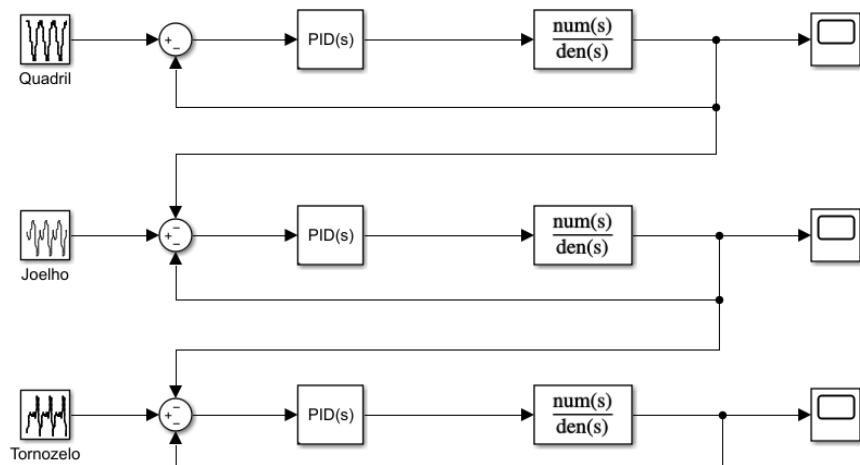
Existem diversas abordagens que podem ser utilizadas para controlar o movimento de marcha, que variam tanto na qualidade da reprodução do movimento, como no propósito do controle. Idealmente, o controle do sistema projetado neste trabalho de conclusão de curso teria dois pontos de foco no controle: a posição angular e o torque nas juntas. Ambas as variáveis são coerentes com o intuito de testar exoesqueletos e são aspectos importantes de serem reproduzidos, no entanto, o grupo optou por realizar o controle apenas em torno das posições angulares.

O controle de torque, apesar de não ser por si só tão complexo, apresenta dificuldades muito maiores no escopo deste trabalho. Primeiramente, o torque ao longo do ciclo de marcha não é uma variável bem mapeada devido a grande sensibilidade a ruídos que este dado apresenta nas referências utilizadas (como explicado na seção 3.3). Em segundo lugar, a utilização de duas saídas de controle exige um aumento de robustez no controle que poderia ser ajustado com mudanças na modelagem.

Além disso, o esforço para projetar um modelo que se assemelhe a uma perna humana real no que se refere a massas e momentos de inércia colabora com o argumento de que o controle possa ser realizado apenas com a posição como variável controlada. Dado que as dimensões, as massas e os momentos estejam corretos e que o movimento seja reproduzido acuradamente, o torque deveria ser apenas uma consequência do movimento.

De qualquer forma, a voltagem aplicada sobre o motor depende do torque que atua sobre ele e, consequentemente, o torque nas juntas. Assim, esta variável não pode ser desprezada no sistema de controle.

Existe também outra decisão a ser tomada a respeito de qual variável de posição angular deve ser utilizada como entrada do sistema. Em um primeiro momento, considerando que os ângulos medidos nos dados utilizados para este projeto foram em relação à vertical, estes podem ser mais precisos, entretanto, os ângulos relativos são mais interessantes para o controle com o foco em exoesqueletos, pois representam melhor a condição da junta para o aparelho. Ademais, os ângulos medidos nos encoders são relativos, o que facilita a implementação do controle. Se fosse escolhida a alternativa de controlar os ângulos em relação à vertical, a saída de mais de um encoder teria que ser utilizada para determinar o erro de posição, fazendo com que uma malha desse feedback à outra em uma estrutura semelhante à apresentada na Figura 17.



**Figura 17 - Malha de controle utilizando como referência ângulos em relação à vertical**

#### 4.5.1. Malha de controle

Inicialmente, desenhou-se uma malha muito simples de controle que controlava a velocidade angular do motor de acordo com a posição angular da junta controlada. Para tal, foi necessário determinar a relação entre estas duas variáveis para obter a função de transferência da planta do sistema. Dado que a velocidade angular da junta é simplesmente a razão de transmissão entre o motor e a junta multiplicada pela velocidade do motor, temos:

$$R_{polia} * \dot{\theta}_{junta} = \dot{\theta}_{motor} * p_{fuso} * r_{engrenagens}$$

, onde  $R_{polia}$  é o raio da polia da junta,  $p_{fuso}$  é o passo do fuso ligado ao motor no Power Pack e  $r_{engrenagens}$  é a razão de transmissão das engrenagens do Power Pack.

Assim, podemos escrever:

$$\dot{\theta}_{junta} = \frac{\omega_{motor} * p_{fuso} * r_{engrenagens}}{R_{polia}}$$

Fazendo a função de transferência a partir destas variáveis temos:

$$sY(s) = U(s) * \frac{p_{fuso} * r_{engrenagens}}{R_{polia}} \Rightarrow G(s) = \frac{p_{fuso} * r_{engrenagens}}{R_{polia}} * \frac{1}{s}$$

Controlando a posição da junta utilizando a velocidade angular do motor, temos o sistema de controle apresentado na Figura 18. Vale ressaltar que, uma vez que a função de transferência da planta já possui um integrador, não existe a necessidade de implementar o controle integral, sendo possível utilizar apenas um PD.

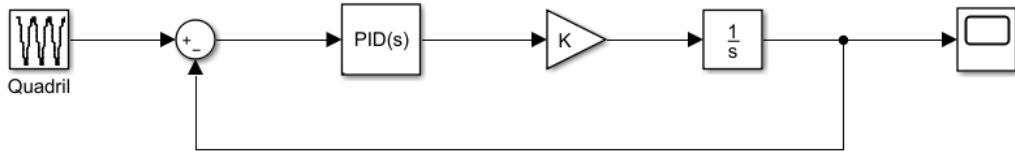


Figura 18 - Malha de controle a partir da velocidade angular

Enquanto o protótipo não é construído, é inviável um sistema muito mais complexo que este, uma vez que a relação entre a velocidade de rotação do motor e a tensão não pode ser determinada com precisão sem a planta física. Porém, a função da planta pode ser modificada de algumas maneiras para receber dados adicionais quando tudo for implementado.

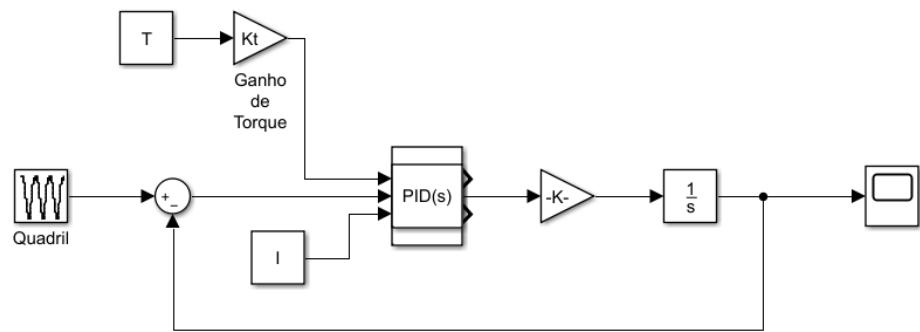
A velocidade angular da junta pode ser escrita como uma função da velocidade do motor que, por sua vez, é função da potência no motor e do torque no mesmo. O torque do motor pode ser calculado com base no torque na junta de maneira semelhante ao que foi feito com a velocidade do motor e da junta. Já a potência pode ser calculada como o produto da voltagem pela corrente.

Assim, pode-se obter a voltagem desejada como:

$$V_{motor} = \frac{\tau_{motor} * \omega_{motor}}{I_{motor}}$$

, onde  $\tau_{motor}$  é o torque no motor,  $I_{motor}$  é a corrente e  $V_{motor}$  a tensão.

Portanto, é possível determinar uma relação mais precisa utilizando como entrada o erro na posição da junta, o torque na junta e a corrente elétrica no circuito para determinar a tensão necessária. A malha de motor modificada ficaria algo semelhante ao que é apresentado na Figura 19.



**Figura 19 - Malha de controle utilizando informações de diversos sensores**

## 5. Projeto Detalhado

### 5.1. Power Pack

#### 5.1.1. Projeto inicial

O conceito do *Power Pack* surgiu para resolver os problemas de atuação no exoesqueleto ETMICAЕ II. Os atuadores possuem dimensões que não permitem sua instalação direta nas juntas. Além disso, sua fixação na estrutura do exoesqueleto aumentaria a massa móvel e, consequentemente, o torque necessário para o acionamento.

Segundo evidenciado por Cortez Jr. [6], as relações entre pesos e potências dos atuadores que encontramos atualmente no mercado tornam o desenvolvimento de mecanismos leves e econômicos uma necessidade. Assim, a transmissão via cabos foi escolhida como a solução.

O desenho básico do mecanismo foi proposto por Milton Peres Cortez Jr. em umas das reuniões do projeto do ETMICAЕ II. Ele consistiria em um fuso de esferas acionado diretamente por um motor. Os cabos seriam fixados na castanha do fuso, transformando o movimento circular do motor no movimento linear do cabo.

Os cálculos realizados por Milton Cortez Jr. indicavam que o valor máximo de torque era alcançado na junta do tornozelo e, para o acionamento dessa junta, seria necessária uma tração sobre o cabo de 1875 N. Segundo Nisbett e Budynas [32], o torque necessário para mover uma carga  $F$  com um fuso de transmissão de potência é dado por:

$$T_L = \frac{Fd_m}{2} \left( \frac{\pi f d_m - l}{\pi d_m + fl} \right) \quad (1)$$

Na qual,  $d_m$  é o diâmetro médio do parafuso,  $f$  é o coeficiente de atrito e  $l$  é o passo do parafuso. Para o fuso selecionado, esses parâmetros são:

**Tabela 12 - Valores utilizados para o cálculo do torque no fuso necessário para acionamento.**

Parâmetro	Variável	Valor	Unidade
Força Axial	$F$	1875	N
Passo	$l$	2,5	mm
Coef. de atrito	$f$	0,005	
Diâmetro	$d_m$	8	mm

O torque calculado com os valores acima é de 0,78 Nm. Outra fonte utilizada foi o catálogo da fabricante de fusos Hiwin [33]. Nela, o torque  $T_a$  para mover uma carga  $F_b$  é dado por:

$$T_a = \frac{F_b \times l}{2\pi\eta_1} \quad (2)$$

Na qual  $l$  é o passo do fuso e  $\eta_1$  é a eficiência, considerada de 90%. Aplicando os valores da Tabela 12 em (2), o torque obtido será de 0,83 Nm. Optou-se em utilizar esse valor para o projeto, visto que ele é mais conservador que o calculado através de (1).

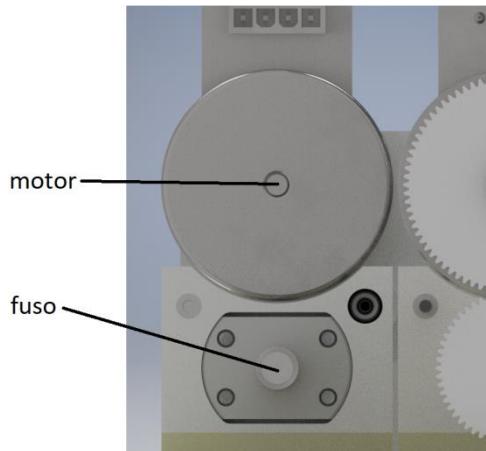
Milton Cortez Jr. também verificou que seria necessária a utilização de um trem de engrenagens com amplificação de 0,7:1 para alcançar as velocidades e necessárias com os atuadores que haviam sido selecionados (EC 45 Flat, de 70 W, da Maxon). Assim, além do dimensionamento da estrutura e seleção dos rolamentos, era necessária a seleção das engrenagens para o acionamento. Os memoriais de cálculo estão a seguir.

### 5.1.2. Seleção das Engrenagens

O método utilizado para a seleção das engrenagens foi a utilização do catálogo de engrenagens cilíndricas do fornecedor Stock Drive Products/Sterling Instrument (SDP/SI) [34]. Embora o site não possua informações necessárias para o dimensionamento completo, tais como rugosidade do material da engrenagem, ele fornece a liga utilizada e permite filtrar os produtos pelo material, módulo, diâmetro primitivo e diâmetro do furo.

Para que o motor não influenciasse no curso da castanha do fuso, a distância entre o centro do fuso e o centro do eixo do motor deveria ser de, no mínimo, 31 mm. Assim, para respeitar essa distância e manter o fator de amplificação, foram pré-selecionadas duas engrenagens, uma de 28 mm de diâmetro e outra de 40 mm de diâmetro. Ambas eram de

Alumínio 2024, possuía 0,5 de módulo, ângulo de pressão de 20° e largura de 3 mm. Elas deveriam suportar as condições operacionais da tabela abaixo.



**Figura 20 - Disposição do motor sobre o fuso. Essa imagem evidencia o distanciamento que deve haver entre o centro do motor e o centro do fuso.**

**Tabela 13 - Condições operacionais dos trens de engrenagem.**

Parâmetros	Quadril	Joelho	Tornozelo	Unidade
Eficiência	85%	85%	85%	
Torque de saída	0,41	0,47	0,83	Nm
Rotação máxima	3024	3556,8	2489,76	rpm

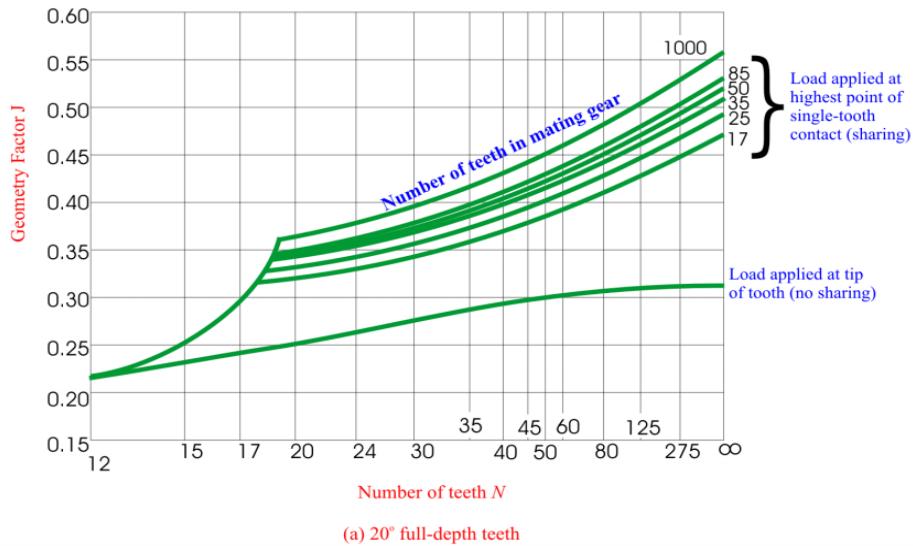
Segundo Santos Jr. [35], a tensão no pé do dente da engrenagem pode ser calculada, segundo os padrões da AGMA, pela seguinte fórmula:

$$\sigma = \frac{F_t}{m.b.J} \cdot K_v \cdot K_o \cdot K_m \quad (3)$$

Sendo  $F_t$  a força tangencial sobre o dente,  $m$  o módulo,  $b$  a largura do dente,  $J$  o fator de geometria,  $K_v$ ,  $K_o$  e  $K_m$  são os fatores de velocidade, de sobrecarga e de precisão de montagem, respectivamente. Todos eles são dados por gráficos ou tabelas. A força tangencial é obtida através da divisão do torque de saída pelo raio do pinhão. Assim, utilizando o maior torque que será exigido, obtemos:

$$F_{T-Pinhão} = \frac{0,83}{0,014} = 59,28 \text{ N}$$

O módulo da força tangencial é igual para a coroa. O fator geométrico  $J$  é dado pelo gráfico abaixo, para ângulos de pressão de  $20^\circ$ . A curva inferior pode ser utilizada quando se quer projetar a engrenagem com maior coeficiente de segurança, porém de forma não otimizada [35].



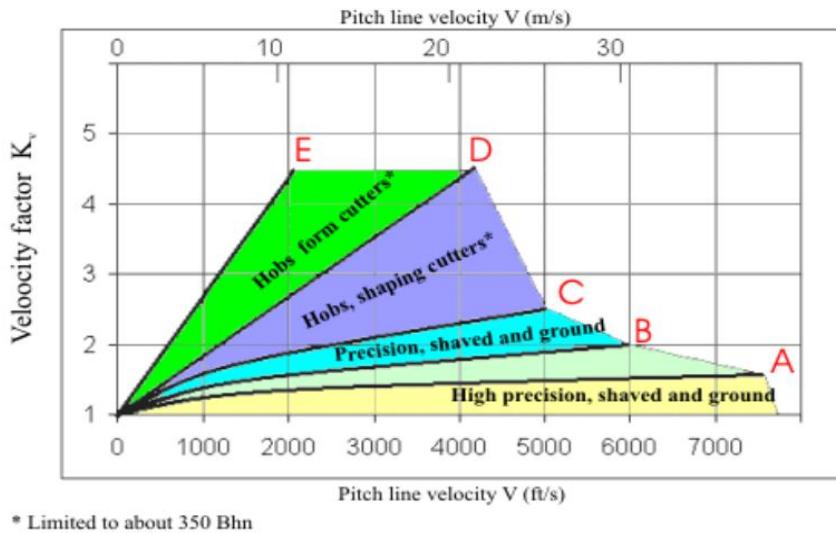
**Figura 21 - Gráfico do fator geométrico  $J$  [35].**

Assim, utilizando a curva mencionada acima, para o pinhão com 28 dentes  $J \approx 0,275$  e para a coroa com 80 dentes,  $J \approx 0,3$ .

O fator  $K_v$  considera o efeito das diferenças de forma e tamanho das engrenagens. Essas diferenças, embora obedeçam às tolerâncias do fabricante, causam impactos entre os dentes das engrenagens. O gráfico relaciona o valor de  $K_v$  com a velocidade de um ponto no diâmetro primitivo da engrenagem. Assim, ela é calculada pela seguinte fórmula:

$$V = 2\pi r \frac{n}{60}$$

Sendo  $r$  o raio primitivo da engrenagem e  $n$  o número de rotações por minuto. Assim, considerando que a rotação do pinhão será 3556,8 r.p.m., teremos que  $V_{\text{pinhão}} = 5,21$  m/s. Pela condição de engrenamento sabemos que  $V_{\text{coroa}} = V_{\text{pinhão}}$ . Considerando que a fabricação será grosseira e consultando ao gráfico a seguir, concluímos que  $K_v = 2$ .



**Figura 22 - Valores de  $K_v$  para diferentes valores da *pitch line velocity* [35].**

É valido notar que a região com a fabricação mais grosseira possível é limitada para materiais com até 350 Bhn de dureza. Porém, a liga de alumínio utilizada possui menos da metade dessa dureza (140 Bhn).

Os fatores de sobrecarga ( $K_o$ ) e de precisão de montagem ( $K_m$ ) são dados pelas tabelas a seguir.

Choques Gerados pela Carga			
Fonte de Potência	Uniformes	Moderados	Intensos
Uniformes	1,00	1,25	1,75
Leves	1,25	1,50	2,00
Médios	1,50	1,75	2,25

**Tabela 14 - Fator de correção para sobrecarga ( $K_o$ ) [35].**

**Tabela 15 - Fator de correção para precisão da montagem (Km) [35].**

Características da Montagem e do Dispositivo	Largura da Face (mm)			
	0 a 50,8	Até 152	Até 228	Até 407
Montagens precisas, pequena folga nos mancais, deflexões mínimas e engrenagens de precisão.	1,3	1,4	1,5	1,8
Montagens não tão cuidadosas, engrenagens com fabricação não tão precisas, contato ao longo de toda a largura do dente	1,6	1,7	1,8	2,2
Montagem e Precisão de forma a que não haja contato ao longo de todo a largura do dente			Acima de 2,2	

Considerando que os choques gerados pela fonte de potência são leves e que os choques gerados pela carga (no caso, o fuso) poderão alcançar níveis moderados,  $K_o = 1,5$ . Embora a montagem não seja tão cuidadosa e as engrenagens não são tão precisas, assumiremos que as tolerâncias de forma e de dimensões das peças nas quais as engrenagens serão montadas são suficientes para garantir o contato ao longo de toda a largura do dente. Assim,  $K_m = 1,6$  para ambas.

Com todos os fatores determinados podemos calcular a tensão no pé do dente tanto da coroa quanto do pinhão.

$$\sigma_{pinhão} = \frac{59,28}{0,5 \cdot 0,003 \cdot 0,275} \cdot 2 \cdot 1,5 \cdot 1,6 = 0,68980 \text{ MPa}$$

$$\sigma_{coroa} = \frac{59,28}{0,5 \cdot 0,003 \cdot 0,3} \cdot 2 \cdot 1,5 \cdot 1,6 = 0,63232 \text{ MPa}$$

A tensão no pé do dente será comparada com a resistência à fadiga no pé do dente, dada pela fórmula [35]:

$$S_n = S'_n \cdot C_L \cdot C_G \cdot C_S \cdot k_r \cdot k_l \cdot k_{ms}$$

Sendo  $S'_n$  o limite de resistência à fadiga do material. Para o alumínio 2024 esse valor é de, aproximadamente, 100 MPa [36]. Por se tratar de flexão, o  $C_L$  pode ser considerado unitário; para módulos menores que 5, o  $C_g$  também é unitário; o  $C_S$  leva em consideração o acabamento superficial e também pode ser considerado unitário [35]. O fator  $K_r$  leva em consideração a probabilidade de falha desejada para os componentes. Ele pode ser obtido através da tabela a seguir.

**Tabela 16 - Fator de correção da confiabilidade do projeto [35].**

Confiabilidade	Fator $K_r$
50	1
90	0,897
99	0,814
99,9	0,753
99,99	0,702
99,999	0,659

Para esse projeto vamos considerar uma confiabilidade de 99,999%. Assim,  $K_r = 0,659$ .

O fator  $K_l$  só é considerado para temperaturas de operação acima de 70°C. Para esse projeto, essa temperatura jamais será alcançada. Assim,  $K_l = 1$ .

O fator  $K_{ms}$  leva em consideração se a engrenagem irá rotacionar para os dois sentidos ou somente para um. Para o primeiro caso, considera-se que  $K_{ms} = 1$ , pois o tipo de carregamento ao qual o dente estará sujeito será muito similar ao carregamento utilizado no ensaio de Moore (no qual se obtém  $S'_n$ ). Caso a engrenagem gire somente para um sentido, o valor de  $K_{ms}$  será 1,4, pois a forma de carregamento será diferente do utilizado no ensaio mencionado anteriormente.

Com todos os fatores determinados, temos que:

$$S_n = 100 \cdot 1 \cdot 1 \cdot 1 \cdot 0,659 \cdot 1 \cdot 1 = 65,9 \text{ MPa}$$

Como  $\sigma_{pinhão}$  e  $\sigma_{coroa}$  são muito menores que  $S_n$ , as engrenagens previamente selecionadas são compatíveis com os requisitos do projeto.

### 5.1.3. Seleção dos rolamentos

Na seleção dos rolamentos, foi utilizado o método de determinação de capacidade de carga básica, presente no catálogo do fabricante NSK [37]. Durante sua vida em serviço, os mancais terão de suportar cargas axiais de aproximadamente 2000 N, além das forças tangenciais provenientes das engrenagens e da descentralização dos cabos. Conforme calculado anteriormente, as forças tangenciais máximas serão de 60 N, aproximadamente.

Alguns dos modelos que suportam tais carregamentos são:

- Rolamentos de esferas de contato angular;
- Rolamentos de rolos cônicos;

Segundo o fabricante, os menores rolamentos de rolos cônicos que existem no portfólio possuem 35 mm de diâmetro externo. A linha de rolamentos de contato angular possuem exemplares de diâmetro menor (chegando a 22 mm). Assim, para uma análise preliminar, utilizaram-se os rolamentos de contato angular.

#### 5.1.3.1. Cálculo da carga proveniente da engrenagem

Como a engrenagem será fixada à ponta do fuso, a distribuição da carga radial não será uniforme. Assim, o fabricante recomenda o cálculo da distribuição dos carregamentos através do equilíbrio de momento. A figura 23 ilustra a configuração que será aplicada no *Power Pack*.

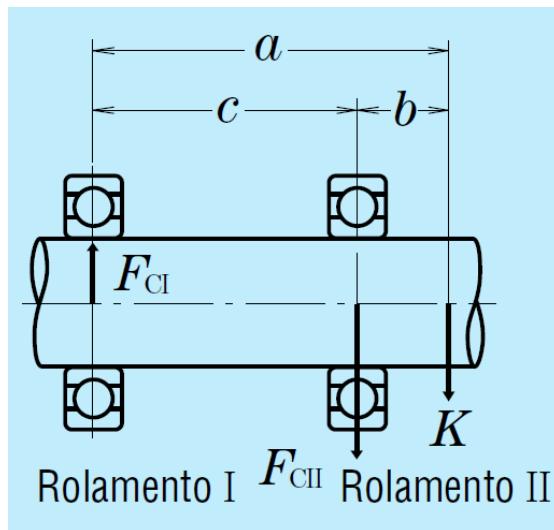


Figura 23 - Distribuição das forças ao longo do eixo [37].

No caso do *Power Pack*,  $b = 17,5$  mm,  $c = 215$  mm e  $K = F_t = 60$  N. Assim:

$$F_{CI} = \frac{b}{c} \cdot K = \frac{17,5}{215} \cdot 60 = 4,88 \text{ N}$$

$$F_{CII} = \frac{a}{c} \cdot K = \frac{(17,5 + 215)}{215} \cdot 60 = 64,88 \text{ N}$$

### 5.1.3.2. Cálculo da carga proveniente do cabo

Visto que os cabos estarão fixados descentralizados em relação ao fuso, haverá um torque proveniente da tração do cabo. Esse torque será anulado por forças radiais provenientes dos mancais. O pico do torque, e consequentemente da força radial, ocorrerá quando o cabo estiver o mais próximo possível do mancal. A Figura 24 ilustra a situação.

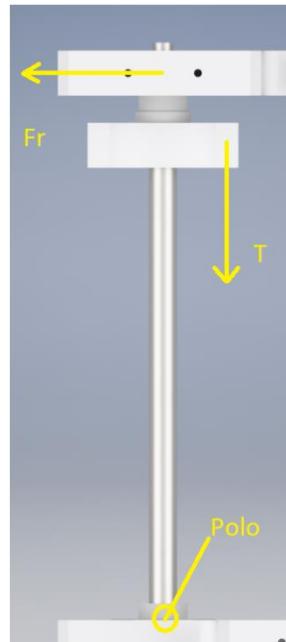


Figura 24 - Representação da situação com maior força radial em um rolamento

Aplicando o equilíbrio de momento, utilizando como polo o mancal de rolamento oposto ao que está sendo analisado e considerando  $d_1$  e  $c$  os braços das forças  $T$  e  $Fr$  (sendo que  $d_1 = 20$  mm e  $c = 215$  mm) temos que:

$$\sum \vec{M} = 0 \rightarrow T \cdot d_1 = F_r \cdot c \rightarrow F_r = \frac{T \cdot d_1}{c} = \frac{2000 \cdot 20}{215} = 186,05 \text{ N}$$

Portanto, a força radial total sobre o mancal de rolamento nessa situação:

$$F_r = 186,05 + 64,88 = 250,03 \text{ N}$$

Sabe-se que os rolamentos de contato angular, quando submetidos a carregamentos radiais geram uma força axial. Entretanto, comparada com a força axial de 2000 N proveniente do cabo, a força gerada é desprezível.

### 5.1.3.3. Cálculo da carga dinâmica equivalente

No caso de rolamentos de contato angular, o cálculo da carga dinâmica equivalente depende do ângulo de contato do mancal. Não foram utilizados os mancais com ângulo de contato de 15°, pois a sua análise implicaria em cálculos adicionais que mudariam conforme o modelo utilizado. A relação abaixo será utilizada para o cálculo da carga dinâmica equivalente:

$$\frac{F_A}{F_R} = \frac{2000}{250} = 8$$

A fórmula para o cálculo da carga dinâmica equivalente é dada abaixo, na qual X e Y são coeficientes dados pela Tabela 17.

**Tabela 17 - Coeficientes para o cálculo da carga dinâmica equivalente para rolamentos de contato angular.**  
Extraído de NSK [37].

Carga Dinâmica Equivalente $P = XF_r + YF_a$										
Ângulo de Contato	$i f_0 F_a^*$	$e$	Simples, DT				DB or DF			
			$F_a/F_r \leq e$		$F_a/F_r > e$		$F_a/F_r \leq e$		$F_a/F_r > e$	
			$X$	$Y$	$X$	$Y$	$X$	$Y$	$X$	$Y$
15°	0,178	0,38	1	0	0,44	1,47	1	1,65	0,72	2,39
	0,357	0,40	1	0	0,44	1,40	1	1,57	0,72	2,28
	0,714	0,43	1	0	0,44	1,30	1	1,46	0,72	2,11
	1,07	0,46	1	0	0,44	1,23	1	1,38	0,72	2,00
	1,43	0,47	1	0	0,44	1,19	1	1,34	0,72	1,93
	2,14	0,50	1	0	0,44	1,12	1	1,26	0,72	1,82
	3,57	0,55	1	0	0,44	1,02	1	1,14	0,72	1,66
	5,35	0,56	1	0	0,44	1,00	1	1,12	0,72	1,63
25°	—	0,68	1	0	0,41	0,87	1	0,92	0,67	1,41
30°	—	0,80	1	0	0,39	0,76	1	0,78	0,63	1,24
40°	—	1,14	1	0	0,35	0,57	1	0,55	0,57	0,93

\*Para  $i$ , use 2 para DB, DF e 1 para DT

Como  $\frac{F_A}{F_R} \gg e$  em todos os casos, as cargas dinâmicas equivalentes podem ser calculadas conforme feito a seguir.

- Para o ângulo de contato de 25°:

$$P = 0,41 \cdot F_R + 0,87 \cdot F_A = 0,41 \cdot 250 + 0,87 \cdot 2000 = 1842,5 \text{ N}$$

- Para o ângulo de contato de 30°:

$$P = 0,39 \cdot F_R + 0,76 \cdot F_A = 0,39 \cdot 250 + 0,76 \cdot 2000 = 1617,5 \text{ N}$$

- Para o ângulo de contato de 40°:

$$P = 0,35 \cdot F_R + 0,57 \cdot F_A = 0,35 \cdot 250 + 0,57 \cdot 2000 = 1227,5 \text{ N}$$

Visando economia de espaço e diminuição do peso, estipulou-se uma vida útil relativamente baixa para os rolamentos. Espera-se que ele tenha uma vida útil de 1500

horas em carga máxima. Com isso podemos calcular a capacidade de carga básica, que será o critério final de seleção do modelo do rolamento.

Segundo o catálogo da NSK [37], a vida do rolamento é dada pela fórmula a seguir:

$$L_H = \frac{10^6}{60 \cdot n} \left( \frac{C_r}{P} \right)^3 \rightarrow C_r = P \cdot \sqrt[3]{\frac{1500 \cdot 60 \cdot 3316}{10^6}}$$

Sendo  $C_r$  a capacidade de carga básica,  $n$  o número de rotações por minuto,  $L_h$  a vida em horas do rolamento e  $P$  a carga dinâmica equivalente, calculada anteriormente. Resolvendo a equação com os valores de cargas dinâmicas equivalentes para cada ângulo de contato temos:

- Para o ângulo de contato de 25°:

$$C_r = 12312,89 \text{ N}$$

- Para o ângulo de contato de 30°:

$$C_r = 10809,28 \text{ N}$$

- Para o ângulo de contato de 40°:

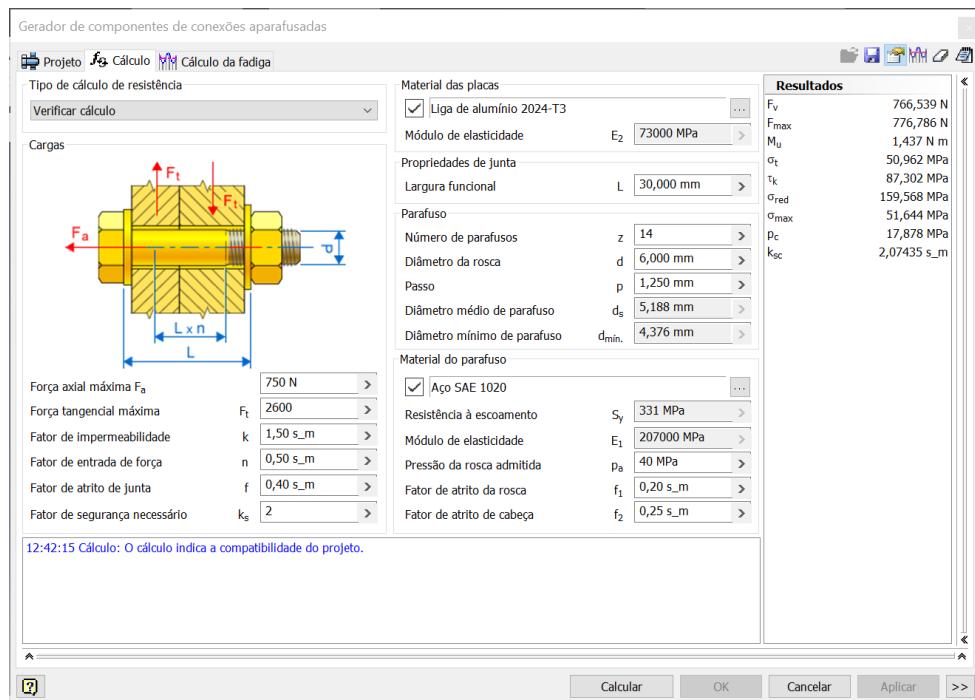
$$C_r = 8203,02 \text{ N}$$

Consultando à tabela de modelos, concluímos que o modelo com menor diâmetro que atende ao requisito de carga e vida útil é o 7300B. Vale ressaltar que a vida desse rolamento tende a ser maior que 1500 h, visto que ele não operará nas condições de torque e rotação máxima durante períodos extensos no ciclo de marcha.

#### 5.1.4. Seleção dos fixadores

Para fazer o dimensionamento e seleção da fixação do Power Pack à sua base era necessário conhecer as forças resultantes das trações dos cabos. Porém, essa força dependeria de como os cabos seriam organizados. Assim, foi feito um algoritmo em MATLAB para descobrir qual é a combinação dos cabos que produz a menor resultante possível sobre os fixadores. A descrição do algoritmo, as análises dos resultados e as listagens encontram-se no Apêndice A.

Considerando a combinação escolhida, o carregamento de 2600 N e um coeficiente de segurança igual a 2, a calculadora de conexões apafusadas do software Inventor indicou a compatibilidade de parafusos M6. Sua disposição será de dois grupos de 7 parafusos, um para cada lado do dispositivo.



**Figura 25 - Calculadora de conexões aparafusadas do Inventor, indicando a compatibilidade dos parafusos M6.**

Após uma reunião do projeto ETMICAЕ II, decidiu-se que seriam utilizados pinos do padrão DIN 6235 para suportar grande parte das cargas de cisalhamento entre os mancais e a chapa de apoio do *Power Pack*. Assim, a carga sobre os parafusos seria reduzida, permitindo a diminuição de seu diâmetro e a redução do peso.

### 5.1.5. Tirantes e chapas de apoio

A utilização de rolamentos de contato angular exigiu a colocação de tirantes ligando os dois apoios para mancais. O cálculo da tensão sobre eles foi feito a partir do algoritmo de otimização das fixações, com algumas modificações.

Com o arranjo dos cabos definido, o algoritmo foi modificado para calcular a forças sobre os apoios dos mancais ao longo do tempo. Com o valor obtido, foram dimensionadas as fixações dos tirantes. Segundo a calculadora de conexões aparafusadas, para suportar os 5500 N calculados, os parafusos deveriam ser do tamanho M5.

Foram projetadas capas protetoras para as engrenagens, com o intuito de conter a lubrificação e proteger os usuários de acidentes. Elas serão fabricadas em fibra de carbono e serão fixadas aos apoios através de parafusos M3.

Por fim, foram projetadas chapas para a fixação de baterias e drivers de motor. O intuito do Power Pack é ser o mais compacto e leve possível, para influenciar o mínimo possível na movimentação do usuário. Assim, todos os espaços vazios da estrutura foram aproveitados para a colocação de componentes como os citados anteriormente.

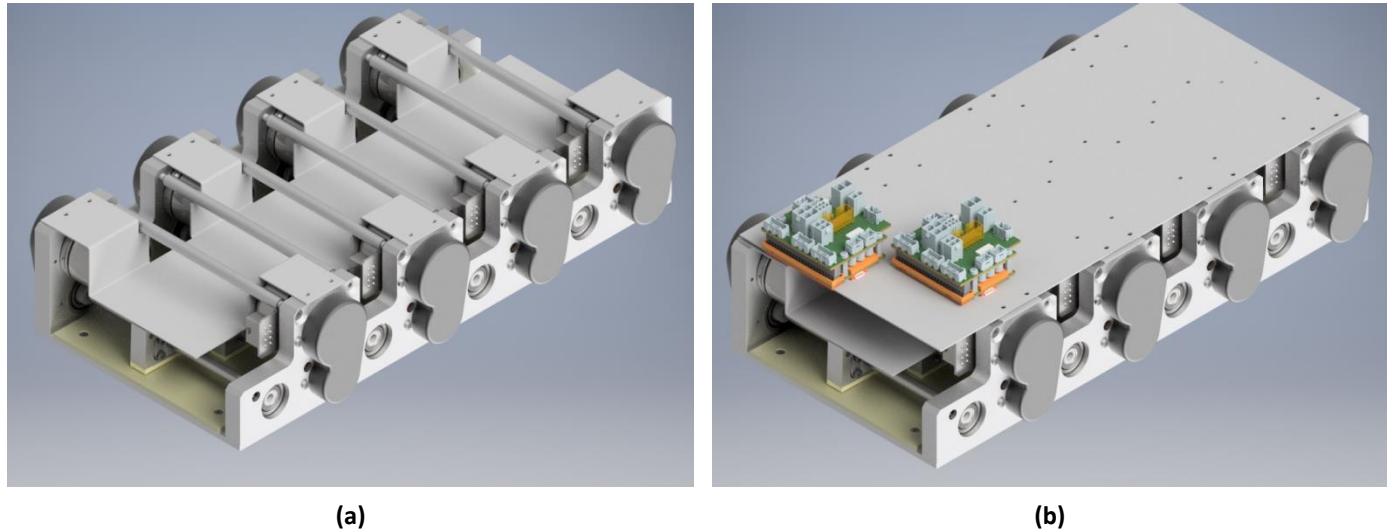


Figura 26 - Montagem final do Power Pack. (a) Detalhe dos tirantes; (b) Chapa superior com dois dos 8 drivers de motor a serem instalados.

## 5.2. Sistema de sensoriamento

### 5.2.1. Subsistema do quadril, joelho e tornozelo

Com os sensores selecionados, iniciou-se o projeto mecânico das peças complementares que irão transmitir o movimento dos eixos para os *encoders*. Existem diversos métodos para a transmissão do movimento. Para esse projeto, foram analisadas as transmissões via engrenagens, correia sincronizadora e correia comum.

A utilização de engrenagens não é recomendada, uma vez que as engrenagens comuns apresentam folga entre seus dentes. Assim, em uma reversão de movimento, a folga faria com que o sistema de sensoriamento perdesse precisão. Uma alternativa para suprimir a folga é a utilização de engrenagens *anti-backlash*. Entretanto, isso proporcionaria um aumento de custo, dado o valor mais elevado desses elementos.

A utilização de correias sincronizadoras seria a ideal, pois a transmissão do movimento é feita sem folgas para os dois lados. Todos os componentes, ou seja, as polias e a correia são padronizadas, o que facilitaria sua compra e reposição no caso de alguma falha. Porém os componentes são mais caros que os componentes utilizados na transmissão com correia padrão.

Levando em consideração o custo dos componentes e a facilidade de montagem, optou-se por utilizar a transmissão via correia padrão. São necessários torques relativamente baixos para mover os eixos dos *encoders*. Segundo Nisbett e Budynas [32], a

tensão inicial necessária em uma correia plana ou de seção redonda é dada pela seguinte expressão:

$$F_i = \frac{T \exp(f\phi) + 1}{d \exp(f\phi) - 1}$$

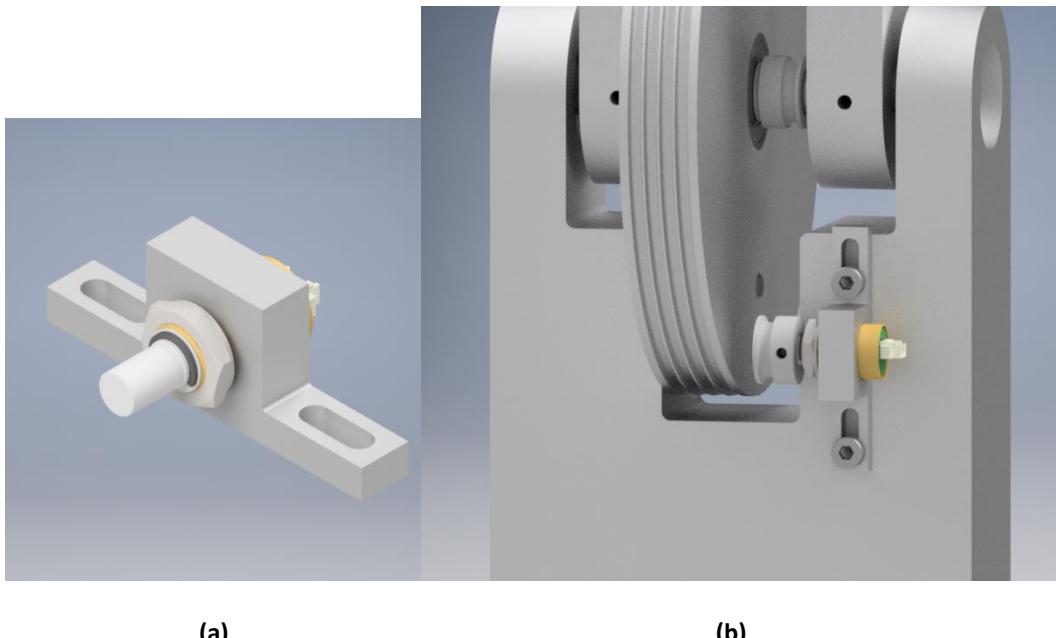
Sendo  $T$  o torque a ser provido pelo sistema de transmissão,  $d$  o diâmetro da polia,  $f$  é o coeficiente de atrito entre a polia e a correia e  $\phi$  o ângulo de abraçamento. Isso implica que para torques pequenos, a tensão inicial na correia tende a ser pequena, mantendo os outros parâmetros constantes. Considerando que o *encoder* apresenta um torque máximo de 0,7 in-oz [26] (0,044 lbf.in, aproximadamente), que o coeficiente de atrito para uma correia de poliuretano é 0,7 [32] e que, para as juntas do quadril e do joelho, o ângulo de abraçamento é  $\pi$ , pois ambas as polias terão o mesmo diâmetro (16,5 mm, 0,65 in), temos que,

$$F_i = \frac{0,044 \exp(0,7 \cdot \pi) + 1}{0,65 \exp(0,7 \cdot \pi) - 1} = 0,0845 \text{ lbf}$$

Segundo o *datasheet* do produto, a carga estática máxima suportada pelo eixo do *encoder* é 20 lbf [26]. Assim, a tensão a ser aplicada na correia é aceitável.

O diâmetro adotado para as polias foi obtido a partir do diâmetro do eixo da junta no local de fixação da polia (no caso do quadril e joelho, esse diâmetro é 9,5 mm) e do comprimento do menor parafuso M3 sem cabeça encontrado no mercado (3 mm). Somando os dois raios chegamos ao valor de 7,75 mm. Utilizaremos, portanto, um diâmetro de 16,5 mm para que o parafuso não se projete para fora da superfície da polia.

Por fim, para fixar o sensor à perna foi projetado um apoio em alumínio, que utiliza dois parafusos M4 e furos oblongos, para que seja possível ajustar a distância entre os eixos do *encoder* e da junta, gerando a tensão na correia. A Figura 27 mostra o modelo do conjunto de fixação.



**Figura 27 - Conjunto de fixação dos *encoders*. (a) Montagem do sensor no apoio; (b) Conjunto montado na junta do joelho.**

No mercado nacional, existem modelos de correias de poliuretano vendidas em rolos. Para fazer sua montagem, bastam cortar o comprimento necessário e soldar as duas pontas juntas com calor, fechando a correia.

No caso da junta do tornozelo, a falta de espaço exigiu formas diferentes de fixação do sensor e da polia motora. Enquanto nas juntas do quadril e joelho as polias motoras são solidárias ao eixo e o *encoder* é fixado na peça movida pelos cabos, a falta de espaço na direção do eixo do tornozelo obrigou uma inversão, ou seja, a polia motora é solidária à peça movida pelos cabos.

Além disso, essa polia ainda teve seu diâmetro aumentado, para que fosse possível fazer uma fixação mais robusta entre os mancais que suportam o peso da perna e o tornozelo. Porém, a polia movida não pode ter seu diâmetro aumentado na mesma proporção que a motora, gerando uma amplificação do movimento. A relação entre os diâmetros da polia motora e da polia movida é de 4:1 (a primeira possui 66 mm de diâmetro e a segunda 16,5 mm).

O sensor foi fixado no espaço aberto na panturrilha para a passagem da polia, conforme mostrado na Figura 28. Consequentemente, o apoio para o sensor teve de ser reprojeto, mantendo os furos oblongos para realizar o posterior tensionamento da correia.

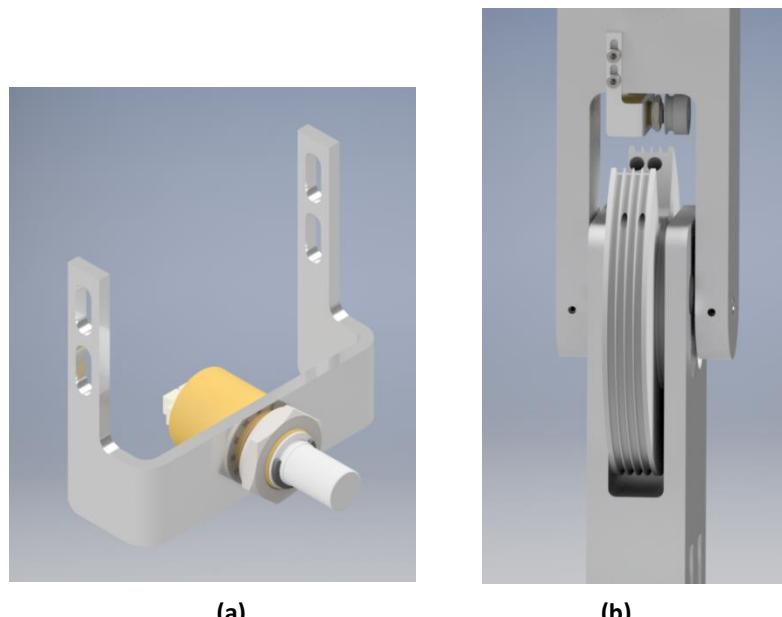


Figura 28 - Fixação do *encoder* à panturrilha. (a) Detalhe do garfo de fixação; (b) Sistema montado.

Os desenhos de fabricação dos componentes do sistema de sensoriamento encontram-se no Apêndice C.

### 5.2.2. Subsistema dos motores

Como apresentado na seção 4.4.2, o grupo optou pela utilização de células de carga tipo S para a medição da tensão nos *bowden cables*. Este tipo de equipamento está presente tanto no mercado brasileiro quanto no internacional, porém as diferenças de custo e qualidade são consideráveis. Não só o mercado internacional apresenta uma variedade muito maior do que o nacional, o valor cobrado sobre estes itens é extremamente mais baixo.

Após a realização de orçamentos com diversos fornecedores, o grupo optou pela compra de células de carga da empresa estadunidense *Phidgets*. Esta escolha foi baseada tanto no preço dos produtos quanto na disponibilidade de sensores de diferentes capacidades por preços similares. Além disso, o país onde a companhia está sediada é mais favorável para importação em relação a outros países que ofereciam dispositivos semelhantes a valores reduzidos.

Para determinar exatamente qual é a carga máxima que será aplicada sobre os sensores, foi necessário recorrer à Tabela 2, que apresenta os máximos de torque aplicado sobre cada uma das juntas, e ao projeto mecânico. Apesar de o valor do torque variar para cada junta analisada, o raio das polias localizadas nelas é o mesmo e igual a 67mm. Desta forma, a força máxima exercida nos cabos pode ser obtida pela fórmula:

$$F_{bowden} = \frac{T_{junta}}{R_{polia}}$$

Aplicando os valores da Tabela 2 à equação, obtém-se a Tabela 18.

**Tabela 18 - Valores de força máxima na atuação de cada junta.**

Junta	Torque Máximo (N.m)	Raio da Polia (mm)	Força Máxima (kgf)
Quadril	73	67	111.07
Joelho	62	67	94.33
Tornozelo	109	67	165.84

Com base nesses valores, analisaram-se as principais células de carga disponíveis capazes de realizar estas medições. Num esforço para economizar recursos e espaço, o grupo optou por utilizar um único sensor para cada sentido do movimento da junta, ao invés de utilizar um para cada *bowden cable*. Desta forma, foram escolhidas as células apresentadas na Figura 30.



**Figura 29 - (a) célula de carga com capacidade de 100 kg [38]; (b) célula de carga com capacidade de 500 kg [39].**

Portanto, as juntas do tornozelo e do quadril tem seu torque medido pelo sensor da Figura 29b e a junta do joelho pelo sensor da Figura 29a.

### 5.2.2.1. Posicionamento dos sensores

Para determinar como posicionar os sensores da maneira mais adequada, foram levantadas as três principais alternativas:

- 1) Prender os sensores às castanhas do Power Pack;
- 2) Posicionar os sensores perto das juntas;
- 3) Posicionar os sensores próximos do Power Pack, porém externos a ele.

Dado que o comprimento das células de carga é de, aproximadamente, 70 mm, seria inviável coloca-los dentro do *Power Pack*, pois isto limitaria o curso das castanhas no fuso quase completamente. Assim, utilizou-se do mesmo raciocínio da escolha do sistema de atuação para determinar a melhor alternativa. Como a alocação das células próximas das juntas interferiria na distribuição de massas do mecanismo como um todo, optou-se pela outra alternativa.

Além desta escolha, era necessário projetar alguma forma de medir a força aplicada por ambos os cabos no mesmo sensor. Para tal, foi elaborada uma peça extremamente simples e simétrica mostrada na Figura 30a. A Figura 30b apresenta o arranjo feito projetado para realizar o sensoriamento.

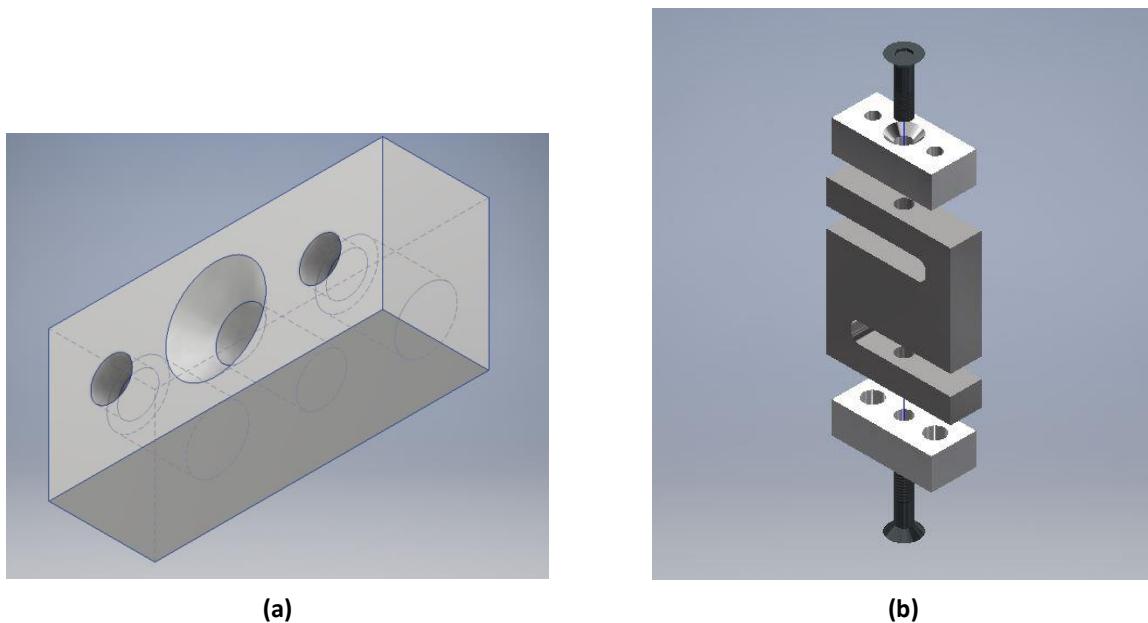


Figura 30 - (a) Conector entre os cabos e a célula de carga; (b) Arranjo de sensoriamento.

A fim de validar que, mesmo na situação de máxima carga nos cabos, o conector funcionará sem dificuldades, foi realizada uma análise de estresse na estrutura utilizando a ferramenta de análise de elementos finitos do software Inventor da AutoDesk. Como mostra a Figura 31, as tensões no conector são insignificantes, atingindo um valor máximo de 39,13 MPa.

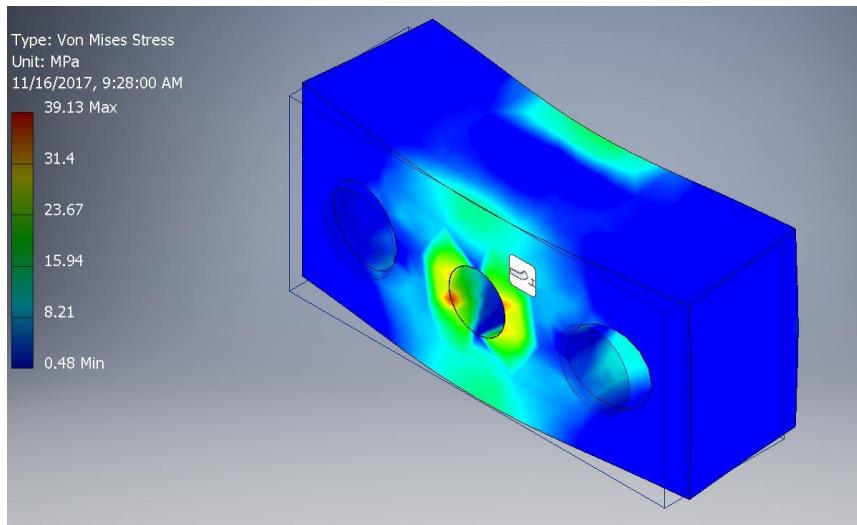


Figura 31 - Análise de tensões para o conector dos sensores e cabos.

#### 5.2.2.2. Aquisição de dados

Para realizar a aquisição de dados destes sensores, existe uma maneira muito simples que utiliza módulos feitos especificamente para células de carga. O mais comum e que foi escolhido para o projeto é o módulo Hx711 (Figura 32). Este é um conversor 24 bits criado para amplificar o sinal lido por células de carga. Algumas vantagens apresentadas por ele são:

- Fácil integração com Arduino, utilizando apenas duas portas analógicas para entrada de sinal;
- Já possui filtragem de ruídos, poupando o grupo de adicionar filtros passa-baixa para garantir maior qualidade para o sinal;
- Baixo custo (cada módulo é vendido por algo em torno de 10 reais).

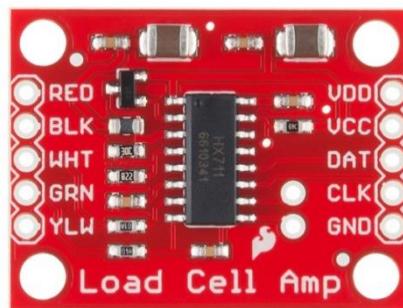


Figura 32 - Módulo Hx711 [40].

Outra vantagem é a ampla disponibilidade de conteúdo sobre como trabalhar com tais sensores e módulos. Existem inúmeros tutoriais que mostram como conectar, realizar leituras e utilizar adequadamente essa combinação de componentes. A Figura 33 apresenta um exemplo fornecido pelo site [sparkfun.com](http://sparkfun.com) de como fazer o setup dessa conexão.

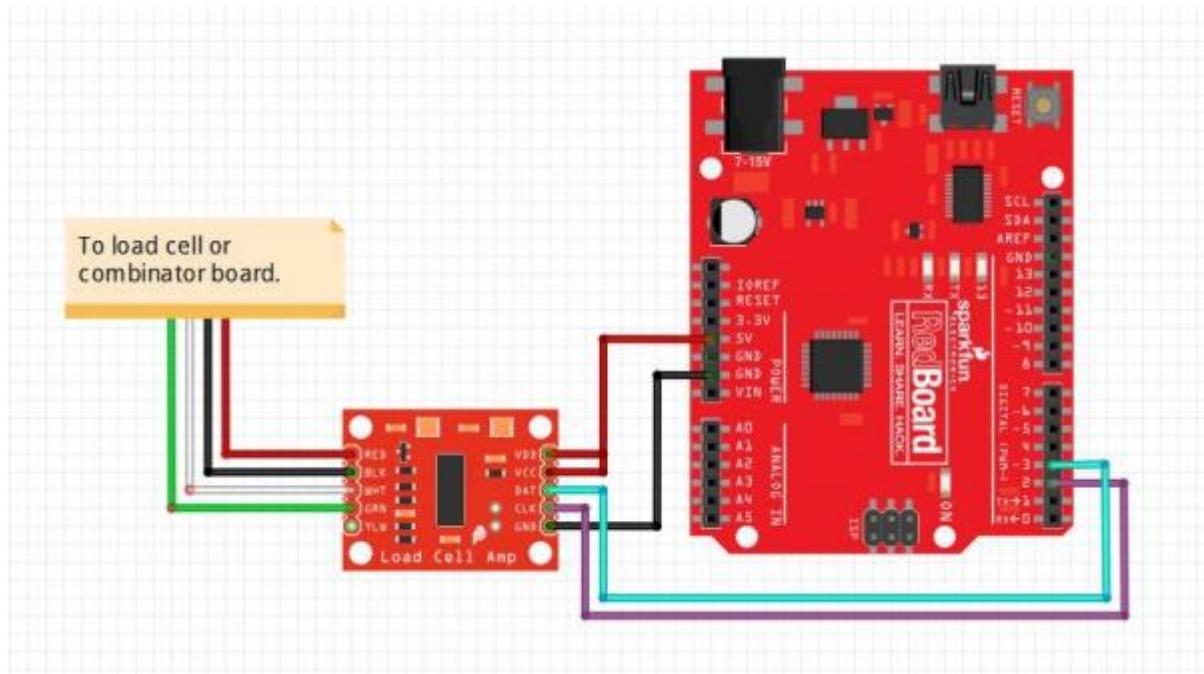
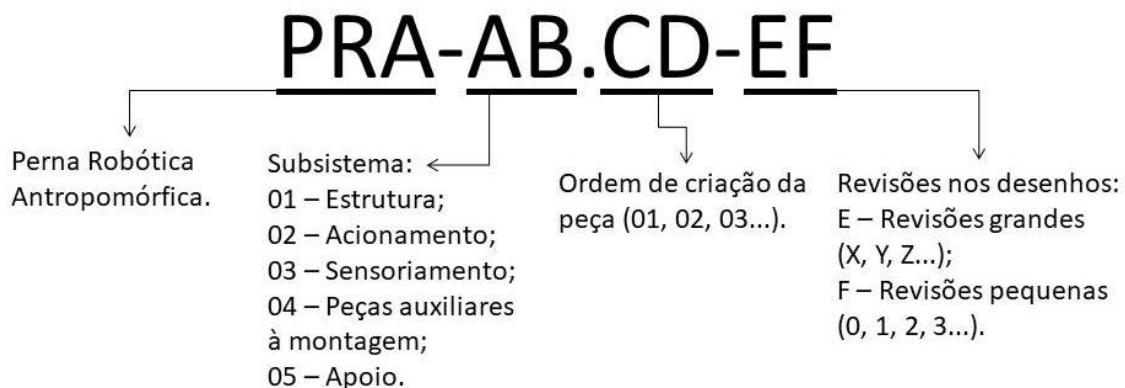


Figura 33 - Exemplo de conexão entre célula de carga, Hx711 e Arduino [40].

### 5.3. Alterações no projeto mecânico

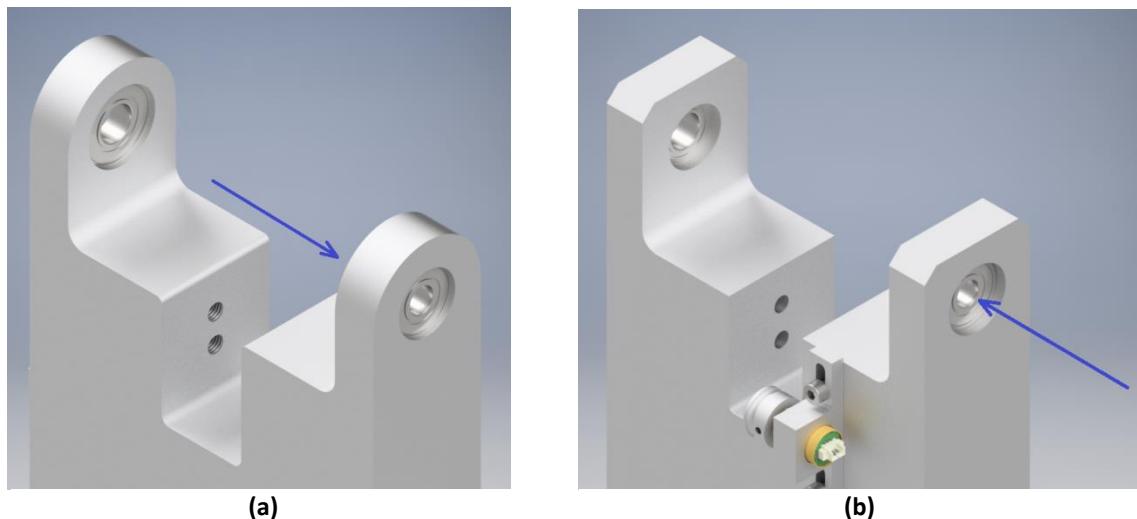
Antes de ser fabricado, o projeto mecânico proposto por Coutinho [8] passou por uma revisão completa de seus dimensionamentos. Alguns aspectos tiveram de ser modificados para facilitar a fabricação e proporcionar uma melhor interação entre os componentes.

O primeiro passo da revisão foi a criação de uma codificação padrão, representada na Figura 34, para as peças a serem fabricadas. O código indicaria o subsistema ao qual a peça pertence e o número de revisões pelas quais ela já havia passado. Isso facilitaria o gerenciamento da fabricação das peças, além de organizar melhor os arquivos de desenho.



Não foram atribuídos códigos para peças padronizadas, como rolamentos e parafusos.

As modificações começaram nos mancais do quadril e do joelho, onde foi necessária a modificação dos alojamentos dos rolamentos. No projeto inicial, o rebaixo para instalação do rolamento era feito a partir da superfície interna do garfo. Isso dificultava a usinagem, uma vez que seria necessária uma ferramenta com no mínimo 140 mm de comprimento e não possuir mais do que 24 mm de diâmetro. Assim, o sentido do rebaixo foi invertido, implicando na montagem do mancal a partir da superfície externa do garfo, como mostra a Figura 35.



**Figura 35 - Alterações no alojamento dos rolamentos de 24 mm de diâmetro. (a) Projeto inicial; (b) Projeto modificado. As setas em azul indicam o sentido de montagem dos mancais.**

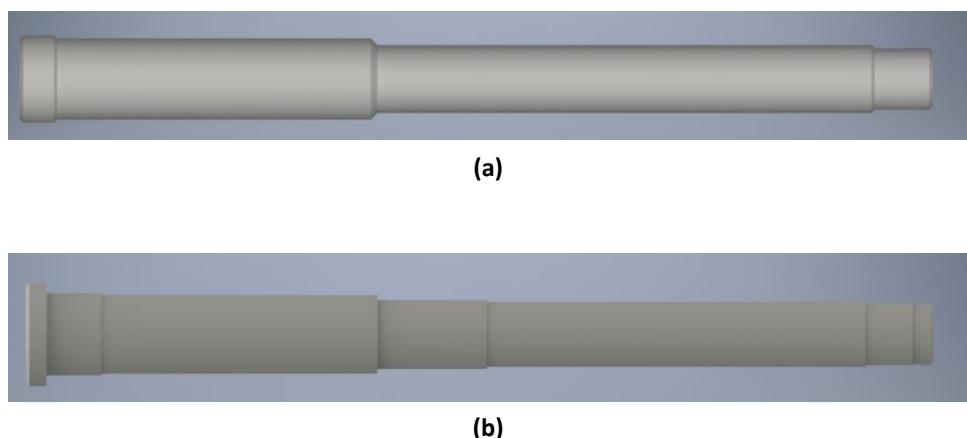


**Figura 36 - Fixação do eixo do joelho à coxa.**

Os raios na ponta dos garfos foram suprimidos, uma vez que a redução de massa que eles propiciavam não justificava o aumento no tempo de usinagem. Eles foram substituídos por chanfros, mais simples de serem executados.

Os raios também foram substituídos por chanfros nas fixações dos eixos do joelho e tornozelo (Figura 36). Além disso, nessas partes, foram instalados parafusos M4 para garantir que os eixos não se movimentem conforme os furos vão aumentando de tamanho, devido a fenômenos do material, tais como fluênciа.

Os eixos do quadril e do joelho também foram modificados. Era previsto que os assentos para os rolamentos tivessem o maior comprimento possível. Isso implicaria, por exemplo, que o assento sobre o eixo para os rolamentos da polia do quadril teria o comprimento total de 74 mm. Sob o aspecto da montagem, “percorrer” os 74 mm com o anel interno do rolamento com ajuste de interferência com o eixo poderia gerar danos para ambos os componentes. Sob o aspecto da fabricação, erros de paralelismo entre as guias e os eixos-árvore dos tornos do Laboratório de Máquinas Operatrizes, onde os eixos seriam fabricados, dificultariam o cumprimento das tolerâncias 0,001 mm estipuladas para o comprimento de usinagem. Para ambos os problemas, a solução era a redução do comprimento dos assentos ao mínimo necessário, conforme mostrado na Figura 37.



**Figura 37 - Modificações no perfil dos eixos do quadril e joelho. (a) Eixo do quadril projetado por Coutinho [8]; (b) Eixo do quadril após as modificações.**

Os encostos de cada um dos rolamentos também foram reprojetados, garantindo que os raios de encontro entre as faces de encosto e a superfície do eixo não superassem 0,3 mm, como requerido pelo fabricante dos rolamentos. Os diâmetros externos dos encostos não estão de acordo com a normalização do fabricante. Isso aconteceu devido a um erro na seleção dos rolamentos, mas, como eles já haviam sido comprados e a carga axial a qual estarão sujeitos será baixa em relação à carga radial, optou-se por não modificar os diâmetros.

Para não danificar os mancais de rolamento durante a montagem, foi desenvolvido um conjunto de peças auxiliares à montagem, que fazem com que os anéis internos dos rolamentos apoiem-se sobre outros anéis internos ou sobre outras peças da montagem. Isso impede que a transmissão de carregamentos para a pista do rolamento e para suas esferas, evitando rachaduras e danos prematuros aos componentes.

As últimas modificações nos eixos do quadril e do joelho foram a redução do comprimento do encosto de maior diâmetro e a abertura de uma canal para a instalação de um anel elástico padrão DIN 471, para impedir a movimentação involuntária do eixo no sentido de desmontagem.

Após o dimensionamento do sistema de sensoriamento do quadril e do joelho, foi possível aumentar a distância entre os canais das polias do quadril e do joelho em 1 mm. Isso aumentou a largura das “abas” entre os canais, melhorando sua resistência. Devido ao espaço restrito, a polia do tornozelo não pôde ter sua largura aumentada.

Os parafusos de fixação da polia à perna tinham suas cabeças protuberantes em relação à superfície lateral da perna. Assim, foram feitos rebaixos com profundidade suficiente para escondê-las.

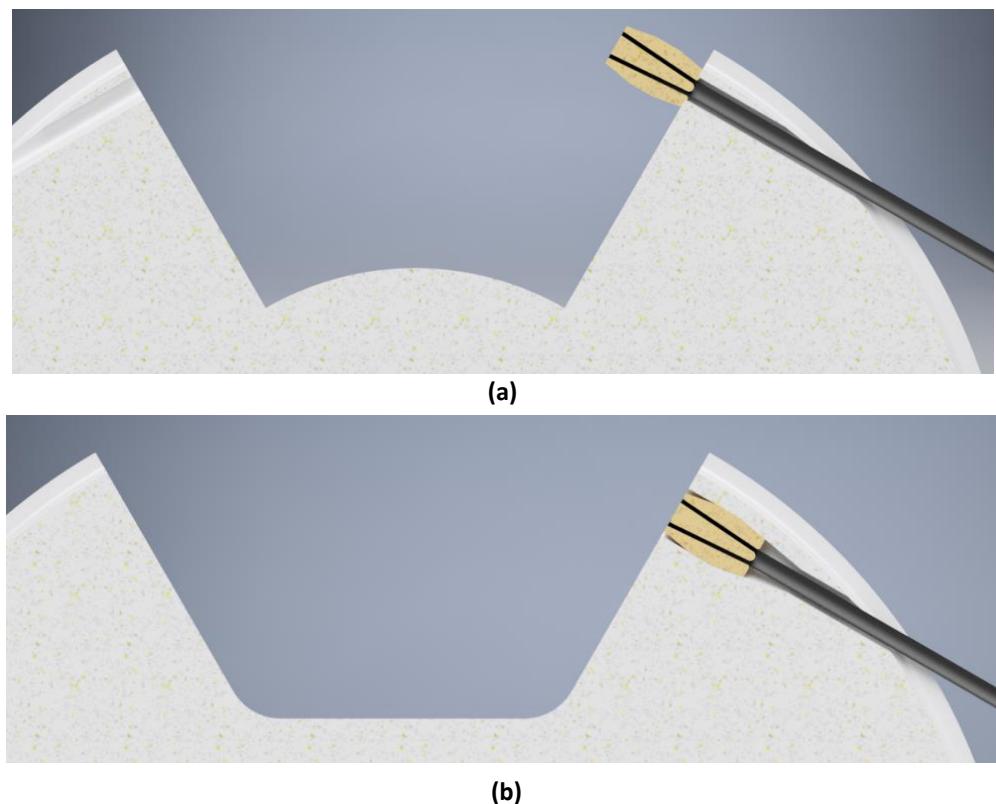
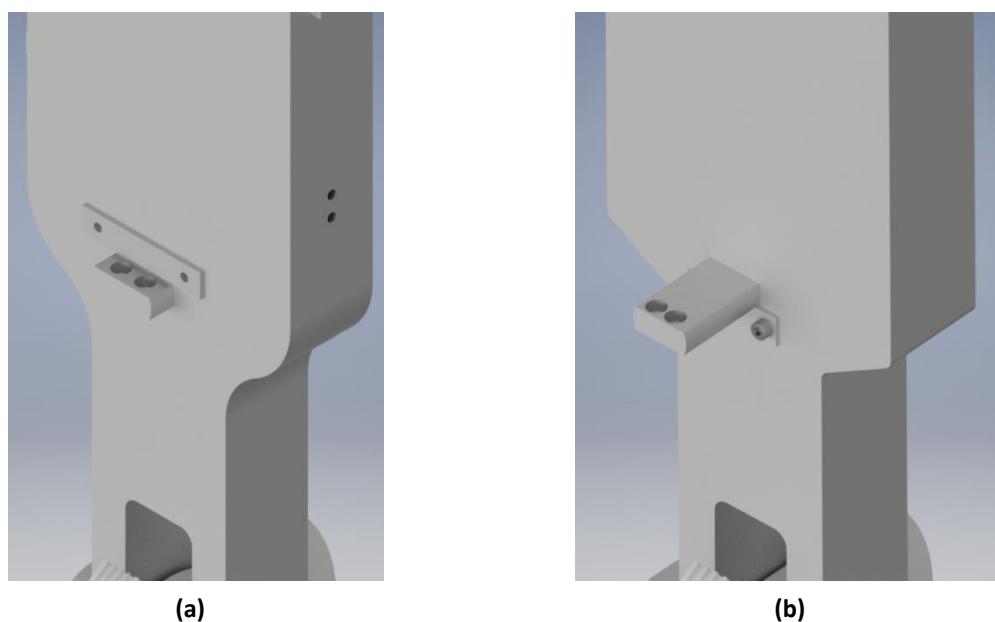


Figura 38 - Vista em corte da fixação da ponta dos *bowden cables* às polias. (a) Modelo proposto por Coutinho [8]; (b) Modelo reprojeto.

Os rasgos em formato de “U” das polias também foram modificados, através da supressão do raio inferior. O número de furos para a fixação da ponta do *bowden cable* foi diminuído de oito para quatro (dois em cada face do “U”). Isso permitiu a modificação do perfil do furo que, embora mais complexo de ser produzido, possui uma área maior para suportar os carregamentos provenientes dos cabos (Figura 38).

Outros itens revisados foram peças responsáveis pela fixação da cobertura dos *bowden cables*. Dado o diâmetro da polia, foi necessário aumentar o comprimento dos fixadores para que os cabos não entrassem em contato com nenhuma parte do dispositivo. Além disso, os furos de fixação foram reposicionados visando diminuir ao mínimo possível o desalinhamento entre o fim da cobertura e o canal do cabo correspondente. O reposicionamento dos furos de fixação permitiu a diminuição do diâmetro dos fixadores. Como eles são instalados em furos passantes feitos na coxa e na panturrilha, a diminuição resultou em um aumento da seção transversal, diminuindo a fragilização. As chapas responsáveis pela ancoragem dos fixadores foram reposicionadas para evitar a rotação da peça dentro do furo, além da translação da peça na direção axial.

Próximos aos furos dos fixadores existiam dois raios em cada uma das superfícies laterais tanto da coxa quanto da panturrilha, que faziam a transição entre as seções mais espessas e mais delgadas da estrutura. Porém, sua fabricação seria complexa e, portanto, os raios foram diminuídos e foi colocada uma face angulada. A Figura 39 ilustra as modificações descritas.



**Figura 39 - Alterações nos fixadores dos cabos e nas laterais. (a) Projeto inicial; (b) Projeto revisado.**

O primeiro aspecto revisado no tornozelo foram as fixações da polia. Assim como no quadril e no joelho, ela era fixada através de dois parafusos M6, posicionados verticalmente um acima do outro. Porém, os carregamentos do tornozelo são bem diferentes, uma vez que todo o peso da perna e o peso que simula o corpo e o torque serão transmitidos ao pé através da polia e somente através dela.

Pra obter uma distribuição mais homogênea dos carregamentos, optou-se por colocar de 3 a 5 fixadores posicionados de maneira semelhante aos parafusos de uma roda

de automóvel. O modelo dos carregamentos atuantes sobre os fixadores é representado na Figura 40.

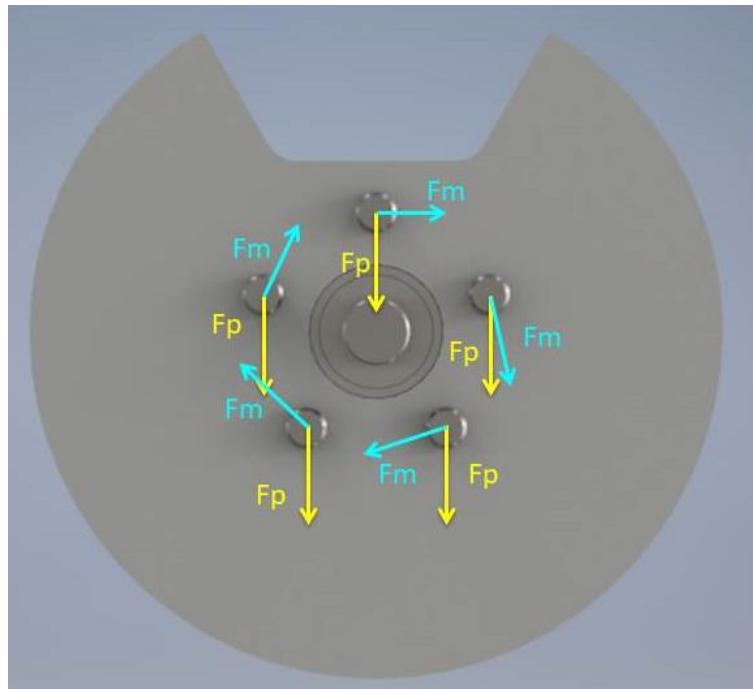


Figura 40 - Modelo de carregamento sobre os fixadores da polia do tornozelo. Fp são componentes do peso em cada um dos parafusos; Fm são resultado do torque aplicado na polia através dos cabos.

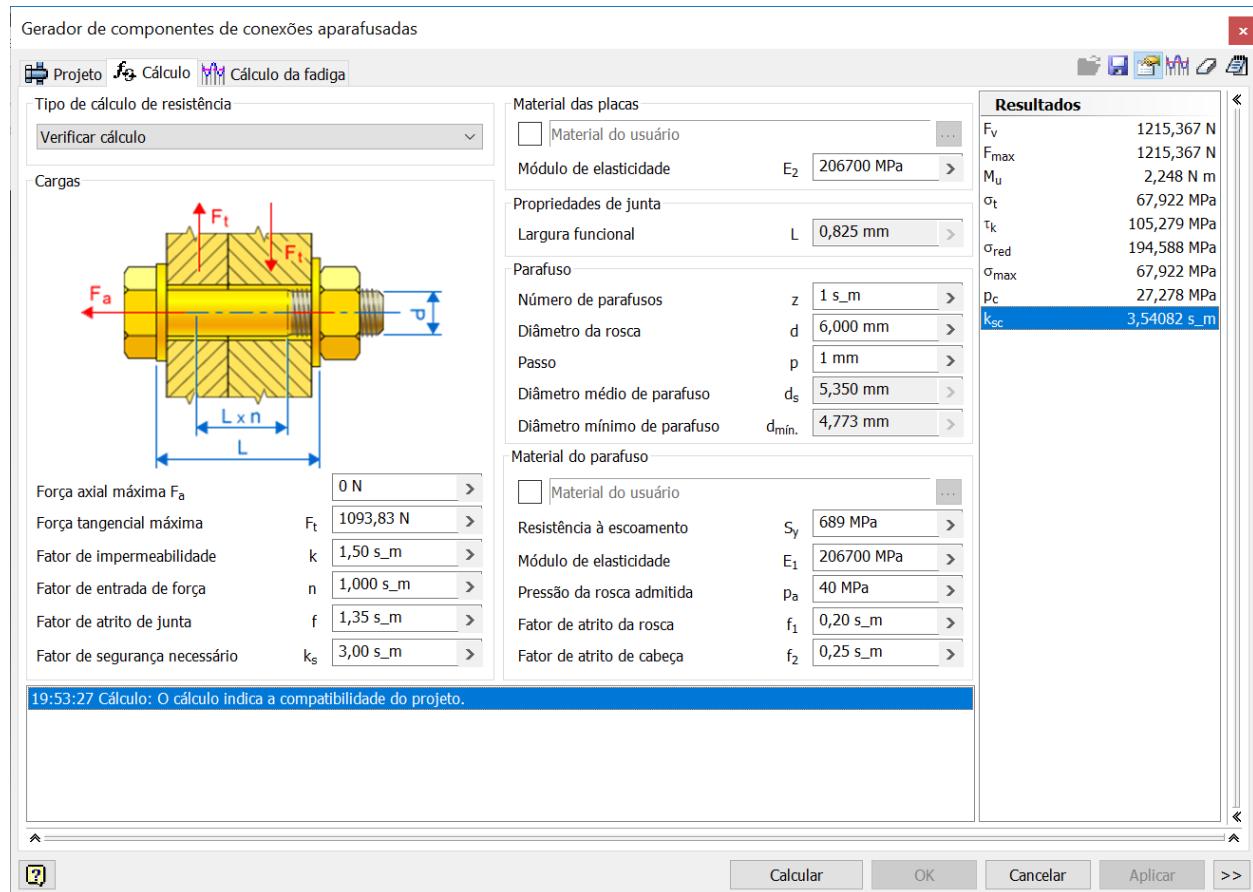
Em cada um dos fixadores atuam duas forças: Fp, proveniente do peso da estrutura dividido pelo número de fixadores (considerando distribuição homogênea das forças), na mesma direção e sentido da gravidade e Fm, proveniente do torque proporcionado pelos cabos dividido pelo número de fixadores e pela distância do parafusos ao centro do eixo, tangentes à circunferência que liga os centros de cada um dos fixadores. Conforme a polia gira, a resultante dos carregamentos sobre um fixador muda. A resultante máxima, que será alcançada quando o ângulo entre os dois vetores for zero, é dada pela expressão:

$$R = Fm + Fp = \frac{T}{FR} + \frac{P}{F}$$

Onde T é o torque sobre a polia, F o número de fixadores e R a distância dos fixadores ao centro do eixo. Considerando  $T = 109 \text{ N} \cdot \text{m}$  (Tabela 2),  $F = 5$ ,  $R = 23 \text{ mm}$  e  $P = 730 \text{ N}$  temos que:

$$R = 1093,83 \text{ N}$$

Para encontrar o diâmetro ideal dos parafusos, foram feitas verificações de cálculo com a ferramenta para conexões aparafusadas do software Inventor. Considerou-se que as peças a serem fixadas são de alumínio, o que implica num coeficiente de atrito de junta de 1,35. Considerou-se também que não há carregamentos na direção axial do fixador. Impondo um coeficiente de segurança igual a 3, o software indicou a compatibilidade com parafusos M6.



**Figura 41 - Ferramenta para geração de conexões aparafusadas indicando a compatibilidade dos parafusos M6 para a fixação da polia do tornozelo.**

O projeto de Coutinho [8] previa que a junção entre o tornozelo e o pé seria feita através de um único parafuso M5. Para conferir se os cálculos estavam certos, considerou-se o modelo a seguir para os carregamentos.

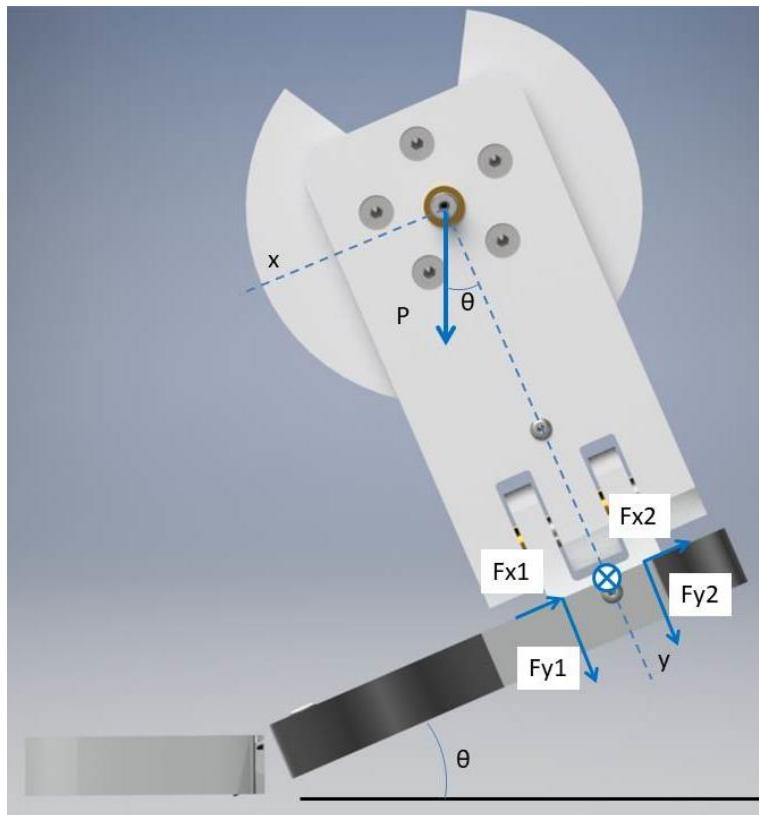


Figura 42 - Modelo dos carregamentos atuantes no tornozelo entre as fases de *midstance* e *toe off*.

Considerando condições de equilíbrio nas direções x e y arbitradas como na Figura 42, obtemos as seguintes equações:

$$P \operatorname{sen} \theta = F_{x1} + F_{x2}$$

$$-P \cos \theta = F_{y1} + F_{y2}$$

Para o cálculo do equilíbrio de momento, utilizou-se como polo o ponto de intersecção entre o eixo y e a linha de atuação de  $F_{x1}$  e  $F_{x2}$ . Com isso temos:

$$P \operatorname{sen} \theta h = F_{y1}d_1 - F_{y2}d_2$$

Onde  $h$  é a distância do centro do eixo à linha de atuação de  $F_{x1}$  e  $F_{x2}$ ,  $d_1$  é a distância entre o polo e o primeiro parafuso e  $d_2$  a distância entre o polo e o segundo parafuso. Fazendo uma medição na peça, concluímos que  $d_1 = d_2$ . Assim, doravante chamaremos essas distâncias de  $d$ .

Como temos quatro incógnitas, mas somente três equações, impõe-se a condição abaixo:

$$F_{x1} = F_{x2}$$

Ela é válida se o posicionamento dos parafusos e seus respectivos furos seja preciso o suficiente para que as cargas sejam divididas igualmente entre os fixadores.

Combinando as quatro equações acima, obtemos as seguintes igualdades:

$$F_{x1} = F_{x2} = \frac{P \operatorname{sen} \theta}{2}$$

$$F_{y1} = \frac{1}{2d} (P h \operatorname{sen} \theta - P d \cos \theta)$$

$$F_{y2} = -\frac{1}{2d} (P h \operatorname{sen} \theta + P d \cos \theta)$$

Considerando um a caminhada normal, é razoável considerar que  $\theta \leq \frac{\pi}{3}$ .  $F_{x1}$ ,  $F_{x2}$  e  $F_{y1}$  são dadas por funções crescentes e não possuem pontos de inflexão no intervalo  $\left]0, \frac{\pi}{3}\right]$ . Assim, seus valores máximos ocorrem no limite superior do intervalo. Considerando  $\theta = \frac{\pi}{3}$ ,  $d = 15,5 \text{ mm}$ ,  $h = 147,5 \text{ mm}$  e  $P = 730 \text{ N}$ , temos que:

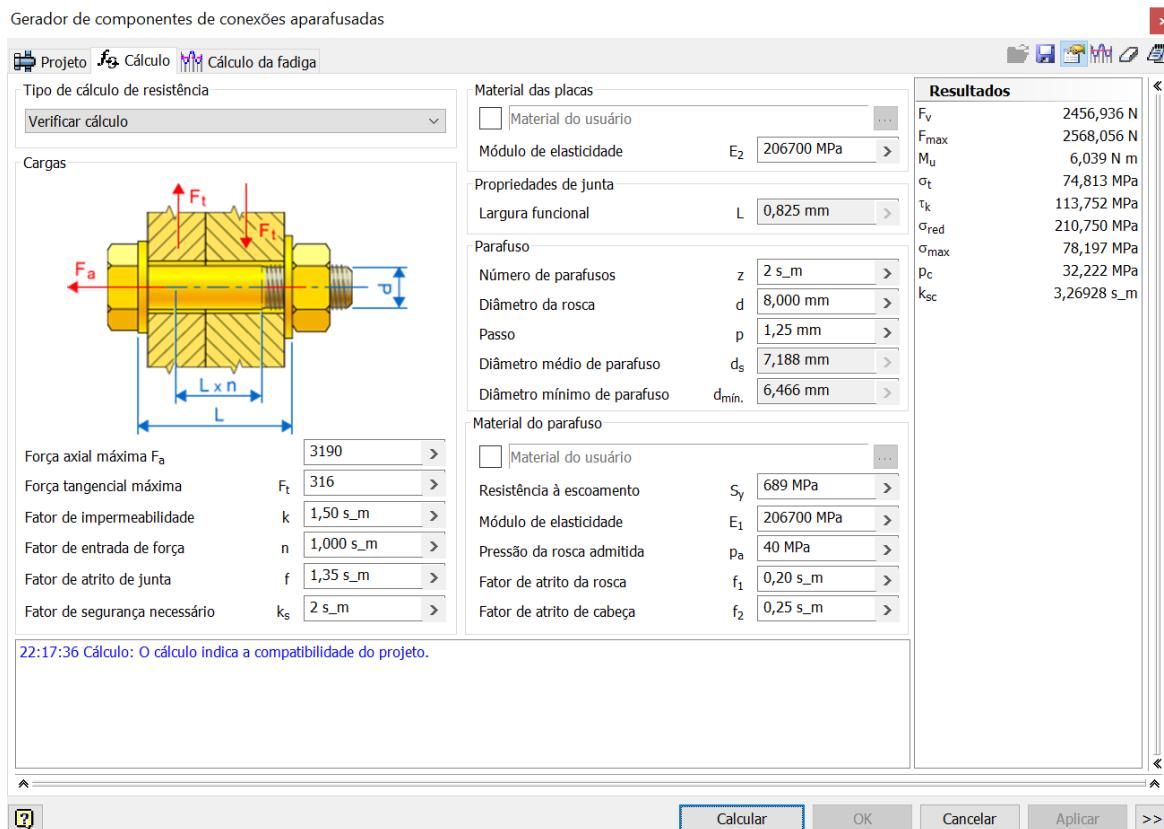
$$F_{x1} = F_{x2} = 316,1 \text{ N}$$

$$F_{y1} = 2,83 \text{ kN}$$

A função  $F_{y2}$  é decrescente e não possui ponto de inflexão no intervalo considerado. Assim, seu mínimo ocorrerá no limite máximo do intervalo. Calculando seu valor nas condições descritas acima, temos que:

$$F_{y2} = -3,19 \text{ kN}$$

Para dimensionar o diâmetro para os parafusos que irão fixar o pé ao tornozelo, considerou-se a força de maior módulo, ou seja,  $F_{y2}$ . Utilizou-se novamente a ferramenta para geração de conexões aparafusadas do Inventor, considerando que os componentes da junção são de alumínio e não estão em condições de lubrificação (implicando que o fator de atrito da junta é de 1,35), e desprezando o fator de entrada de força, concluiu-se que parafusos M8 serão capazes de suportar as cargas com coeficiente de segurança de 3,26.



**Figura 43 - Gerador de conexões aparafusadas indicando a compatibilidade de parafusos M8 para a junção pé-tornozelo.**

A última articulação analisada foi a metatarsofalangeana. Ela é atuada passivamente através de uma mola plana. O projeto inicial previa uma chapa de borracha natural para fazer a função de mola, mas para diminuir o peso e eliminar problemas como a deterioração do material com o tempo, optou-se por utilizar uma chapa de 1 mm de espessura de aço inoxidável AISI 304. Os fixadores foram mantidos os mesmos do projeto inicial.

As características antropomórficas das peças foram revisadas segundo as correções aos parâmetros de Zatsiorsky propostas por de Leva [13], mostrados na Tabela 1 e na Figura 44. Entre o eixo de rotação do quadril e o eixo do joelho, a distância deveria ser de 422,2 mm e o centro de massa deveria estar posicionado a 172,9 mm do eixo do quadril.

A coxa sofreu uma redução de 14,8 mm em seu comprimento para que a distância entre os eixos fosse a correta. Segundo os cálculos do Inventor, massa do conjunto estava em torno de 5,635 kg. Compensar os 8,53 kg aumentando as dimensões da coxa requereria muito material e não sobraria espaço para a colocação do revestimento. Assim, optou-se por colocar pesos no espaço entre o revestimento e a coxa. Esses pesos terão dimensões e posições controladas para que o centro de gravidade fique na distância mencionada acima. Atualmente, o CM está a 165,2 mm do eixo do quadril, bem próximo da medida recomendada. Por questões de tempo, o projeto dos pesos não pode ser incluído nessa monografia.

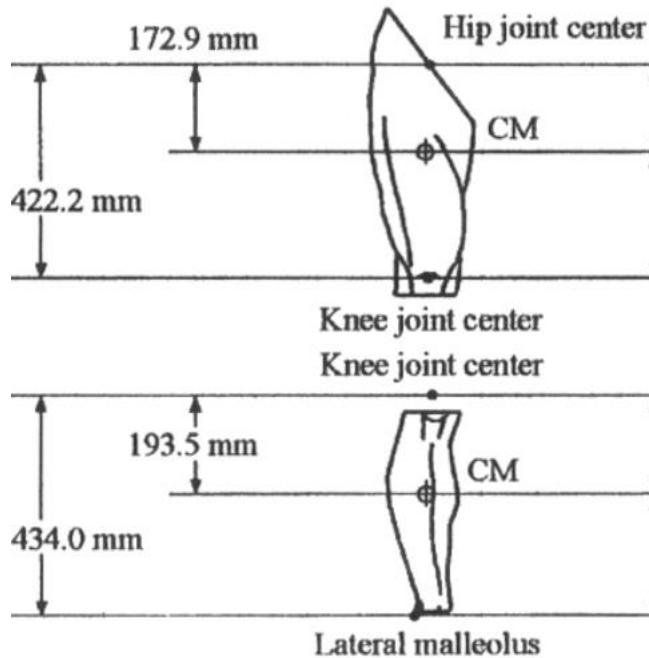


Figura 44 - Distância entre as articulações e os centros de massa da coxa e a perna [13].

A canela apresenta 372 mm entre os eixos do joelho e do tornozelo, entretanto, essa medida não pode ser alterada. O eixo do tornozelo responsável pela rotação normal ao plano sagital estava a 157 mm do solo por causa da polia e os elementos estruturais. Medindo a distância entre o *Lateral malleolus* e o solo na perna de um dos membros do grupo, chegou-se ao valor de 90 mm. Os 67 mm adicionais combinados com os 62 mm necessários para igualar a distância entre os eixos da canela prejudicariam muito a fixação do exoesqueleto.

Em trabalhos futuros, será necessária uma alteração no tipo de atuação utilizada no tornozelo para que o conjunto fique mais compacto e mais próximo aos parâmetros antropomórficos.

## 6. Conclusão

Desde as primeiras pesquisas para o desenvolvimento do projeto, notou-se que o principal desafio seria construir uma perna com as dimensões humanas e que imitasse o movimento de marcha de uma pessoa. Milhões de anos de evolução resultaram em um mecanismo extremamente complexo e otimizado, tanto do ponto de vista de peso quanto do ponto de vista energético. Quanto mais fielmente tentar imitar o corpo humano, mais problemas de engenharia surgiriam.

A fase de definição dos requisitos foi tomada pelo pensamento de que a perna deveria ser o mais fiel possível ao real, mas sem tornar o projeto muito complexo, ao ponto de se esgotarem o tempo e os recursos antes de sua conclusão. Na proposta do projeto haviam sido mencionados quatro graus de liberdade o que, comparado com os membros

reais, seria uma simplificação. Além disso, considerou-se que o mecanismo andaria somente em superfícies sem inclinação. Mesmo assim, o desafio persistiu, uma vez que a perna deveria suportar o peso de uma pessoa saudável, mantendo as características de peso e tamanho.

Muitas vezes o caminho parecia óbvio. Se os músculos oferecem potência relativamente alta ocupando espaços reduzidos, deveríamos buscar um atuador semelhante. Porém, em pouco tempo de pesquisa, descobriu-se que nenhum atuador disponível no mercado consegue ter tanta densidade de potência quanto o músculo humano. Assim, deixou-se de seguir à risca o critério antropomórfico e passou-se a dar importância ao que era possível de ser projetado, fabricado e testado dentro dos recursos disponíveis.

A segunda fase do projeto foi a aplicação prática dessa nova filosofia. Optou-se por separar os atuadores do mecanismo e fazer a atuação do membro via cabos. Se os atuadores fossem colocados diretamente nos membros, como manda o critério antropomórfico, a dinâmica e a estática do mecanismo seriam profundamente alterados.

Na etapa do projeto mecânico, o pensamento de escolher pelo mais simples e não pelo mais próximo à realidade também foi aplicado. Os ossos do corpo humano conseguem suportar carregamentos e impactos de diversas magnitudes sendo extremamente leves. Existem materiais que possuem as mesmas características, mas seu preço é proibitivo para a sua utilização no projeto. Assim, optou-se pela utilização de alumínio, seguindo as dimensões e parâmetros de centro de massa próximos aos encontrados no corpo humano.

Para manter as características mecânicas, teve-se que aumentar a quantidade de material na estrutura. Isso acabou gerando problemas na terceira fase, que consistia no projeto do sistema de sensoriamento da perna. Como a estrutura devia ser mais robusta e as dimensões não poderiam mudar, pois já estavam de acordo com as medidas descritas na literatura, os espaços para a colocação de sensores foram diminuindo. O novo desafio era conseguir medir as grandezas necessárias alterando a estrutura o mínimo possível para evitar eventuais fragilizações.

A reprodução fiel da marcha humana através de atuadores elétricos representará um desafio. O movimento de caminhada executado pelos membros inferiores é extremamente complexo, consistindo de contração e relaxamento de músculos específicos em instantes específicos. Somente com um sistema de sensoriamento preciso e uma lei de controle bem desenvolvida, baseando-se no modelo matemático fiel do mecanismo, é possível aproximar-se do movimento perfeito de caminhada.

## Referências bibliográficas

- [1] UNITED NATIONS, DEPARTMENT OF ECONOMIC AND SOCIAL AFFAIRS, POPULATION DIVISION (2015). **World Population Ageing**. [s.l: s.n.]. Disponível em: <[http://www.un.org/en/development/desa/population/publications/pdf/ageing/WPA2015\\_Report.pdf](http://www.un.org/en/development/desa/population/publications/pdf/ageing/WPA2015_Report.pdf)>. Acesso em: 28 set. 2017.
- [2] VERGHESE, J., LE VALLEY, A., HALL, C. B., KATZ, M. J., AMBROSE, A. F., LIPTON, R. B. **Epidemiology of Gait Disorders in Community-Residing Older Adults**. Journal of the American Geriatrics Society Volume 54, Issue 2 (pp. 255-261) (2005).
- [3] INSTITUTO BRASILEIRO DE GEOGRAFIA E ESTATÍSTICA. **Censo Demográfico 2010: Características Gerais da População, Religião e Pessoas com Deficiência**. Rio de Janeiro: [s.n.]. Disponível em: <[https://biblioteca.ibge.gov.br/visualizacao/periodicos/94/cd\\_2010\\_religiao\\_deficiencia.pdf](https://biblioteca.ibge.gov.br/visualizacao/periodicos/94/cd_2010_religiao_deficiencia.pdf)>. Acesso em: 28 set 2017.
- [4] CAMPBELL, J., ROBERTSON, C. **Comprehensive Approach to Fall Prevention on a National Level: New Zealand**. Clinics in Geriatric Medicine Volume 26 Issue 4 (pp. 719-731) (2010).
- [5] GIANTURCO, V., TROISI, G., RIPANI, M., MARIGLIANO, V. **Impact of exoskeleton Human Body Posturizer on the fall risk in the elderly: A randomized controlled trial**. European Geriatric Medicine Volume 4, Supplement 1 (pp. S45-S46) (2013)
- [6] CORTEZ JR., M. **Dispositivo de acoplamento bioinspirado para comutação de açãoamentos em juntas robóticas e de exoesqueletos**. (2015)
- [7] HEALTH MASSAGEM. **Planos e eixos do Corpo Humano**. [s.l: s.n.]. Disponível em: <<http://fisionatomia.blogspot.com.br/2014/01/plano-e-eixos-do-corpo-humano-agora-que.html>>. Acesso em: 28 set. 2017.
- [8] COUTINHO, V. L. A. **Perna Mecânica Antropomórfica**. [s.l.] Universidade de São Paulo (2017).
- [9] CLAUSER, C. E., MCCONVILLE, J. T., YOUNG, J. W. **Weight, volume and center of mass of segments of the human body** (AMRL TR 69-70). Wright-Patterson Air Force Base, Ohio (1969)
- [10] ZATSIORSKY, V. M., SELUYANOV, V. N. and CHUGUNOVA, L. G. **Methods of determining mass-inertial characteristics of human body segments**. Contemporary Problems of Biomechanics, pp. 272-291. CRC Press, Massachusetts (1990)

- [11] ZATSIORSKY, V. M., RAITSIN, L. M., SELUYANOV, V. N., ARUIN, A. S. and PRILUTSKY, B. J. **Biomechanical characteristics of the human body**. Biomechanics and Performance in Sport, pp. 71-83. Bundeninstitut fur Sportwissenschaft, Germany (1993)
- [12] ZATSIORSKY, V. M. **Kinetics of Human Motion**. Human Kinetics. ISBN 0-7360-3778-0 (2002)
- [13] DE LEVA, P. **Adjustments to Zatsiorsky–Seluyanov's segment inertia parameters**. Journal of Biomechanics, pp.1223–1230 (1996)
- [14] PONS, J. L. **Wearable Robots: Biomechatronic Exoskeletons**. John Wiley and Sons Inc.. ISBN 978-0-470-51294-4 (2005)
- [15] LIPPINCOTT WILLIAMS & WILKINS | WOLTERS KLUWER HEALTH, 2011
- [16] REN, L., JONES, R., HOWARD, D. **Predictive modelling of human walking over a complete gait cycle**. Journal of Biomechatronics 40 (pp. 1567 – 1574) (2007)
- [17] FORNER-CORDERO, A.; KOOPMAN, H.; VANDERHELM, F. **Describing gait as a sequence of states**. Journal of Biomechanics, v. 39, pp. 948-957 (2006)
- [18] ENDO, K., & HERR, H. **A model of muscle-tendon function in human walking**. Proceedings - IEEE International Conference on Robotics and Automation (pp. 1905-1912) (2009)
- [19] HAN, Y., & WANG, X. **Biomechanics Study of Human Lower Limb Walking: Implication for Design of Power-Assisted Robot**. The 2010 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems (pp. 3398–3403) (2010)
- [20] BOSTON DYNAMICS. **Atlas**. [s.l: s.n.]. Disponível em: <<https://www.bostondynamics.com/atlas>>. Acesso em: 28 set. 2017.
- [21] RLS. **Miniature Encoders**. [s.l: s.n.]. Disponível em: <<https://www.rls.si/en/products/miniature-encoders>>. Acesso em: 28 set. 2017.
- [22] US DIGITAL. **H5 Ball Bearing Optical Shaft Encoder**. [s.l: s.n.]. Disponível em: <<https://www.usdigital.com/products/encoders/incremental/rotary/shaft/H5>>. Acesso em: 28 set. 2017.
- [23] SAATY, T. L.; VARGAS, L. G. **Models , Methods , Concepts & Applications of the Analytic Hierarchy Process**. [s.l: s.n.]. v. 175
- [24] COMOIMPORTARPRODUTOS.ORG. **Como importar dos Estados Unidos**. [s.l: s.n.]. Disponível em: <<http://comoimportarprodutos.org/como-importar-dos-eua/>>. Acesso em: 28 set. 2017.

- [25] US DIGITAL. **Shipping**. [s.l: s.n.]. Disponível em: <<https://www.usdigital.com/company/ordering/shipping>>. Acesso em: 28 set. 2017.
- [26] US DIGITAL. **MA3 Miniature Absolute Magnetic Shaft Encoder**. [s.l: s.n.]. Disponível em: <<https://www.usdigital.com/products/encoders/absolute/rotary/shaft/MA3>>. Acesso em: 28 set. 2017.
- [27] CHECK LINE. **Cable Tension Meters**. [s.l: s.n.]. Disponível em: <<https://www.checkline.com/res/products/126009/gallery1.jpg>>. Acesso em: 28 set. 2017.
- [28] SENSORLAND.COM. **How they work: load/force cells**. [s.l: s.n.]. Disponível em: <<http://www.sensorland.com/HowPage005.Html>>. Acesso em: 28 set. 2017.
- [29] INDIAMART. **S Load Cell**. [s.l: s.n.]. Disponível em: <<https://dir.indiamart.com/impcat/s-load-cell.html>>. Acesso em: 28 set. 2017.
- [30] DIRECT INDUSTRY. **Tension/compression load cell / in-line / miniature / strain gauge**. [s.l: s.n.]. Disponível em: <<http://www.directindustry.com/prod/futek-advanced-sensor-technology-inc/product-14287-573311.html>>. Acesso em: 28 set. 2017.
- [31] KRANTZ, P. **Changing energy behavior with real-time feedback**. [s.l: s.n.]. Disponível em: <<https://www.peterkrantz.com/2011/energy-feedback-loops/>> (2011). Acesso em: 28 set. 2017.
- [32] NISBETT, J. K.; BUDYNAS, R. G. **Shigley's Mechanical Engineering Design**. 9th. ed. New York, NY: McGraw-Hill (2011)
- [33] HIWIN. **Ballscrews: Technical Information**. [s.l: s.n.] (2015) (Nota técnica).
- [34] SDP/SI. **Power Grid Search** [s.l: s.n.]. Disponível em: <<https://www.peterkrantz.com/2011/energy-feedback-loops/>> (2011). Acesso em: 28 set. 2017.
- [35] SANTOS JR., A. A. DOS. **Engrenagens Cilíndricas de Dentes Retos: Apostila para os Cursos: Sistemas Mecânicos e Elementos de Máquinas**. Campinas: [s.n.] (2003)
- [36] COUTO, A. A. et al. Estudo Das Propriedades Mecânicas Em Fadiga Da Liga De Alumínio 2024 Envelhecida Artificialmente Para Aplicações Aeronáuticas. **V Congresso Internacional do Alumínio**, n. 1, 2012.
- [37] NSK. **Rolamentos**. [s.l: s.n.] (2013).
- [38] ROBOT SHOP. **100 Kg Type S Load Cell**. [s.l: s.n.]. Disponível em: <<http://www.robotshop.com/en/type-s-load-cell-100-kg.html>>. Acesso em: 16 nov. 2017.
- [39] ROBOT SHOP. **500 Kg Type S Load Cell**. [s.l: s.n.]. Disponível em: <<http://www.robotshop.com/en/500kg-s-type-load-cell.html>>. Acesso em: 16 nov. 2017.

[40] SPARKFUN. **Load Cell Amplifier HX711 Breakout Hookup Guide.** [s.l: s.n.]. Disponível em: <<https://learn.sparkfun.com/tutorials/load-cell-amplifier-hx711-breakout-hookup-guide>>. Acesso em: 16 nov. 2017.

[41] SANTOS, G. V. DE C. **Controle de impedância direcionado a exercícios fisioterapêuticos aplicado a junta rotativa atuada por cabos.** [s.l: s.n.] (2017).

## **Apêndice A – Otimização das fixações do *Power Pack***

Para o dimensionamento dos componentes e análise estrutural do *Power Pack* é necessário descobrir as cargas as quais o dispositivo estará sujeito. Essas cargas serão provenientes dos torques das juntas, que, através de polias e cabos serão atuadas por furos. A própria construção dos dispositivos de atuação permite que os cabos sejam fixados em diferentes combinações, conforme mostrado na Figura 1.

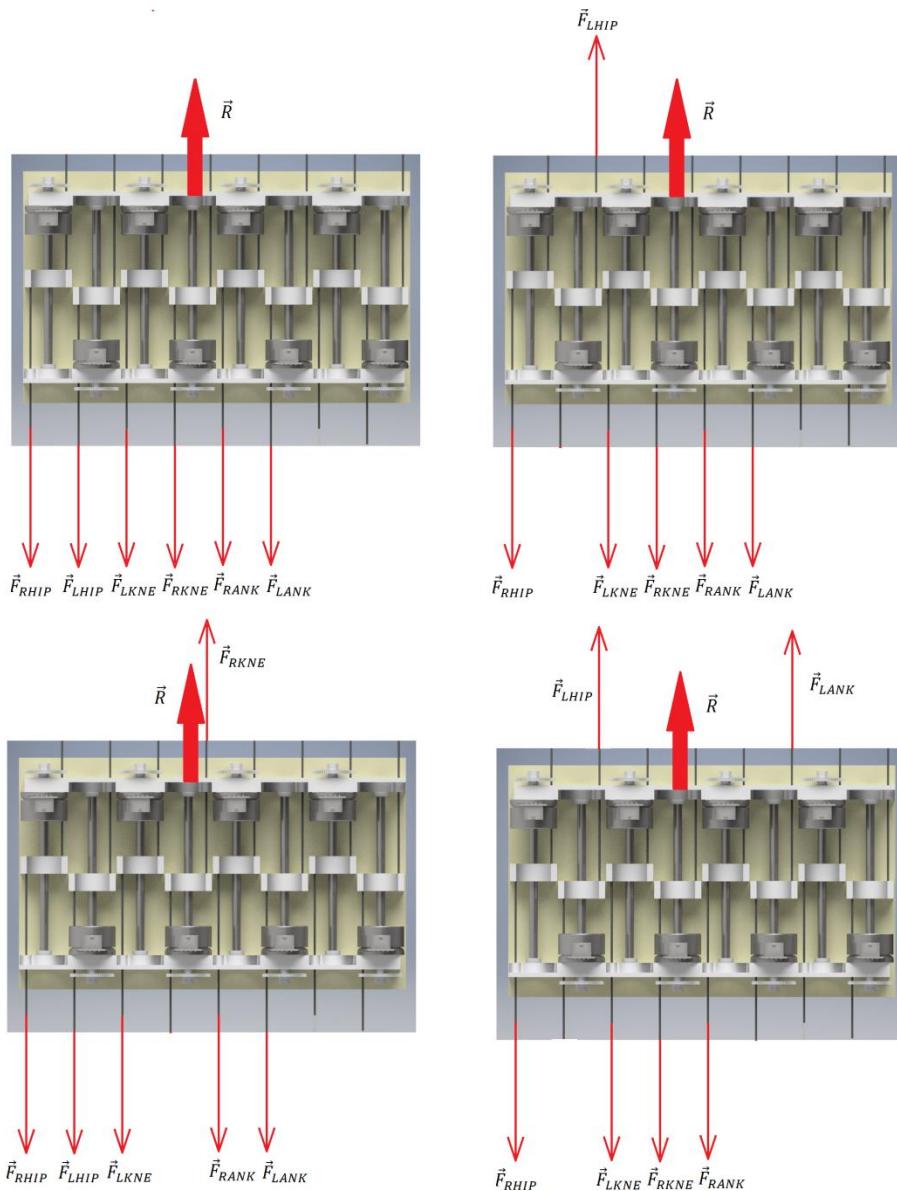


Figura 1 - Representação de quatro dos 32 possíveis arranjos de cabos. Os vetores representam o sentido no qual o cabo é tracionado quando o torque na junta for positivo, ou seja, quando o torque na junta for maior que zero, o *Power Pack* estará submetido a uma força na mesma direção e sentido do vetor.

Para descobrir qual combinação proporcionará os menores carregamentos sobre as fixações do dispositivo, foi escrito um programa em MATLAB, que analisa os dados de marcha de um indivíduo, extraí os dados de torque e simula as trações dos fios ao longo do

ciclo de marcha. A seguir estão as descrições dos algoritmos utilizados, as análises dos resultados e as listagens do programa.

## 1. Definição do problema

Fazendo o diagrama de corpo livre do *Power Pack*, obtemos o seguinte modelo:

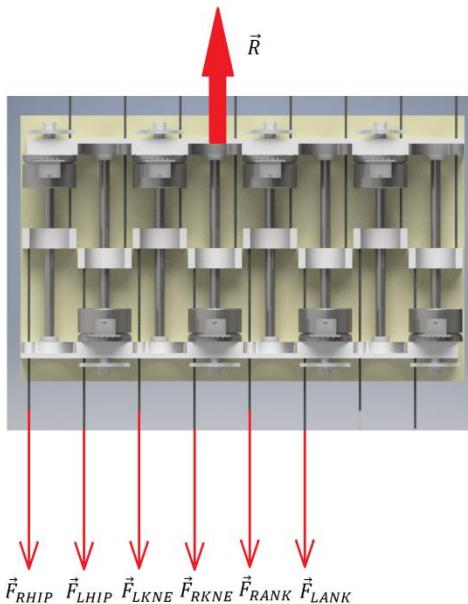


Figura 2 - Diagrama de corpo livre de um dos arranjos possíveis para os cabos.

A notação para as forças utilizada é a mesma utilizada nos dados. RHIP e LHIP referem-se, respectivamente à junta direita e à junta esquerda do quadril; RKNE e LKNE aos joelhos direito e esquerdo e RANK e LANK aos tornozelos direito e esquerdo. A força que a fixação é representada por  $\vec{R}$ .

Assim, a força resultante sobre o corpo pode ser expressa pela seguinte expressão:

$$\vec{R} = \vec{F}_{RHIP} + \vec{F}_{LHIP} + \vec{F}_{RKNE} + \vec{F}_{LKNE} + \vec{F}_{RANK} + \vec{F}_{LANK} \quad (1)$$

Conforme evidenciado na Figura 3, em cada uma das juntas atuadas do ETMICAЕ II haverá uma polia, responsável por manter o cabo distante do eixo da junta. Assim, a expressão abaixo é válida para todas as articulações:

$$\vec{T}_i = \frac{\vec{\tau}_i}{r_{pi}} \quad (2)$$

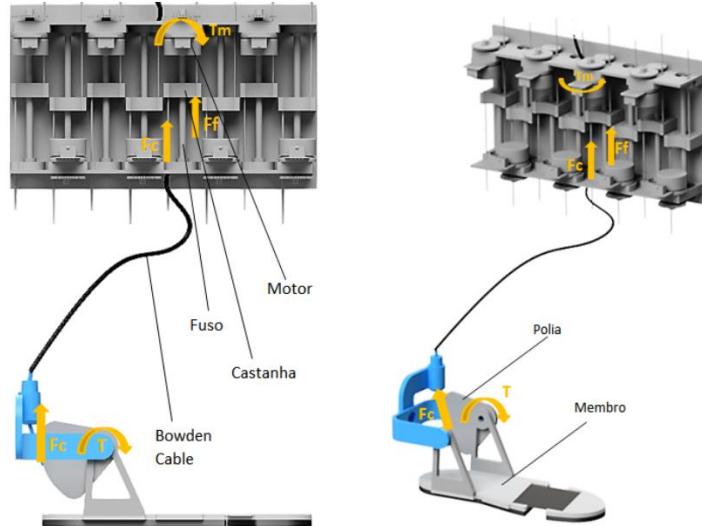


Figura 3 - Esquema do acionamento que será utilizado no ETMICA II. Em todas as juntas haverá uma polia conforme mostrado acima [41].

Sendo  $\vec{T}_i$  a tração no cabo responsável pela atuação da junta  $i$ ,  $\vec{\tau}_i$  o torque na junta  $i$  e  $r_{pi}$  o raio da polia da junta  $i$ . Aplicando (2) em (1) temos que:

$$\vec{R} = \frac{\vec{\tau}_{RHIP}}{r_{pRHIP}} + \frac{\vec{\tau}_{LHIP}}{r_{pLHIP}} + \frac{\vec{\tau}_{RKNE}}{r_{pRKNE}} + \dots + \frac{\vec{\tau}_{LANK}}{r_{pLANK}} \quad (3)$$

Alterar o sinal de um termo de positivo para negativo representa matematicamente a inversão do cabo, ou seja, se tomarmos como exemplo a Figura 2 e negativássemos o termo  $\vec{F}_{RKNE}$ , o sentido da força inverteria (estaria no mesmo sentido de  $\vec{R}$ ). Para programar essa inversão dos cabos no programa de MATLAB, foram inclusos coeficientes que determinam o sinal da parcela, conforme mostrado abaixo. Existem, no total, 64 combinações possíveis para os cabos, mas somente 32 são únicas. As outras 32 são repetições das primeiras. Para evitar o cálculo desnecessário das 32 combinações repetidas, optou-se por fixar o sinal do  $\vec{F}_{RHIP}$ .

$$\vec{R} = \frac{\vec{\tau}_{RHIP}}{r_{pRHIP}} + \frac{\vec{\tau}_{LHIP}}{r_{pLHIP}} \cdot (-1)^{n_1} + \frac{\vec{\tau}_{RKNE}}{r_{pRKNE}} \cdot (-1)^{n_2} + \dots + \frac{\vec{\tau}_{LANK}}{r_{pLANK}} \cdot (-1)^{n_5}$$

Com o modelo matemático feito, iniciou-se o desenvolvimento do algoritmo. Ele será explicado com maiores detalhes a seguir.

## 2. Algoritmo

### 2.1. Estrutura dos dados de marcha

Os dados de marcha utilizados na análise foram fornecidos pelo Prof. Dr. Arturo Forner-Cordero. Eles foram extraídos em 12 coletas com o indivíduo CESC. Em cada coleta foram gerados diversos arquivos, com o nome de *cescXXoNN.mat*. Os dígitos NN remetem a um parâmetro de marcha específico. Por exemplo, o arquivo *cesc04o07.mat* contém as velocidades angulares das juntas obtidas na coleta número 4; o arquivo *cesc10o01.mat* contém as posições das juntas obtidas na coleta número 10. Os arquivos que possuem os dados de torque nas juntas são os *cescXXo09.mat*. Dentro desses arquivos existem matrizes com dados de toque em três eixos (x, y, z, com a origem na junta) para cada junta analisada.

O primeiro passo, antes de qualquer análise, é a criação de uma rotina que extraia os dados de torque no eixo z das juntas de interesse de todas as coletas realizadas. Para isso, foi criada a função *Data\_Treatment.m*.

A principal função desse arquivo é extrair dos arquivos *cescXXoNN.mat* os valores mencionados acima e salvá-los em arquivos com o nome *Joint\_DataXX.mat*.

### 2.2. Cálculo das resultantes sobre o Power Pack

Para fazer a análise de cada um dos *Joint\_DataXX.mat* foi criada a função *carregamento.m*. Seu parâmetro de entrada é o nome do arquivo que contém os dados. Nos arquivos salvos pela função *Data\_Treatment.m* contêm os dados de 12 juntas do corpo. Porém, a função carregamento apenas acessa os dados do quadril, joelho e tornozelos.

A partir deles e do raio da polia da junta correspondente, a função calcula as trações nos fios e encontra a resultante para cada uma das 32 combinações dos fios. Isso é feito através de cinco laços, que fazem os valores de n1 a n5 variarem entre 1 e 2 (somente entre os dois valores inteiros). A resultante calculada é salva em uma matriz *carreg*. Por fim, a função retorna os valores máximo e mínimo de cada coluna da matriz, na forma de dois arrays.

### 2.3. Função principal

A função principal, chamada de *analise\_dados.m* é responsável, primeiramente, por invocar a função *Data\_Treatment.m*, gerando arquivos *Joint\_Data*. Após a geração desses arquivos, a função monta *strings* com os endereços de cada um dos arquivos gerados e repassando esses endereços para a função *carregamento.m*.

A cada retorno da função *carregamento.m*, a *analise\_dados.m* armazena os valores retornados em duas matrizes, chamadas MAX e MIN. Com todas as resultantes calculadas, a função principal calcula a média e os desvios padrão dos valores máximos e mínimos para

cada uma das 32 combinações de cabos. Por fim, a função plota em um gráfico os valores médios encontrados. O resultado pode ser visto abaixo.

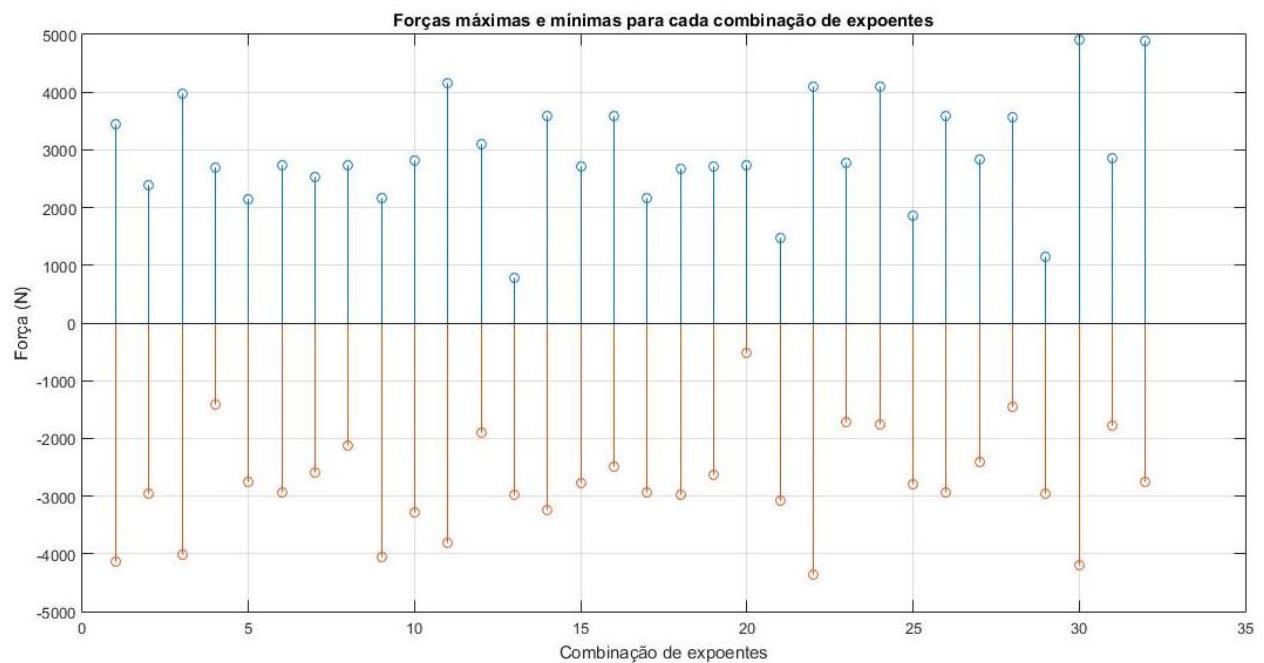


Figura 4 - Resultados da análise das forças resultantes sobre o *Power Pack*. Em azul as resultantes máximas no sentido positivo (mesmo sentido da força FRHIP) e em vermelho as forças no sentido contrário.

### 3. Análise dos dados

O eixo Y representa as forças resultantes que atuam no *Power Pack*, em Newtons. O eixo x apresenta a ordem da combinação, ou seja, os valores encontrado em x=9 correspondem às forças médias encontradas na 9<sup>a</sup> combinação. A relação entre a ordem da combinação e os expoentes dá-se como uma contagem binária, porém ao contrário de 0 e 1, temos 1 e 2. Assim, a 1<sup>a</sup> combinação possui os expoentes  $[n_1:n_5] = [1, 1, 1, 1, 1]$ ; a segunda combinação  $[n_1:n_5] = [1, 1, 1, 1, 2]$ ; a terceira combinação  $[n_1:n_5] = [1, 1, 1, 2, 1]$  e assim por diante.

A partir da observação dos dados, concluímos que algumas combinações não são favoráveis, tais como a combinação 22 e a 30. Elas possuem picos de força aproximando-se de 5000 N, algo que demandaria fixações demasiadamente grandes e pesadas.

Se eliminarmos as combinações que exibem forças iguais ou maiores que 3000 N, ficaremos com as combinações 4, 7, 8, 15, 19, 20, 23, 25, 27 e 31. Nota-se a que ainda temos um número elevado de possibilidades. Assim, o próximo critério de seleção será a simetria entre os carregamentos mínimo e máximo.

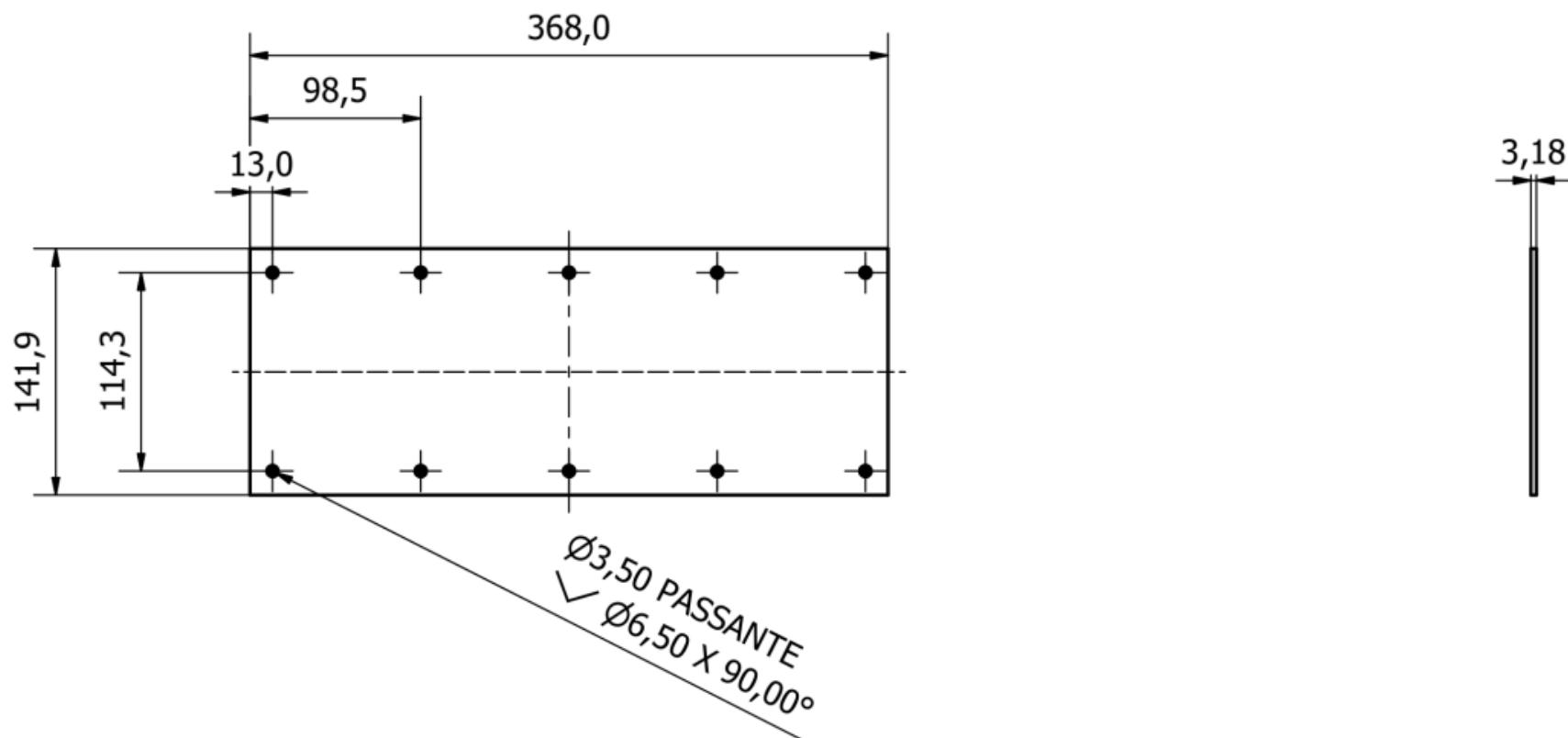
Esse aspecto é importante, pois evita que os componentes de um lado do *Power Pack*, tais como rolamentos e fixações, se desgastem mais rapidamente que os componentes do lado oposto. Para analisar as forças que melhor se adequam a esse aspecto somou-se o valor máximo médio com o valor mínimo médio. Os resultados obtidos podem ser vistos na tabela abaixo. As combinações previamente eliminadas foram consideradas nulas.

**Tabela 1 - Soma dos máximos médios e mínimos, para estimar o desbalanceamento das cargas.**

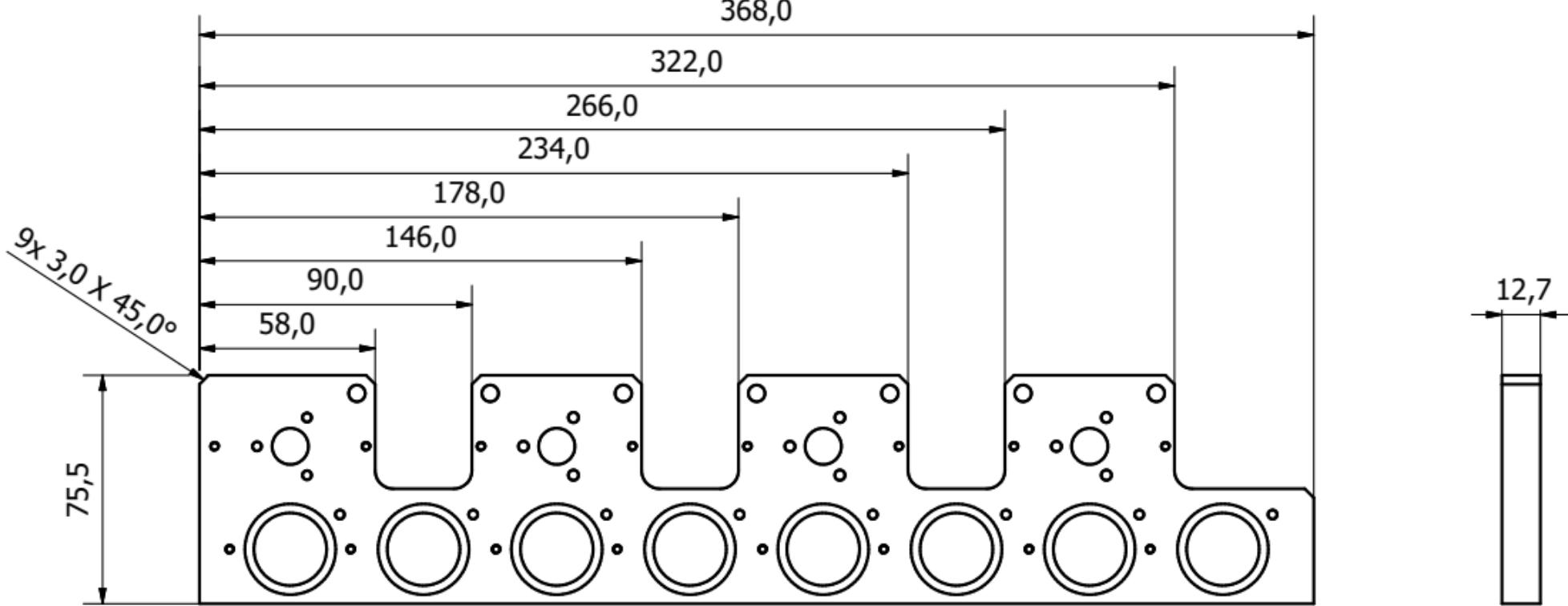
Nº comb.	4	7	8	15	19	20	23	25	27	31
Máx. médio	2694,275	2534,572	2740,831	2717,247	2721,102	2726,162	2768,227	1860,231	2830,356	2845,634
Mín. Médio	-1407,4	-2588,18	-2117,57	-2764,71	-2633,27	-516,858	-1719,13	-2786,84	-2411,29	-1775,37
Soma	1286,875	-53,6035	623,261	-47,4658	87,83329	2209,304	1049,096	-926,61	419,0674	1070,263

Nota-se que as combinações 7 e 15 foram as que obtiveram menor desbalanceamento de cargas. Porém, a combinação 7 proporciona os menores módulos de força. Assim, ela é a escolhida para o dimensionamento das fixações e posterior arranjo dos cabos. Esse arranjo consiste nos expoentes  $[n0:n5] = [1, 1, 1, 2, 2, 2]$ . Isso significa que as forças  $\vec{F}_{RHIP} + \vec{F}_{LHIP} + \vec{F}_{RKNE}$  apontarão para o sentido positivo que foi arbitrado e  $\vec{F}_{LKNE} + \vec{F}_{RANK} + \vec{F}_{LANK}$  apontarão para o sentido oposta.

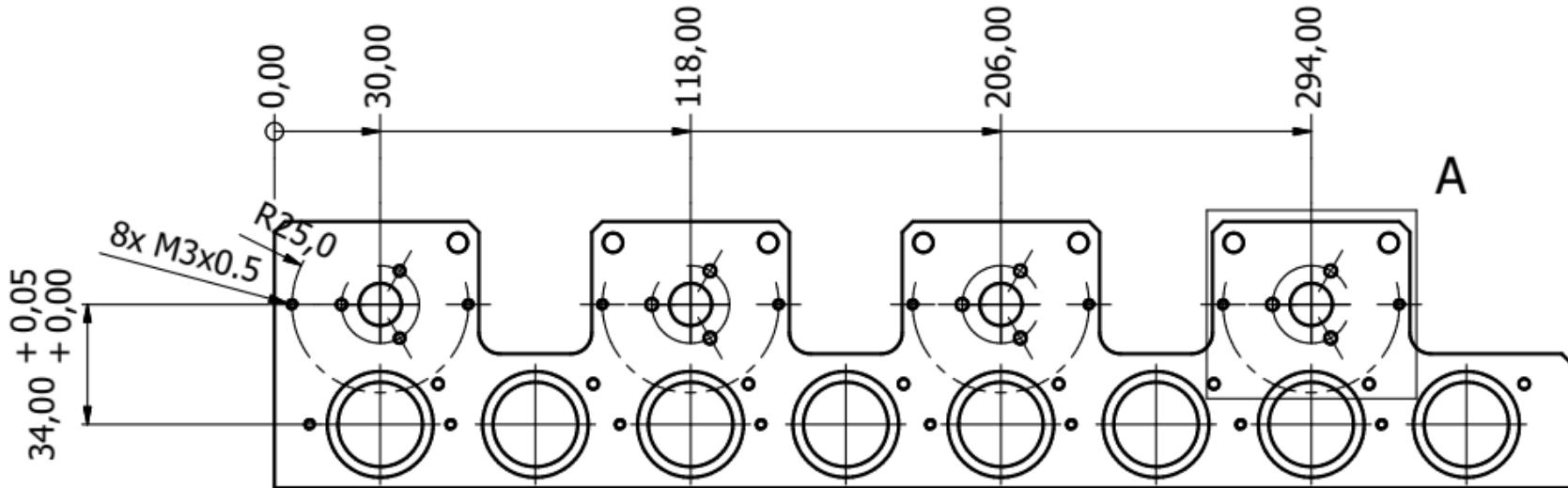
## **Apêndice B – Desenhos de fabricação e montagem do *Power Pack*.**



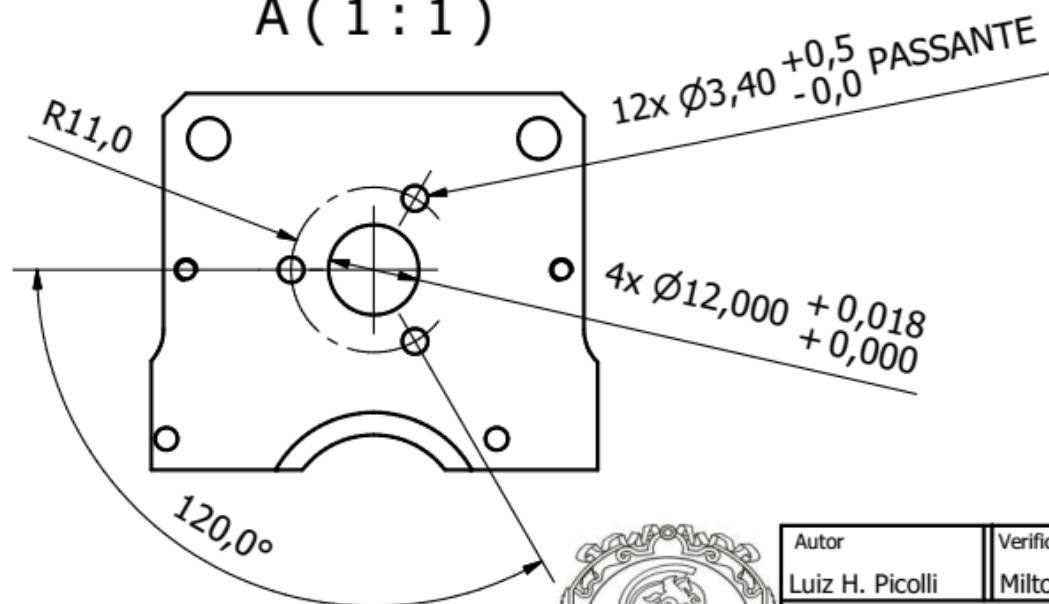
Autor Luiz H. Picolli	Verificado por Milton Cortez	Projeto POWER PACK	Código peça ETMICAЕ-04.01-X0	Data 06/08/2017
Laboratório de Biomecatrônica	Titulo Chapa de Teflon	Material Teflon		
	Tolerância Padrão $\pm 0,3 \text{ mm} / \pm 0,5^\circ$	Escala 1 : 4	Quant. 1	Folha 1 / 1



Autor Luiz H. Picolli	Verificado por Milton Cortez	Projeto POWER PACK	Código peça ETMICAЕ-04.02-X1	Data 07/08/2017
Laboratório de Biomechatrônica	Título Mancal	Tolerância Padrão ± 0,1 mm / ± 0,5°	Material Alumínio 6061	Escala 1 : 2

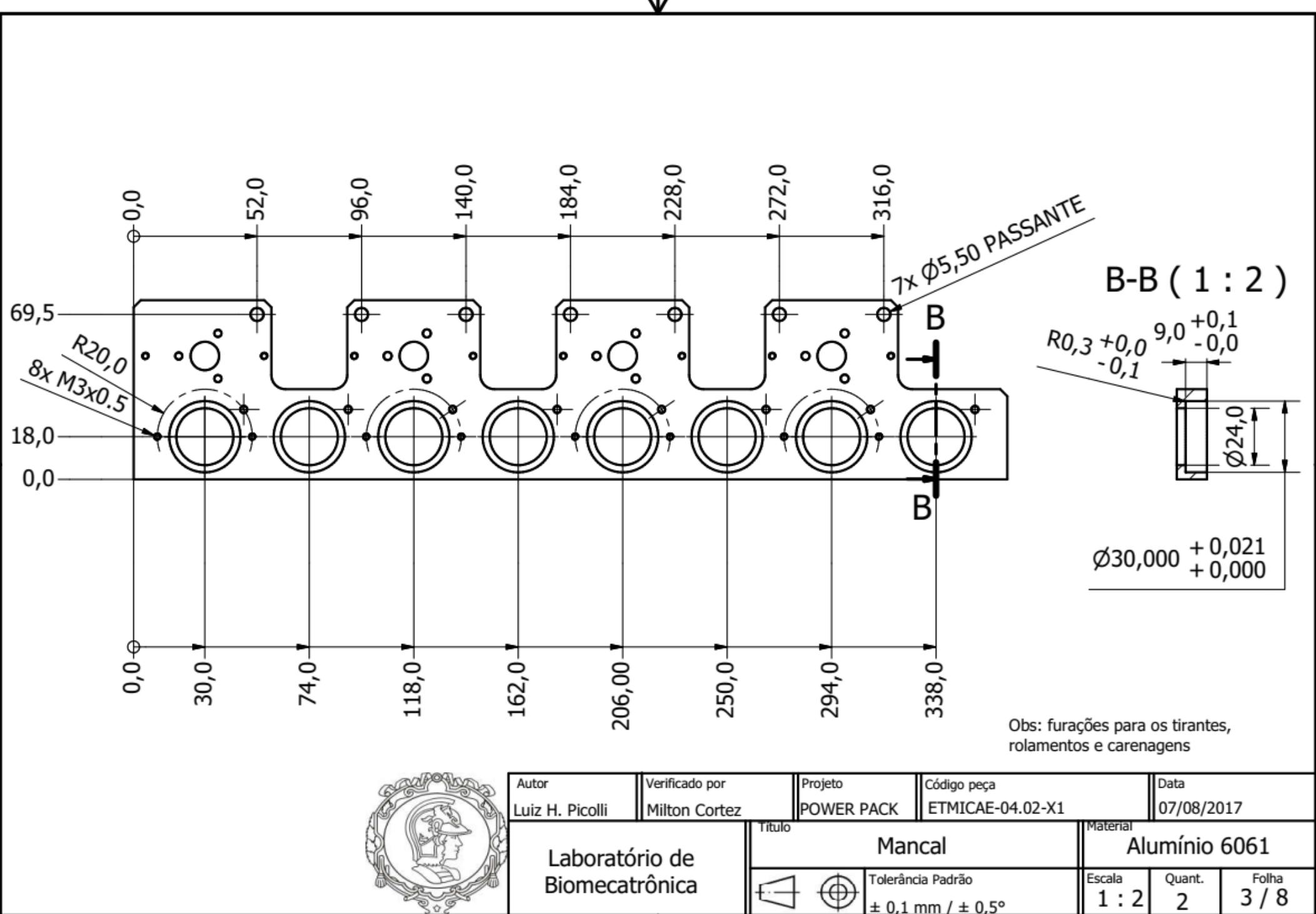


A ( 1 : 1 )

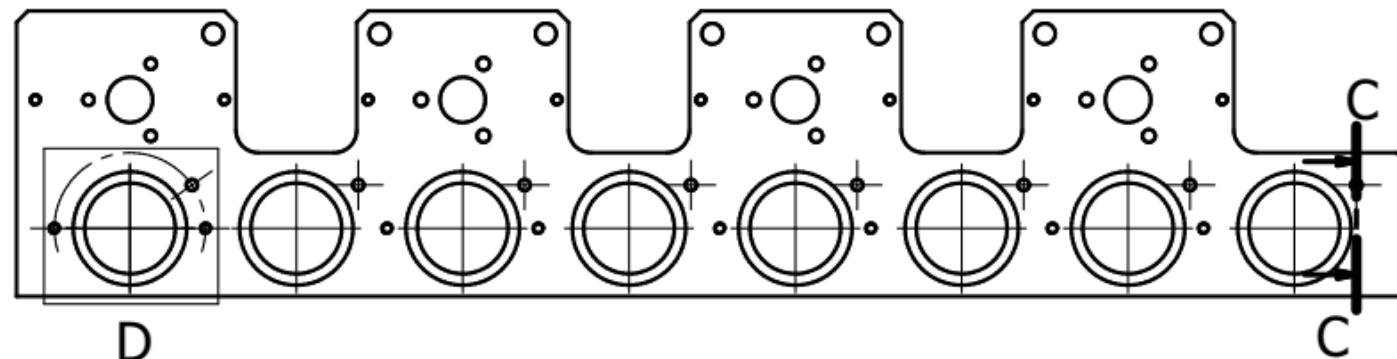


Obs.: furação para a fixação dos motores  
e carenagens

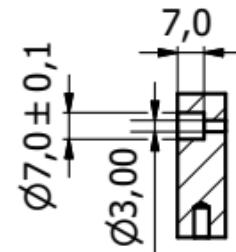
Autor Luiz H. Picolli	Verificado por Milton Cortez	Projeto POWER PACK	Código peça ETMICAЕ-04.02-X1	Data 07/08/2017
Laboratório de Biomecatrônica	Titulo Mancal	Tolerância Padrão $\pm 0,1 \text{ mm} / \pm 0,5^\circ$	Material Alumínio 6061	Escala 1 : 2



Autor	Verificado por	Projeto	Código peça	Data
Luiz H. Picolli	Milton Cortez	POWER PACK	ETMICAЕ-04.02-X1	07/08/2017
<b>Laboratório de Biomecatrônica</b>		Título <b>Mancal</b>   Tolerância Padrão $\pm 0,1 \text{ mm} / \pm 0,5^\circ$		Material <b>Alumínio 6061</b>
				Escala <b>1 : 2</b> Quant. <b>2</b> Folha <b>3 / 8</b>



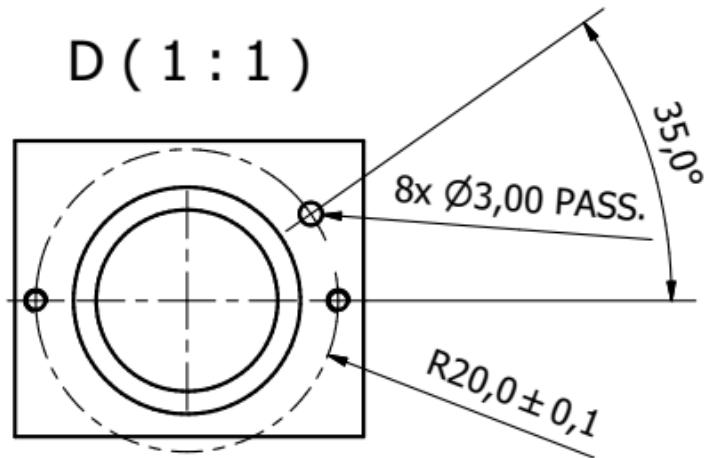
C-C ( 1 : 2 )



D

C

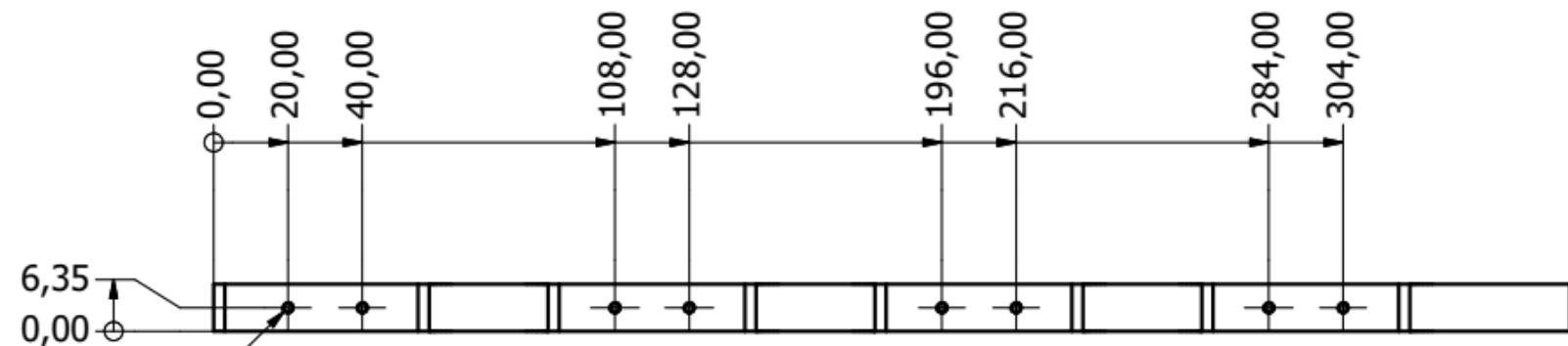
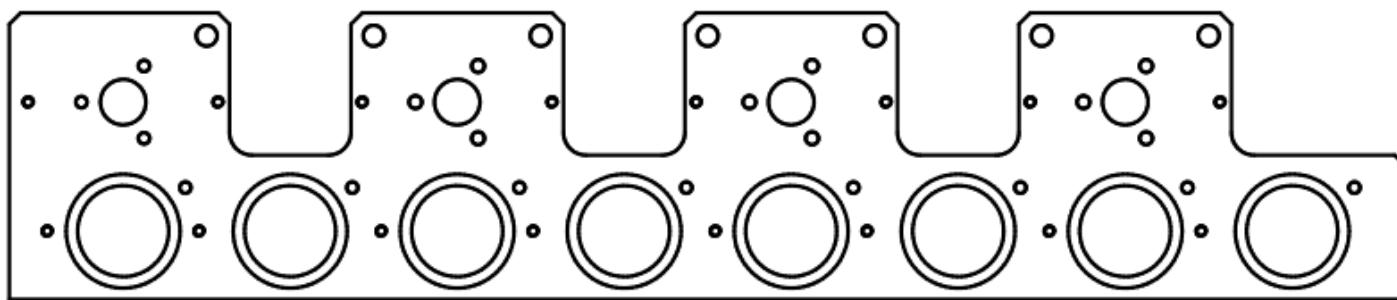
D ( 1 : 1 )



Obs: furações para a passagem do cabo. Haverão furos com essa mesma disposição ao redor de todos os furos para rolamentos.



Autor Luiz H. Piccoli	Verificado por Milton Cortez	Projeto POWER PACK	Código peça ETMICAЕ-04.02-X1	Data 07/08/2017
Laboratório de Biomecatrônica	Título Mancal	Tolerância Padrão ± 0,1 mm / ± 0,5°	Material Alumínio 6061	Escala 1 : 2      Quant. 2      Folha 4 / 8

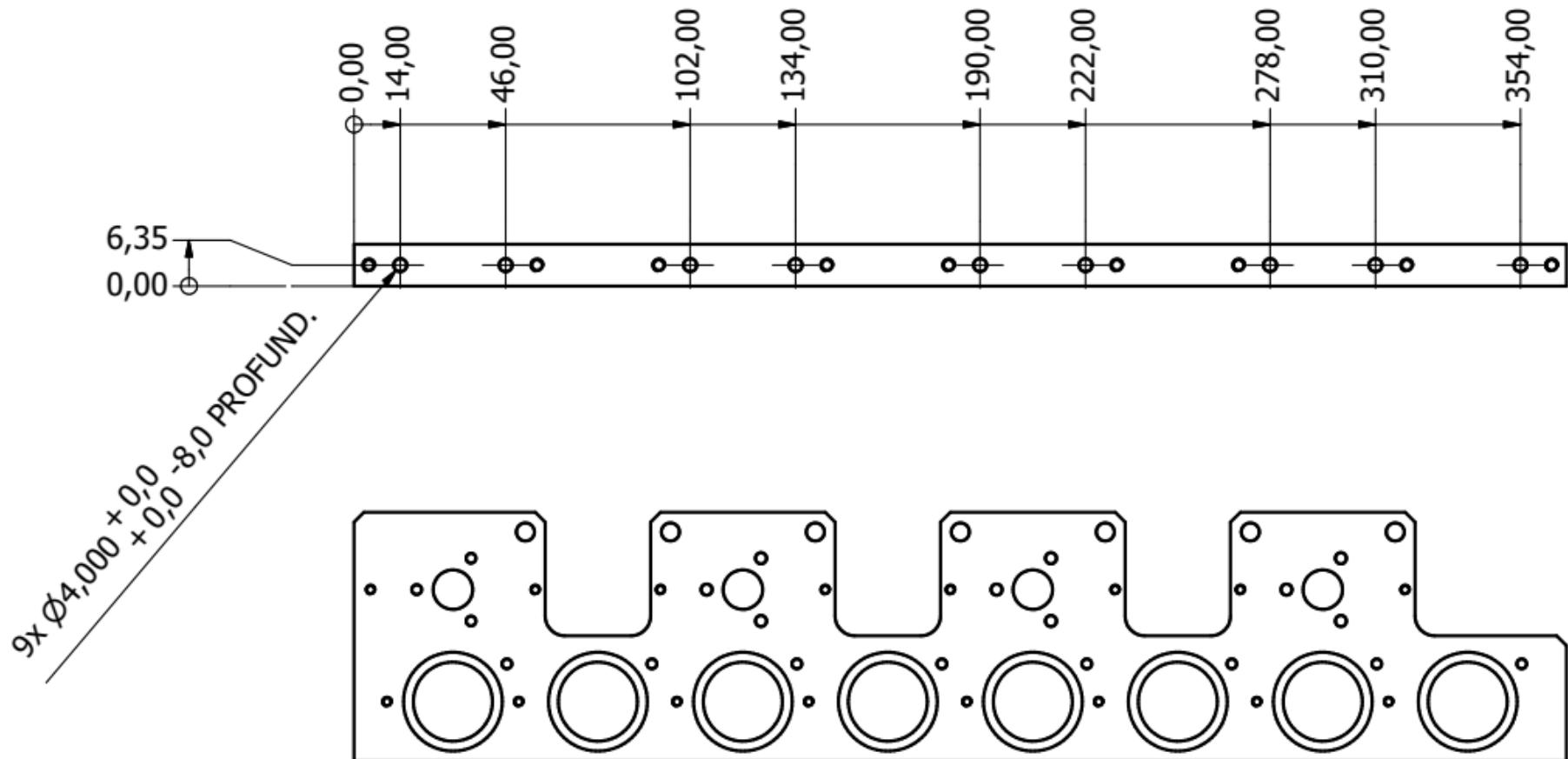


8x M3x0,5 - 6,0 PROFUND.



Autor Luiz H. Picolli	Verificado por Milton Cortez	Projeto POWER PACK	Código peça ETMICAЕ-04.02-X1	Data 07/08/2017
Laboratório de Biomecatrônica	Título Mancal	Tolerância Padrão $\pm 0,1 \text{ mm} / \pm 0,5^\circ$	Material Alumínio 6061	Escala 1 : 2

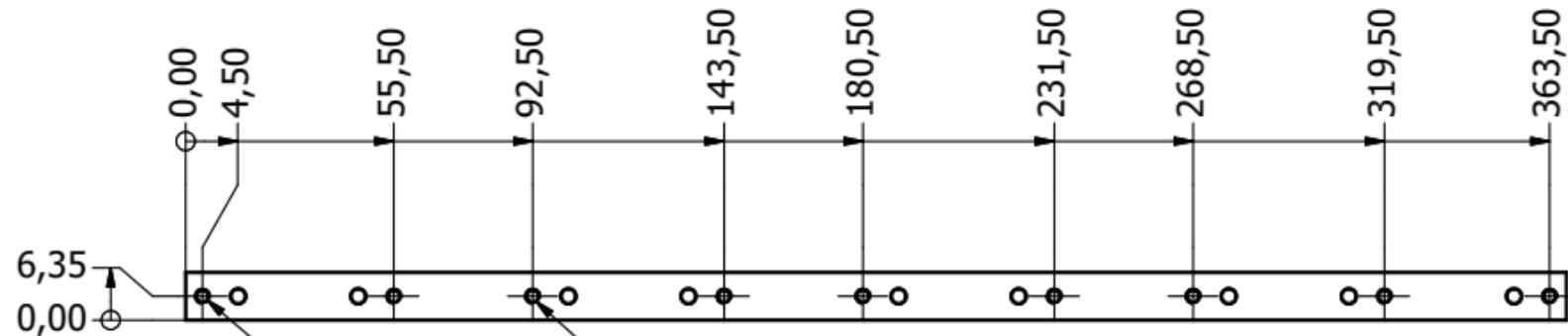
Obs.: furos para fixação das chapas das baterias e EPOS



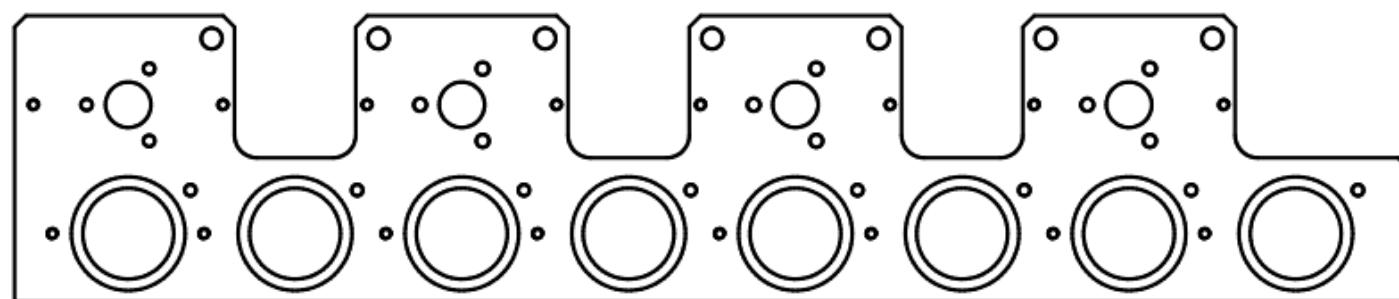
Obs.: furos para fixação da chapa inferior e pinos de guia



Autor Luiz H. Picolli	Verificado por Milton Cortez	Projeto POWER PACK	Código peça ETMICAЕ-04.02-X1	Data 07/08/2017
Laboratório de Biomecatrônica	Título Mancal	Material Alumínio 6061		



Profundidade máxima de todos os furos roscados: 25 mm



Autor Luiz H. Piccoli	Verificado por Milton Cortez	Projeto POWER PACK	Código peça ETMICAЕ-04.02-X1	Data 07/08/2017
Laboratório de Biomecatrônica	Título Mancal	Material Alumínio 6061		

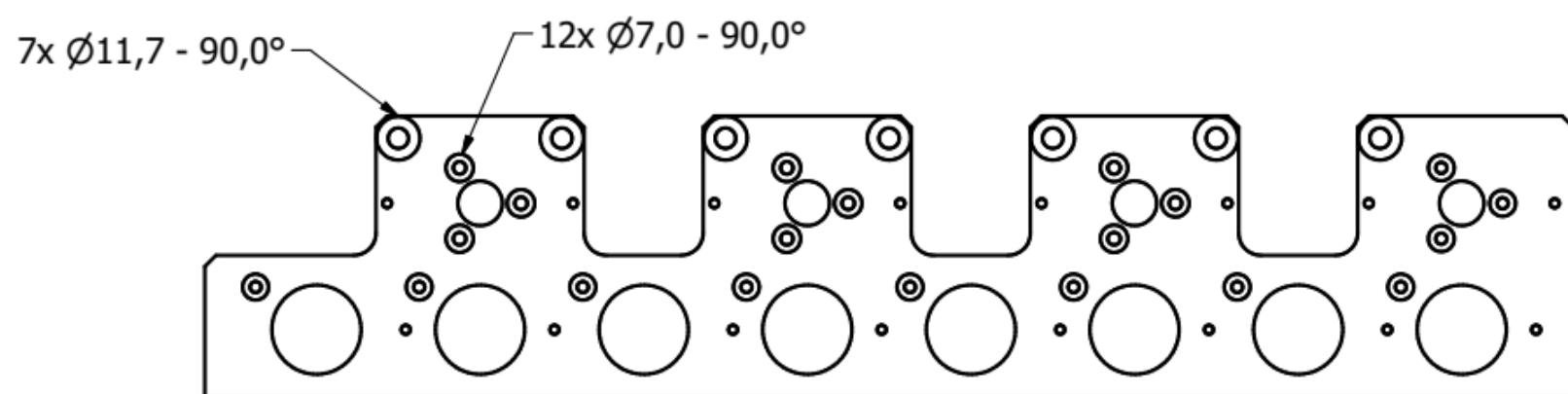


Tolerância Padrão  
 $\pm 0,1 \text{ mm} / \pm 0,5^\circ$

Escala  
1 : 2

Quant.  
2

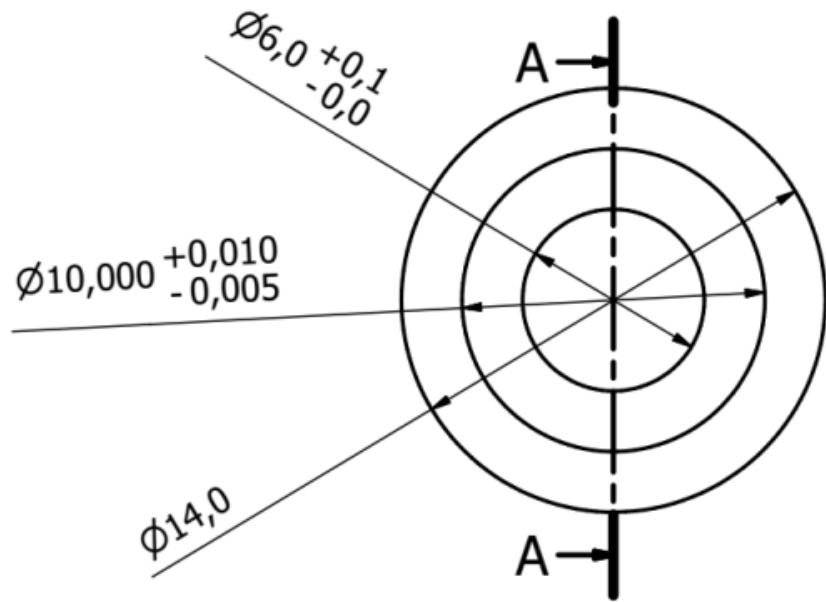
Folha  
7 / 8



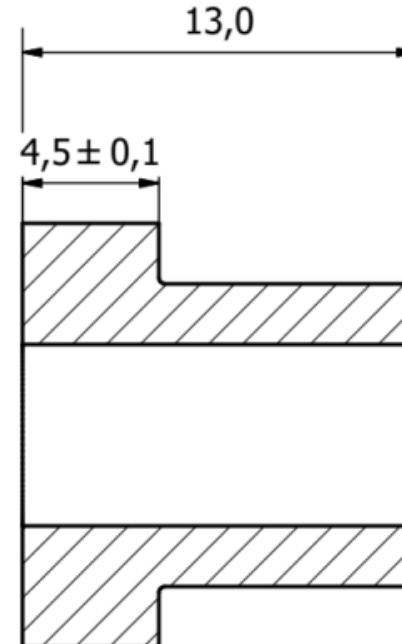
Obs.: escareamentos face posterior.



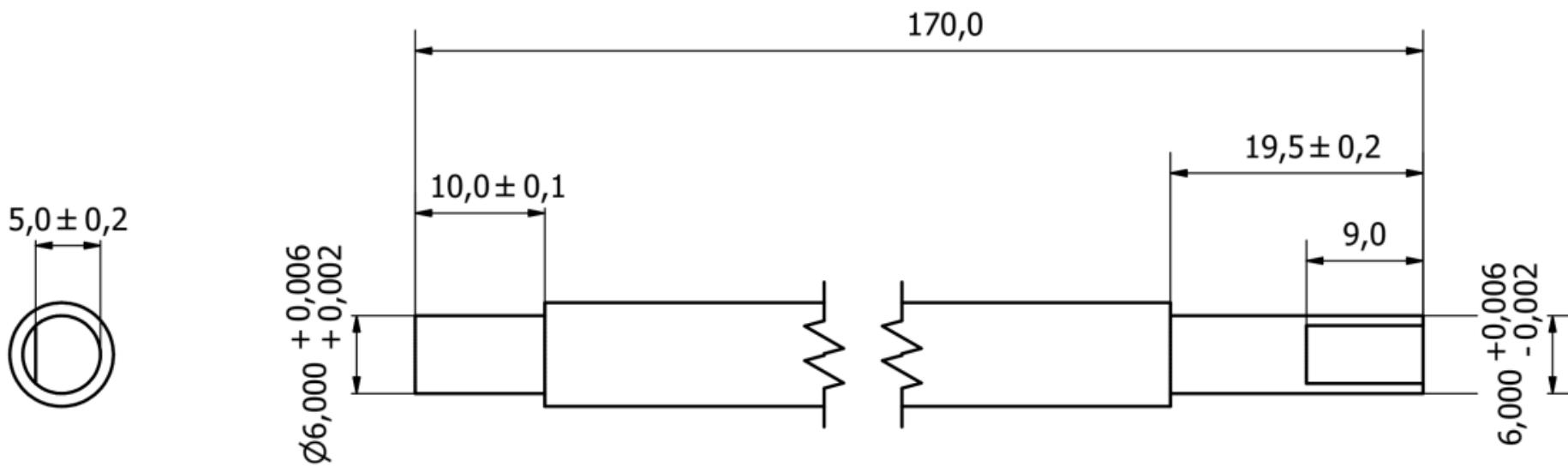
Autor Luiz H. Picolli	Verificado por Milton Cortez	Projeto POWER PACK	Código peça ETMICAЕ-04.02-X1	Data 07/08/2017
Laboratório de Biomecatrônica	Título Mancal		Material Alumínio 6061	
	Tolerância Padrão ± 0,1 mm / ± 0,5°		Escala 1 : 2	Quant. 2



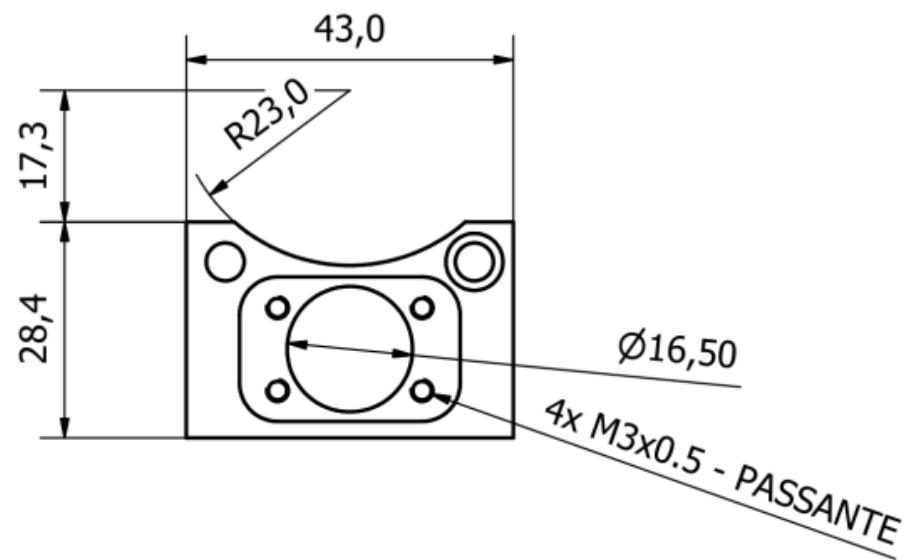
A-A ( 4 : 1 )



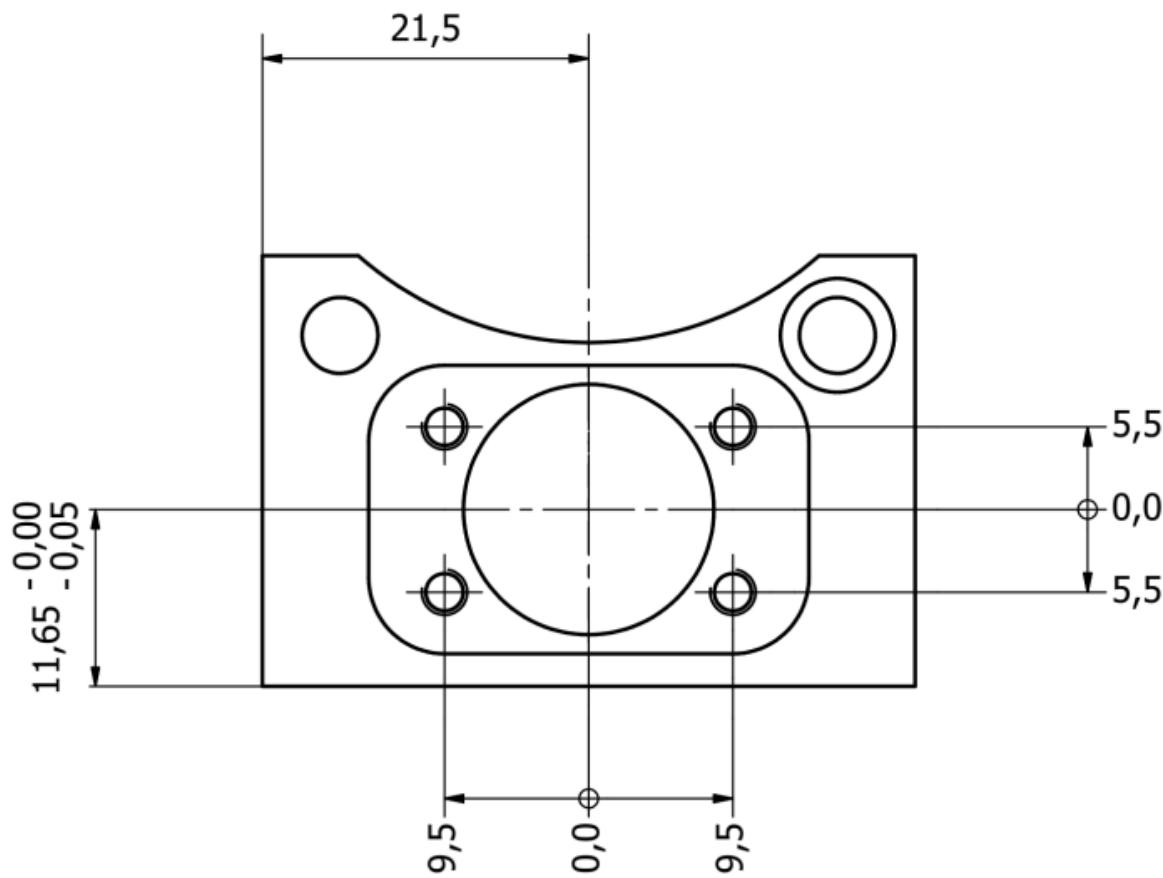
Autor Luiz H. Piccoli	Verificado por Milton Cortez	Projeto POWER PACK	Código peça ETMICAЕ-04.05-X0	Data 19/07/2017
Título Laboratório de Biomecatrônica		Material Aço SAE 1020		
		Tolerância Padrão ± 0,5 mm / ± 0,5°	Escala 4 : 1	Quant. 16



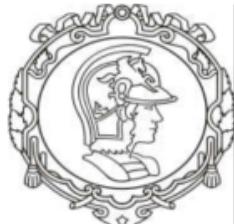
Autor Luiz H. Picolli	Verificado por Milton Cortez	Projeto POWER PACK	Código peça ETMICAЕ-04.06-X0	Data 19/07/2017
Laboratório de Biomecatrônica	Título Fuso de esferas		Material Aço Inox	
	  Tolerância Padrão $\pm 0,5 \text{ mm} / \pm 0,5^\circ$		Escala 2 : 1	Quant. 8



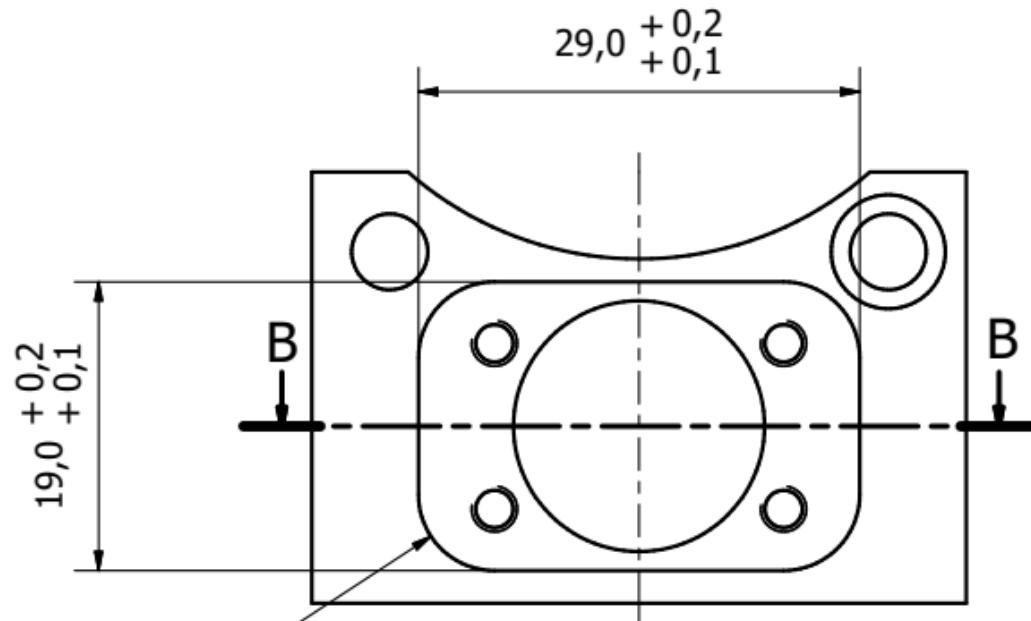
Autor Luiz H. Picolli	Verificado por Milton Cortez	Projeto POWER PACK	Código peça ETMICAЕ-04.08-X0-1	Data 07/08/2017
Laboratório de Biomecatrônica	Titulo Suporte castanha	Material Alumínio		



Obs.: furos para acomodação e fixação da castanha



Autor Luiz H. Piccoli	Verificado por Milton Cortez	Projeto POWER PACK	Código peça ETMICAЕ-04.08-X0-1	Data 07/08/2017	
Laboratório de Biomecatrônica	Titulo Suporte castanha		Material Alumínio		
	  Tolerância Padrão ± 0,1 mm / ± 0,5°		  Escala 2 : 1	 Quant. 4	 Folha 2 / 5



B-B ( 2 : 1 )

Obs.: rebaixo para acomodação da aba da castanha



Autor Luiz H. Piccoli	Verificado por Milton Cortez	Projeto POWER PACK	Código peça ETMICAЕ-04.08-X0-1	Data 07/08/2017
Laboratório de Biomecatrônica	Título Suporte castanha	Material Alumínio		



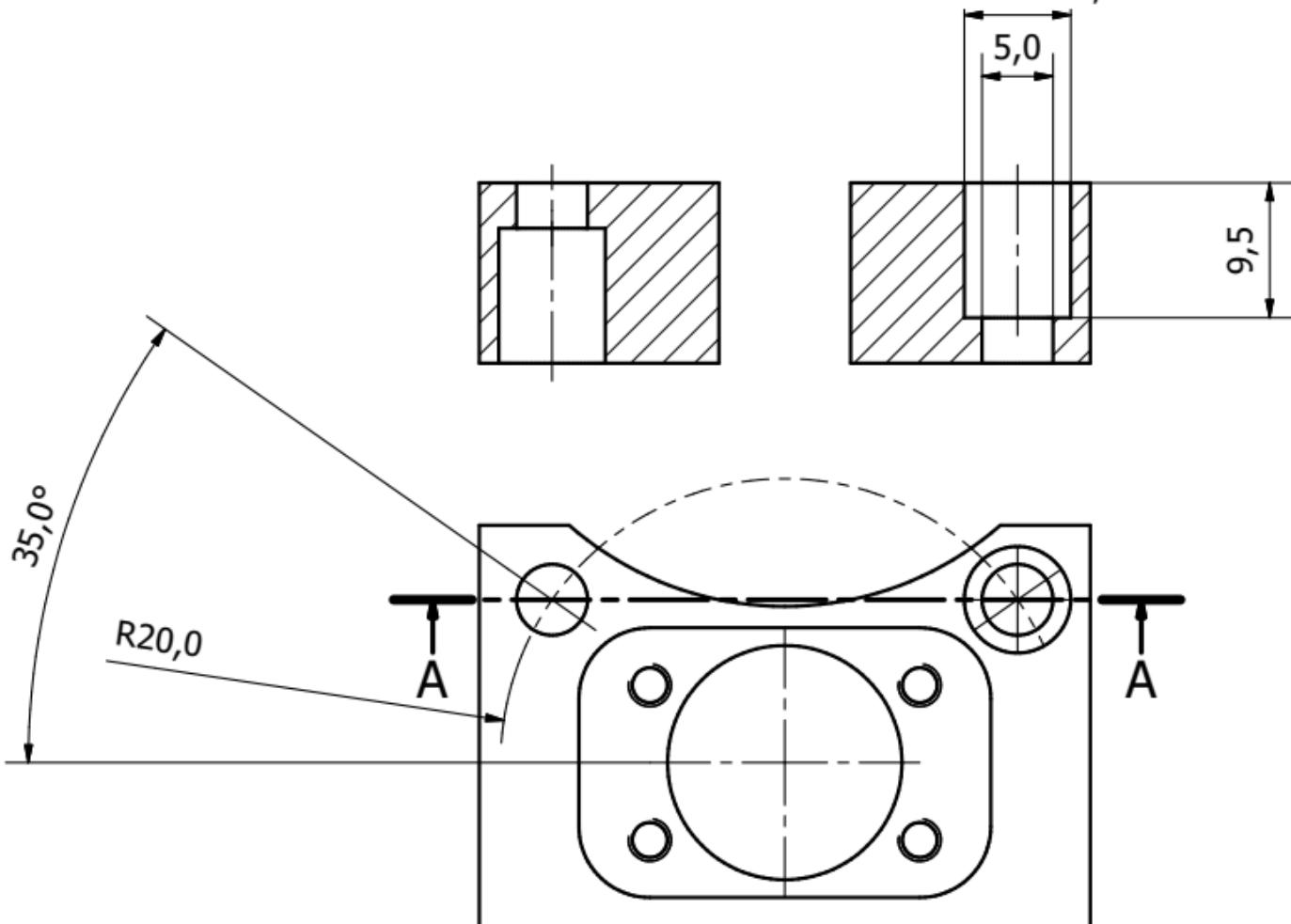
Tolerância Padrão  
 $\pm 0,1 \text{ mm} / \pm 0,5^\circ$

Escala  
2 : 1

Quant.  
4

Folha  
3 / 5

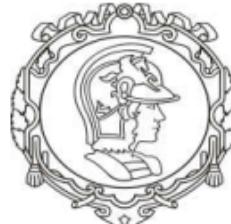
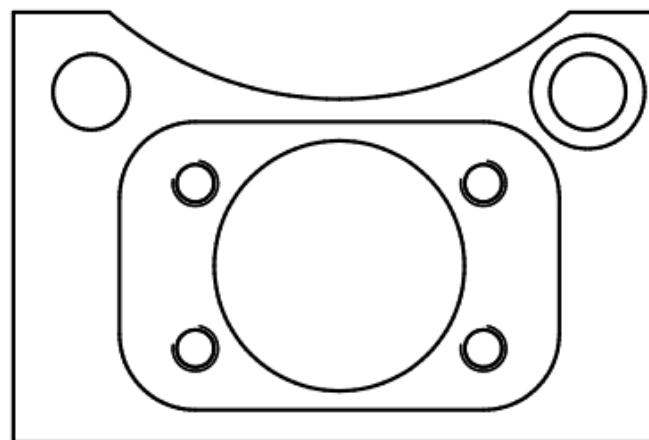
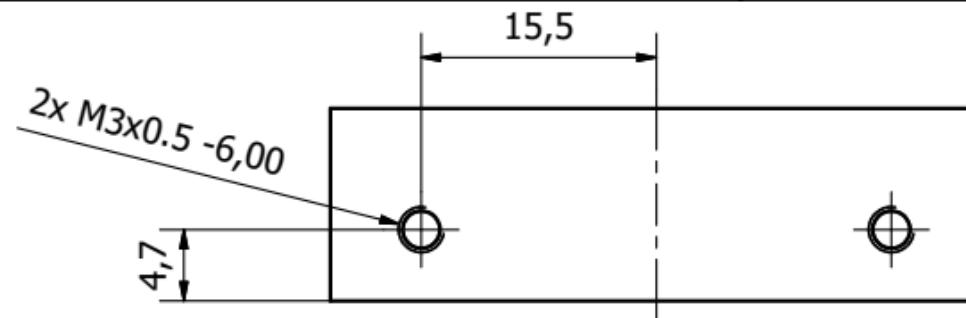
A-A ( 2 : 1 )  $7,500 +0,015$   
 $+0,000$



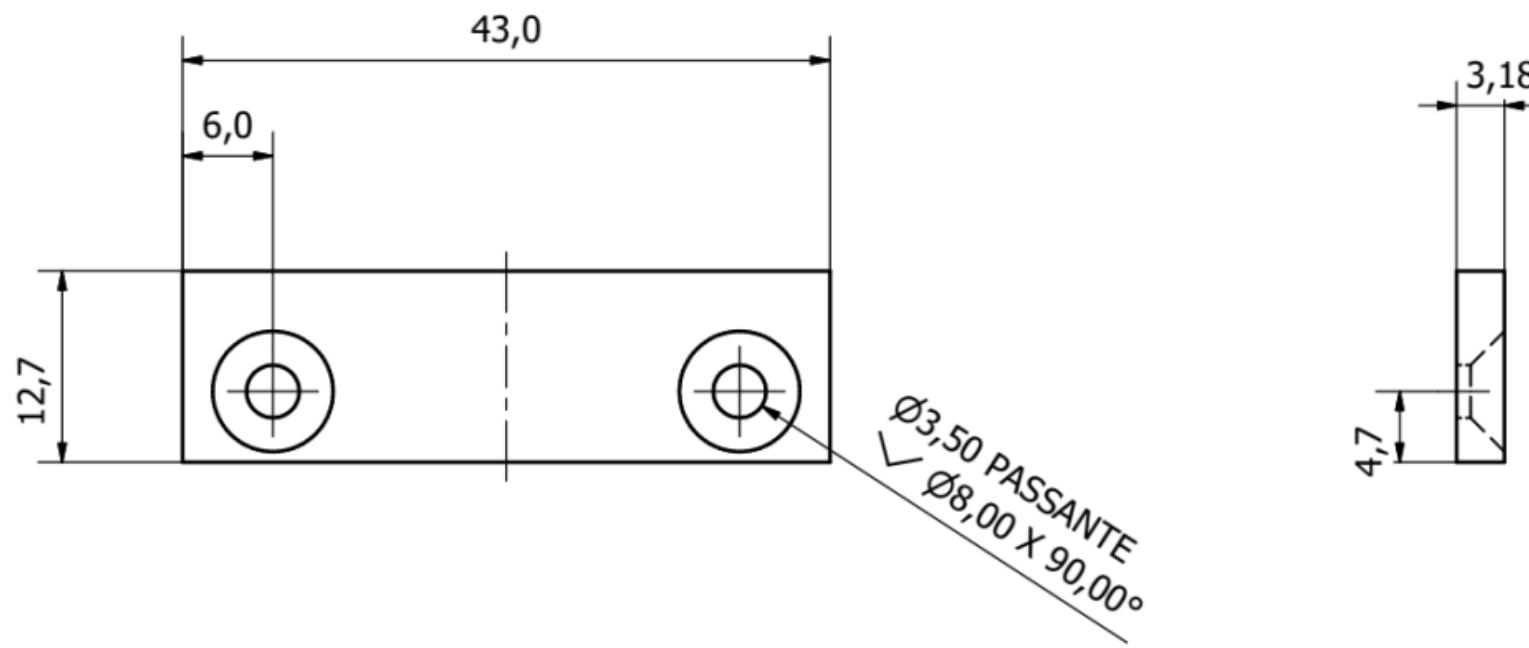
Obs.: furações para passagem dos cabos



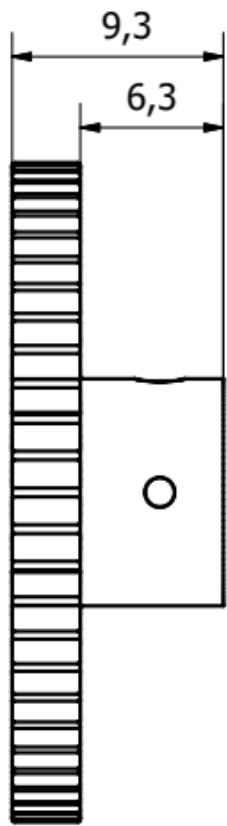
Autor Luiz H. Picolli	Verificado por Milton Cortez	Projeto POWER PACK	Código peça ETMICAЕ-04.08-X0-1	Data 07/08/2017
Laboratório de Biomecatrônica	Título Suporte castanha	Material Alumínio		



Autor Luiz H. Picolli	Verificado por Milton Cortez	Projeto POWER PACK	Código peça ETMICAЕ-04.08-X0-1	Data 07/08/2017
Laboratório de Biomecatrônica	Título Suporte castanha	Material Alumínio		
		Tolerância Padrão ± 0,1 mm / ± 0,5°	Escala 2 : 1	Quant. 4



Autor Luiz H. Picolli	Verificado por Milton Cortez	Projeto POWER PACK	Código peça ETMICAЕ-04.09-X0	Data 19/07/2017	
Laboratório de Biomecatrônica	Titulo Sapata de Teflon	Material Teflon			
	  Tolerância Padrão $\pm 0,5 \text{ mm} / \pm 0,5^\circ$	  Tolerância Padrão $\pm 0,5 \text{ mm} / \pm 0,5^\circ$	Escala 2 : 1	Quant. 8	Folha 1 / 1

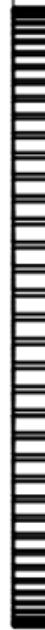


Ø 6,012  
Ø 6,000 PASSANTE

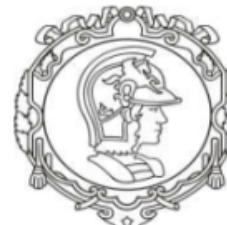


Autor Luiz H. Picolli	Verificado por Milton Cortez	Projeto POWER PACK	Código peça ETMICAЕ-04.10-X0	Data 07/08/2017
Laboratório de Biomecatrônica	Título Engrenagem 28 mm	Material Alumínio 2024		
	  Tolerância Padrão ± 0,1 mm / ± 0,5°	Escala 3 : 1	Quant. 8	Folha 1 / 1

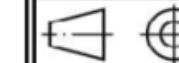
10,0



$\phi 8,00^{+0,015}_{-0,000}$  PASSANTE



Autor Luiz H. Picolli	Verificado por Milton Cortez	Projeto POWER PACK	Código peça ETMICAЕ-04.11-X0	Data 07/08/2017
Laboratório de Biomecatrônica	Título Engrenagem 40 mm	Material Alumínio 2024		

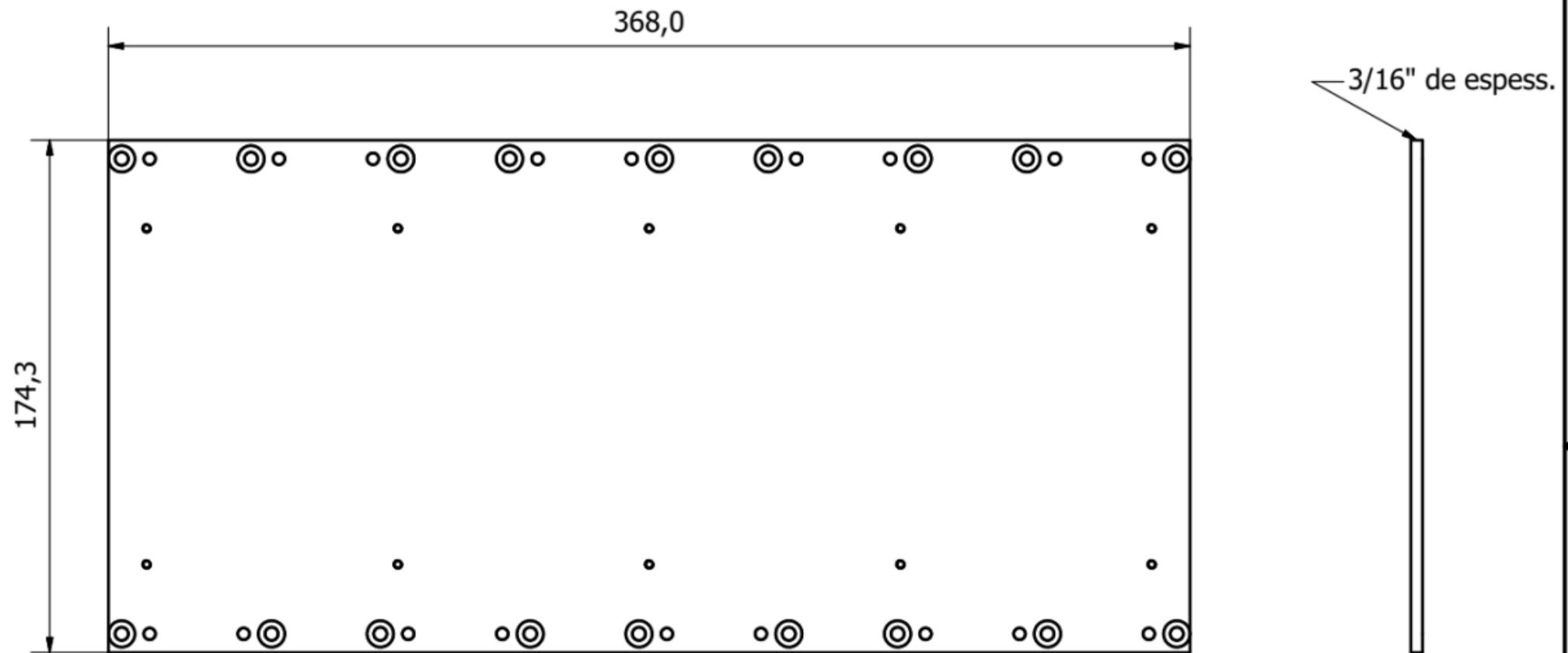


Tolerância Padrão  
 $\pm 0,1 \text{ mm} / \pm 0,5^\circ$

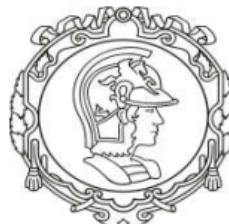
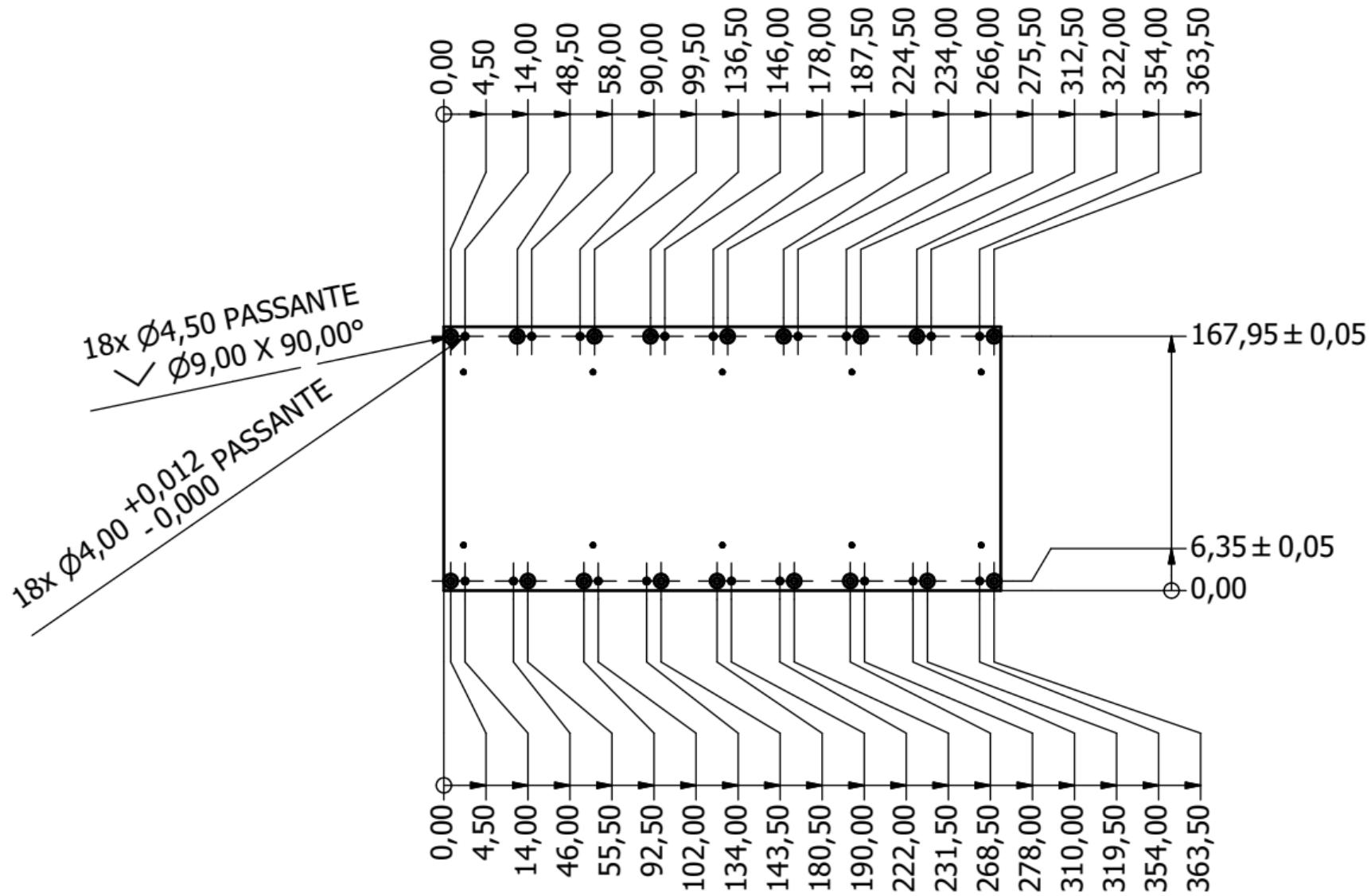
Escala  
2 : 1

Quant.  
8

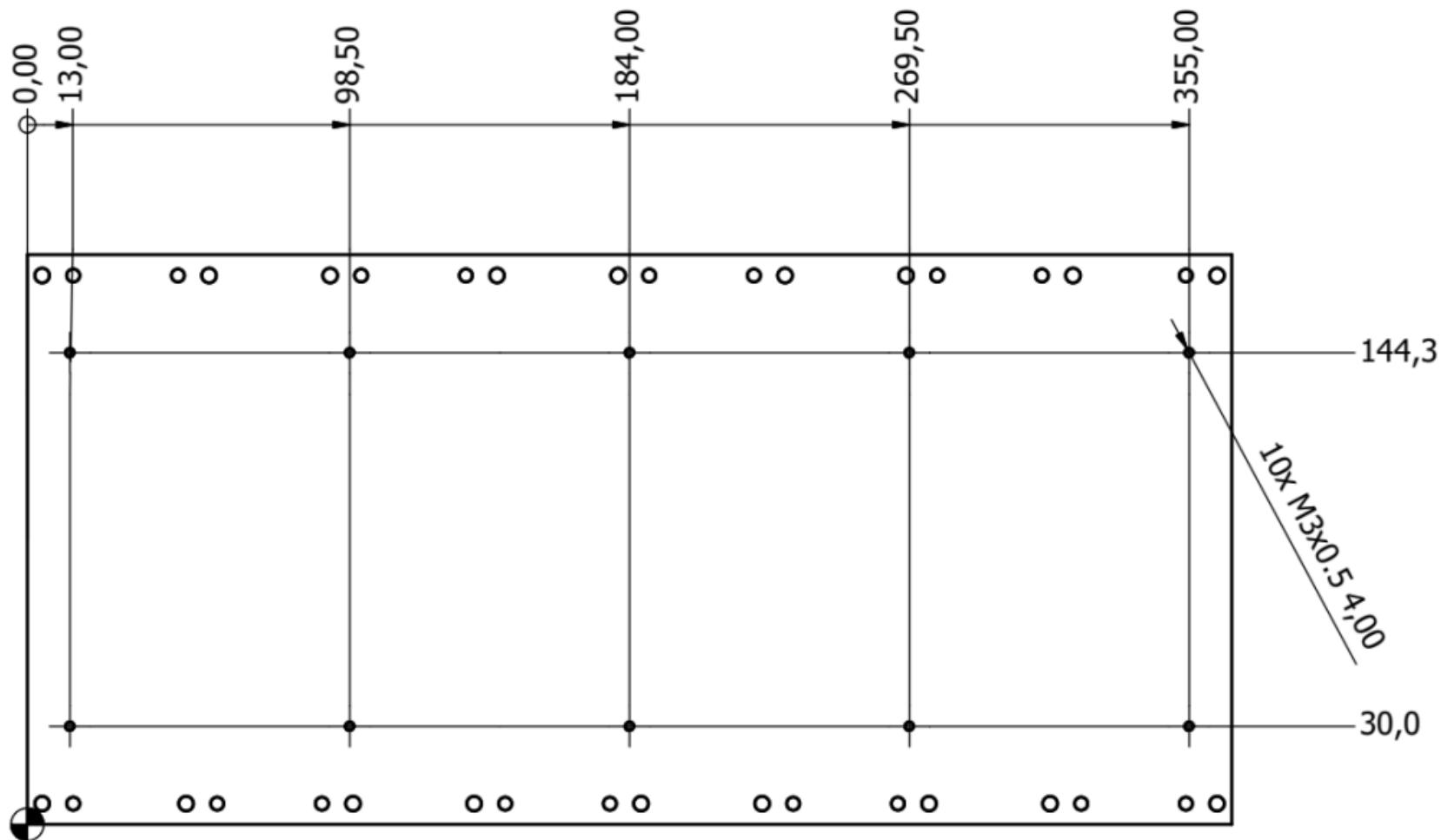
Folha  
1 / 1



Autor Luiz H. Picolli	Verificado por Milton Cortez	Projeto POWER PACK	Código peça ETMICAЕ-04.17-X0	Data 18/07/2017	
Laboratório de Biomecatrônica	Título Chapa Inferior		Material Alumínio		
	  Tolerância Padrão $\pm 0,2 \text{ mm} / \pm 0,5^\circ$	Tolerância Padrão $\pm 0,2 \text{ mm} / \pm 0,5^\circ$	Escala 1 : 2	Quant. 1	Folha 1 / 3

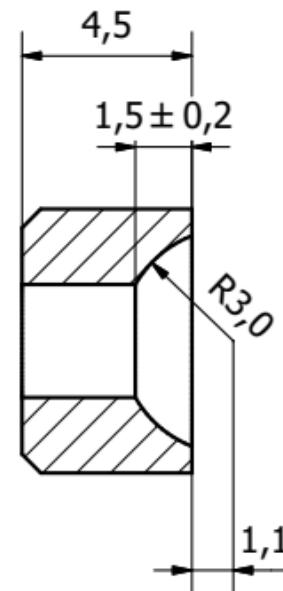
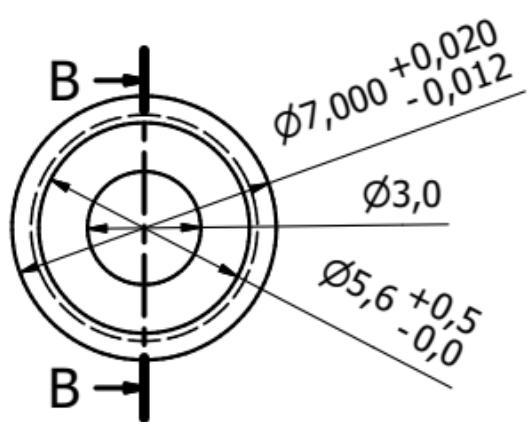


Autor Luiz H. Piccoli	Verificado por Milton Cortez	Projeto POWER PACK	Código peça ETMICAЕ-04.17-X0	Data 18/07/2017
Laboratório de Biomecatrônica	Titulo Chapa Inferior	Tolerância Padrão ± 0,2 mm / ± 0,5°	Material Alumínio	Escala 1 : 4

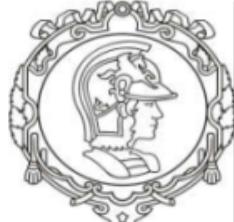
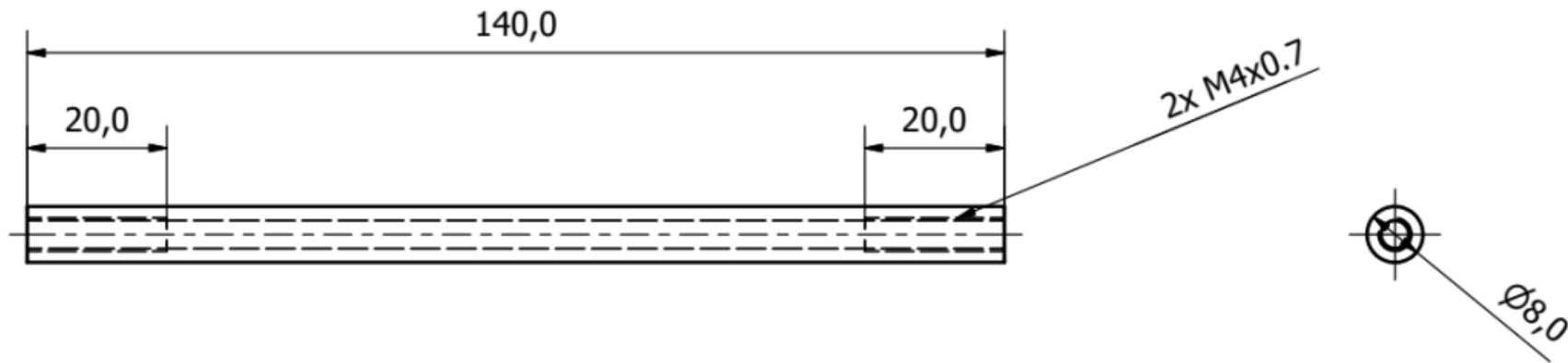


Autor Luiz H. Picolli	Verificado por Milton Cortez	Projeto POWER PACK	Código peça ETMICAЕ-04.17-X0	Data 18/07/2017
Laboratório de Biomecatrônica	Titulo Chapa Inferior	Material Alumínio		
	Tolerância Padrão $\pm 0,2 \text{ mm} / \pm 0,5^\circ$	Escala 1 : 2	Quant. 1	Folha 3 / 3

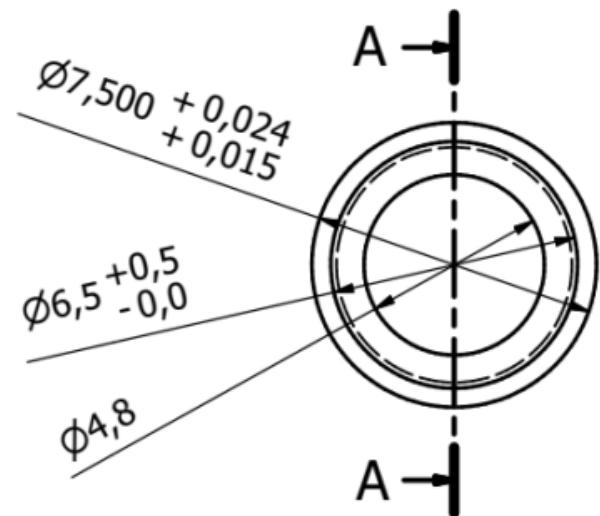
B-B ( 5 : 1 )



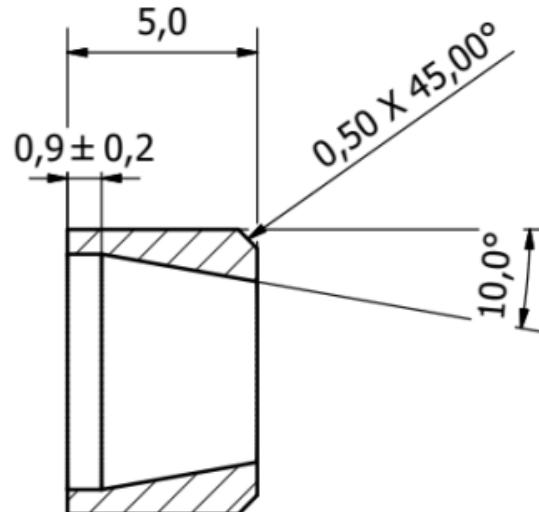
Autor Luiz H. Picolli	Verificado por Milton Cortez	Projeto POWER PACK	Código peça ETMICAЕ-04.18-X0	Data 18/07/2017
Laboratório de Biomecatrônica	Título Bucha p/ encosto do bowden	Material	Latão	
	Tolerância Padrão ± 0,5 mm / ± 0,5°	Escala 5 : 1	Quant. 16	Folha 1 / 1



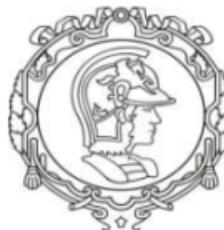
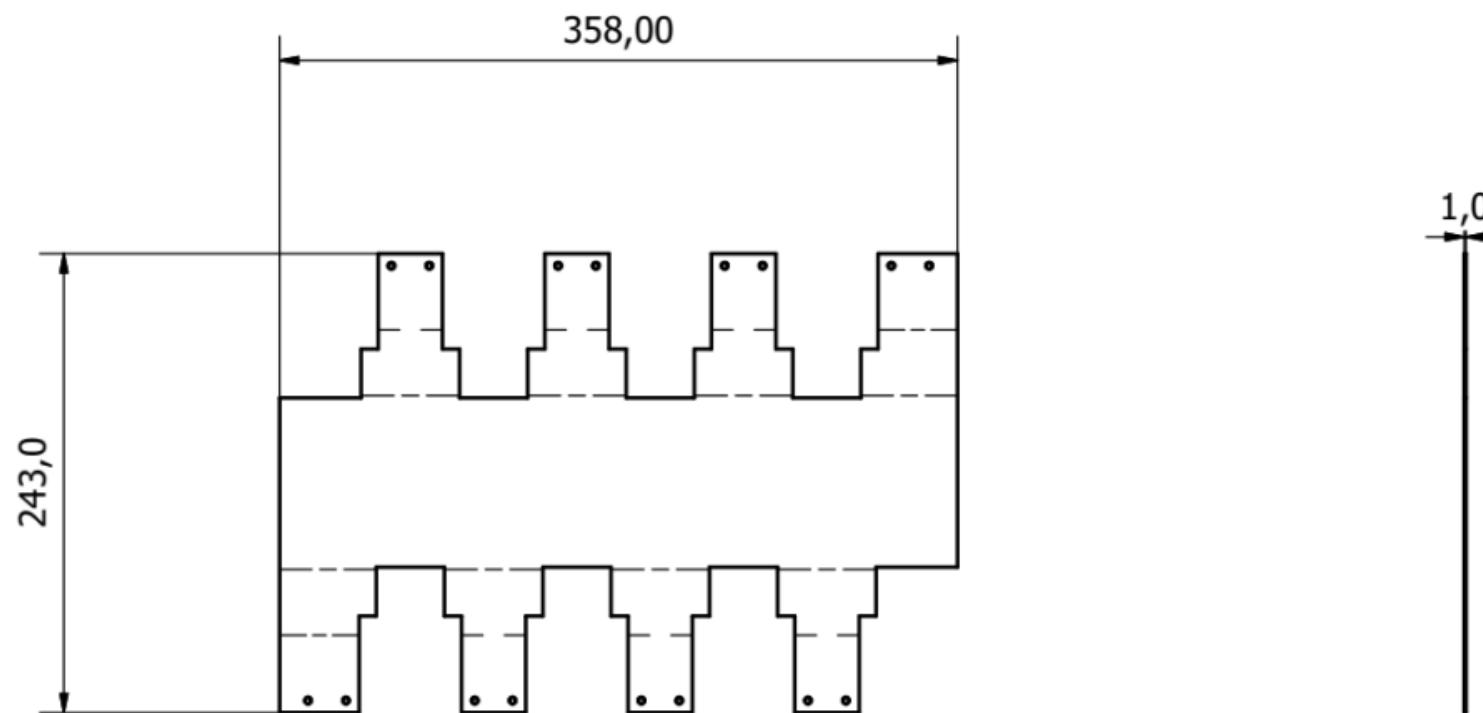
Autor Luiz H. Picolli	Verificado por Milton Cortez	Projeto POWER PACK	Código peça ETMICAЕ-04.19-X0	Data 18/07/2017
Título Laboratório de Biomecatrônica		Tirante		Material Alumínio 6061
			Tolerância Padrão ± 0,5 mm / ± 0,5°	Escala 1 : 1
			Quant. 7	Folha 1 / 1



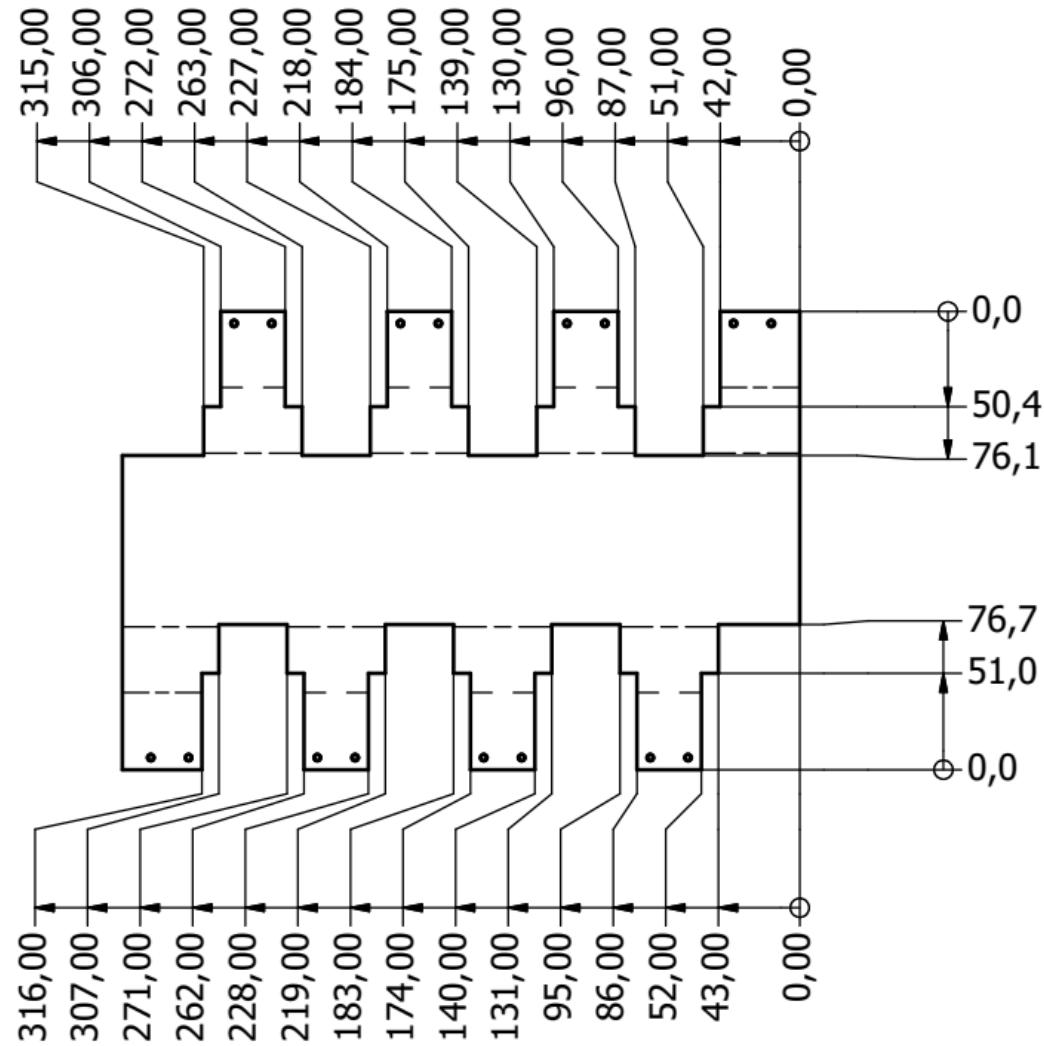
A-A ( 5 : 1 )



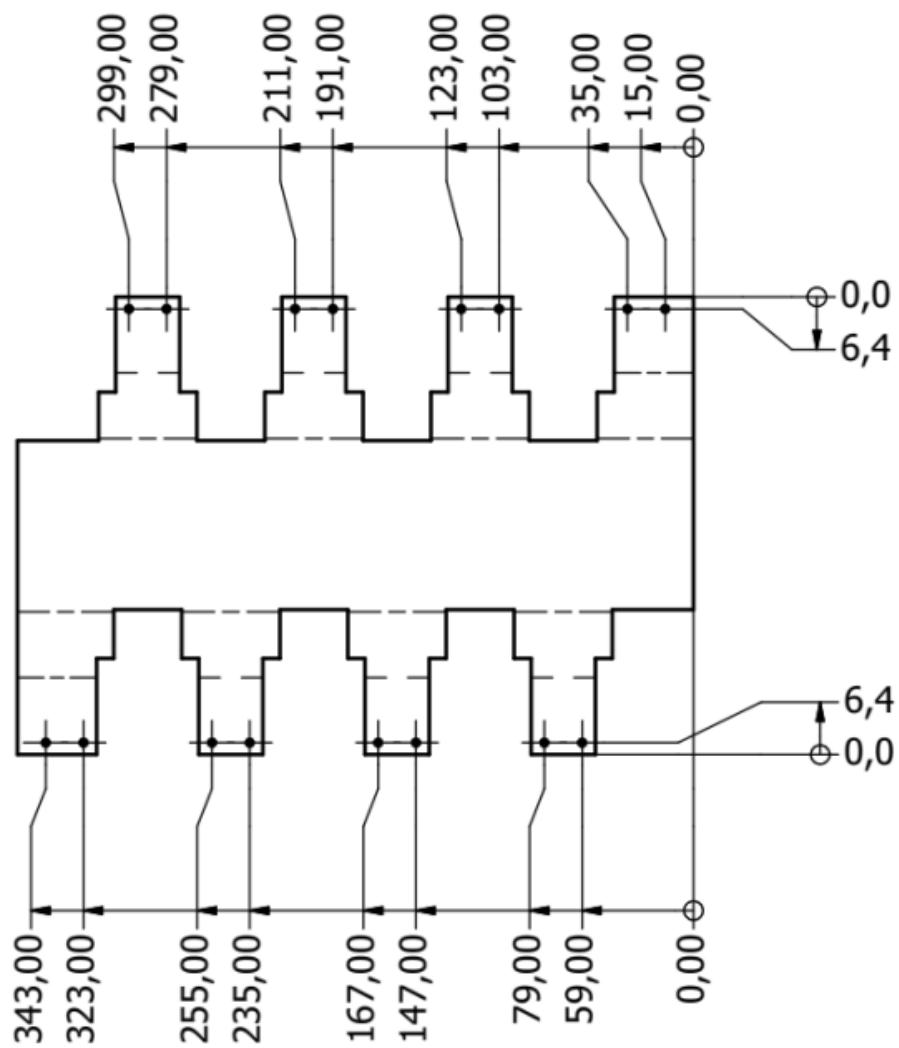
Autor Luiz H. Picolli	Verificado por Milton Cortez	Projeto POWER PACK	Código peça ETMICAЕ-04.22-X0	Data 07/08/2017
Laboratório de Biomecatrônica	Título Bucha p/ ponteira do cabo	Material Latão		
	  Tolerância Padrão $\pm 0,5 \text{ mm} / \pm 0,5^\circ$	Escala 5 : 1	Quant. 16	Folha 1 / 1



Autor Luiz H. Picolli	Verificado por Milton C. e Gabriel A.	Código ETMICAЕ-04.23-X2	Data 22/01/2018
LAB. DE BIOMECATRÔNICA	Título Chapa Baterias	Material Alumínio 6061	Qnt. 1
	Escala 1 : 4	Tolerância Padrão $\pm 0,2 \text{ mm} / \pm 0,1^\circ$	Folha 1 de 5



Autor Luiz H. Picolli	Verificado por Milton C. e Gabriel A.	Código ETMICAЕ-04.23-X2	Data 22/01/2018
LAB. DE BIOMECATRÔNICA	Título Chapa Baterias	Material Alumínio 6061	Qnt. 1
	Escala 1 : 4	Tolerância Padrão ± 0,2 mm / ± 0,1°	Folha 2 de 5



Autor  
Luiz H. Picolli

Verificado por  
Milton C. e Gabriel A.

Código  
ETMICAЕ-04.23-X2

Data  
22/01/2018

LAB. DE  
BIOMECATRÔNICA

Título  
Chapa Baterias

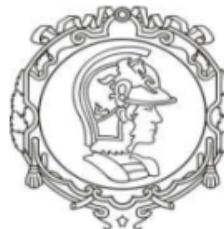
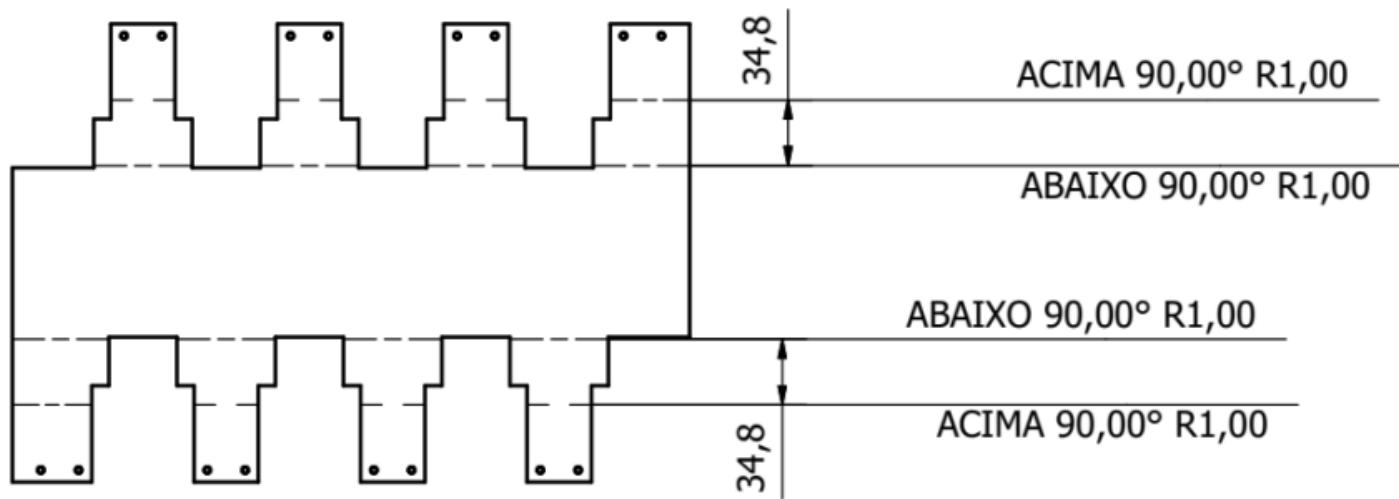
Material  
Alumínio 6061

Qnt.  
1

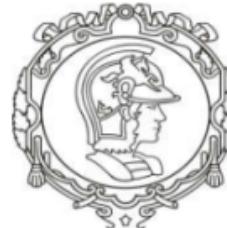
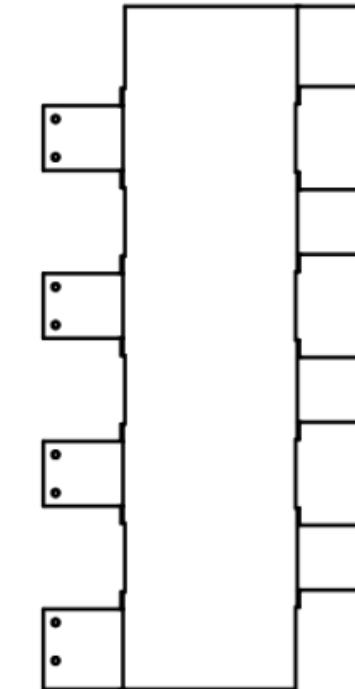
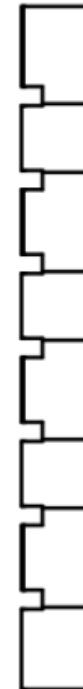
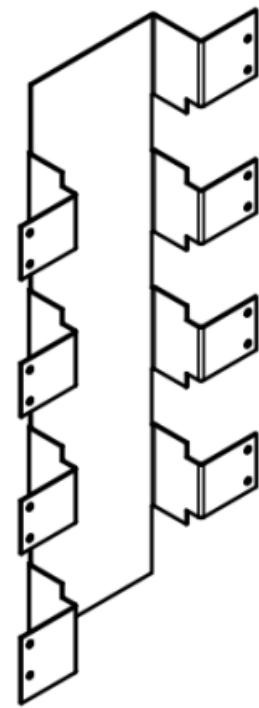
Escala  
1 : 4

Tolerância Padrão  
± 0,2 mm / ± 0,1°

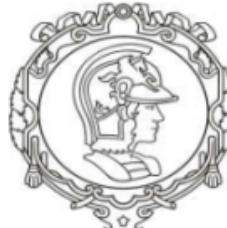
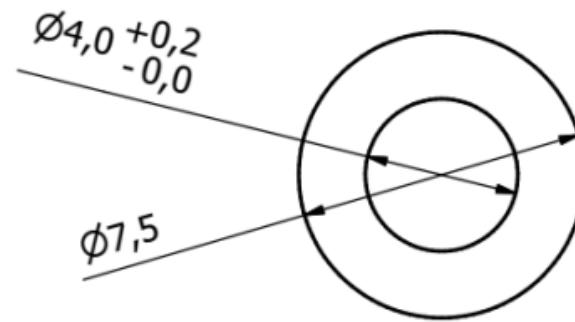
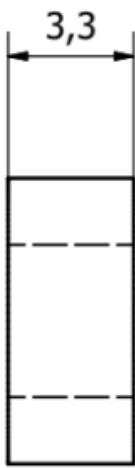
Folha  
3 de 5



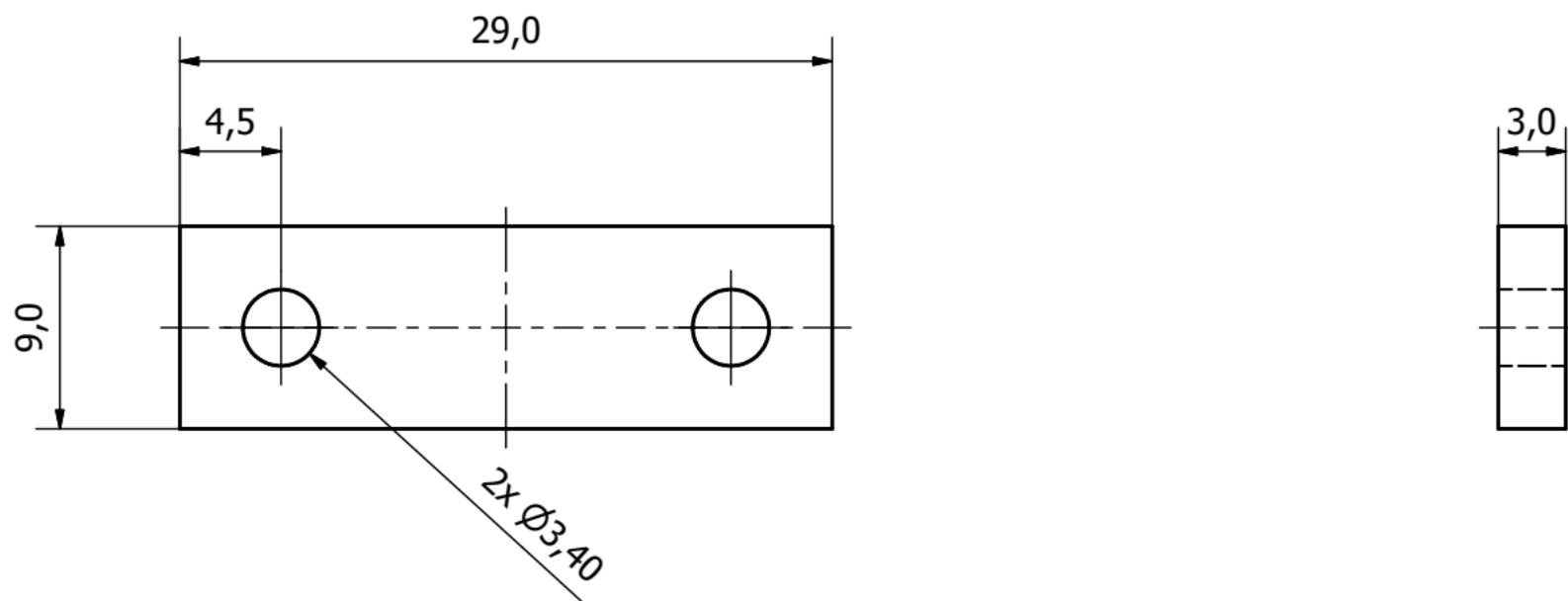
Autor Luiz H. Picolli	Verificado por Milton C. e Gabriel A.	Código ETMICAЕ-04.23-X2	Data 22/01/2018
LAB. DE BIOMECATRÔNICA	Título Chapa Baterias	Material Alumínio 6061	Qnt. 1
	 Escala 1 : 4	Tolerância Padrão $\pm 0,2 \text{ mm} / \pm 0,1^\circ$	Folha 4 de 5



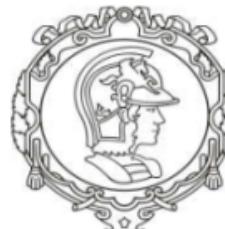
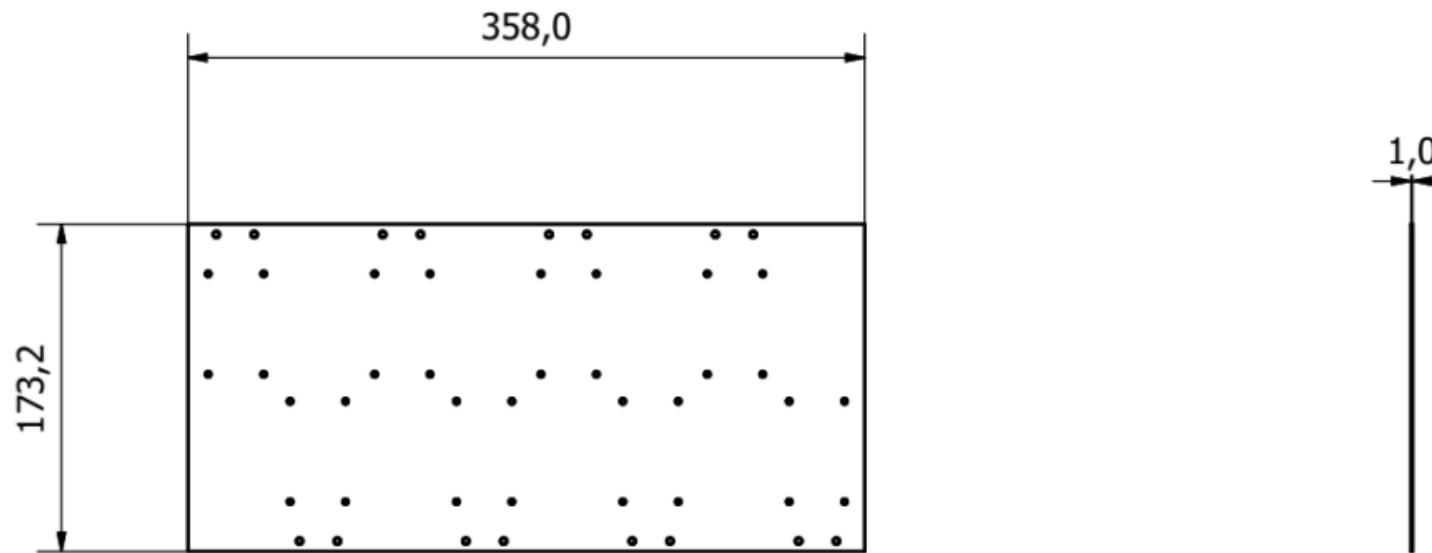
Autor Luiz H. Picolli	Verificado por Milton C. e Gabriel A.	Código ETMICAЕ-04.23-X2	Data 22/01/2018
LAB. DE BIOMECATRÔNICA	Título Chapa Baterias	Material Alumínio 6061	Qnt. 1
	Escala 1 : 4	Tolerância Padrão $\pm 0,2 \text{ mm} / \pm 0,1^\circ$	Folha 5 de 5



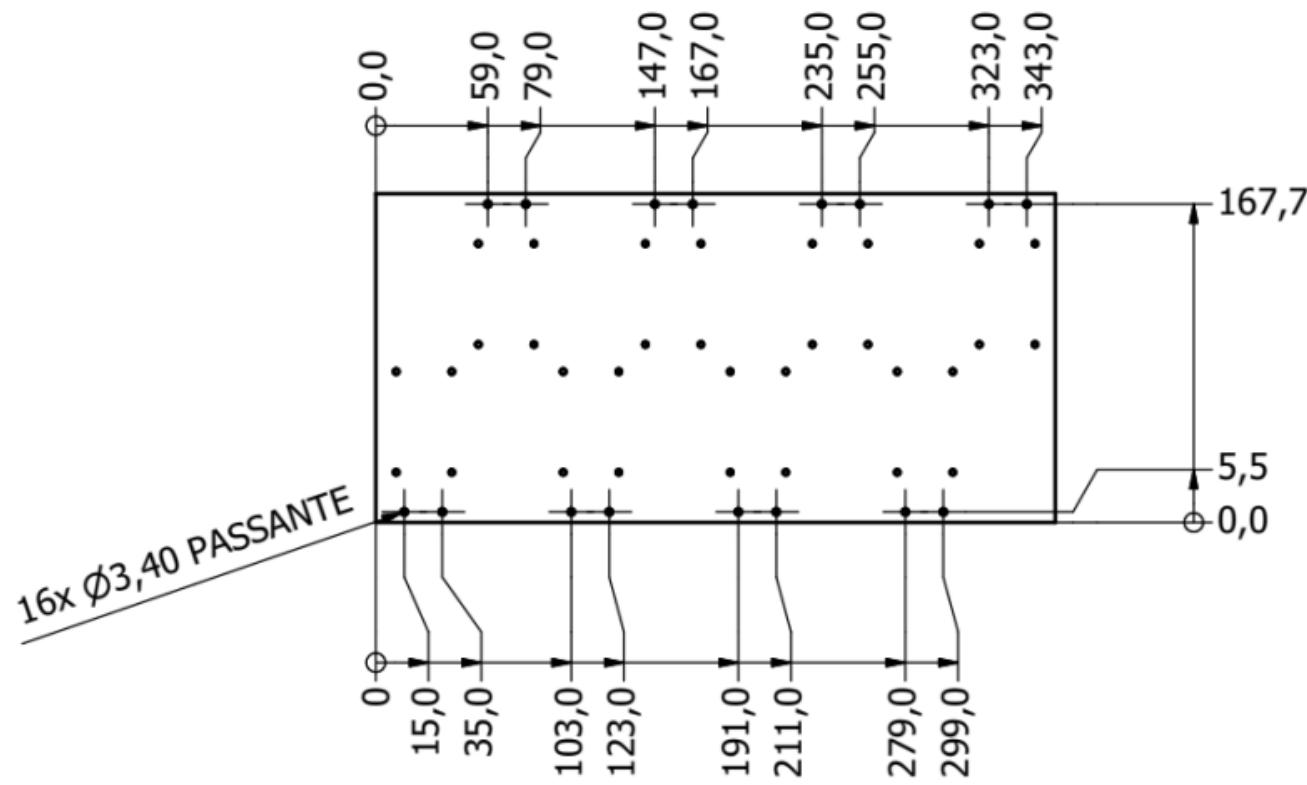
Autor Luiz H. Picolli	Verificado por Milton Cortez	Projeto POWER PACK	Código peça ETMICAЕ-04.24-X0	Data 07/08/2017
Título Laboratório de Biomecatrônica		Bucha de encosto		Material Nylon
 		Tolerância Padrão ± 0,5 mm / ± 0,5°	Escala 5 : 1	Quant. 8
			Folha 1 / 1	



Autor Luiz H. Picolli	Verificado por Milton Cortez	Projeto POWER PACK	Código peça ETMICAЕ-04.25-X0	Data 07/08/2017
Laboratório de Biomecatrônica	Titulo Afastador		Material Nylon	
		Tolerância Padrão $\pm 0,5 \text{ mm} / \pm 0,5^\circ$	Escala 3 : 1	Quant. 8



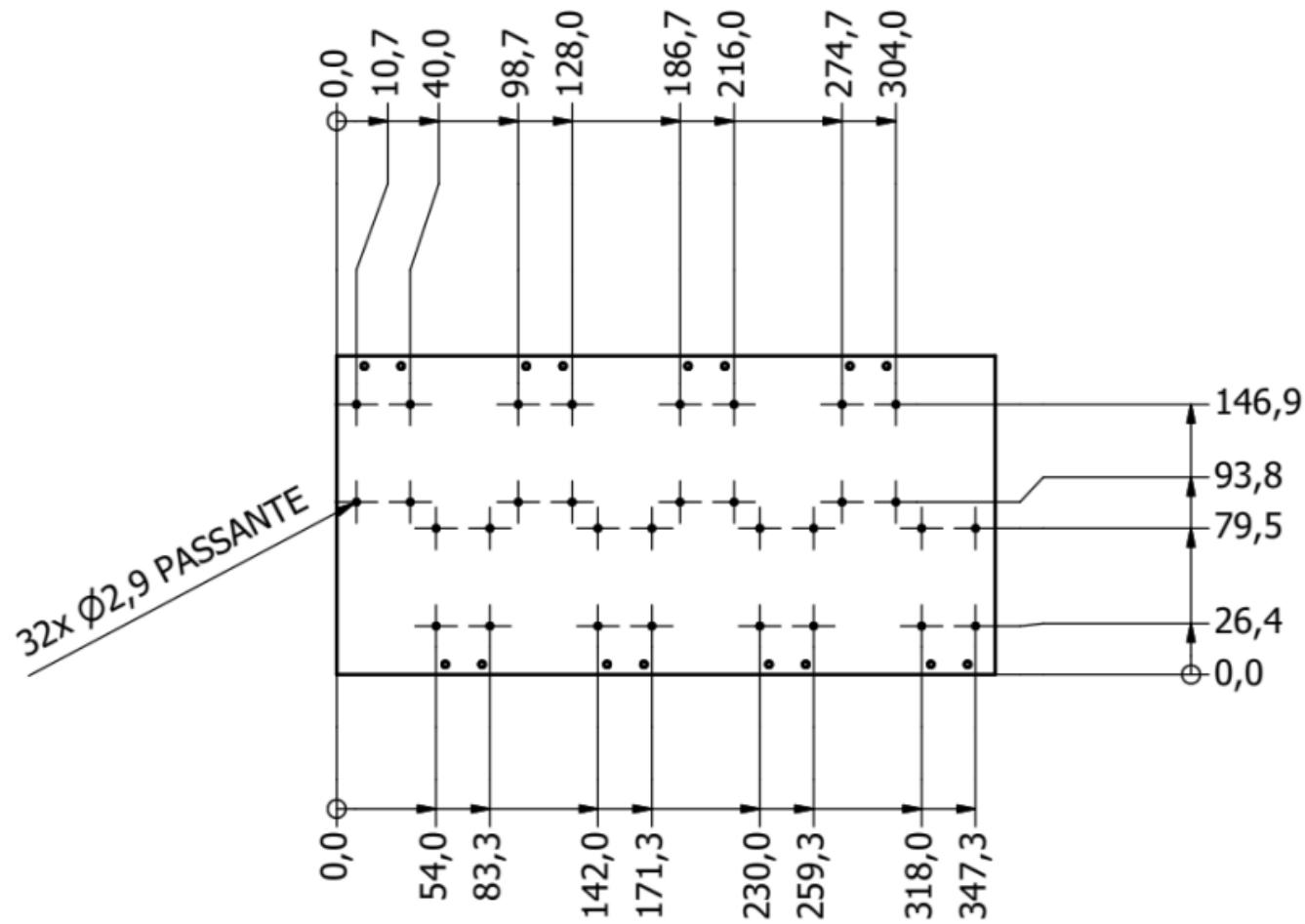
Autor Luiz H. Picolli	Verificado por Milton Cortez	Projeto POWER PACK	Código peça ETMICAЕ-04-26-X0	Data 07/08/2017
Laboratório de Biomecatrônica	Título Chapa superior	Material Alumínio		
	  Tolerância Padrão $\pm 0,3 \text{ mm} / \pm 0,5^\circ$	 Escala 1 : 4	 Quant. 1	 Folha 1 / 3



Obs: furação para fixação aos mancais



Autor Luiz H. Picolli	Verificado por Milton Cortez	Projeto POWER PACK	Código peça ETMICAЕ-04-26-X0	Data 07/08/2017
Laboratório de Biomecatrônica	Título Chapa superior		Material Alumínio	
	  Tolerância Padrão $\pm 0,3$ mm / $\pm 0,5^\circ$		Escala 1 : 4	Quant. 1



Obs.: furação para os EPOS



Autor Luiz H. Picolli	Verificado por Milton Cortez	Projeto POWER PACK	Código peça ETMICAЕ-04-26-X0	Data 07/08/2017
Laboratório de Biomecatrônica	Título Chapa superior	Material Alumínio		

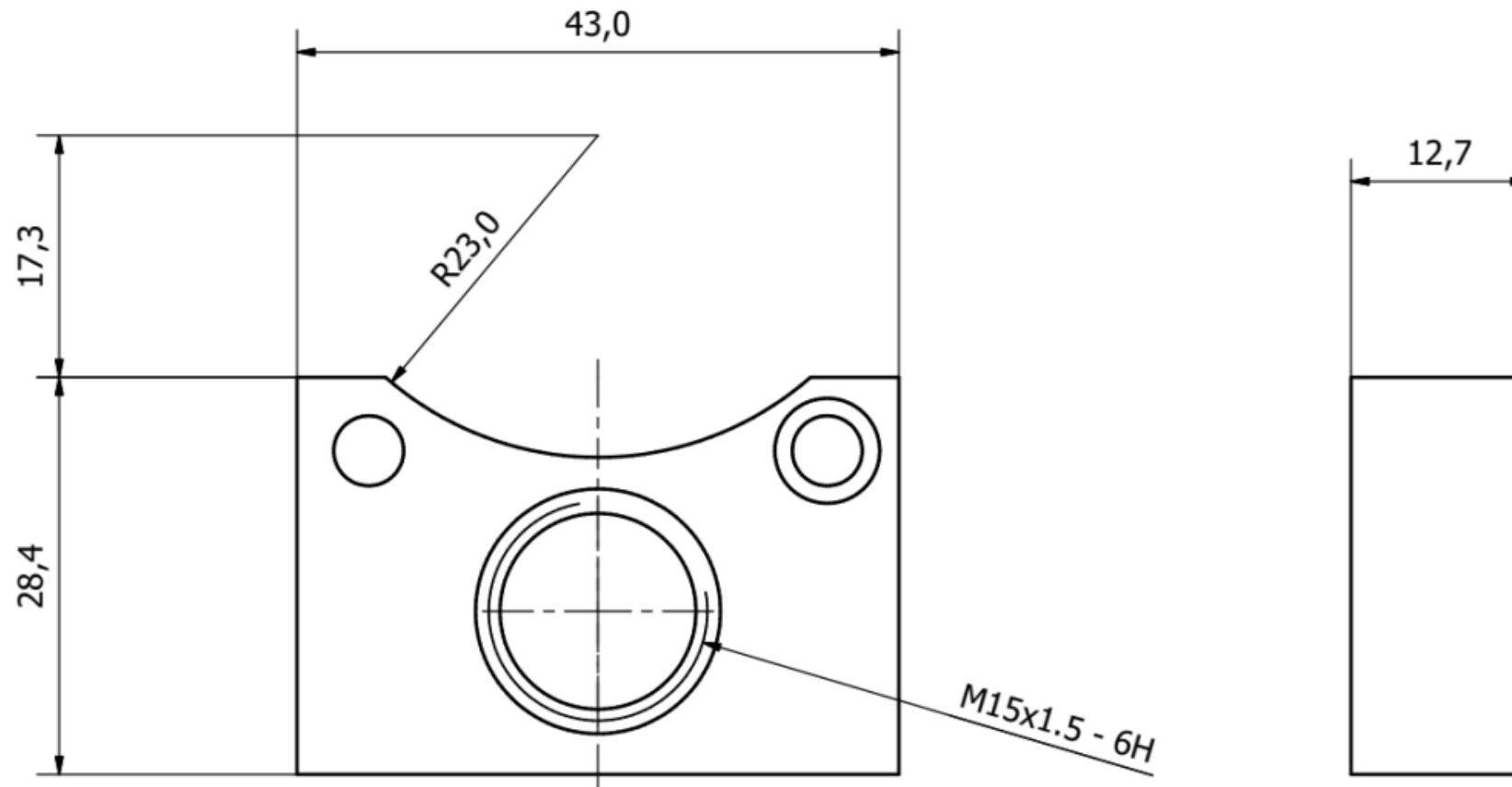


Tolerância Padrão  
± 0,3 mm / ± 0,5°

Escala  
1 : 4

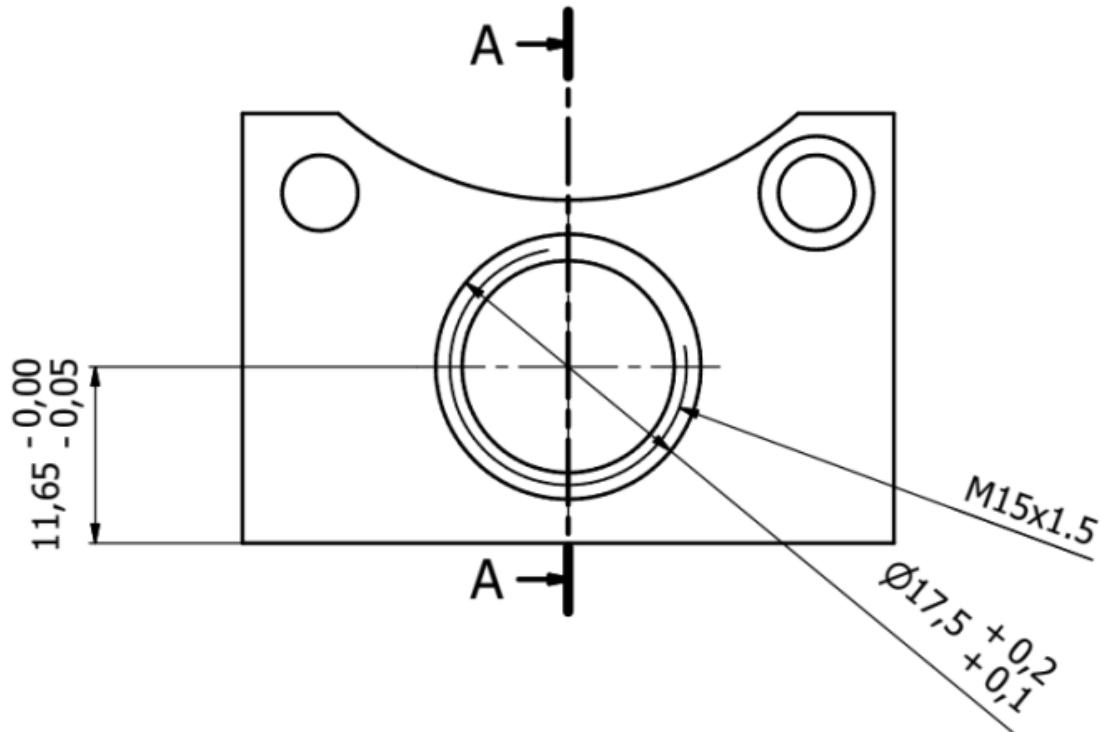
Quant.  
1

Folha  
3 / 3



Autor Luiz H. Piccoli	Verificado por Milton Cortez	Projeto POWER PACK	Código peça ETMICAЕ-04.27-X0	Data 06/10/2017
Laboratório de Biomecatrônica	Título Suporte castanha II		Material Alumínio	
	Tolerância Padrão ± 0,1 mm / ± 0,5°		Escala 2 : 1	Quant. 4

A-A ( 2 : 1 )



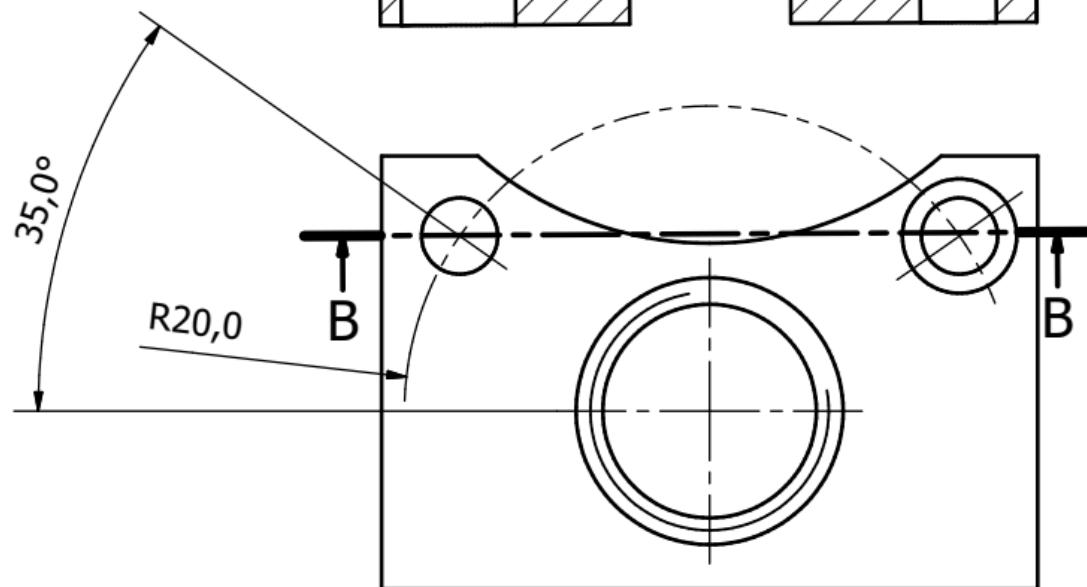
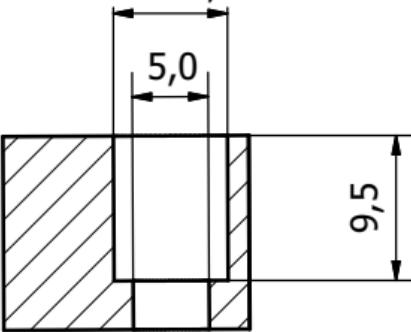
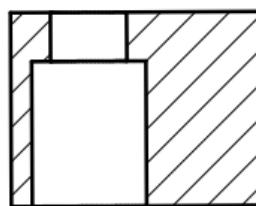
Autor Luiz H. Picolli	Verificado por Milton Cortez	Projeto POWER PACK	Código peça ETMICAЕ-04.27-X0	Data 06/10/2017
Laboratório de Biomecatrônica	Título Suporte castanha II	Material Alumínio		

B-B ( 2 : 1 )

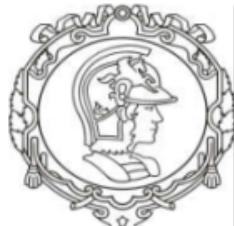
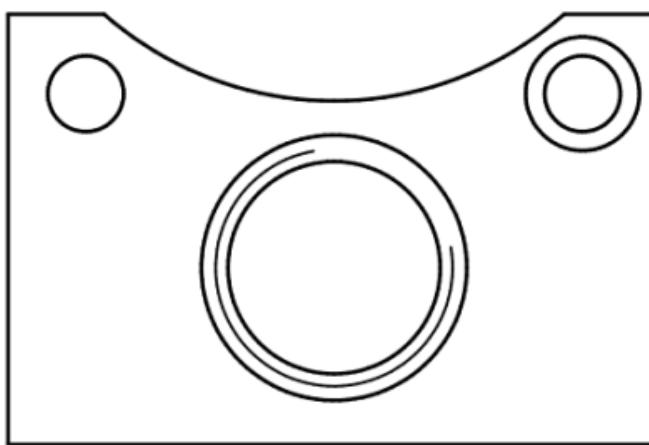
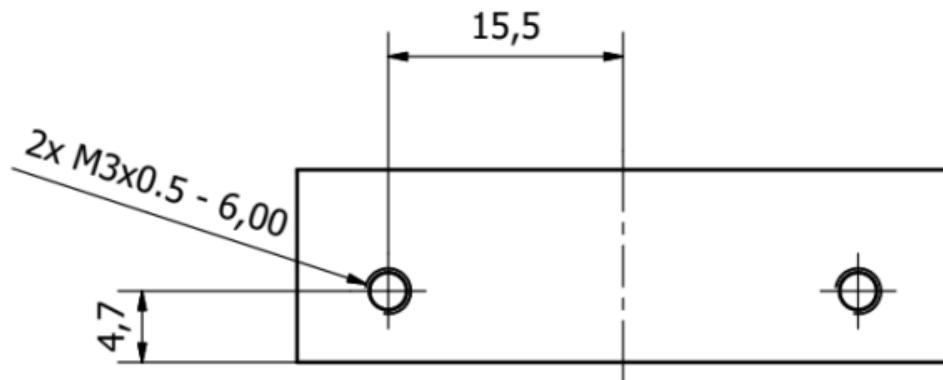
7,486 <sup>+0,015</sup>  
<sub>-0,000</sub>

5,0

9,5



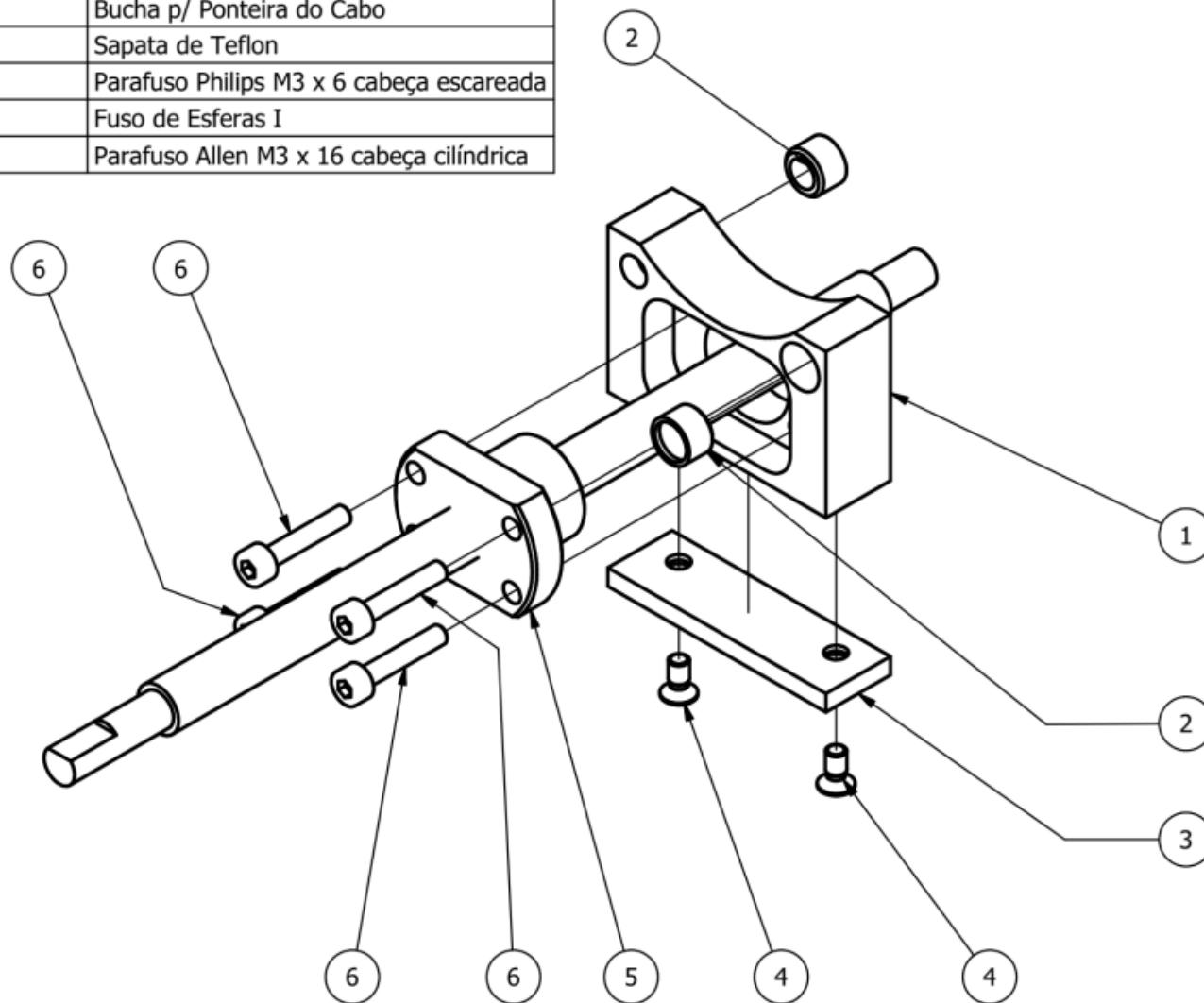
Autor Luiz H. Picolli	Verificado por Milton Cortez	Projeto POWER PACK	Código peça ETMICAЕ-04.27-X0	Data 06/10/2017
Laboratório de Biomecatrônica	Titulo Suporte castanha II	Material Alumínio		



Autor Luiz H. Piccoli	Verificado por Milton Cortez	Projeto POWER PACK	Código peça ETMICAЕ-04.27-X0	Data 06/10/2017
Laboratório de Biomecatrônica	Titulo Suporte castanha II	Material Alumínio		
	Tolerância Padrão ± 0,1 mm / ± 0,5°	Escala 2 : 1	Quant. 4	Folha 4 / 4

LISTA DE PEÇAS

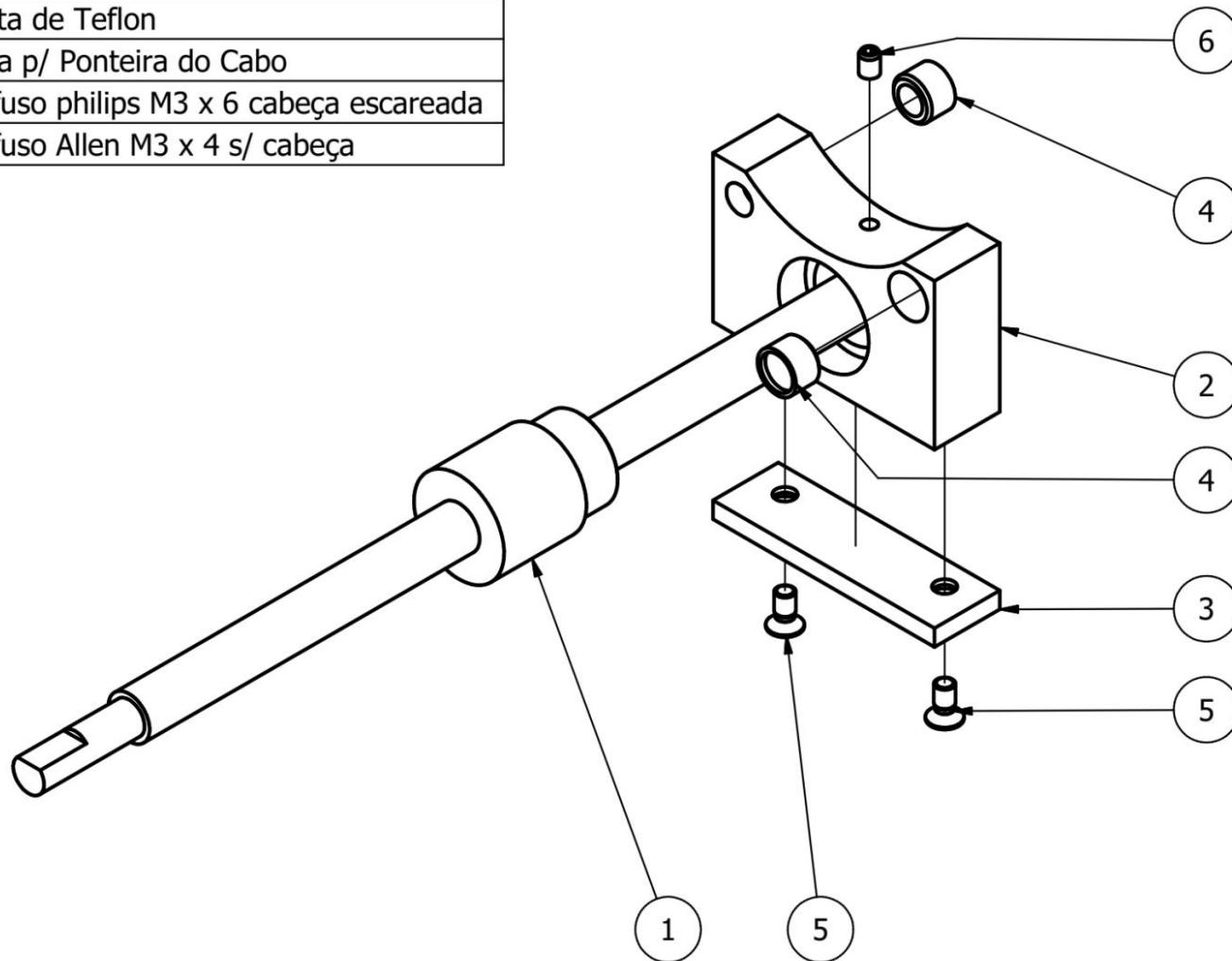
ITEM	QTDE	NÚMERO DA PEÇA	TÍTULO
1	1	ETMICAЕ-04.08-X0	Suporte Castanha I
2	2	ETMICAЕ-04.22-X0	Bucha p/ Ponteira do Cabo
3	1	ETMICAЕ-04.09-X0	Sapata de Teflon
4	2		Parafuso Philips M3 x 6 cabeça escareada
5	1	ETMICAЕ-04.06-X0	Fuso de Esferas I
6	4		Parafuso Allen M3 x 16 cabeça cilíndrica



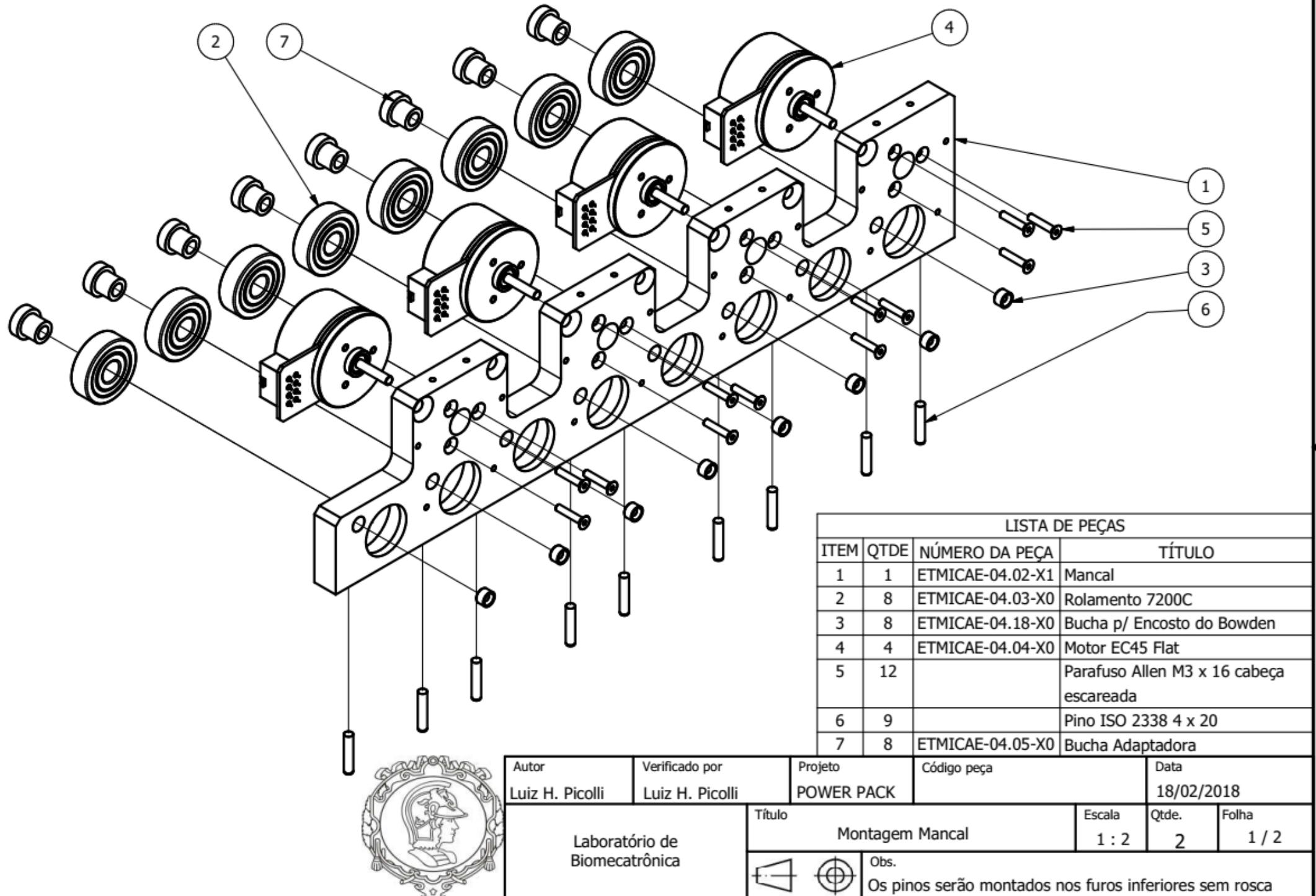
Autor Luiz H. Picolli	Verificado por Luiz H. Picolli	Projeto POWER PACK	Código peça	Data 18/02/2018
Laboratório de Biomecatrônica	Título Montagem Fuso I	Escala 1 : 1	Qtde. 4	Folha 1 / 1

LISTA DE PEÇAS

ITEM	QTDE	NÚMERO DA PEÇA	TÍTULO
1	1	ETMICAЕ-04.07-X0	Fuso de Esferas II
2	1	ETMICAЕ-04.27-X0	Suporte Castanha II
3	1	ETMICAЕ-04.09-X0	Sapata de Teflon
4	2	ETMICAЕ-04.22-X0	Bucha p/ Ponteira do Cabo
5	2		Parafuso philips M3 x 6 cabeça escareada
6	1		Parafuso Allen M3 x 4 s/ cabeça



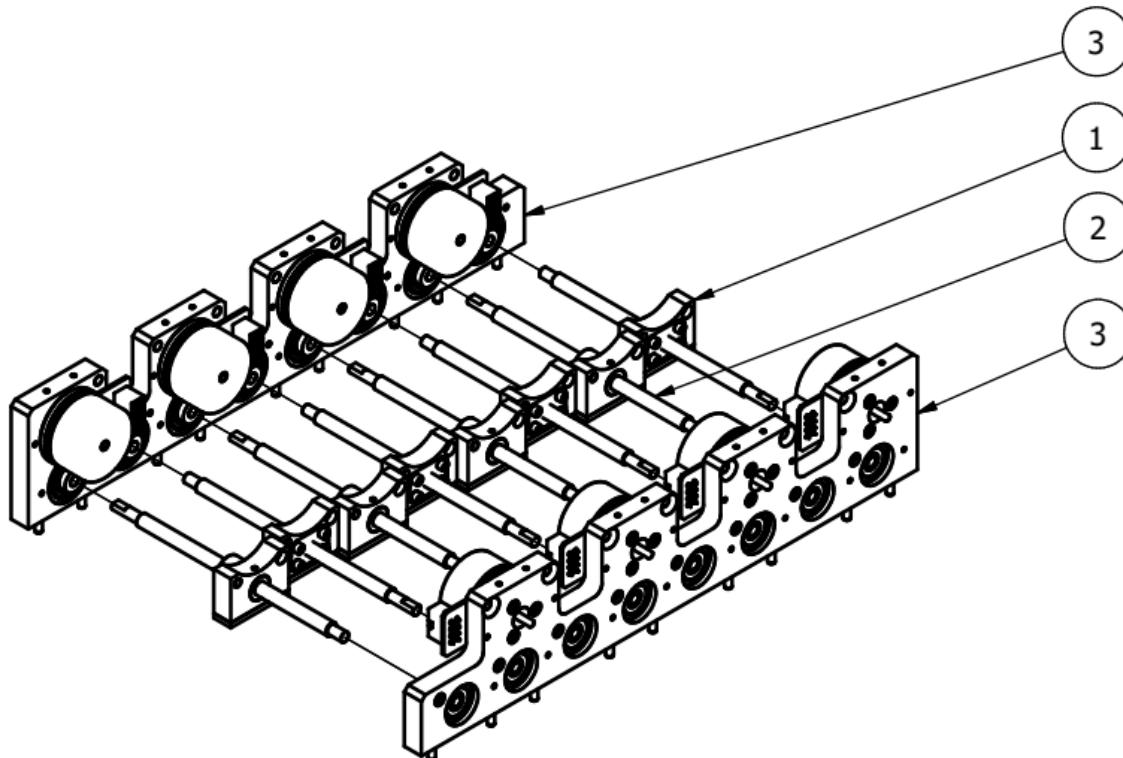
Autor Luiz H. Picolli	Verificado por Luiz H. Picolli	Projeto POWER PACK	Código peça	Data 18/02/2018
Laboratório de Biomecatrônica	Título Montagem Fuso II	Escala 1 : 1	Qtde. 4	Folha 1 / 1



**LISTA DE PEÇAS**

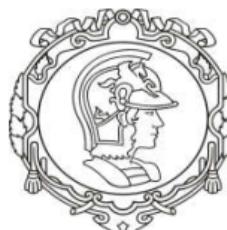
ITEM	QTDE	NÚMERO DA PEÇA	TÍTULO
1	1	ETMICAЕ-04.02-X1	Mancal
2	8	ETMICAЕ-04.03-X0	Rolamento 7200C
3	8	ETMICAЕ-04.18-X0	Bucha p/ Encosto do Bowden
4	4	ETMICAЕ-04.04-X0	Motor EC45 Flat
5	12		Parafuso Allen M3 x 16 cabeça escareada
6	9		Pino ISO 2338 4 x 20
7	8	ETMICAЕ-04.05-X0	Bucha Adaptadora

Autor	Verificado por	Projeto	Código peça	Data
Luiz H. Picolli	Luiz H. Picolli	POWER PACK		18/02/2018
Laboratório de Biomecatrônica		Título	Escala	
		Montagem Mancal	1 : 2	Qtde.
		Obs.	Folha	
		Os pinos serão montados nos furos inferiores sem rosca	2 / 2	

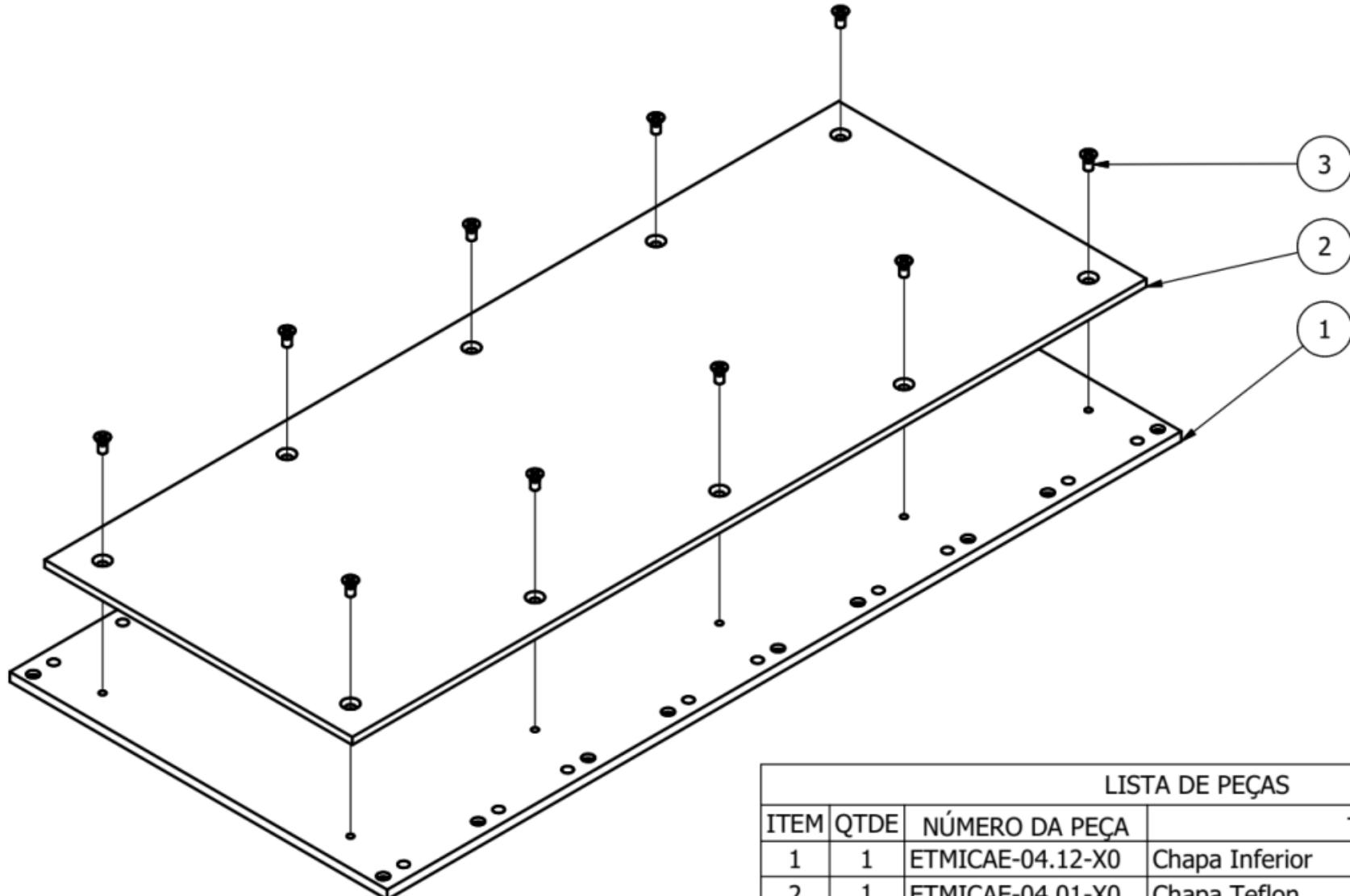


#### LISTA DE PEÇAS

ITEM	QTDE	TÍTULO
1	4	Montagem Fuso I
2	4	Montagem Fuso II
3	2	Montagem Mancal



Autor Luiz H. Picolli	Verificado por Luiz H. Picolli	Projeto POWER PACK	Código peça	Data 18/02/2018		
Título Laboratório de Biomecatrônica		Escala 1 : 4		Qtde. 1	Folha 1 / 1	



LISTA DE PEÇAS

ITEM	QTDE	NÚMERO DA PEÇA	TÍTULO
1	1	ETMICAЕ-04.12-X0	Chapa Inferior
2	1	ETMICAЕ-04.01-X0	Chapa Teflon
3	10		Parafuso Philips M3 x 6 cabeça escareada



Autor  
Luiz H. Picolli

Verificado por  
Luiz H. Picolli

Projeto  
POWER PACK

Código peça

Data  
18/02/2018

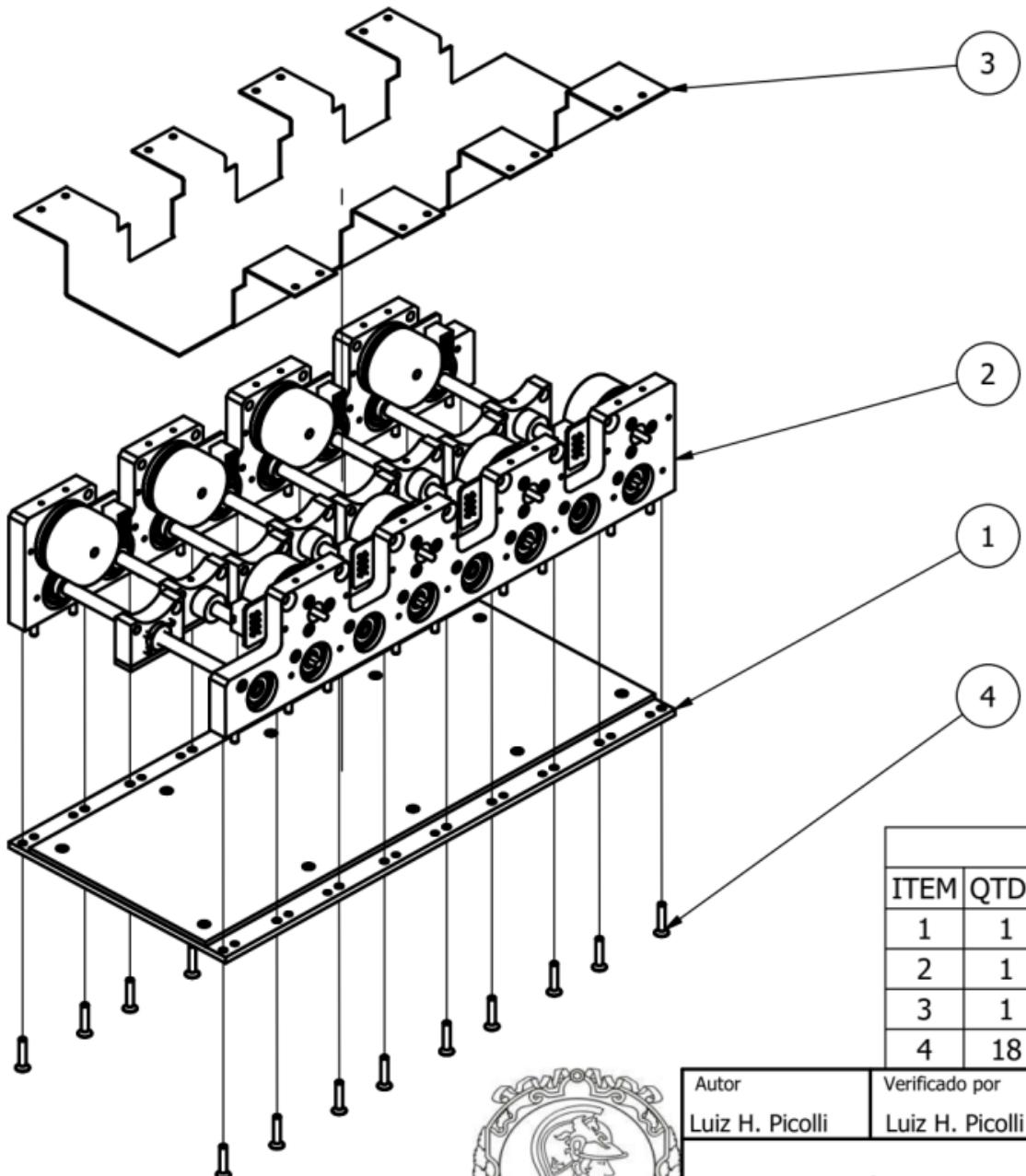
Laboratório de  
Biomecatrônica

Título  
Montagem Chapa Inferior

Escala  
1 : 2  
Qtde.  
1  
Folha  
1 / 1



Obs.



LISTA DE PEÇAS

ITEM	QTDE	NÚMERO DA PEÇA	TÍTULO
1	1		Chapa Inferior
2	1		Casamento Mancais-Fusos
3	1	ETMICAЕ-04.23-X2	Chapa Baterias
4	18		Parafuso Allen M4 x 20 cabeça escareada

Autor

Luiz H. Picolli

Verificado por

Luiz H. Picolli

Projeto

POWER PACK

Código peça

Data

18/02/2018



Laboratório de  
Biomecatrônica

Título

Casamento Chapas

Escala

1 : 4

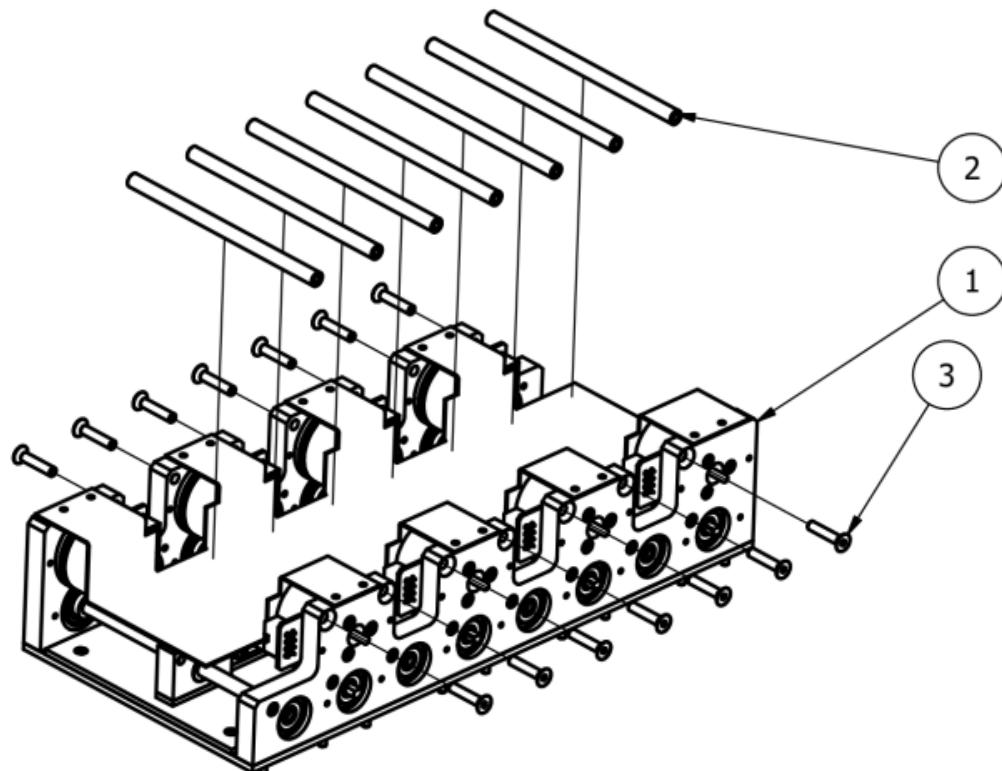
Qtde.

1

Folha

1 / 1



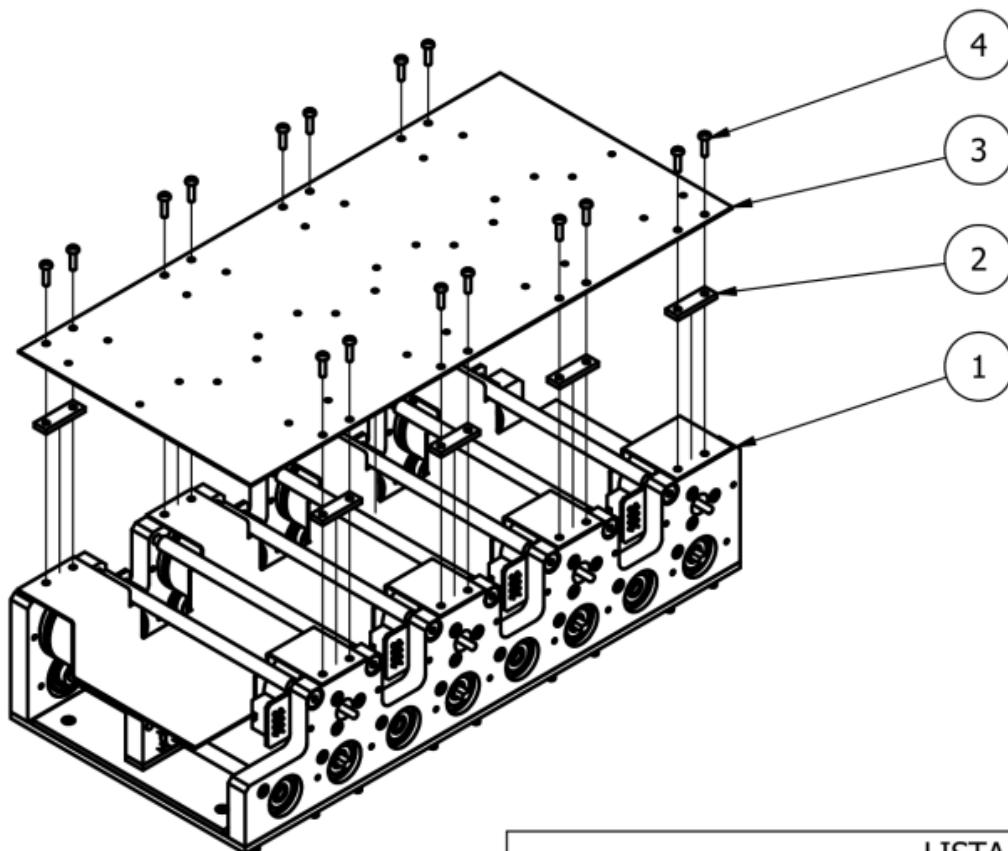


**LISTA DE PEÇAS**

ITEM	QTDE	NÚMERO DA PEÇA	TÍTULO
1	1	Casamento Chapas-i	Casamento Chapas
2	7	ETMICAЕ-04.19-X0	Tirante
3	14		Parafuso Allen M5 x 25 cabeça escareada



Autor Luiz H. Picolli	Verificado por Luiz H. Picolli	Projeto POWER PACK	Código peça	Data 18/02/2018
Título Montagem Tirantes		Escala 1 : 4	Qtde. 1	Folha 1 / 1
  Obs.				

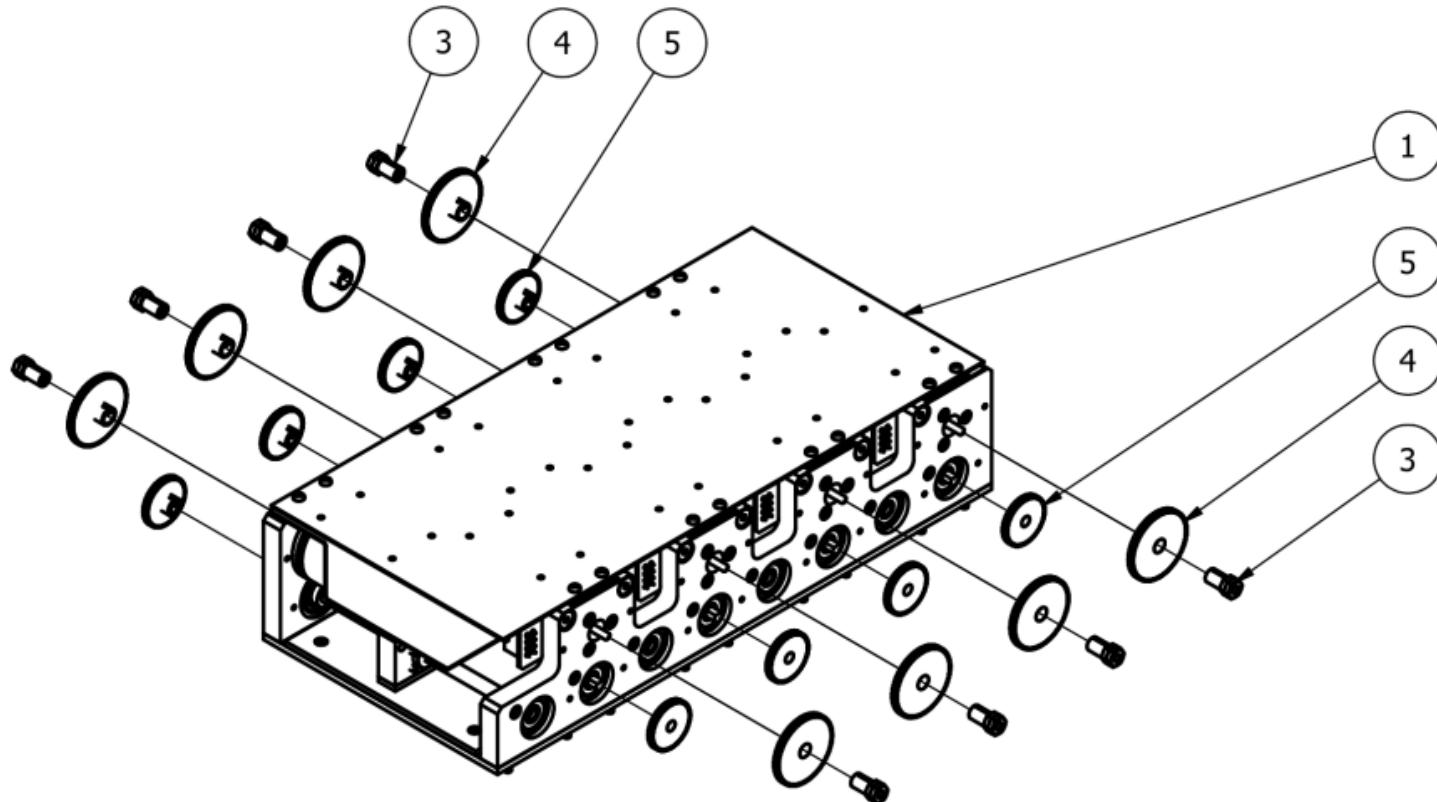


**LISTA DE PEÇAS**

ITEM	QTDE	NÚMERO DA PEÇA	TÍTULO
1	1		Montagem Tirantes
2	8	ETMICAЕ-04.25-X0	Espaçador
3	1	ETMICAЕ-04.26-X0	Chapa Superior
4	16		Parafuso Philips M3 x 12 cabeça redonda

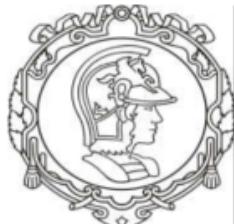


Autor Luiz H. Picolli	Verificado por Luiz H. Picolli	Projeto POWER PACK	Código peça	Data 18/02/2018
Laboratório de Biomecatrônica	Título Montagem Chapa Sup	Escala 1 : 4	Qtde. 1	Folha 1 / 1



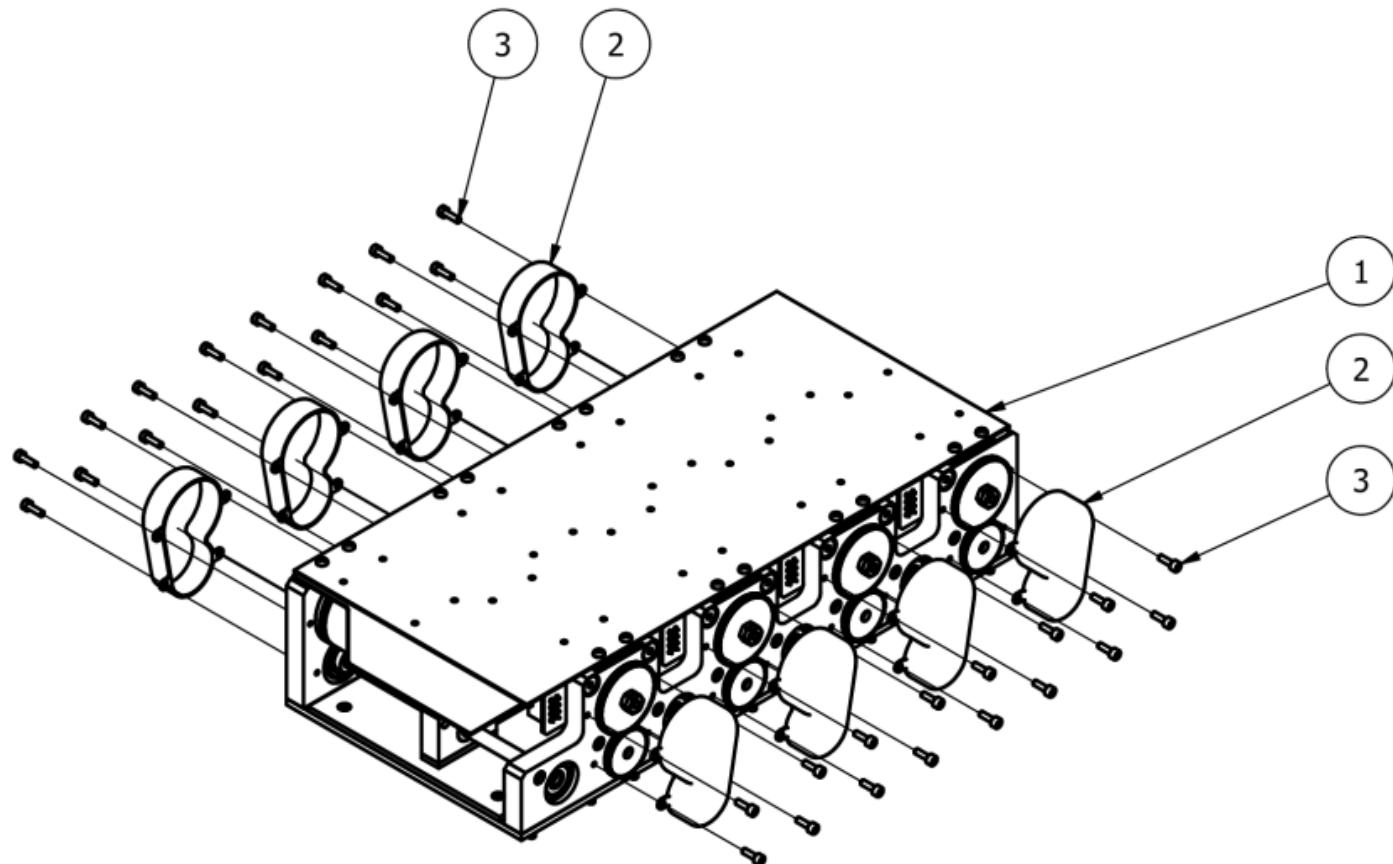
#### LISTA DE PEÇAS

ITEM	QTDE	NÚMERO DA PEÇA	TÍTULO
1	1	Montagem Chapa Sup	
2	8	ETMICAЕ-04.24-X0	Bucha de Encosto
3	8	ETMICAЕ-04.12-X0	Shaftloc
4	8	ETMICAЕ-04.11-X0	Engrenagem 40 mm
5	8	ETMICAЕ-04.10-X0	Engrenagem 28 mm



Autor Luiz H. Picolli	Verificado por Luiz H. Picolli	Projeto POWER PACK	Código peça	Data 18/02/2018		
Título Montagem Engrenagem		Escala 1 : 4	Qtde. 1	Folha 1 / 1		



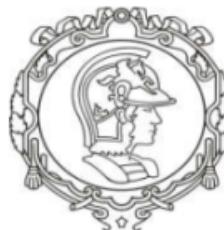
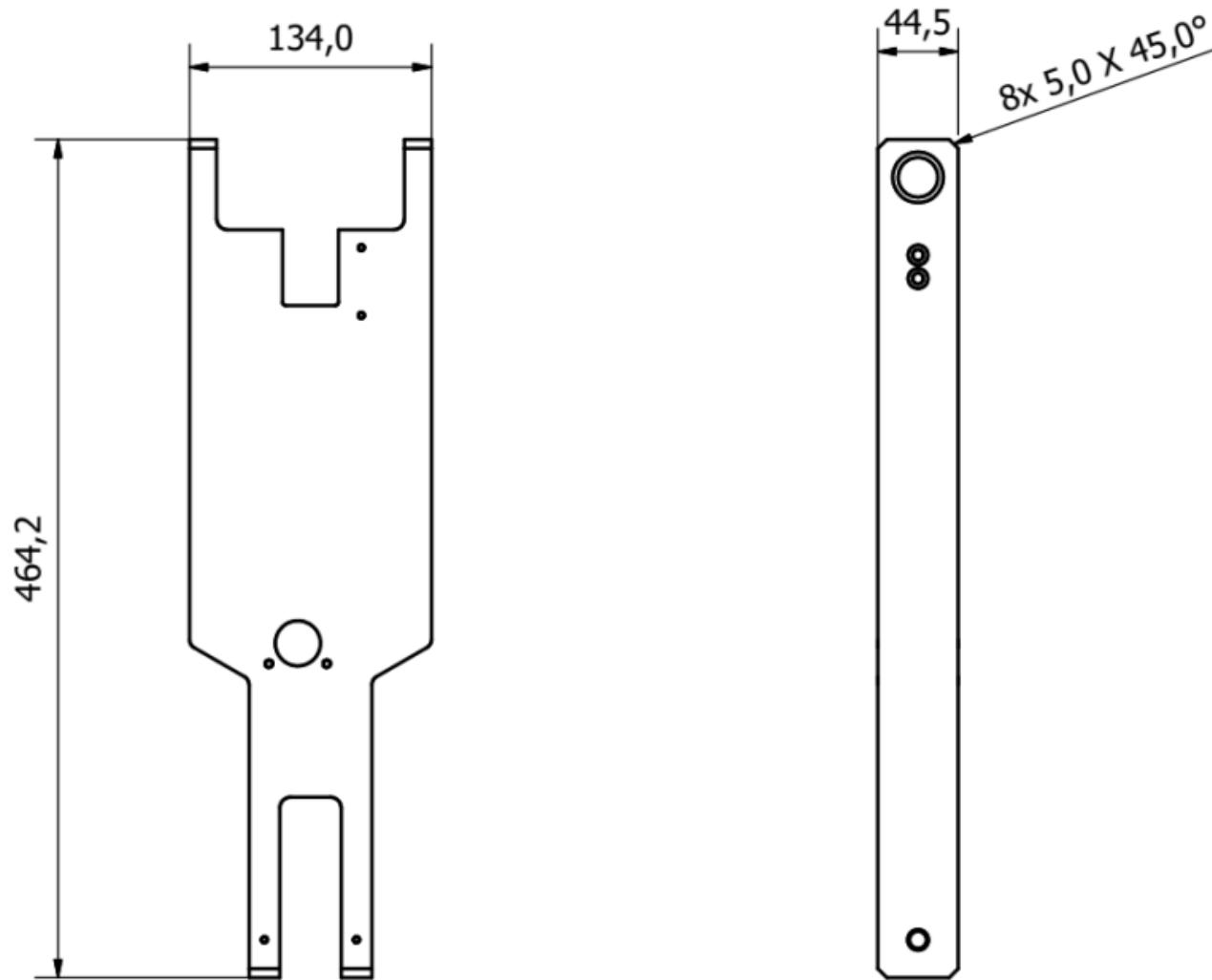


LISTA DE PEÇAS				TÍTULO
ITEM	QTDE	NÚMERO DA PEÇA		
1	1			Montagem Engrenagens
2	8	ETMICAЕ-04-21-X0		
3	32			Parafuso M3 x 10 cabeça cilíndrica

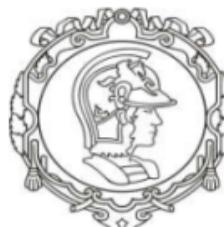
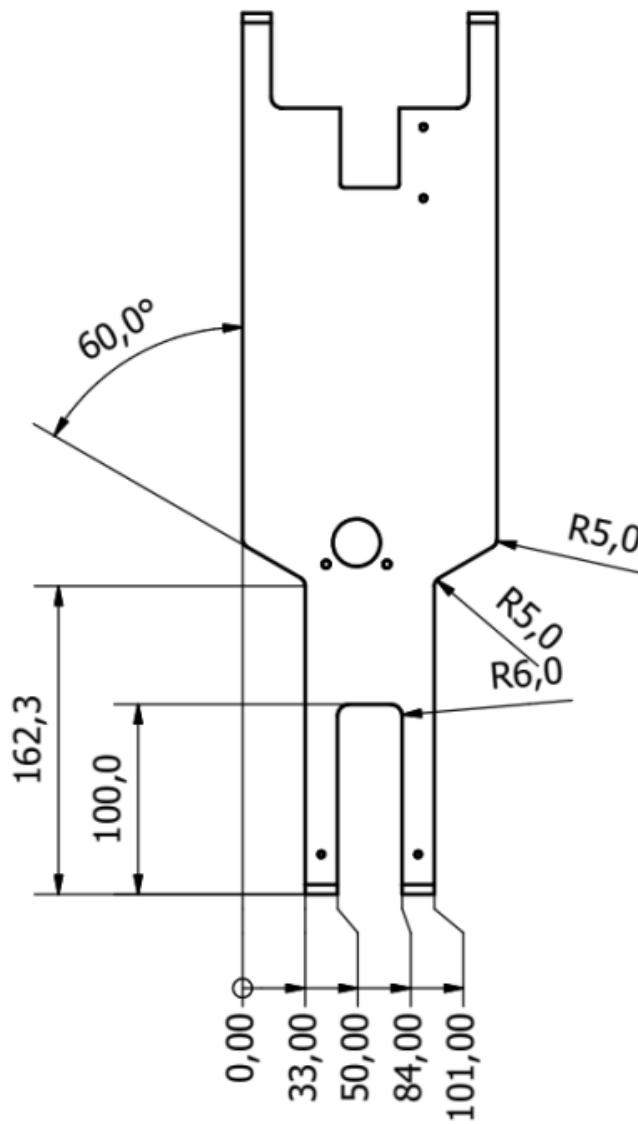


Autor Luiz H. Picolli	Verificado por Luiz H. Picolli	Projeto POWER PACK	Código peça	Data 18/02/2018
Laboratório de Biomecatrônica	Título Montagem Proteções	Escala 1 : 4	Qtde. 1	Folha 1 / 1

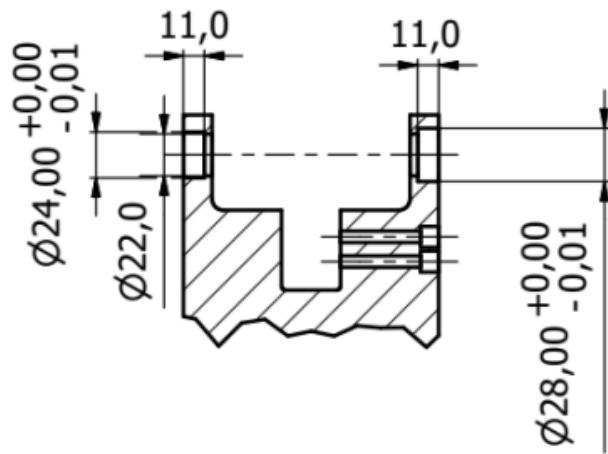
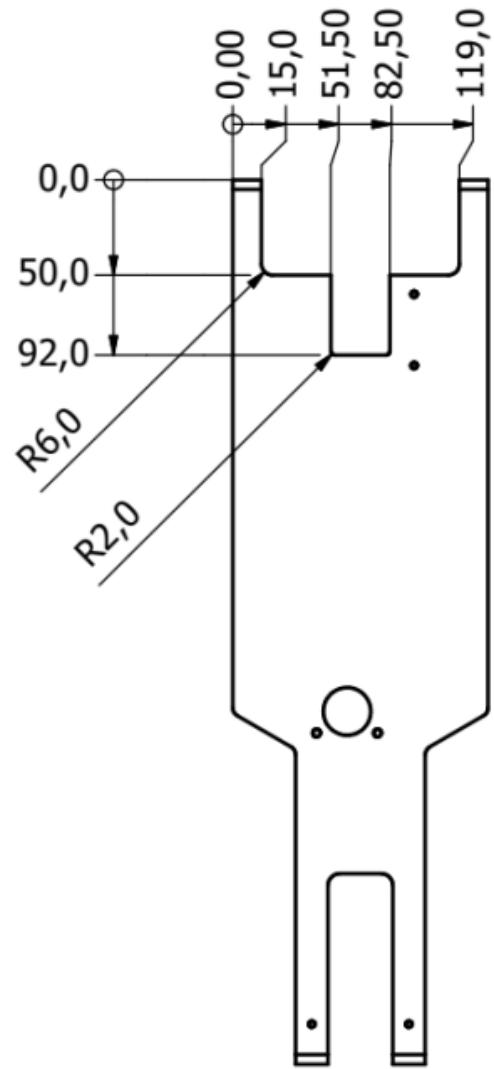
## **Apêndice C – Desenhos de fabricação do subsistema de sensoriamento do quadril, joelho e tornozelo**



Autor Luiz H. Picolli	Verificado por Rafael Moura e Fernando Salhani	Código PRA-01.00-X2	Data 18/01/2018
LAB. DE BIOMECATRÔNICA	Título Coxa	Material Aluminum 6061	Qnt. 1
	Escala 1 : 4	Tolerância Padrão $\pm 0,2 \text{ mm} / \pm 0,1^\circ$	Folha 1 de 5



Autor Luiz H. Picolli	Verificado por Rafael Moura e Fernando Salhani	Código PRA-01.00-X2	Data 18/01/2018
LAB. DE BIOMECATRÔNICA	Título Coxa	Material Aluminum 6061	Qnt. 1
	Escala 1 : 4	Tolerância Padrão ± 0,2 mm / ± 0,1°	Folha 2 de 5

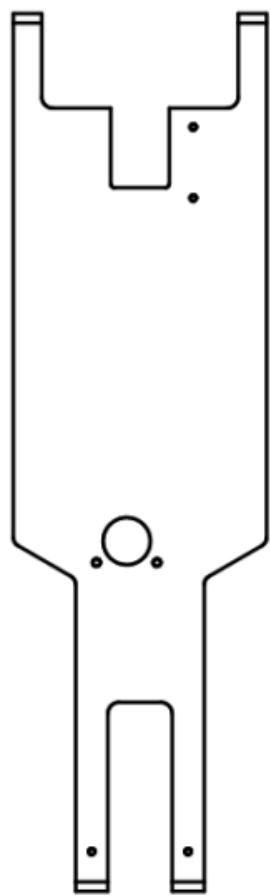


A-A (1 : 4)

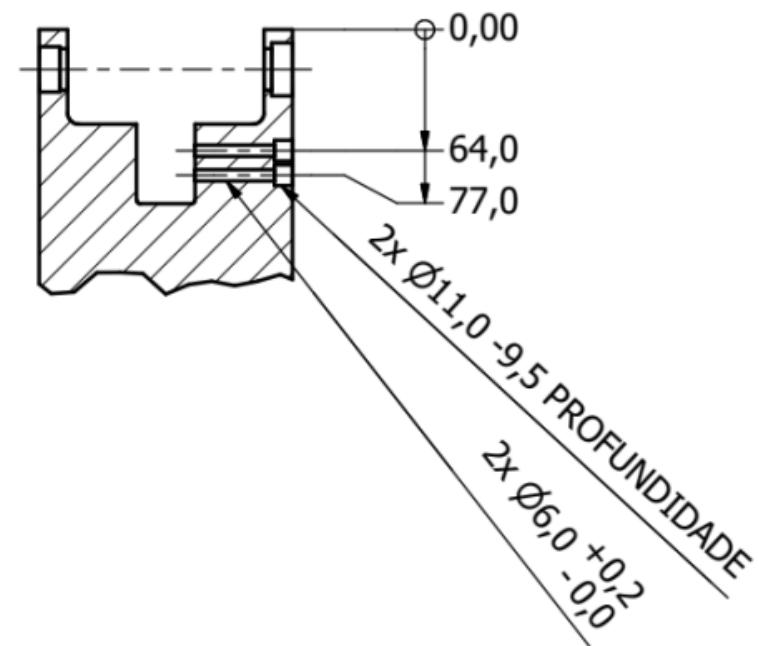
B-B (1 : 4)



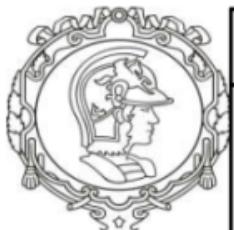
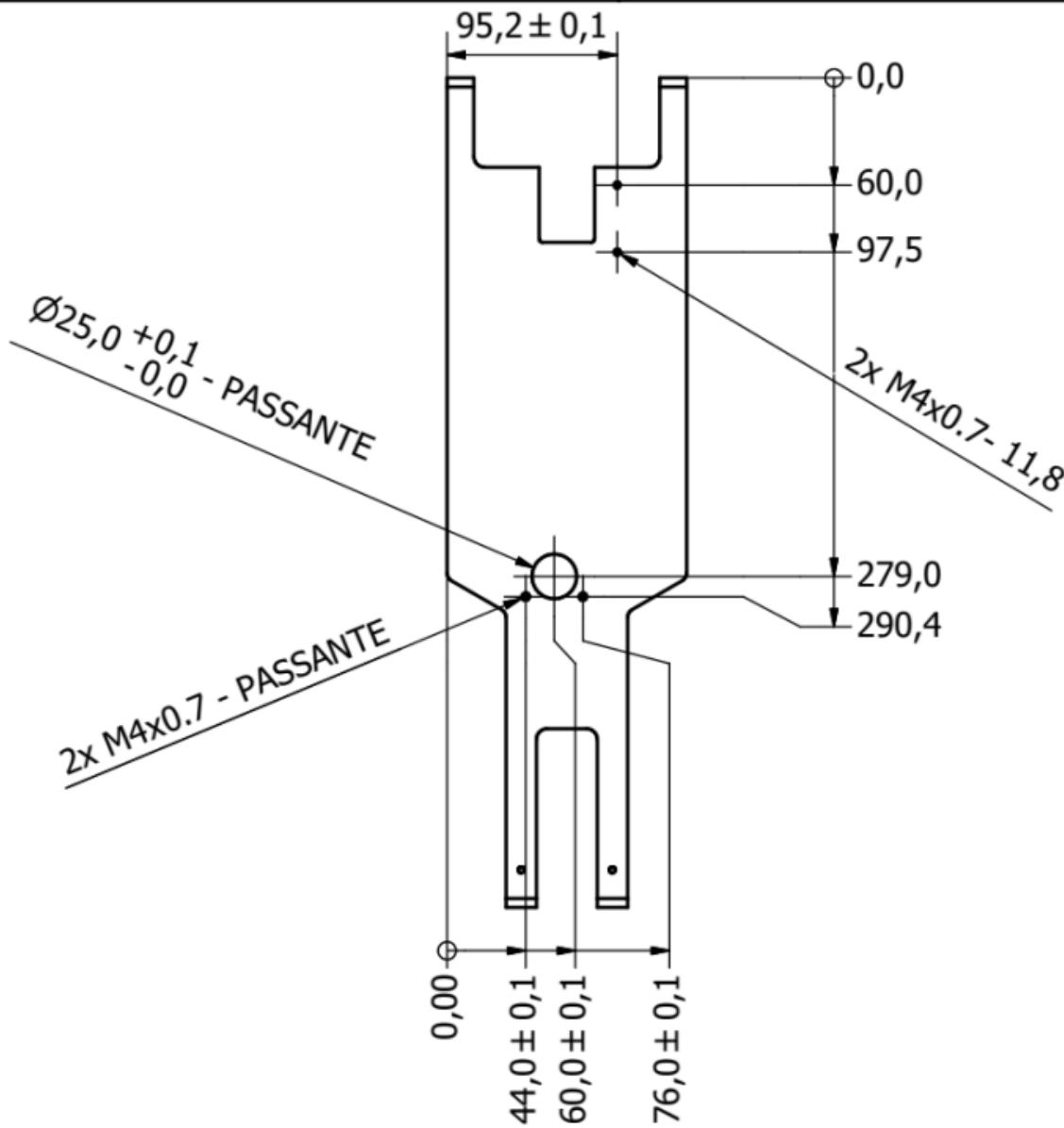
Autor Luiz H. Picolli	Verificado por Rafael Moura e Fernando Salhani	Código PRA-01.00-X2	Data 18/01/2018
LAB. DE BIOMECATRÔNICA	Título Coxa	Material Aluminum 6061	Qnt. 1
	Escala 1 : 4	Tolerância Padrão $\pm 0,2 \text{ mm} / \pm 0,1^\circ$	Folha 3 de 5



C-C ( 1 : 4 )



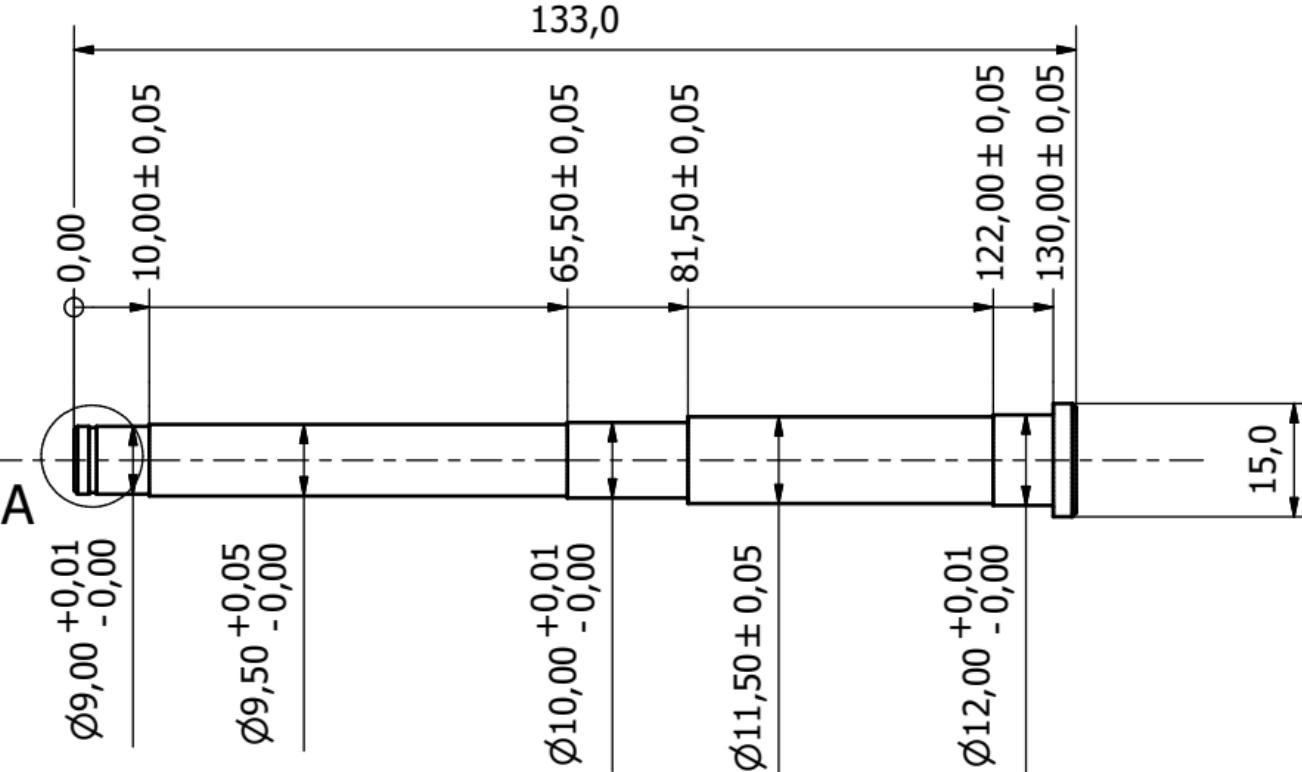
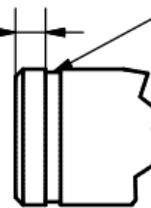
Autor Luiz H. Picolli	Verificado por Rafael Moura e Fernando Salhani	Código PRA-01.00-X2	Data 18/01/2018
LAB. DE BIOMECATRÔNICA	Título Coxa	Material Aluminum 6061	Qnt. 1
	Escala 1 : 4	Tolerância Padrão $\pm 0,2 \text{ mm} / \pm 0,1^\circ$	Folha 4 de 5



Autor Luiz H. Picolli	Verificado por Rafael Moura e Fernando Salhani	Código PRA-01.00-X2	Data 18/01/2018
LAB. DE BIOMECATRÔNICA	Título Coxa	Material Aluminum 6061	Qnt. 1
	Escala 1 : 4	Tolerância Padrão ± 0,2 mm / ± 0,1°	Folha 5 de 5

A ( 2 : 1 )

2,0 ± 0,1



Autor  
Luiz H. Picolli

Verificado por  
Rafael Moura e Fernando Salhani

Código  
PRA-01.01-X0

Data  
17/01/2018

LAB. DE  
BIOMECATRÔNICA

Título  
Eixo Quadril

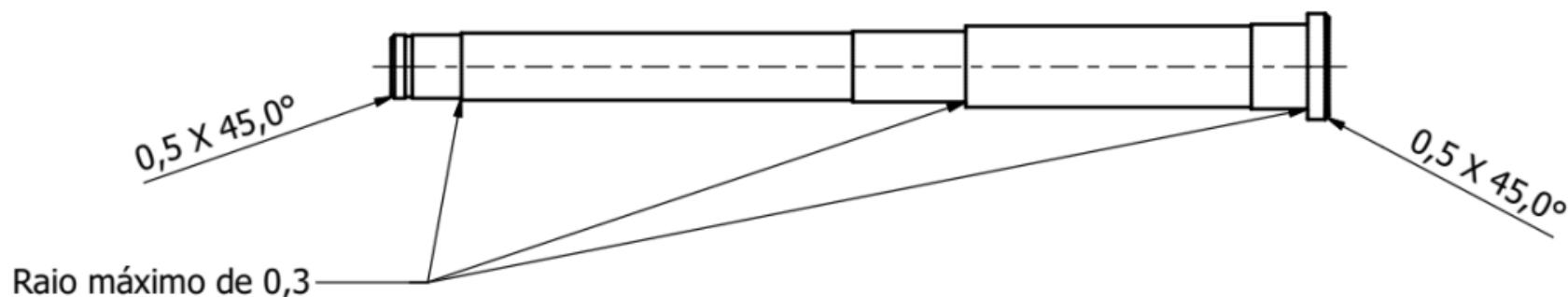
Material  
Aço SAE 8620

Qty.  
1

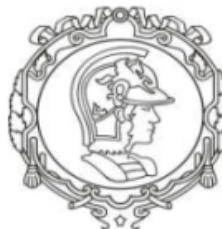
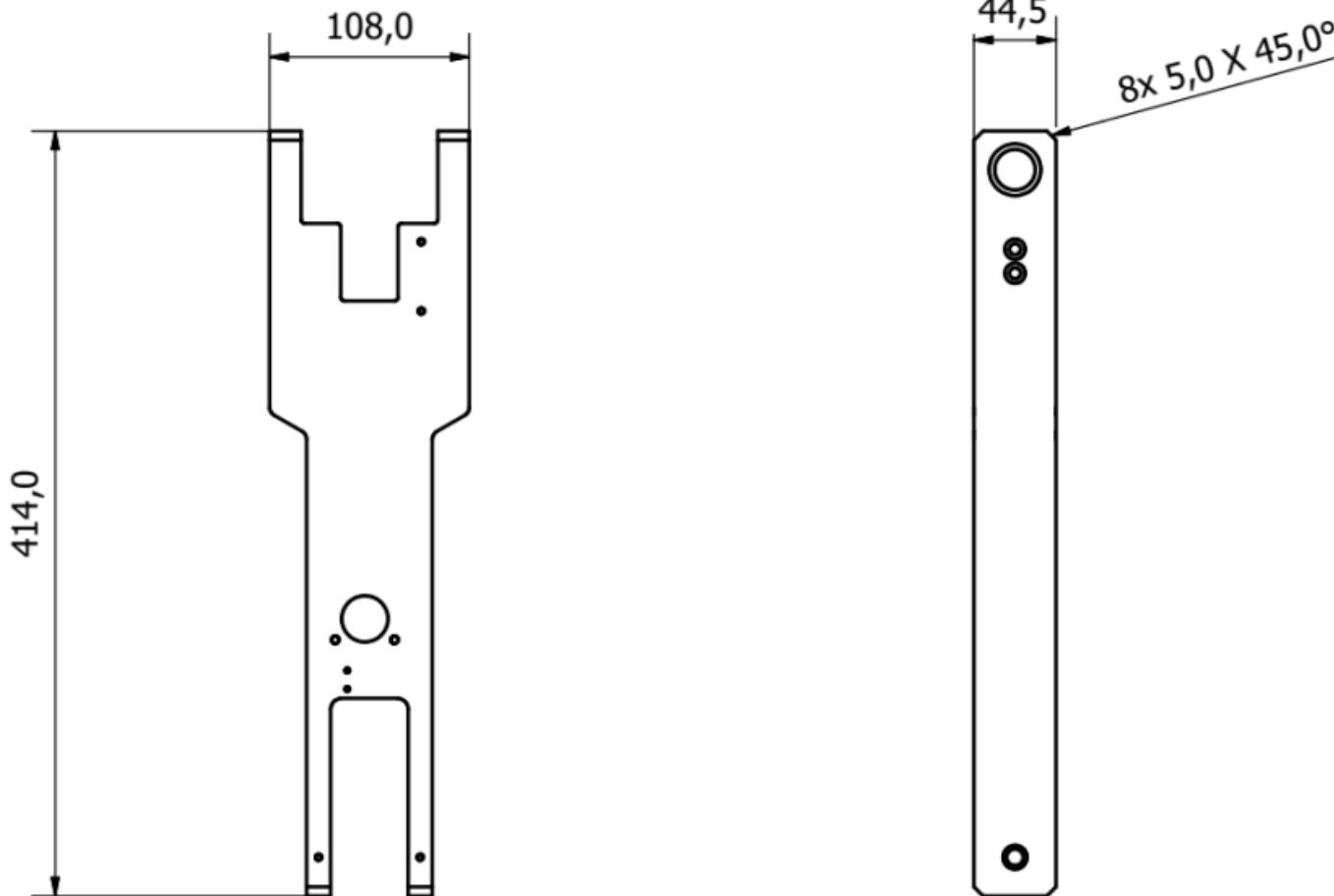
Escala  
1 : 1

Tolerância Padrão  
± 0,2 mm / ± 0,1°

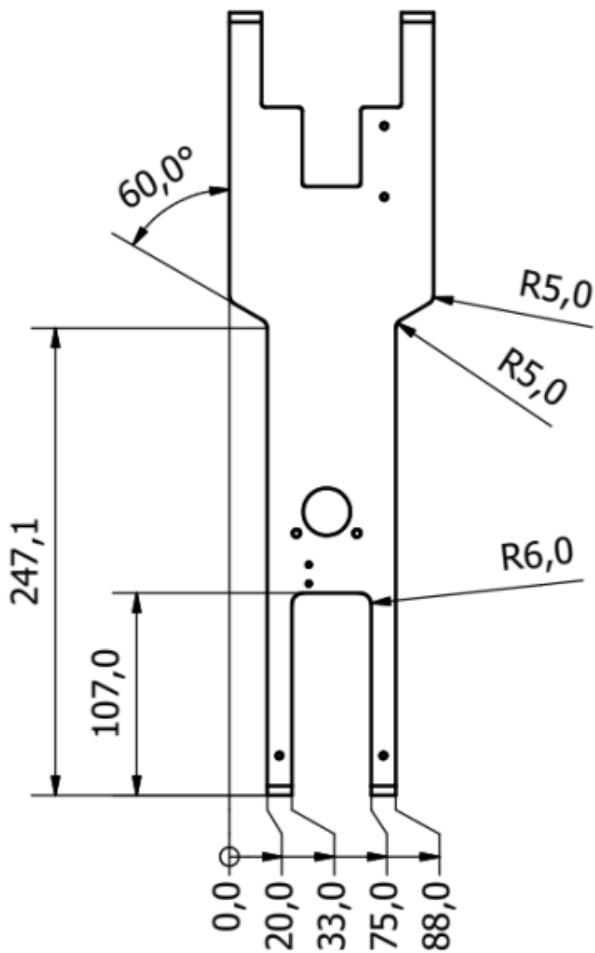
Folha  
1 de 2

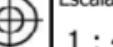


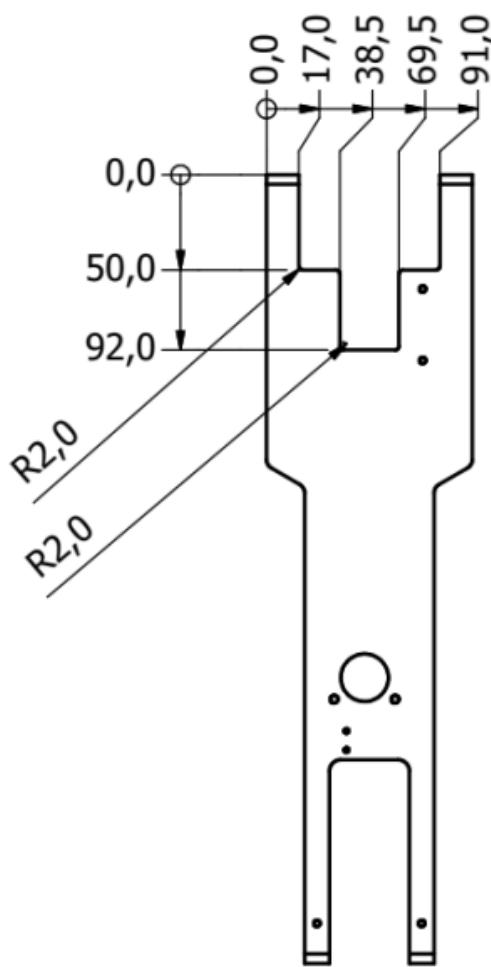
Autor Luiz H. Picolli	Verificado por Rafael Moura e Fernando Salhani	Código PRA-01.01-X0	Data 17/01/2018
LAB. DE BIOMECATRÔNICA	Título Eixo Quadril	Material Aço SAE 8620	Qty. 1
	  Escala 1 : 1	Tolerância Padrão $\pm 0,2 \text{ mm} / \pm 0,1^\circ$	Folha 2 de 2



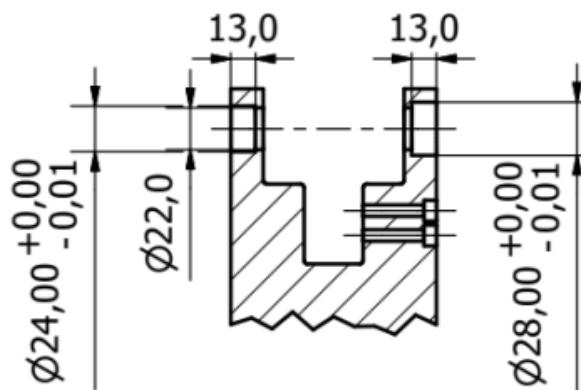
Autor Victoria L. A. Coutinho	Verificado por Rafael Moura e Fernando Salhani	Código PRA-01.02-X0	Data 20/01/2018
LAB. DE BIOMECATRÔNICA	Título Panturrilha	Material Aluminum 6061	Qnt. 1
	  Escala 1 : 4	Tolerância Padrão $\pm 0,2 \text{ mm} / \pm 0,1^\circ$	Folha 1 de 5



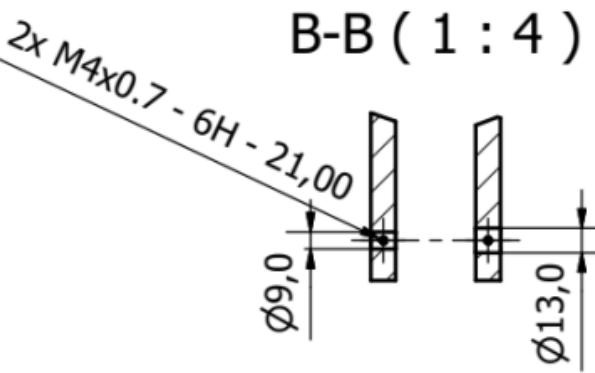
Autor Victoria L. A. Coutinho	Verificado por Rafael Moura e Fernando Salhani	Código PRA-01.02-X0	Data 20/01/2018
LAB. DE BIOMECATRÔNICA	Título Panturilha	Material Aluminum 6061	Qnt. 1
	 	Escala 1 : 4	Tolerância Padrão $\pm 0,2 \text{ mm} / \pm 0,1^\circ$



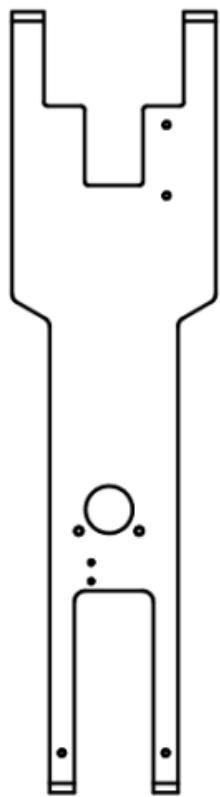
A-A ( 1 : 4 )



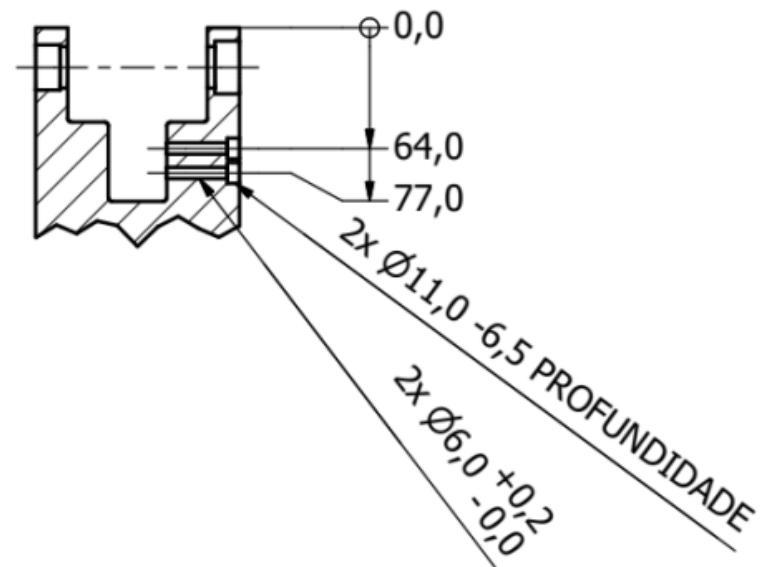
B-B ( 1 : 4 )



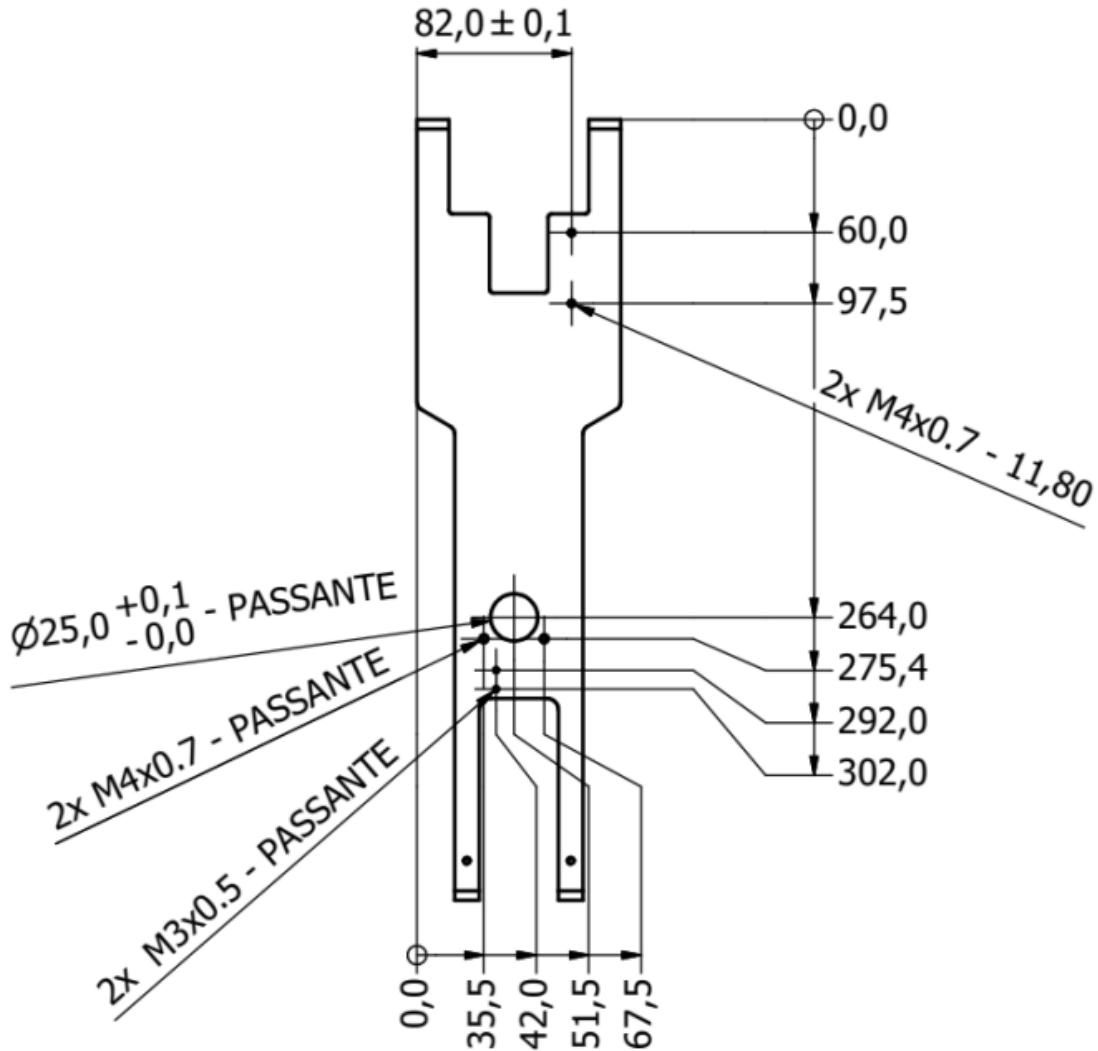
Autor Victoria L. A. Coutinho	Verificado por Rafael Moura e Fernando Salhani	Código PRA-01.02-X0	Data 20/01/2018
LAB. DE BIOMECATRÔNICA	Título Panturrilha	Material Aluminum 6061	Qnt. 1
	Escala 1 : 4	Tolerância Padrão $\pm 0,2 \text{ mm} / \pm 0,1^\circ$	Folha 3 de 5



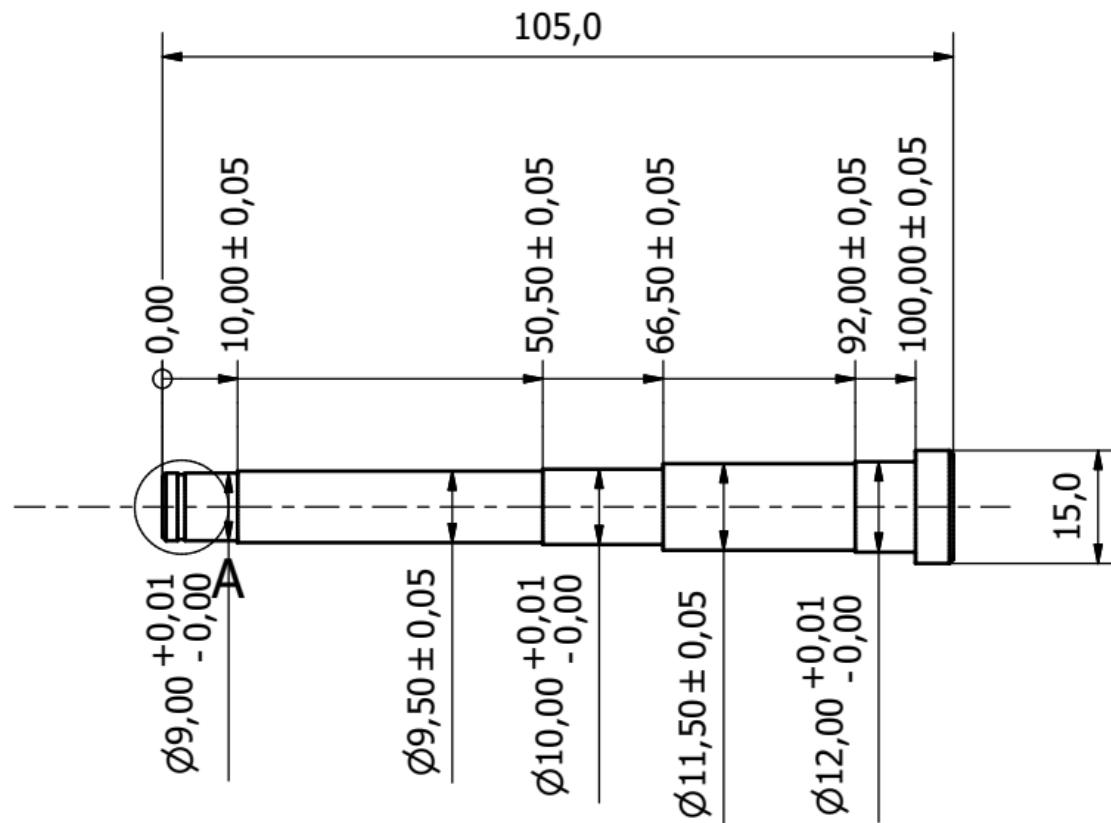
C-C ( 1 : 4 )



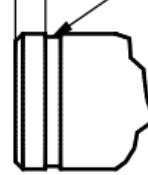
Autor Victoria L. A. Coutinho	Verificado por Rafael Moura e Fernando Salhani	Código PRA-01.02-X0	Data 20/01/2018
LAB. DE BIOMECATRÔNICA	Título Panturrilha	Material Aluminum 6061	Qnt. 1
	Escala 1 : 4	Tolerância Padrão ± 0,2 mm / ± 0,1°	Folha 4 de 5



Autor Victoria L. A. Coutinho	Verificado por Rafael Moura e Fernando Salhani	Código PRA-01.02-X0	Data 20/01/2018
LAB. DE BIOMECATRÔNICA	Título Panturrilha	Material Aluminum 6061	Qnt. 1
	Escala 1 : 4	Tolerância Padrão $\pm 0,2 \text{ mm} / \pm 0,1^\circ$	Folha 5 de 5



A ( 2 : 1 )



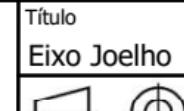
Autor  
Luiz H. Piccoli

Verificado por  
Rafael Moura e Fernando Salhani

Código  
PRA-01.03-X0

Data  
17/01/2018

LAB. DE  
BIOMECATRÔNICA



Título  
Eixo Joelho

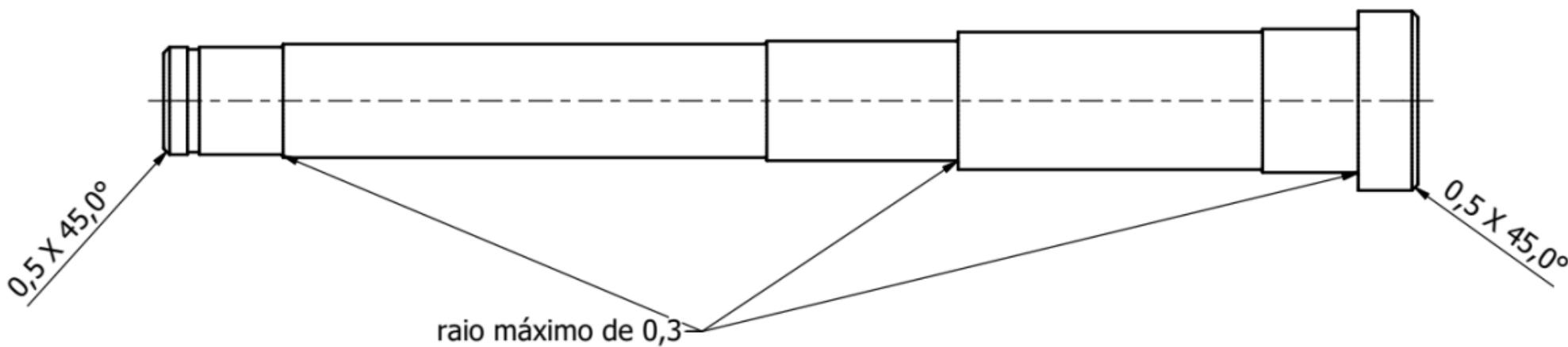
Material  
Aço SAE 8620

Qnt.  
1

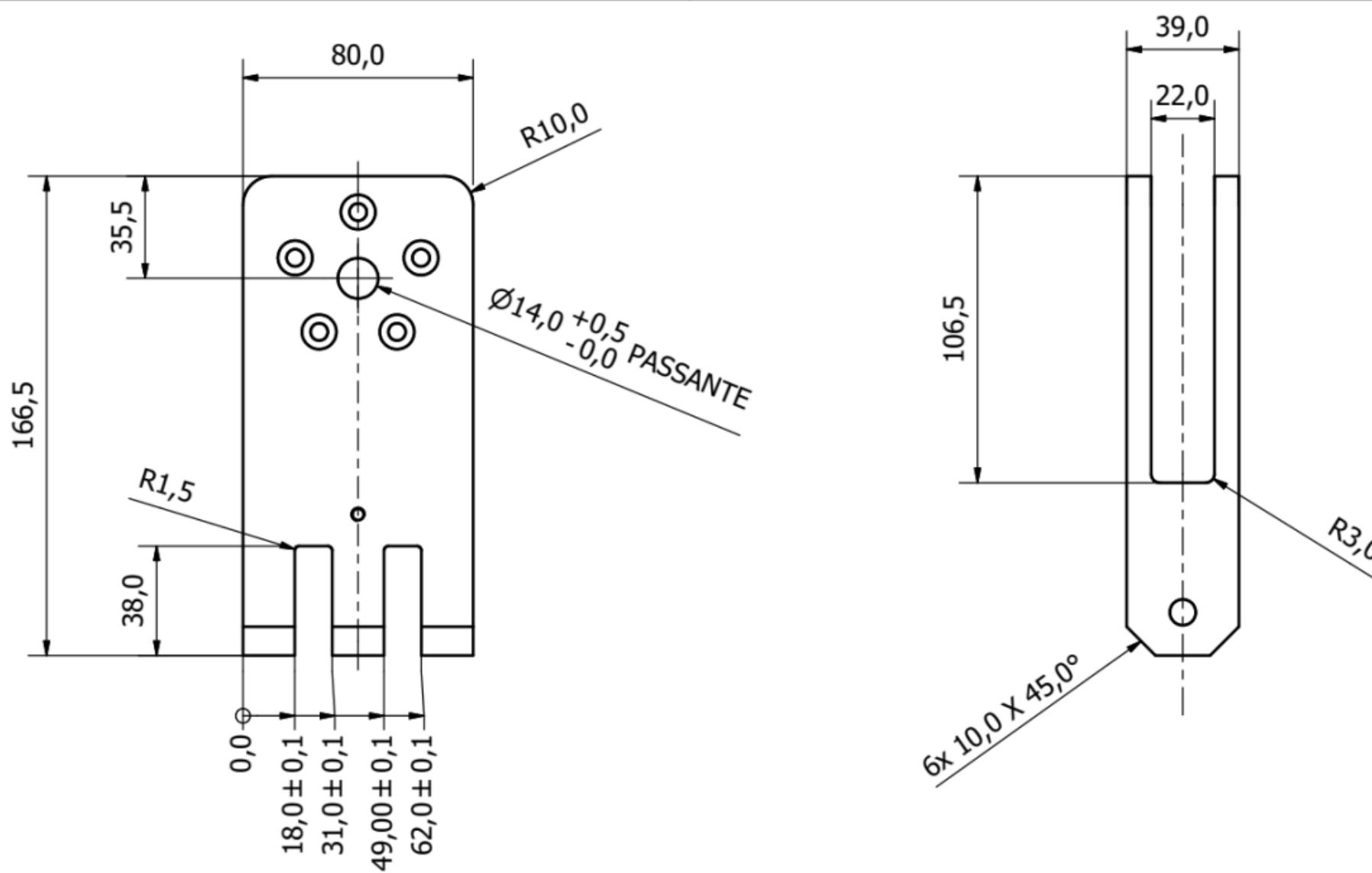
Escala  
1 : 1

Tolerância Padrão  
± 0,2 mm / ± 0,1°

Folha  
1 de 2



Autor Luiz H. Picolli	Verificado por Rafael Moura e Fernando Salhani	Código PRA-01.03-X0	Data 17/01/2018
LAB. DE BIOMECATRÔNICA	Título Eixo Joelho	Material Aço SAE 8620	Qnt. 1
	Escala 2 : 1	Tolerância Padrão $\pm 0,2 \text{ mm} / \pm 0,1^\circ$	Folha 2 de 2



Autor  
Victoria L. A. Coutinho

Verificado por  
Rafael Moura e Fernando Salhani

Código  
PRA-01.04-X0

Data  
20/01/2018

LAB. DE  
BIOMECATRÔNICA

Título  
Tornozelo I

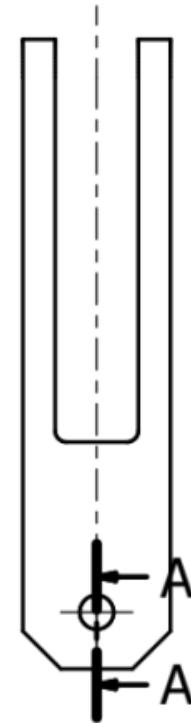
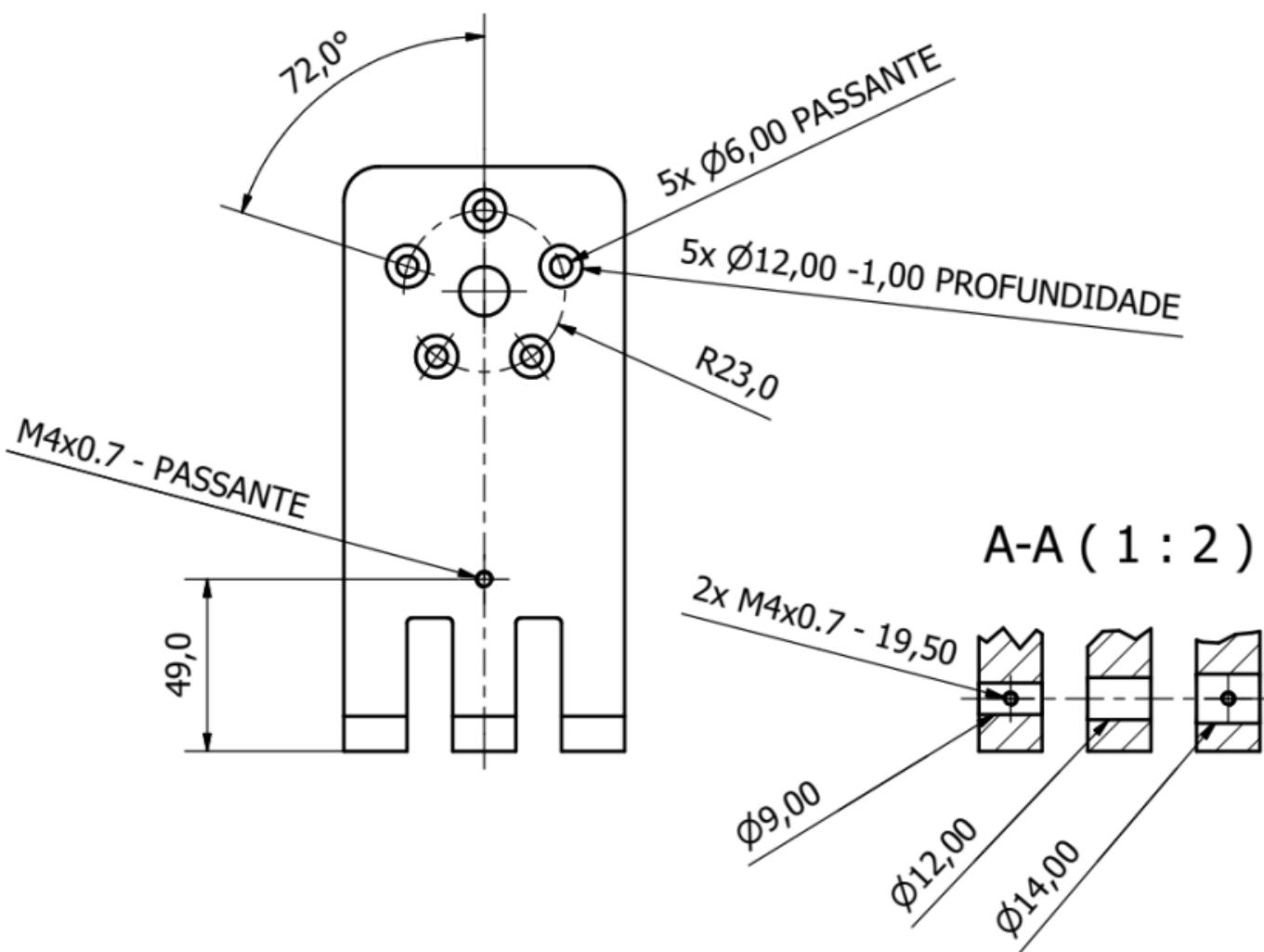
Material  
Aluminum 6061

Qty.  
1

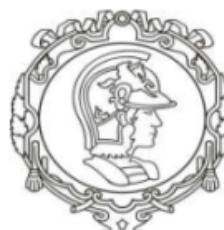
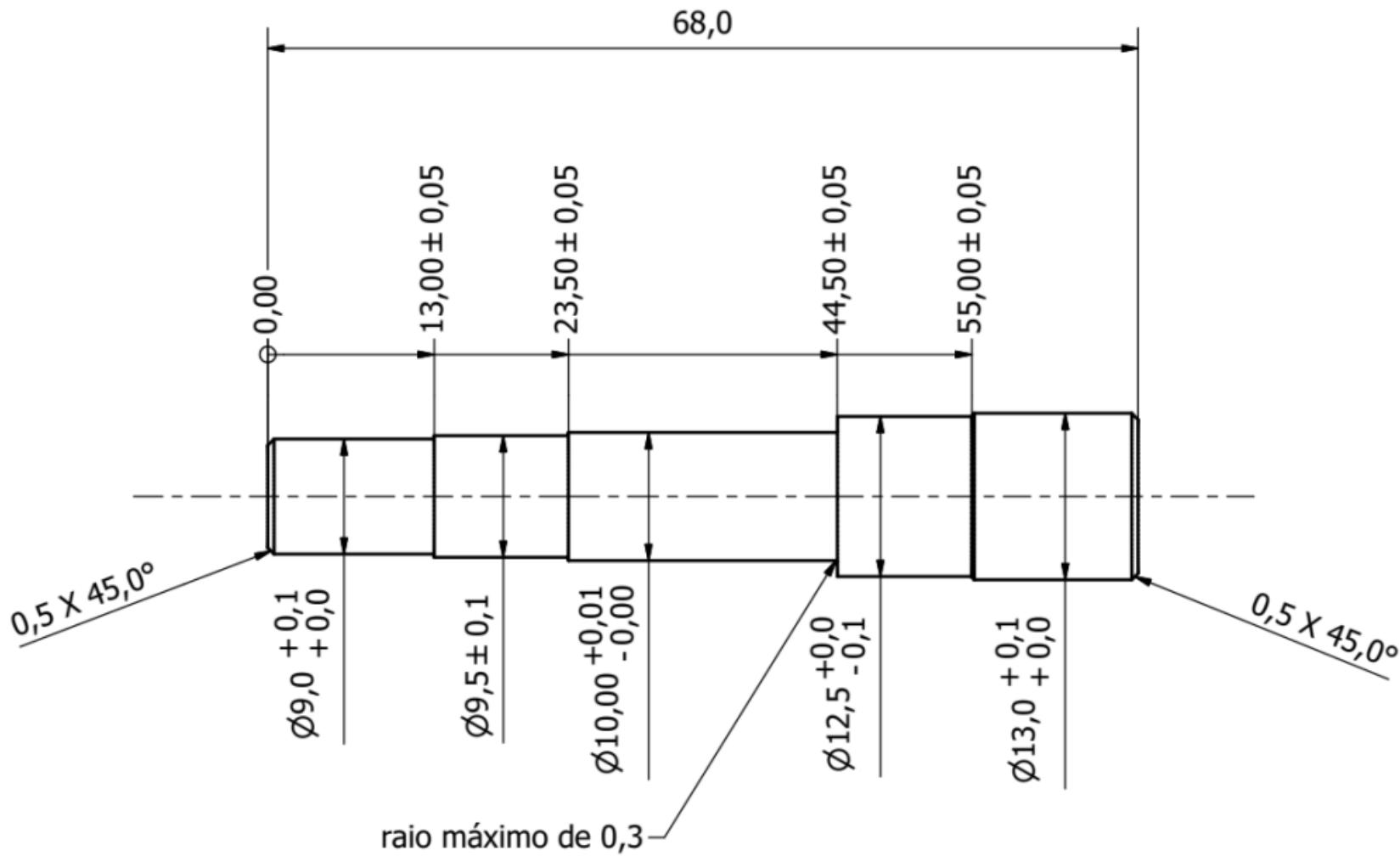
Escala  
1 : 2

Tolerância Padrão  
± 0,2 mm / ± 0,1°

Folha  
1 de 2



Autor	Verificado por	Código	Data
Victoria L. A. Coutinho	Rafael Moura e Fernando Salhani	PRA-01.04-X0	20/01/2018
Título		Material	Qnt.
LAB. DE BIOMECATRÔNICA	Tornozelo I	Aluminum 6061	1
Escala		Tolerância Padrão	Folha
1 : 2	± 0,2 mm / ± 0,1°	2 de 2	



Autor  
Luiz H. Picolli

Verificado por  
Rafael Moura e Fernando Salhani

Código  
PRA-01.05-X0

Data  
17/01/2018

Título  
Eixo Tornozele I

Material  
Aço SAE 8620

Qnt.  
1

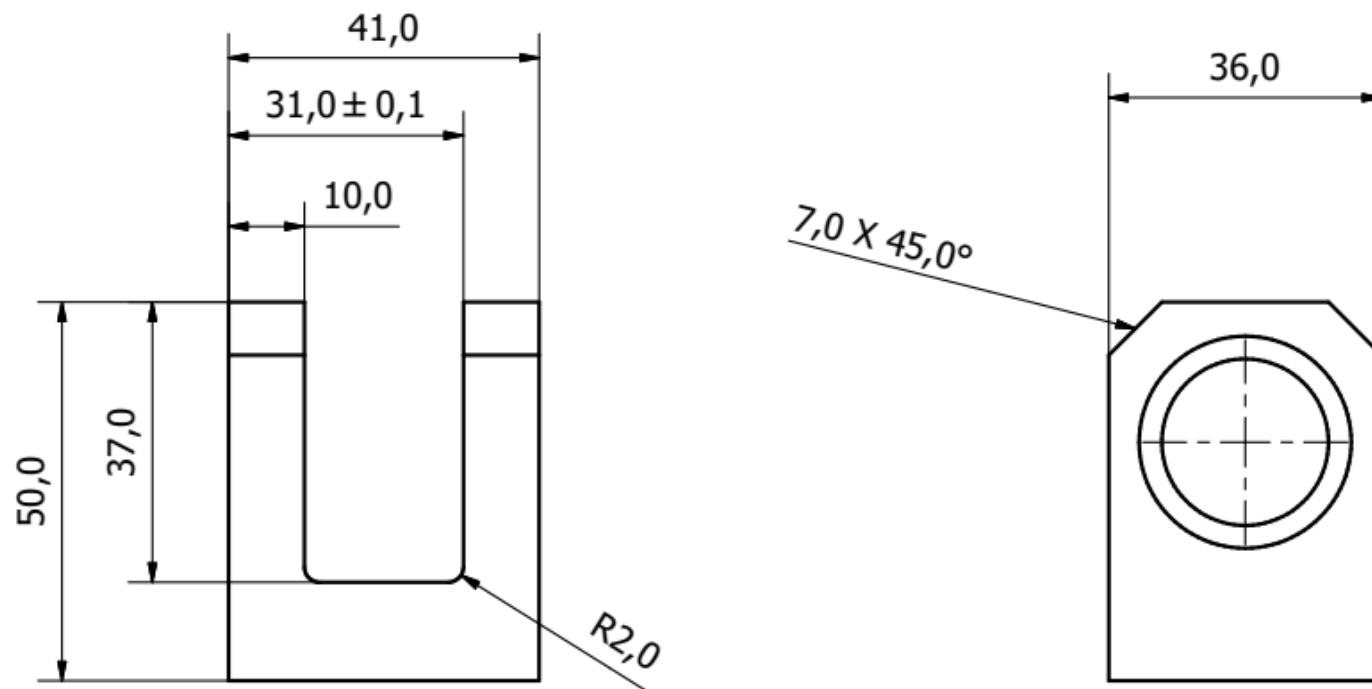
LAB. DE  
BIOMECATRÔNICA



Escala  
2 : 1

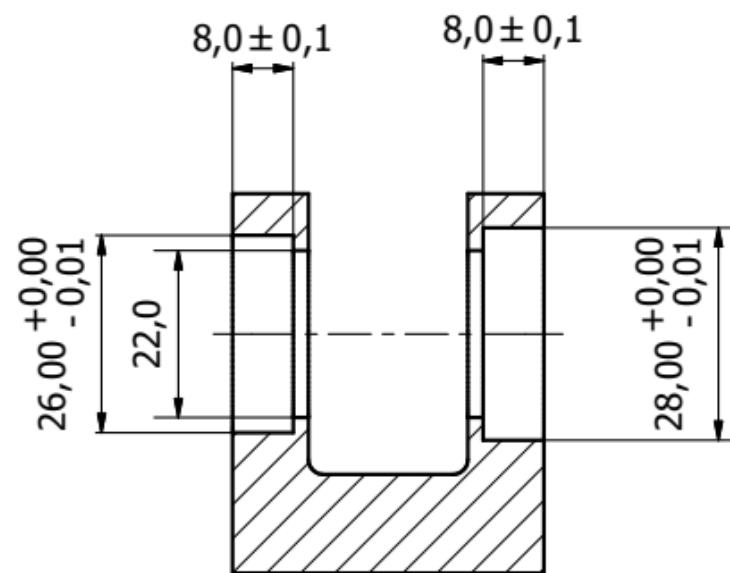
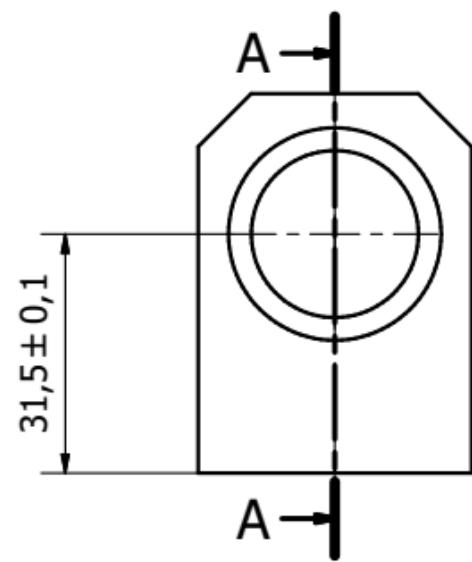
Tolerância Padrão  
± 0,2 mm / ± 0,1°

Folha  
1 de 1



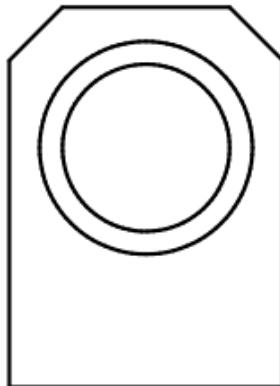
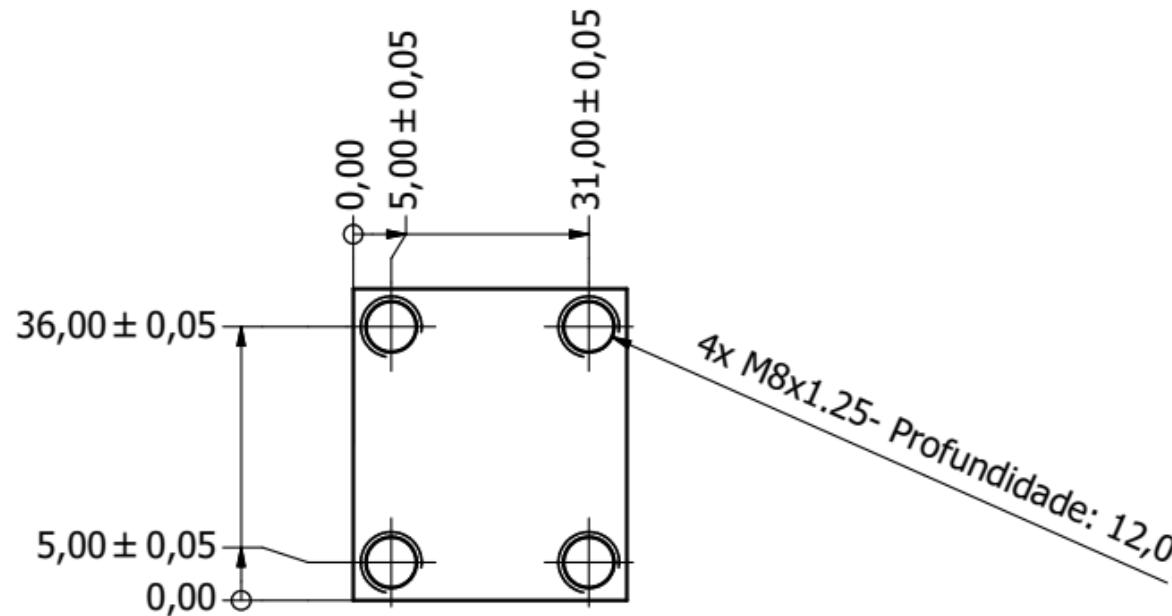
Autor Victoria L. A. Coutinho	Verificado por Rafael Moura e Fernando Salhani	Código PRA-01.06-X1	Data 16/01/2018
LAB. DE BIOMECATRÔNICA	Título Tornozelo II	Material Alumínio 6061	Qnt. 1
	Escala 1 : 1	Tolerância Padrão $\pm 0,2 \text{ mm} / \pm 0,1^\circ$	Folha 1 de 3

A-A ( 1 : 1 )



Autor Victoria L. A. Coutinho	Verificado por Rafael Moura e Fernando Salhani	Código PRA-01.06-X1	Data 16/01/2018
----------------------------------	---	------------------------	--------------------

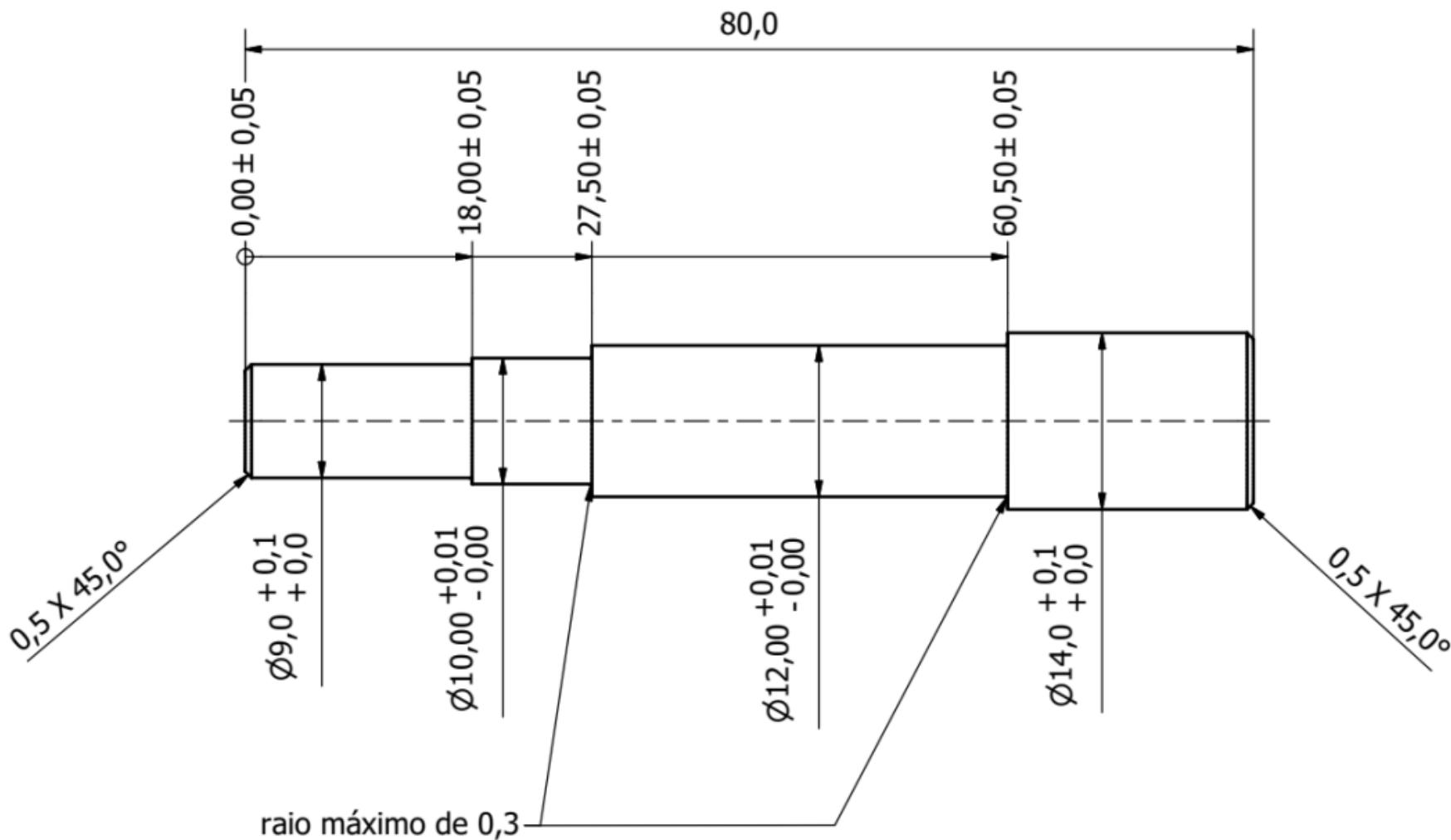
LAB. DE BIOMECATRÔNICA	Título Tornozelo II	Material Alumínio 6061	Qnt. 1
	Escala 1 : 1	Tolerância Padrão ± 0,2 mm / ± 0,1°	Folha 2 de 3



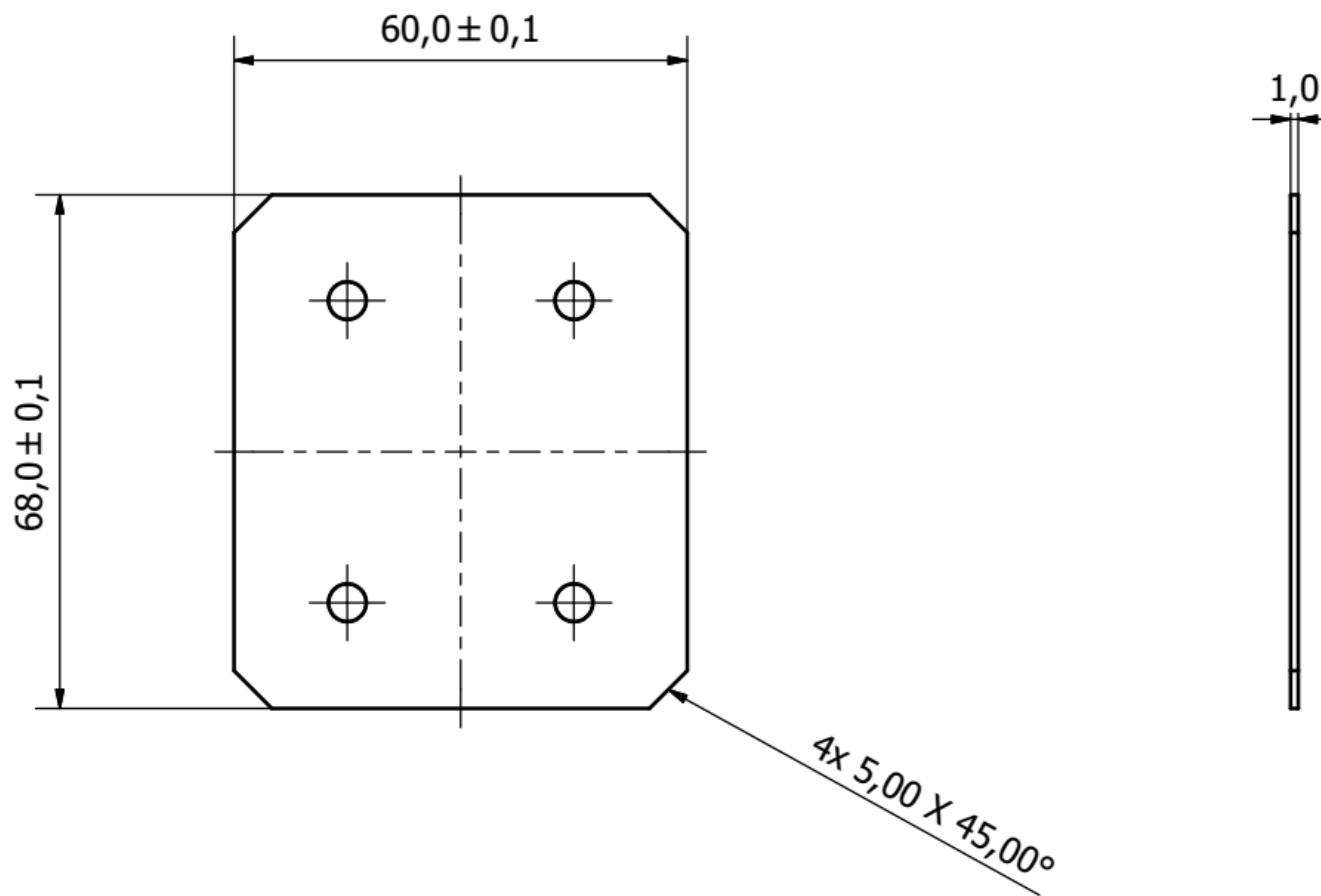
Obs.: profundidade máxima dos furos: 16,0



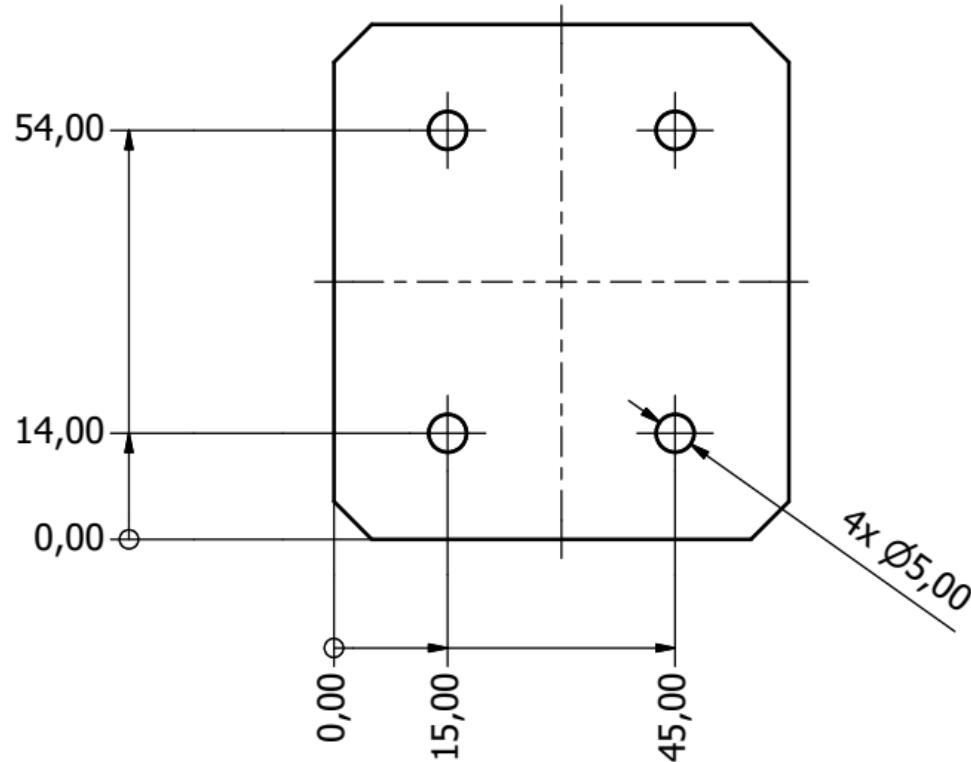
Autor Victoria L. A. Coutinho	Verificado por Rafael Moura e Fernando Salhani	Código PRA-01.06-X1	Data 16/01/2018
LAB. DE BIOMECATRÔNICA	Título Tornozelo II	Material Alumínio 6061	Qnt. 1
	Escala 1 : 1	Tolerância Padrão ± 0,2 mm / ± 0,1°	Folha 3 de 3



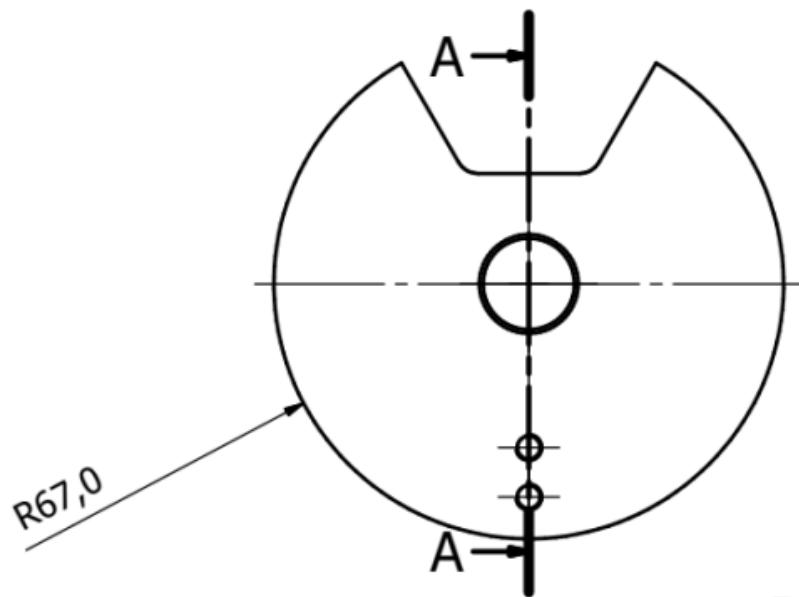
Autor Luiz H. Picolli	Verificado por Rafael Moura e Fernando Salhani	Código PRA-01.07-X0	Data 17/01/2018
LAB. DE BIOMECATRÔNICA	Título Eixo Tornozele II	Material Aço SAE 8620	Qnt. 1
	Escala 2 : 1	Tolerância Padrão ± 0,2 mm / ± 0,1°	Folha 1 de 1



Autor Luiz H. Picolli	Verificado por Rafael Moura e Fernando Salhani	Código PRA-01.10-X1	Data 15/01/2018
LAB. DE BIOMECATRÔNICA	Título Junta Metatarso	Material Aço inoxidável AISI 304	Qty. 1
	  Escala 1 : 1	Tolerância Padrão ± 0,2 mm / ± 0,1°	Folha 1 de 2

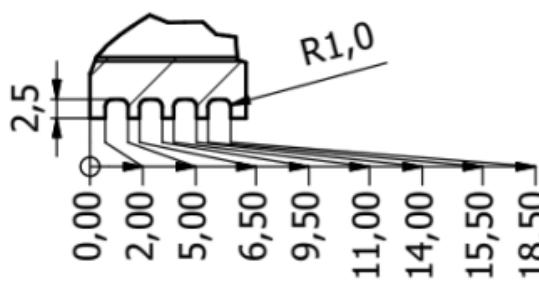
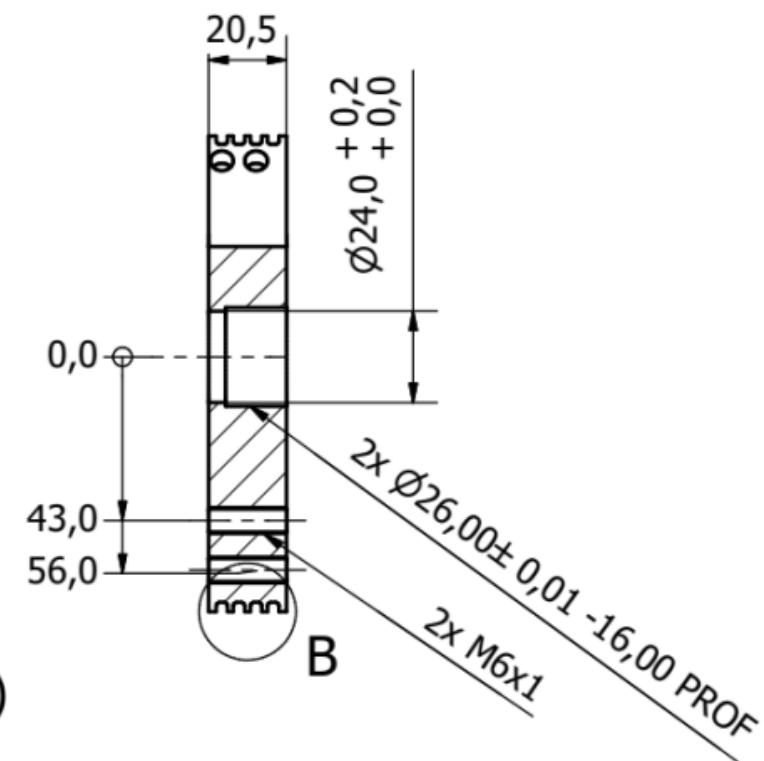


Autor Luiz H. Picolli	Verificado por Rafael Moura e Fernando Salhani	Código PRA-01.10-X1	Data 15/01/2018
LAB. DE BIOMECATRÔNICA	Título Junta Metatarso	Material Aço inoxidável AISI 304	Qnt. 1
	Escala 1 : 1	Tolerância Padrão ± 0,2 mm / ± 0,1°	Folha 2 de 2



B ( 1 : 1 )

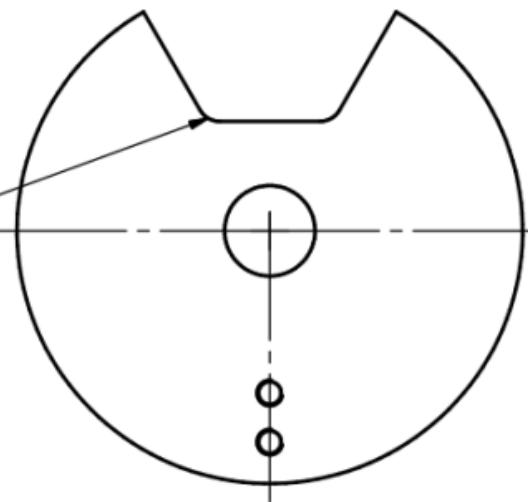
A-A ( 1 : 2 )



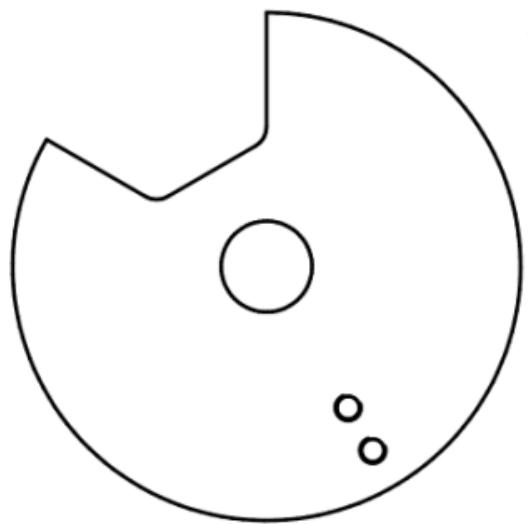
Autor	Verificado por	Código	Data
Victoria L. A. Coutinho	Rafael Moura e Fernando Salhani	PRA-02.00-X0	20/01/2018

LAB. DE BIOMECATRÔNICA	Título	Material	Qnt.
	Polia de Acionamento I	Aluminum 6061	2
	Escala	Tolerância Padrão	Folha
	1 : 2	$\pm 0,1$ mm / $\pm 0,1^\circ$	1 de 4

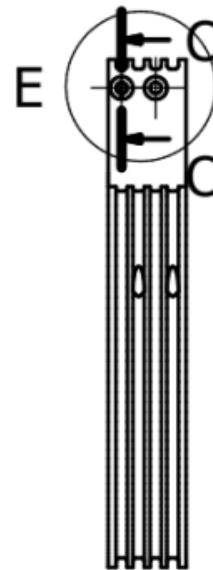
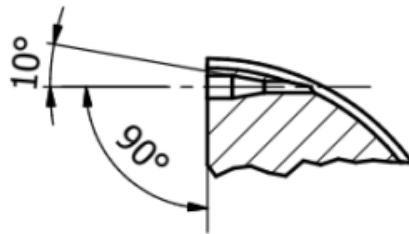
Raios determinados pelo  
diâmetro da ferramenta  
(mín. R 2,0).



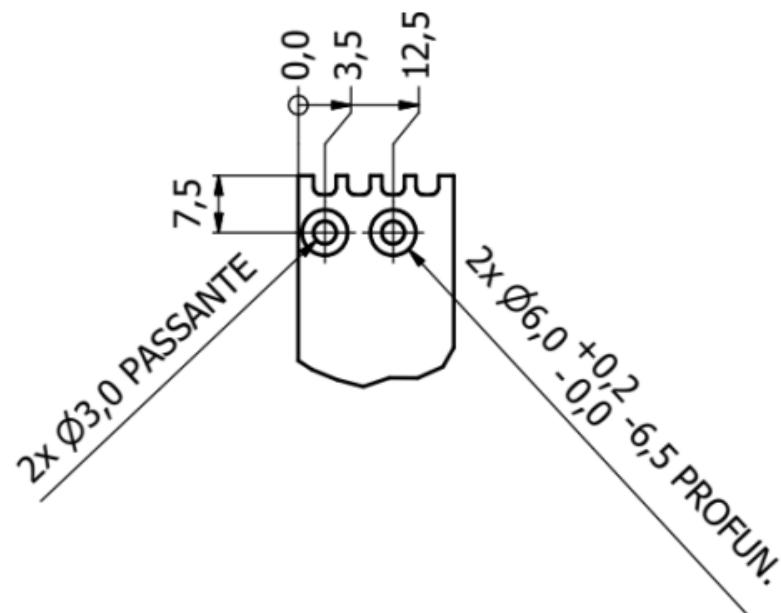
Autor Victoria L. A. Coutinho	Verificado por Rafael Moura e Fernando Salhani	Código PRA-02.00-X0	Data 20/01/2018
LAB. DE BIOMECATRÔNICA	Título Polia de Acionamento I	Material Aluminum 6061	Qnt. 2
 	Escala 1 : 2	Tolerância Padrão $\pm 0,1 \text{ mm} / \pm 0,1^\circ$	Folha 2 de 4



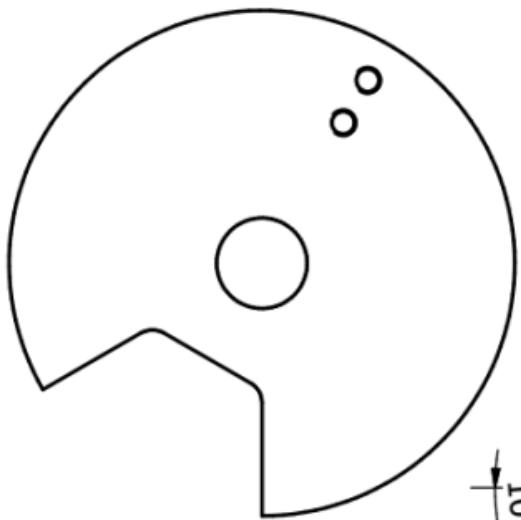
C-C ( 1 : 2 )



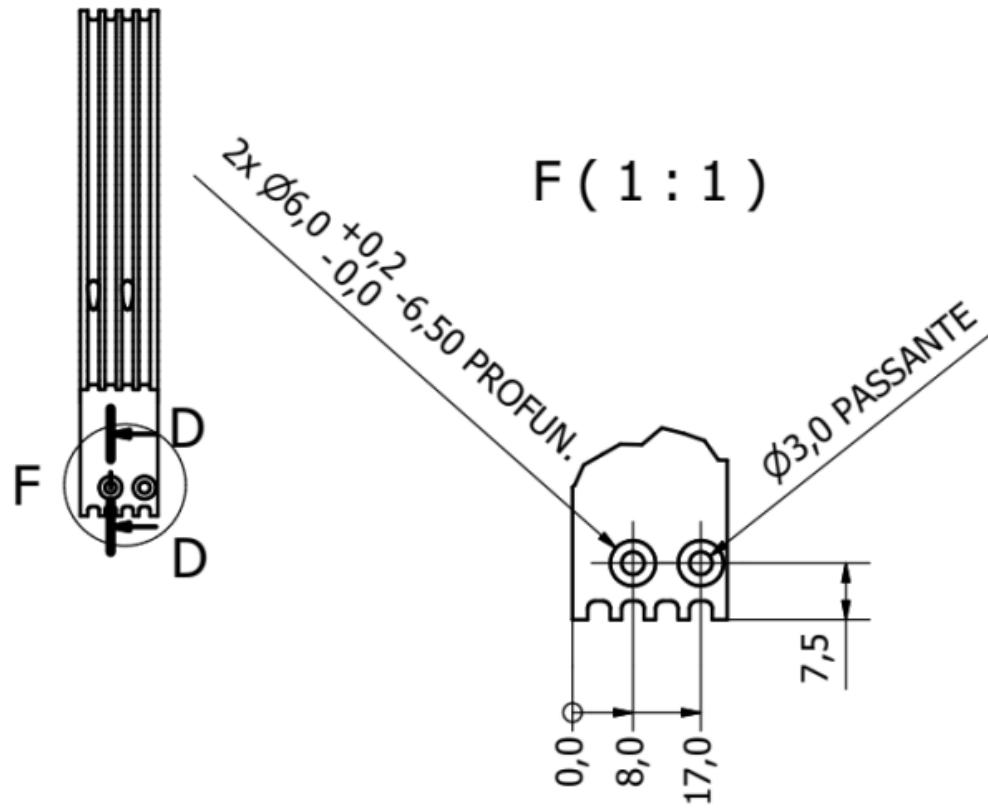
E ( 1 : 1 )



Autor Victoria L. A. Coutinho	Verificado por Rafael Moura e Fernando Salhani	Código PRA-02.00-X0	Data 20/01/2018
LAB. DE BIOMECATRÔNICA	Título Polia de Acionamento I	Material Aluminum 6061	Qnt. 2
	Escala 1 : 2	Tolerância Padrão $\pm 0,1 \text{ mm} / \pm 0,1^\circ$	Folha 3 de 4

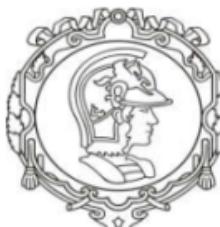


D-D ( 1 : 2 )

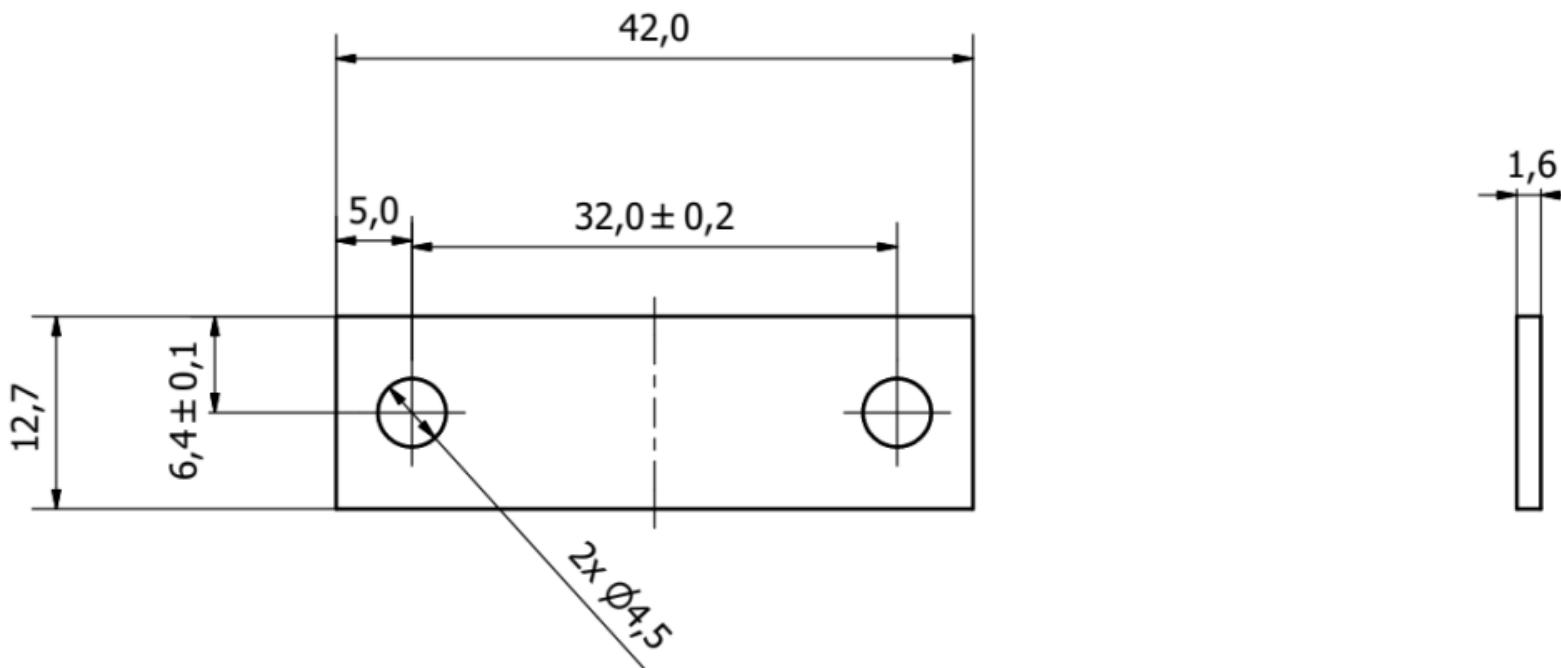


F ( 1 : 1 )

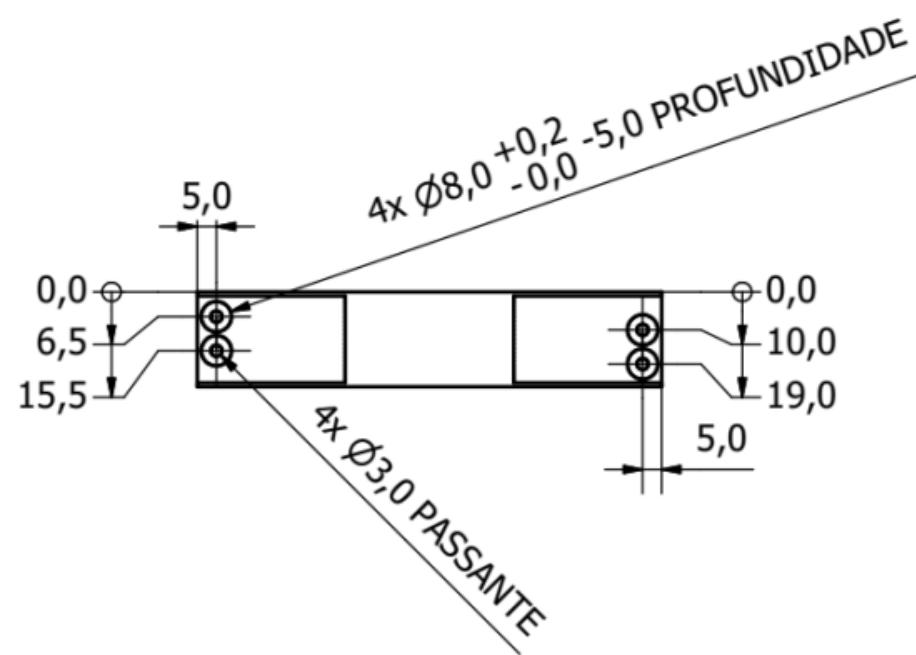
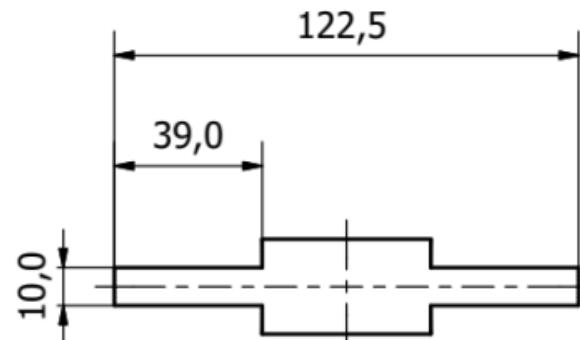
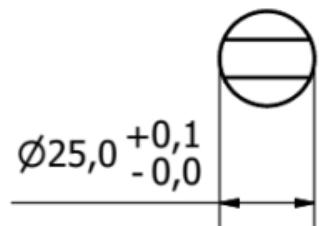
Ø3,0 PASSANTE



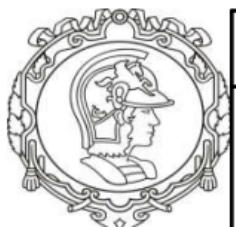
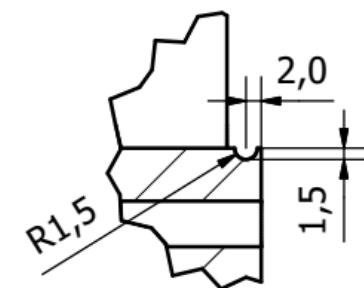
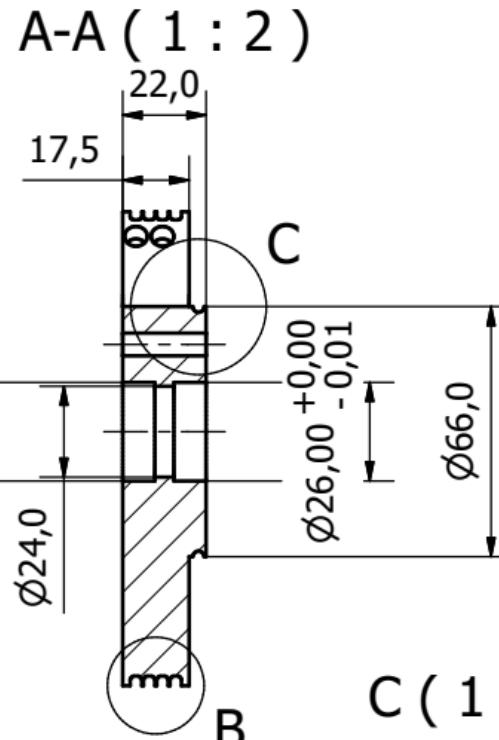
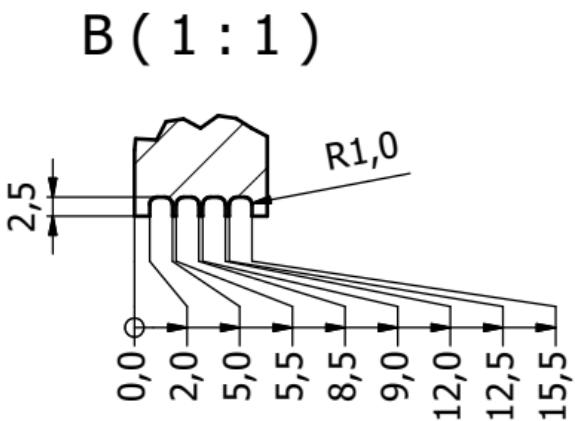
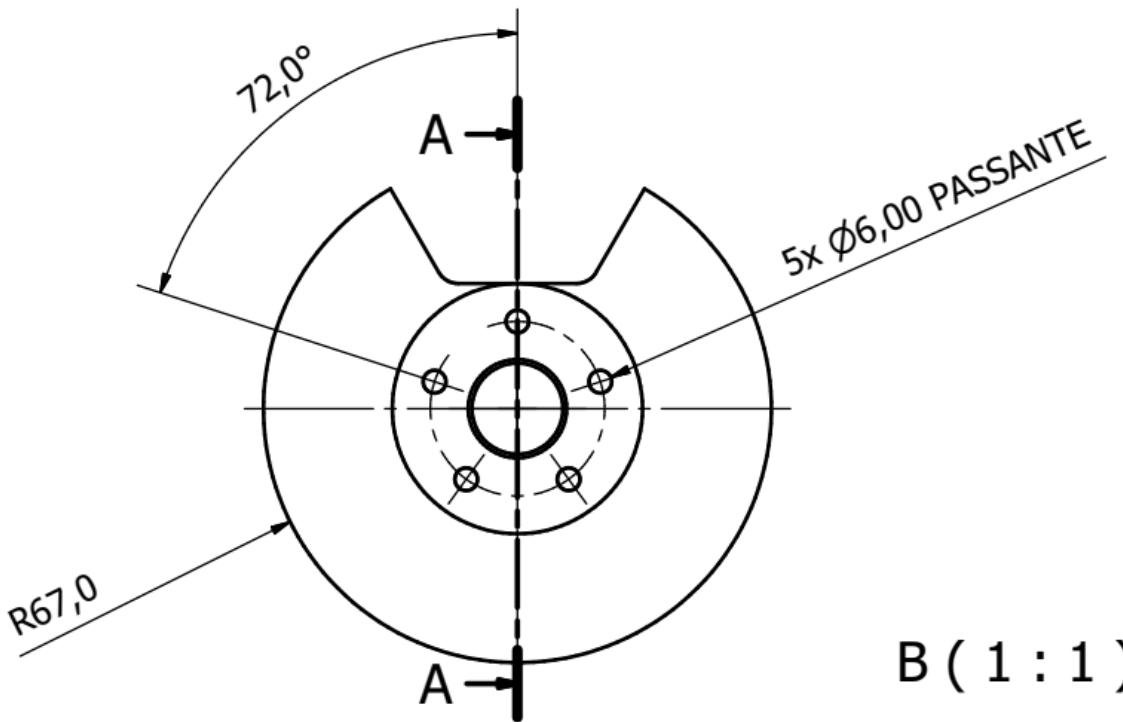
Autor Victoria L. A. Coutinho	Verificado por Rafael Moura e Fernando Salhani	Código PRA-02.00-X0	Data 20/01/2018
LAB. DE BIOMECATRÔNICA	Título Polia de Acionamento I	Material Aluminum 6061	Qnt. 2
	Escala 1 : 2	Tolerância Padrão ± 0,1 mm / ± 0,1°	Folha 4 de 4



Autor Victoria L. A. Coutinho	Verificado por Rafael Moura e Fernando Salhani	Código PRA-02.01-X0	Data 15/01/2018
LAB. DE BIOMECATRÔNICA	Título Fixador Suporte Bowden	Material Alumínio 6061	Qnt. 4
	Escala 2 : 1	Tolerância Padrão $\pm 0,2 \text{ mm} / \pm 0,1^\circ$	Folha 1 de 1

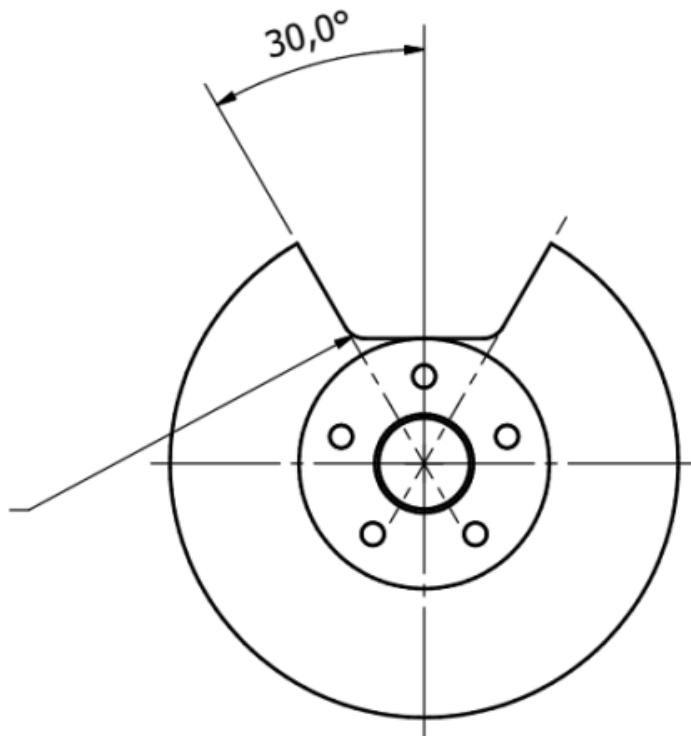


Autor Luiz H. Picolli	Verificado por Rafael Moura e Fernando Salhani	Código PRA-02.02-X1	Data 21/01/2018
LAB. DE BIOMECATRÔNICA	Título Apoio Bowden	Material Alumínio 6061	Qnt. 2
	Escala 1 : 2	Tolerância Padrão ± 0,1 mm / ± 0,1°	Folha 1 de 1

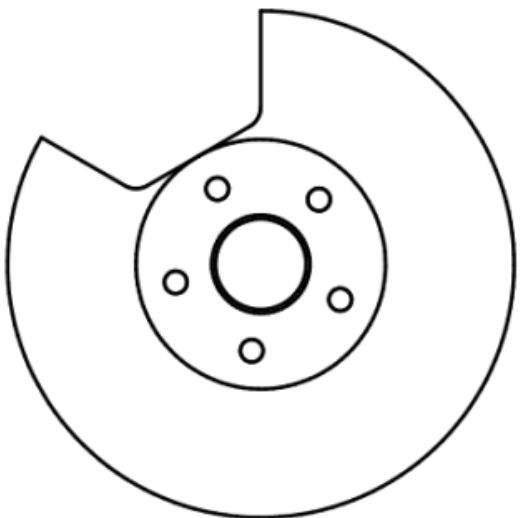


Autor Luiz H. Picolli	Verificado por Rafael Moura e Fernando Salhani	Código PRA-02.03-X0	Data 21/01/2018
	Título Polia de Acionamento II	Material Alumínio 6061	Qnt. 1
LAB. DE BIOMECATRÔNICA	  Escala 1 : 2	Tolerância Padrão $\pm 0,1 \text{ mm} / \pm 1^\circ$	Folha 1 de 4

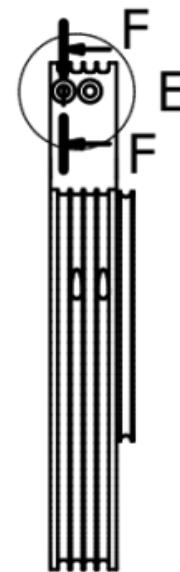
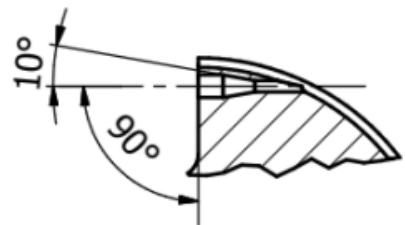
Raios  
determinados  
pelo diâmetro  
da ferramenta  
(min. R 2,0).



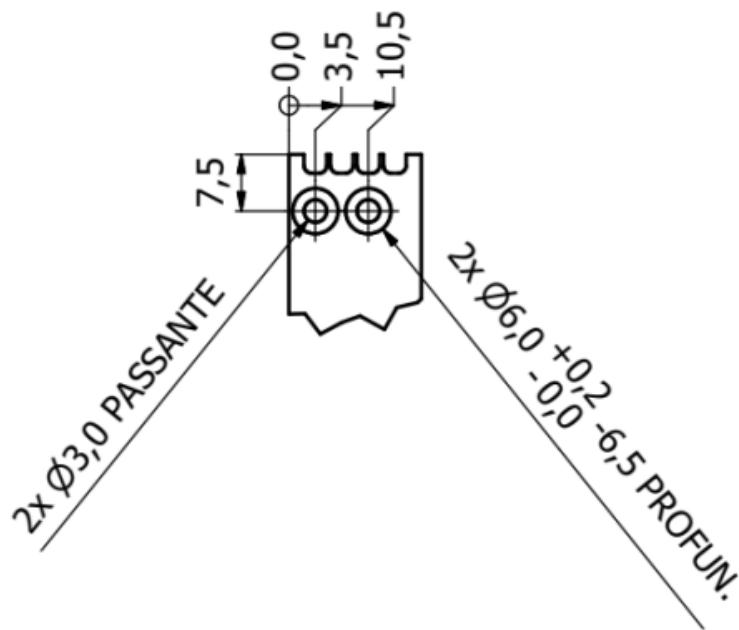
Autor Luiz H. Picolli	Verificado por Rafael Moura e Fernando Salhani	Código PRA-02.03-X0	Data 21/01/2018
LAB. DE BIOMECATRÔNICA	Título Polia de Acionamento II	Material Alumínio 6061	Qnt. 1
	Escala 1 : 2	Tolerância Padrão $\pm 0,1 \text{ mm} / \pm 1^\circ$	Folha 2 de 4



F-F ( 1 : 2 )



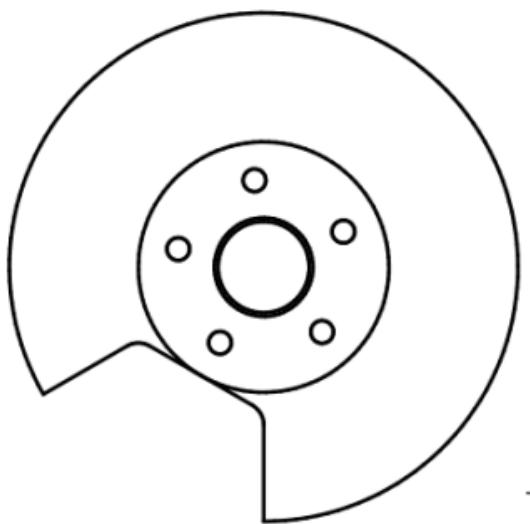
E ( 1 : 1 )



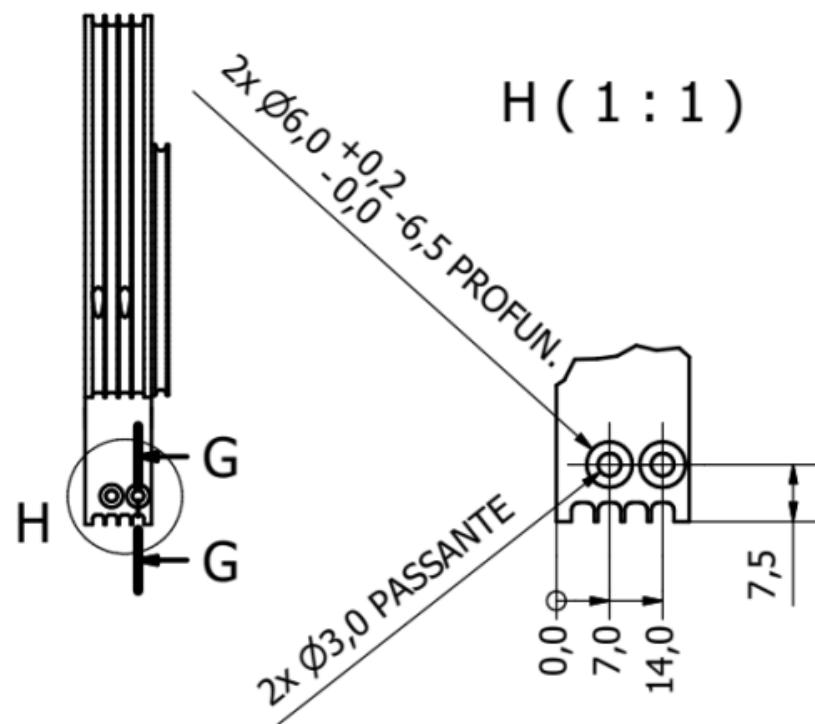
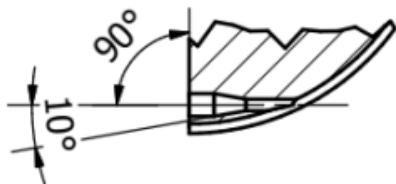
Autor  
Luiz H. Picolli

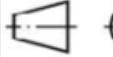
Verificado por Rafael Moura e Fernando Salhani	Código PRA-02.03-X0	Data 21/01/2018
Título Polia de Acionamento II	Material Alumínio 6061	Qnt. 1
Escala 1 : 2	Tolerância Padrão $\pm 0,1 \text{ mm} / \pm 1^\circ$	Folha 3 de 4

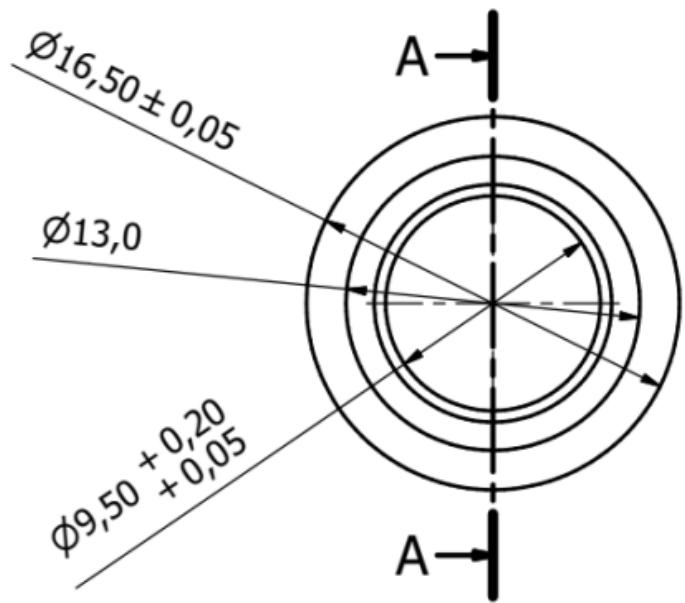
LAB. DE  
BIOMECATRÔNICA



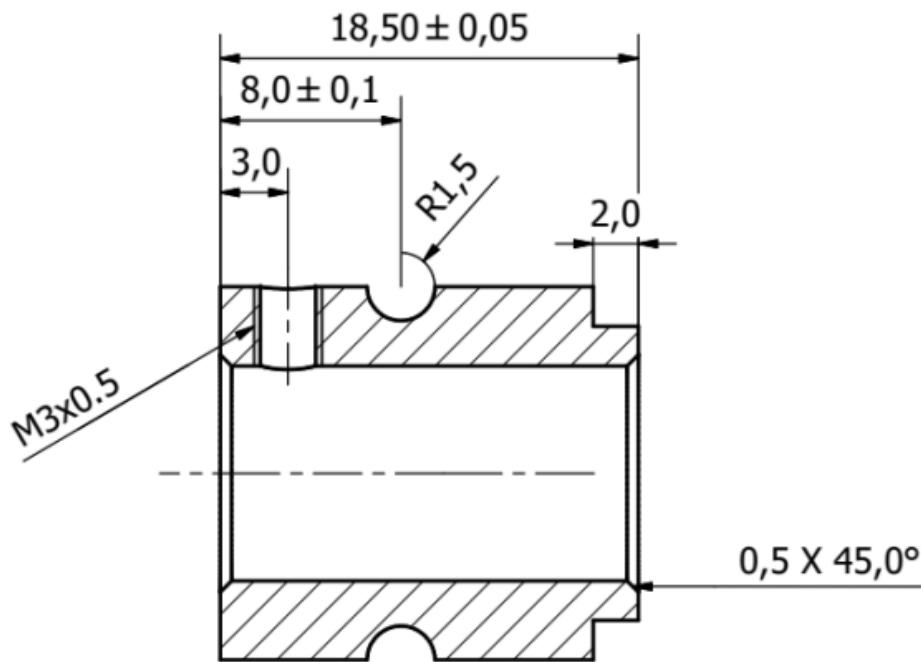
G-G ( 1 : 2 )



Autor Luiz H. Picolli	Verificado por Rafael Moura e Fernando Salhani	Código PRA-02.03-X0	Data 21/01/2018
LAB. DE BIOMECATRÔNICA	Título Polia de Acionamento II	Material Alumínio 6061	Qnt. 1
 	Escala 1 : 2	Tolerância Padrão $\pm 0,1 \text{ mm} / \pm 1^\circ$	Folha 4 de 4



A-A ( 3 : 1 )



Autor  
Luiz H. Picolli

Verificado por  
Rafael Moura e Fernando Salhani

Código  
PRA-03.00-X0

Data  
15/01/2018

LAB. DE  
BIOMECATRÔNICA

Título  
Polia Motora I

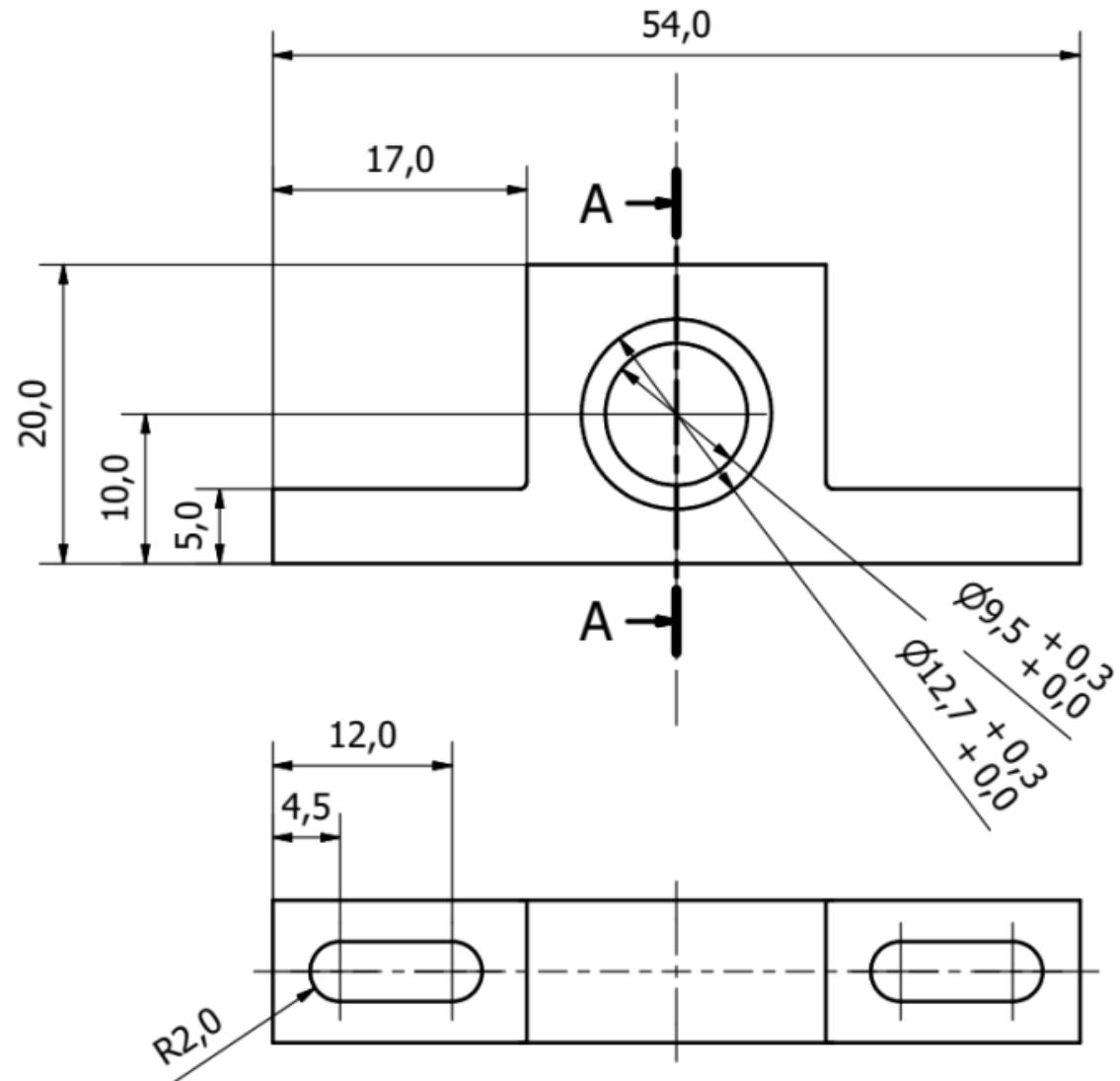
Material  
Alumínio 6061

Qnt.  
1

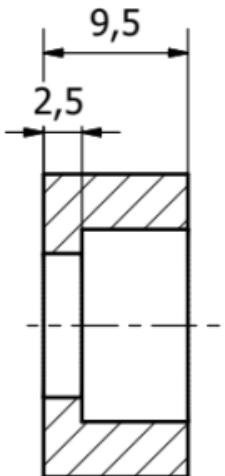
Escala  
3 : 1

Tolerância Padrão  
± 0,2 mm / ± 0,1°

Folha  
1 de 1



A-A ( 2 : 1 )



Autor  
Luiz H. Picolli

Verificado por  
Rafael Moura e Fernando Salhani

Código  
PRA-03.01-X0

Data  
16/01/2018

Título  
LAB. DE  
BIOMECATRÔNICA

Apoio Encoder

Material  
Alumínio 6061

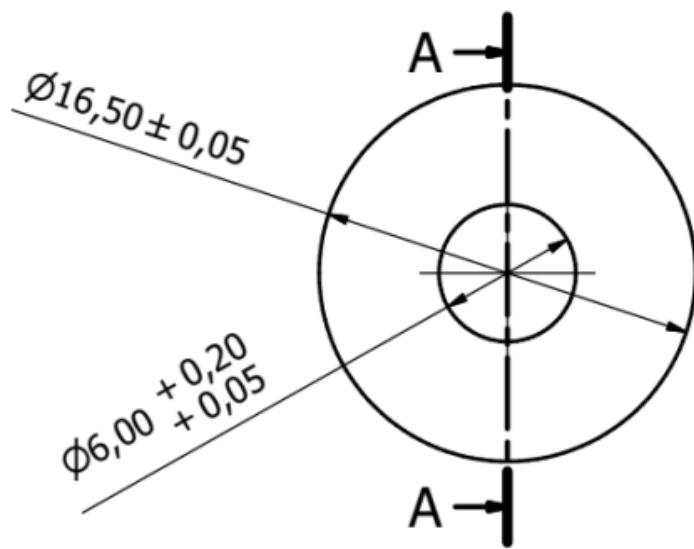
Qnt.  
2



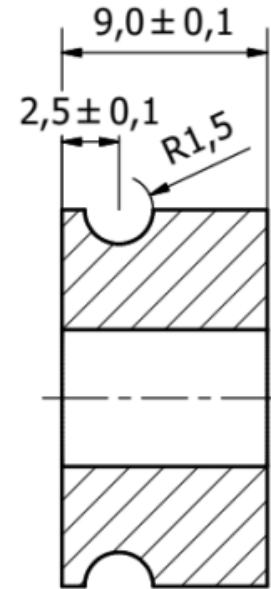
Escala  
2 : 1

Tolerância Padrão  
 $\pm 0,2 \text{ mm} / \pm 0,1^\circ$

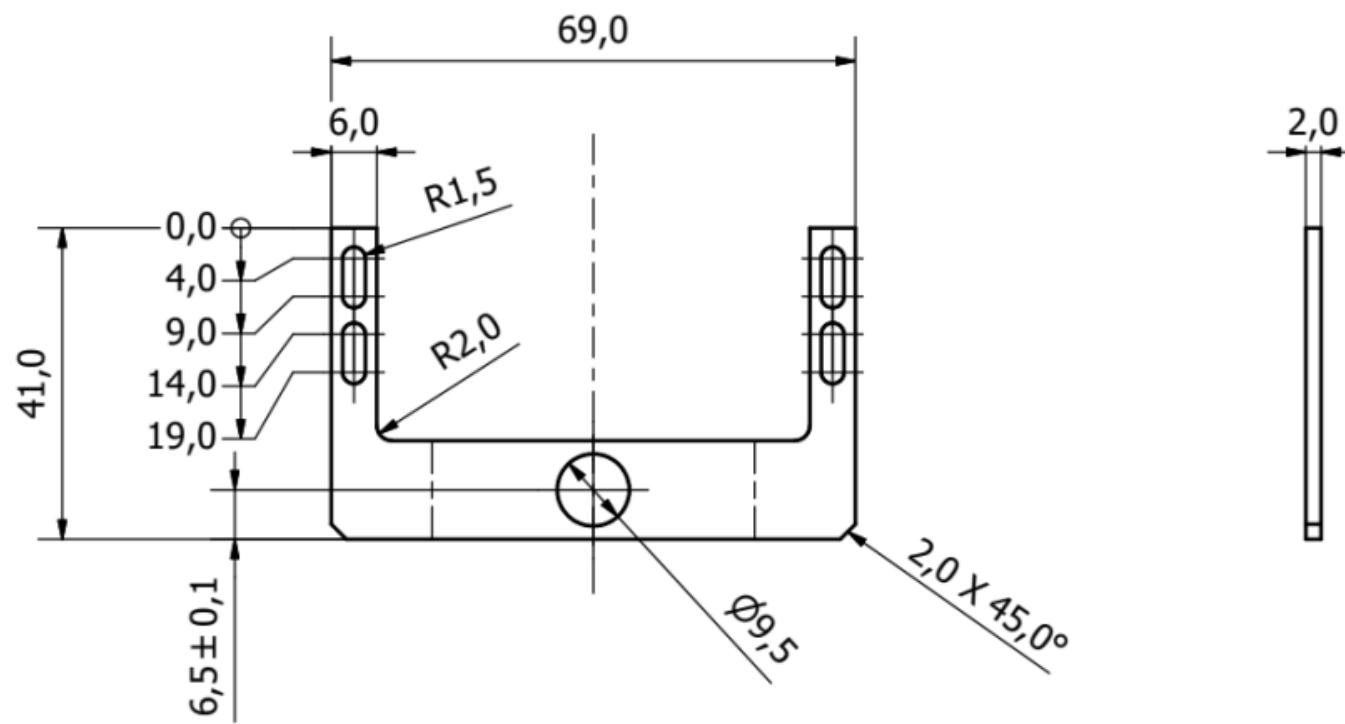
Folha  
1 de 1



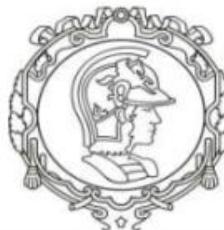
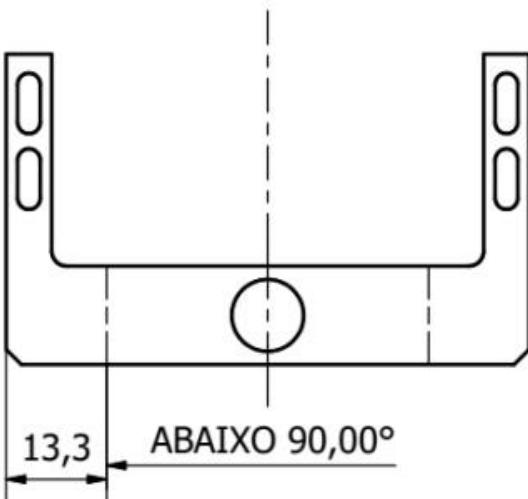
A-A ( 3 : 1 )

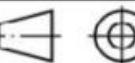


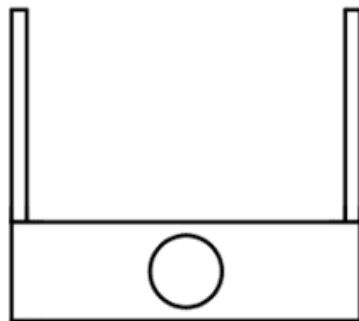
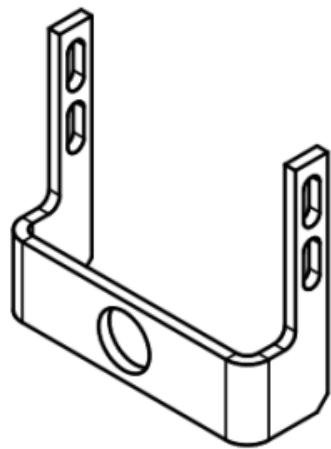
Autor Luiz H. Piccoli	Verificado por Rafael Moura e Fernando Salhani	Código PRA-03.02-X0	Data 15/01/2018
LAB. DE BIOMECATRÔNICA	Título Polia Móvida	Material Alumínio 6061	Qnt. 3
	Escala 3 : 1	Tolerância Padrão ± 0,2 mm / ± 0,1°	Folha 1 de 1



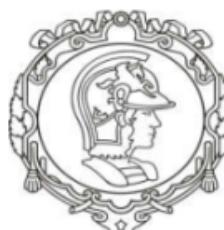
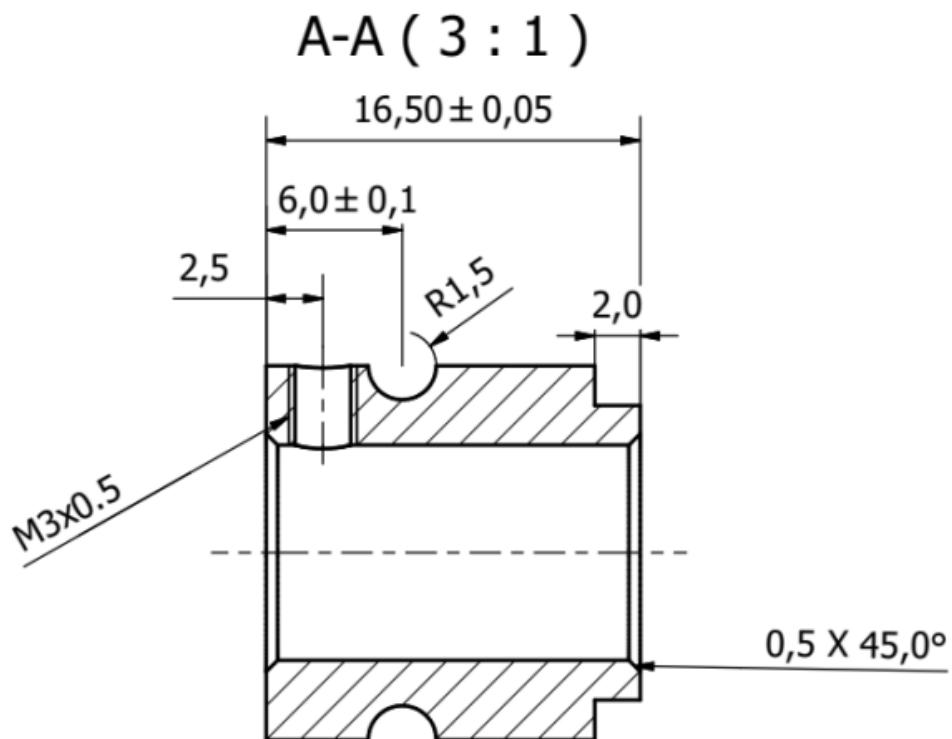
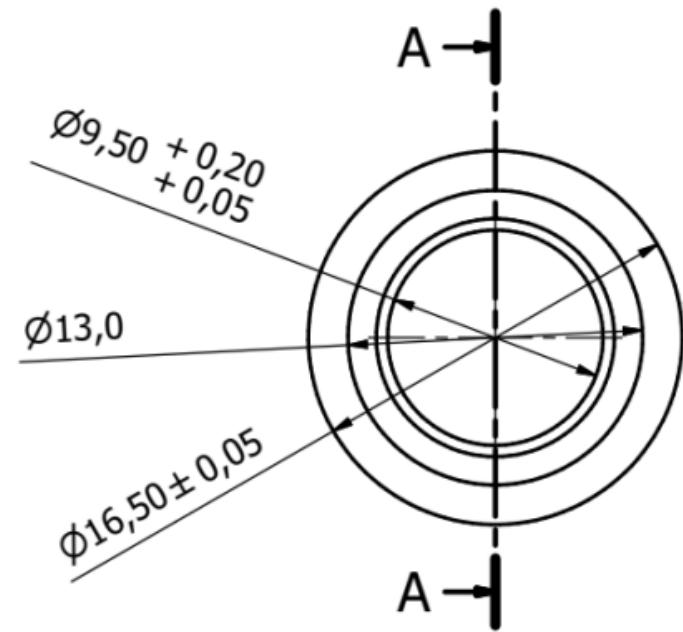
Autor Luiz H. Picolli	Verificado por Rafael Moura e Fernando Salhani	Código PRA-03.03-X0	Data 16/01/2018
LAB. DE BIOMECATRÔNICA	Título Apoio Encoder (Tornozelo)	Material Alumínio-6061-AHC	Qnt. 1
	Escala 1 : 1	Tolerância Padrão ± 0,2 mm / ± 0,1°	Folha 1 de 3



Autor Luiz H. Picolli	Verificado por Rafael Moura e Fernando Salhani	Código PRA-03.03-X0	Data 16/01/2018
LAB. DE BIOMECATRÔNICA	Título Apóio Encoder (Tornozelo)	Material Alumínio-6061-AHC	Qnt. 1
	 Escala 1 : 1	Tolerância Padrão $\pm 0,2 \text{ mm} / \pm 0,1^\circ$	Folha 2 de 3



Autor Luiz H. Picolli	Verificado por Rafael Moura e Fernando Salhani	Código PRA-03.03-X0	Data 16/01/2018
LAB. DE BIOMECATRÔNICA	Título Apoio Encoder (Tornozelo)	Material Alumínio-6061-AHC	Qnt. 1
		Escala 1 : 1 Tolerância Padrão $\pm 0,2 \text{ mm} / \pm 0,1^\circ$	Folha 3 de 3



Autor  
Luiz H. Picolli

Verificado por  
Rafael Moura e Fernando Salhani

Código  
PRA-03.04-X0

Data  
15/01/2018

LAB. DE  
BIOMECATRÔNICA



Título  
Polia Motora II

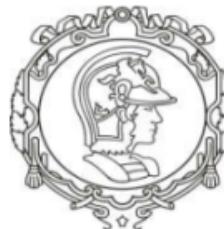
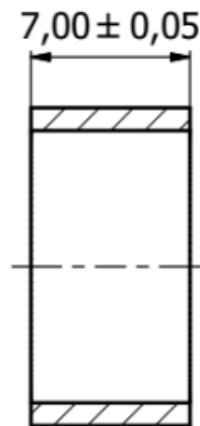
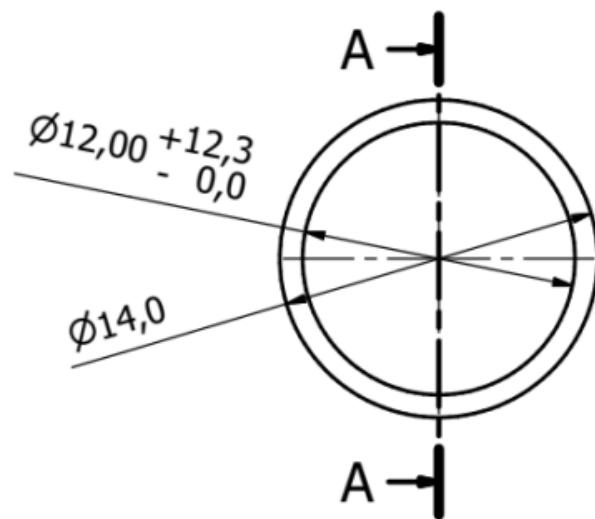
Material  
Alumínio 6061

Qty.  
1

Tolerância Padrão  
 $\pm 0,2$  mm /  $\pm 0,1^\circ$

Folha  
1 de 1

A-A ( 3 : 1 )



Autor  
Luiz H. Picolli

Verificado por  
Rafael Moura e Fernando Salhani

Código  
PRA-04.00-X0

Data  
14/01/2018

LAB. DE  
BIOMECATRÔNICA

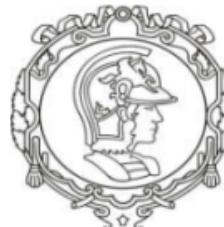
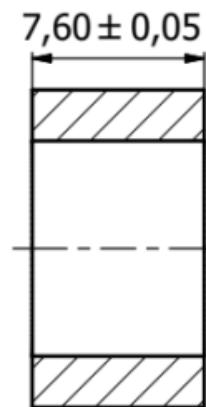
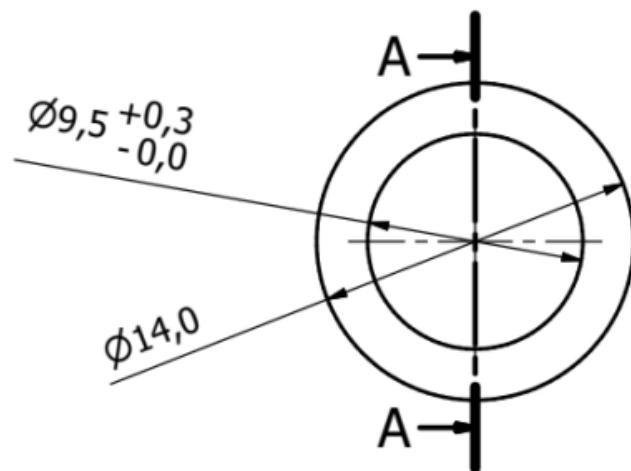


Escala  
3 : 1

Tolerância Padrão  
 $\pm 0,2 \text{ mm} / \pm 0,1^\circ$

Folha  
1 de 1

A-A ( 3 : 1 )



Autor  
Luiz H. Picolli

Verificado por  
Rafael Moura e Fernando Salhani

Código  
PRA-04.01-X0

Data  
15/01/2018

LAB. DE  
BIOMECATRÔNICA

Título  
Espaçador Direito II

Material  
Latão

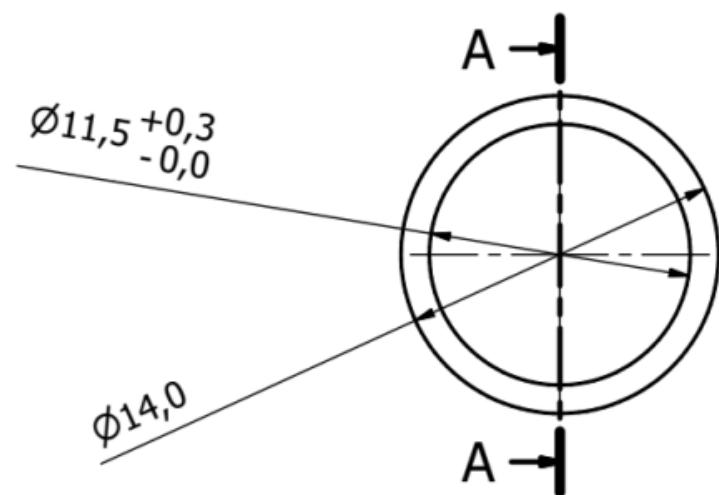
Qnt.  
2



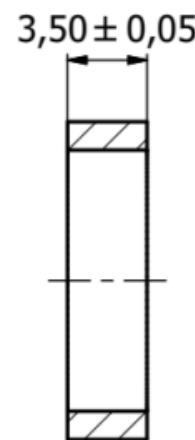
Escala  
3 : 1

Tolerância Padrão  
 $\pm 0,2 \text{ mm} / \pm 0,1^\circ$

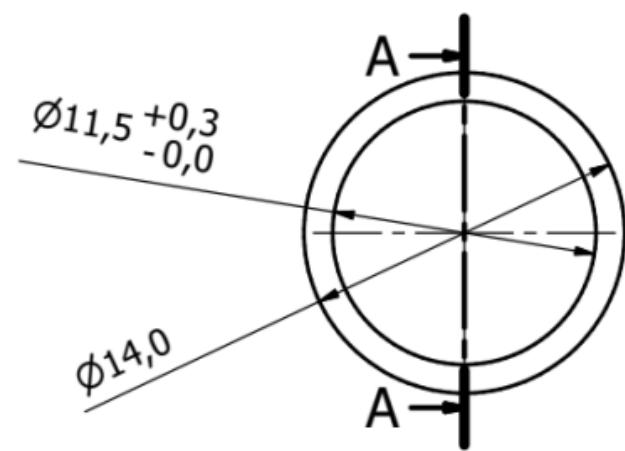
Folha  
1 de 1



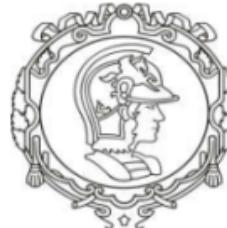
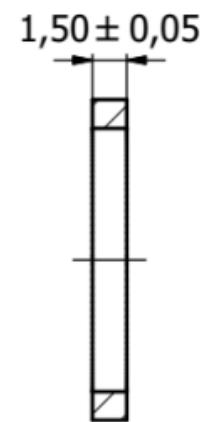
A-A ( 3 : 1 )



Autor Luiz H. Picolli	Verificado por Rafael Moura e Fernando Salhani	Código PRA-04.02-X0	Data 15/01/2018
LAB. DE BIOMECATRÔNICA	Título Espaçador Esquerdo II	Material Latão	Qnt. 1
	Escala 3 : 1	Tolerância Padrão ± 0,2 mm / ± 0,1°	Folha 1 de 1



A-A ( 3 : 1 )



Autor  
Luiz H. Picolli

Verificado por  
Rafael Moura e Fernando Salhani

Código  
PRA-04.03-X0

Data  
15/01/2018

LAB. DE  
BIOMECATRÔNICA

Título  
Espaçador Esquerdo III

Material  
Latão

Qnt.  
1

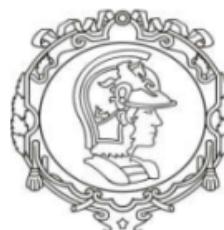
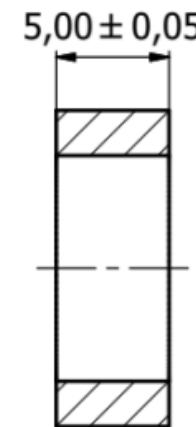
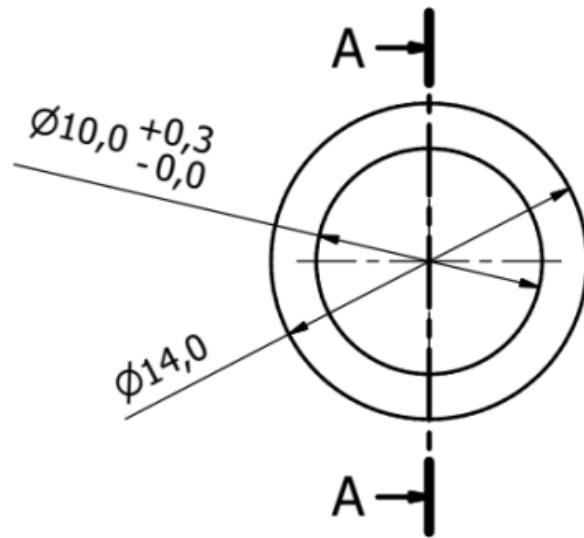


Escala  
3 : 1

Tolerância Padrão  
± 0,2 mm / ± 0,1°

Folha  
1 de 1

A-A ( 3 : 1 )



Autor  
Luiz H. Picolli

Verificado por  
Rafael Moura e Fernando Salhani

Código  
PRA-04.04-X0

Data  
15/01/2018

LAB. DE  
BIOMECATRÔNICA

Título  
Espaçador Polia Tornozelo

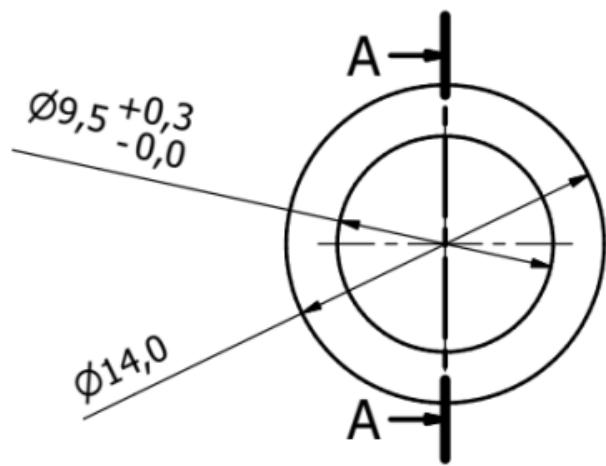
Material  
Latão

Qnt.  
1

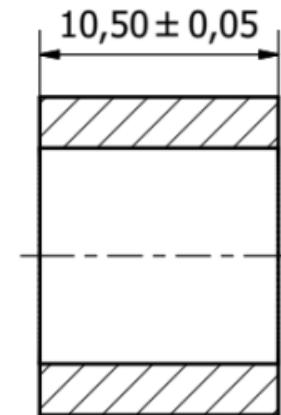
Escala  
3 : 1

Tolerância Padrão  
 $\pm 0,2 \text{ mm} / \pm 0,1^\circ$

Folha  
1 de 1

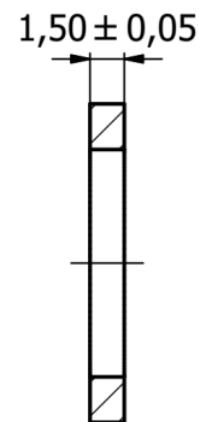
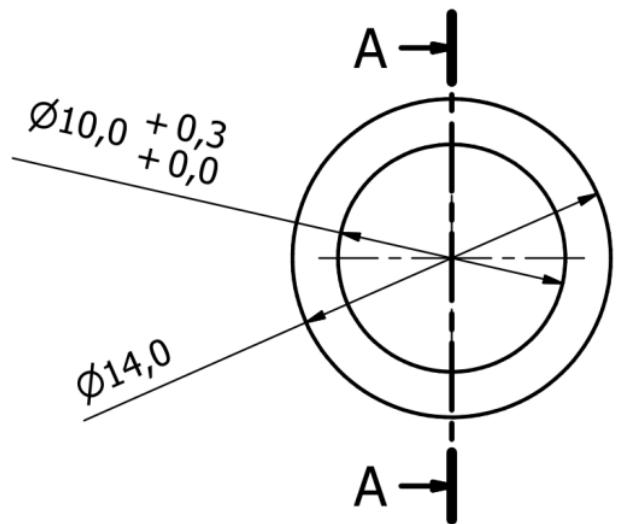


A-A ( 3 : 1 )

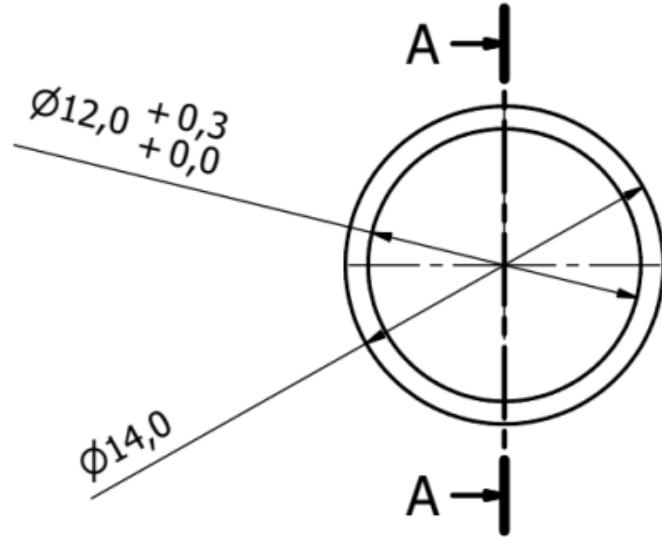


Autor Luiz H. Picolli	Verificado por Rafael Moura e Fernando Salhani	Código PRA-04.05-X0	Data 15/01/2018
LAB. DE BIOMECATRÔNICA	Título Espaçador Tornozelo	Material Latão	Qnt. 1
	Escala 3 : 1	Tolerância Padrão ± 0,2 mm / ± 0,1°	Folha 1 de 1

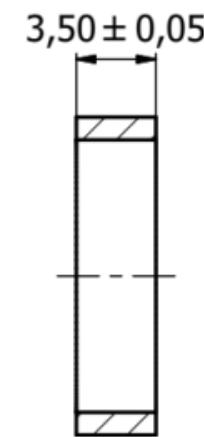
A-A ( 3 : 1 )



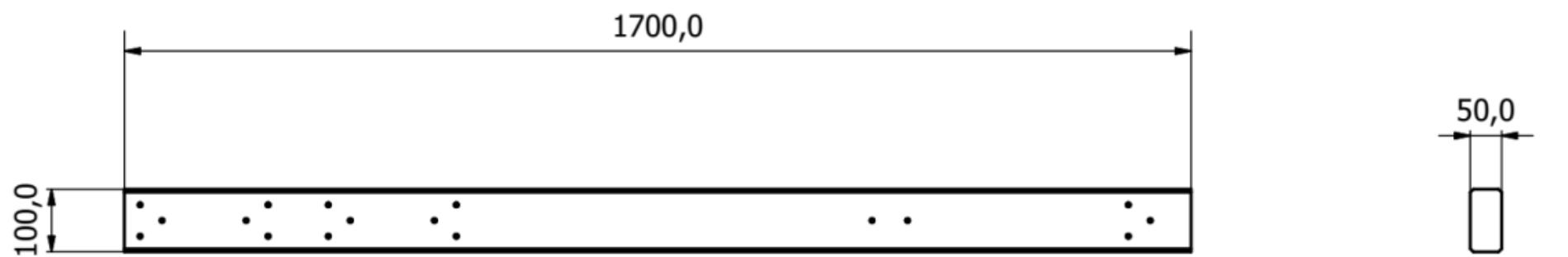
Autor Luiz H. Picolli	Verificado por Rafael Moura e Fernando Salhani	Código PRA-04.06-X0	Data 15/01/2018
LAB. DE BIOMECATRÔNICA	Título Espaçador Frontal	Material Latão	Qnt. 1
	 Escala 3 : 1	Tolerância Padrão ± 0,2 mm / ± 0,1°	Folha 1 de 1



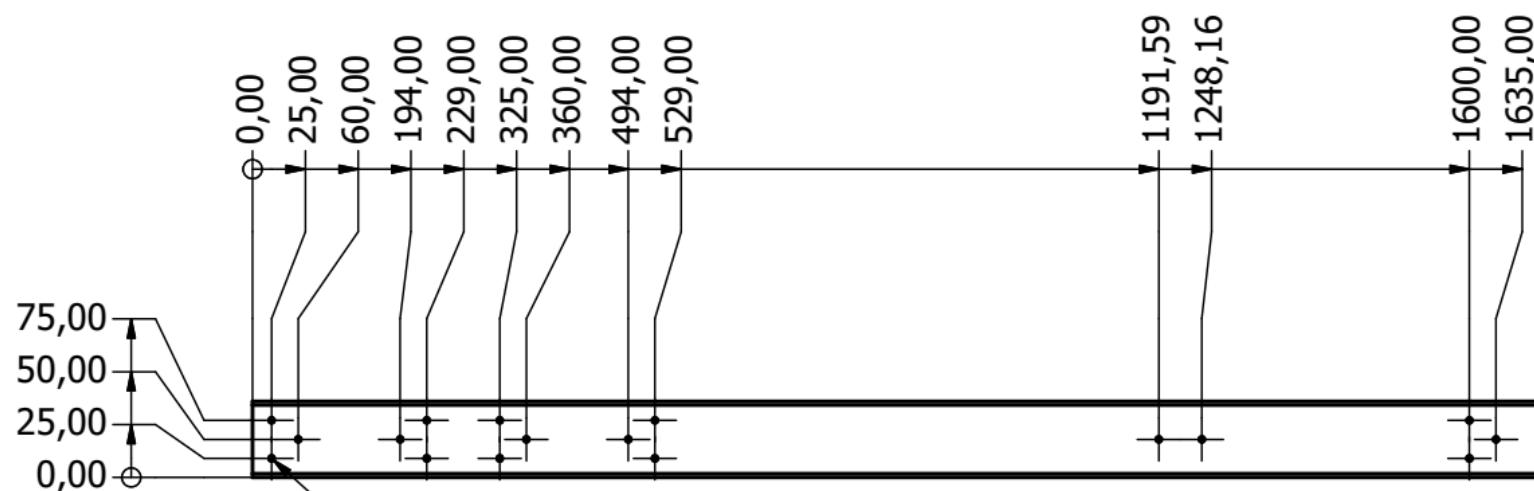
A-A ( 3 : 1 )



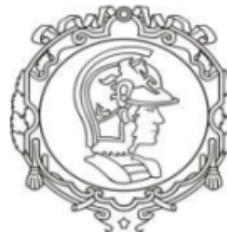
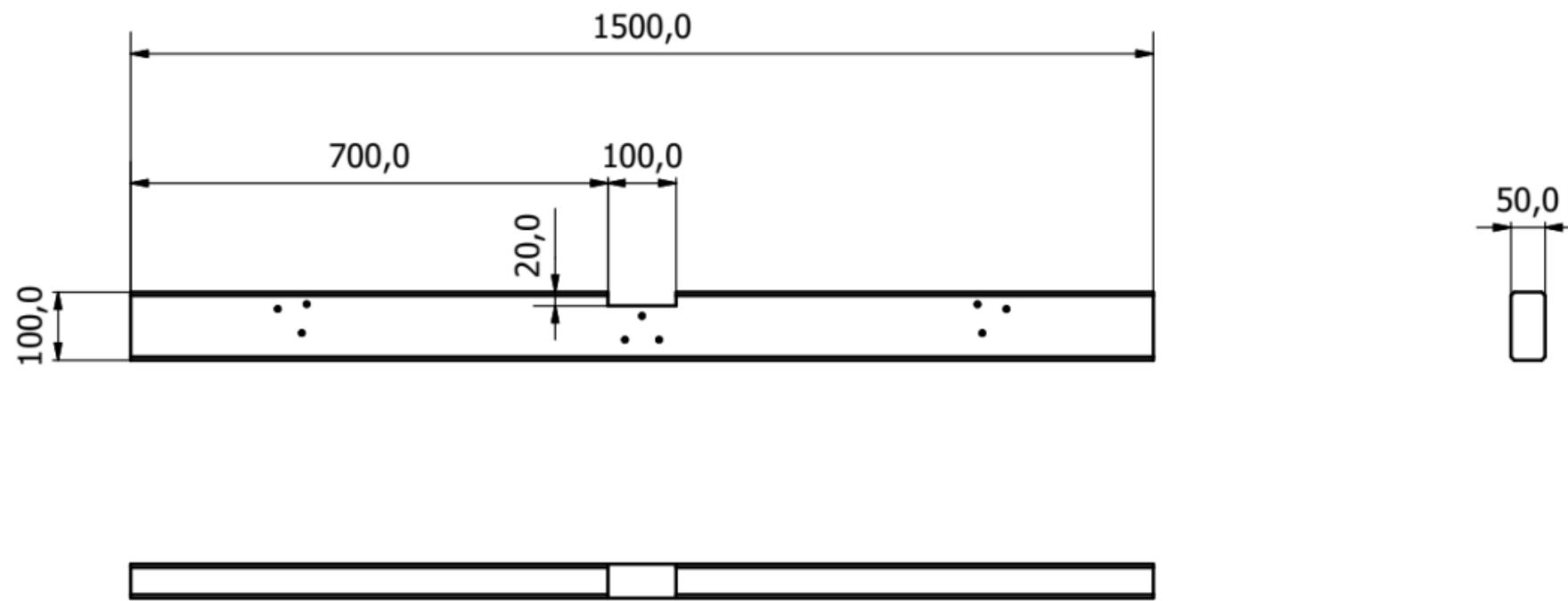
Autor Luiz H. Picolli	Verificado por Rafael Moura e Fernando Salhani	Código PRA-04.07-X0	Data 15/01/2018
LAB. DE BIOMECATRÔNICA	Título Espaçador Posterior	Material Latão	Qnt. 1
	Escala 3 : 1	Tolerância Padrão ± 0,2 mm / ± 0,1°	Folha 1 de 1



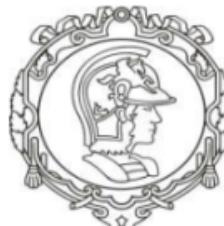
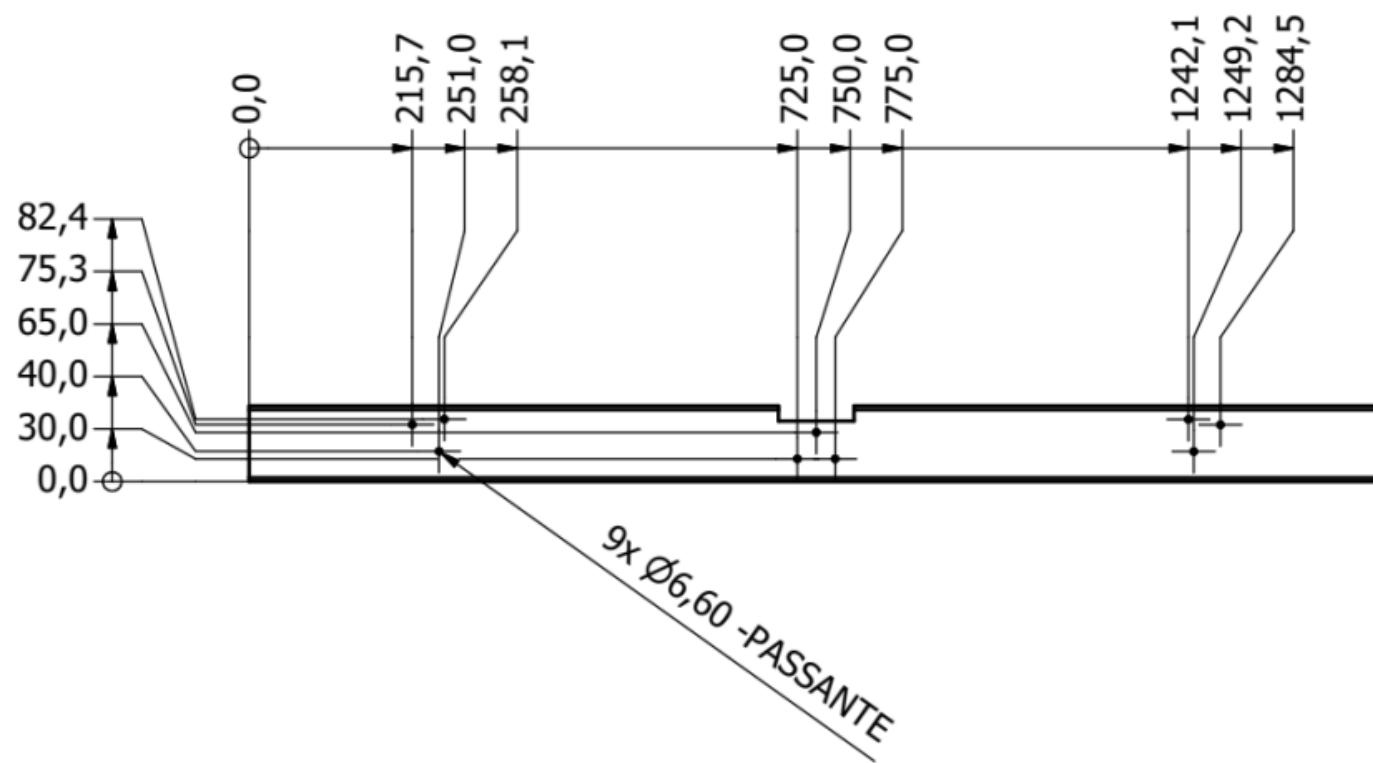
Autor Fernando D. Salhani	Verificado por Luiz H. Picolli	Código PRA-05.00-X1	Data 19/02/2018
LAB. DE BIOMECATRÔNICA	Título Barra Vertical	Material Wood (Birch)	Qnt. 2
	 	Escala 1 : 10	Tolerância Padrão $\pm 0,2 \text{ mm} / \pm 0,1^\circ$



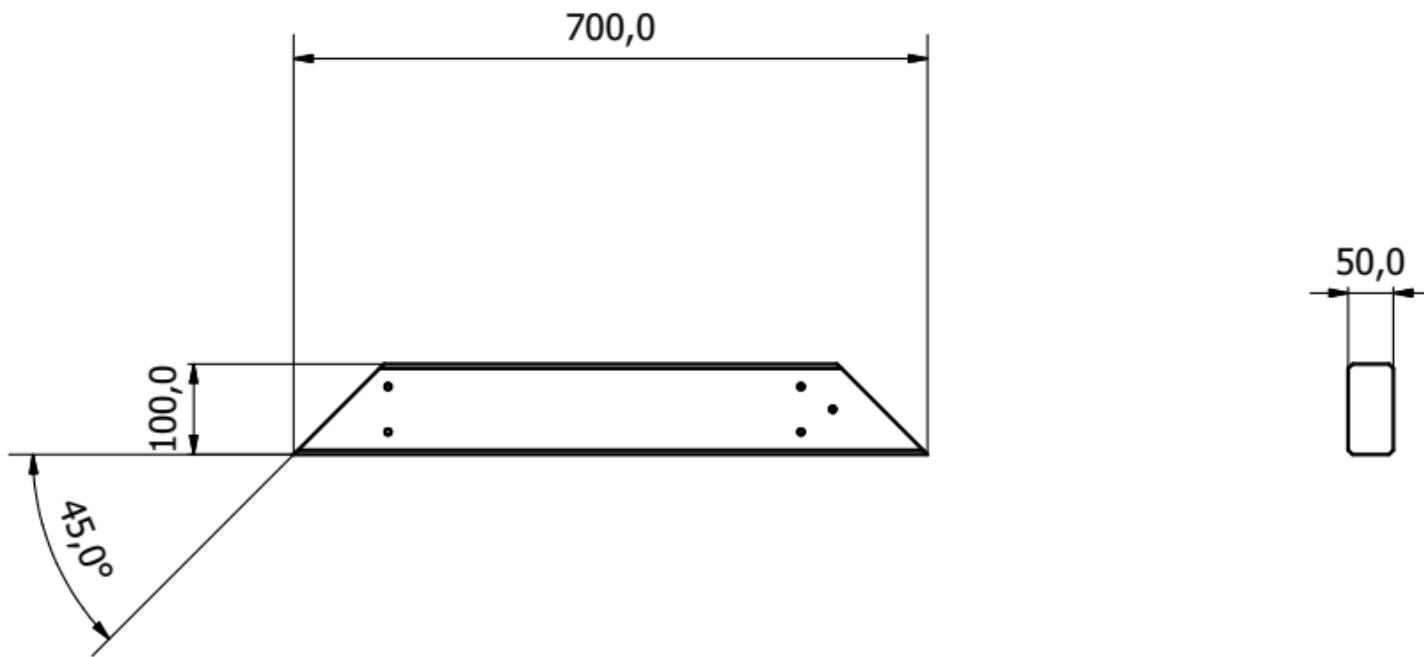
Autor Fernando D. Salhani	Verificado por Luiz H. Picolli	Código PRA-05.00-X1	Data 19/02/2018
LAB. DE BIOMECATRÔNICA	Título Barra Vertical	Material Wood (Birch)	Qnt. 2
	Escala 1 : 10	Tolerância Padrão ± 0,2 mm / ± 0,1°	Folha 2 de 2



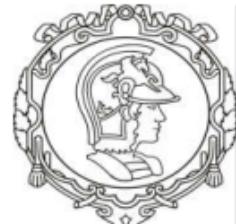
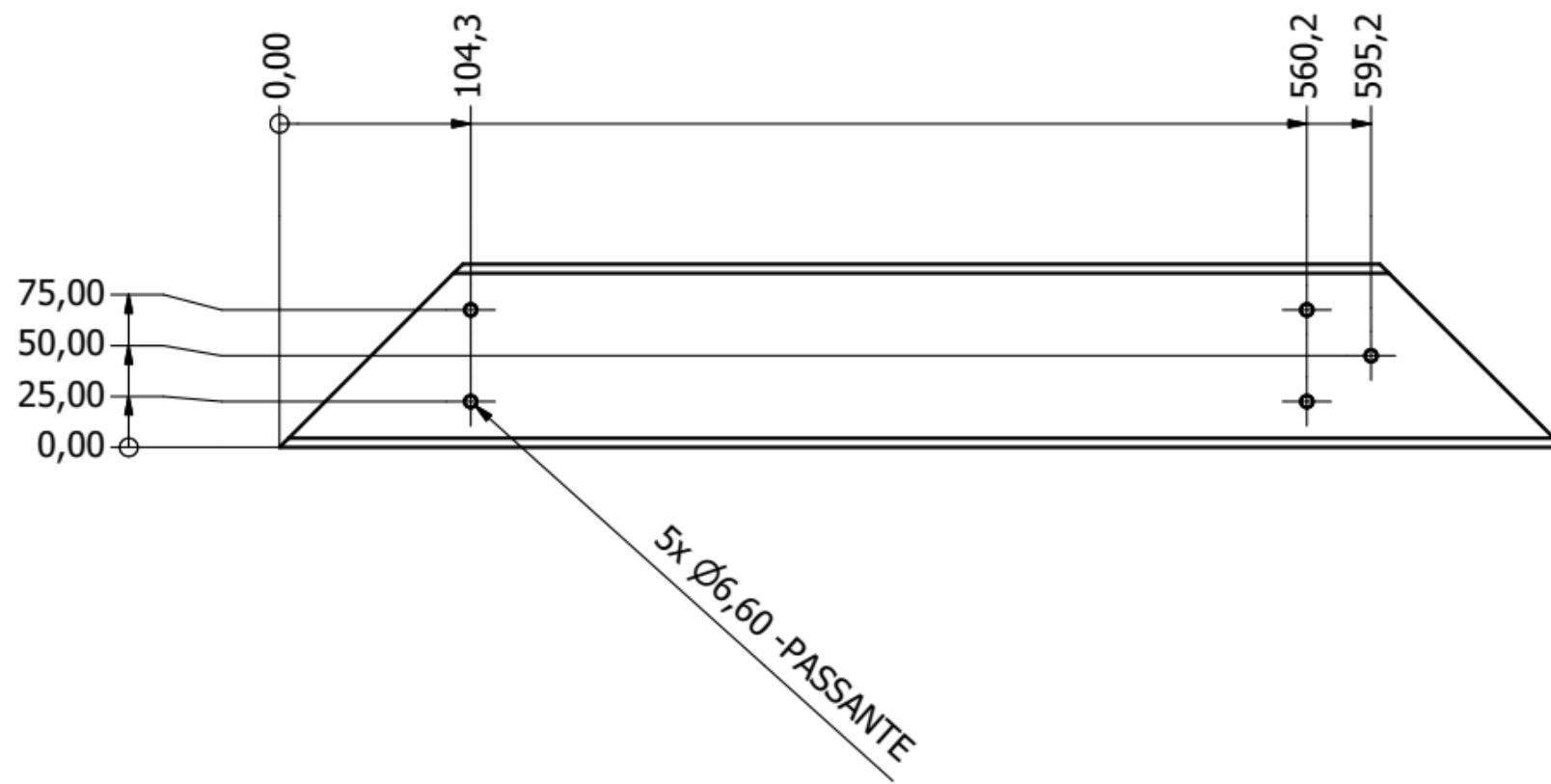
Autor Fernando D. Salhani	Verificado por Luiz H. Picolli	Código PRA-05.01-X0	Data 19/02/2018
LAB. DE BIOMECATRÔNICA	Título Barra Horiz. Base	Material Wood (Birch)	Qnt. 2
		Escala 1:10	Tolerância Padrão $\pm 0,2 \text{ mm} / \pm 0,1^\circ$



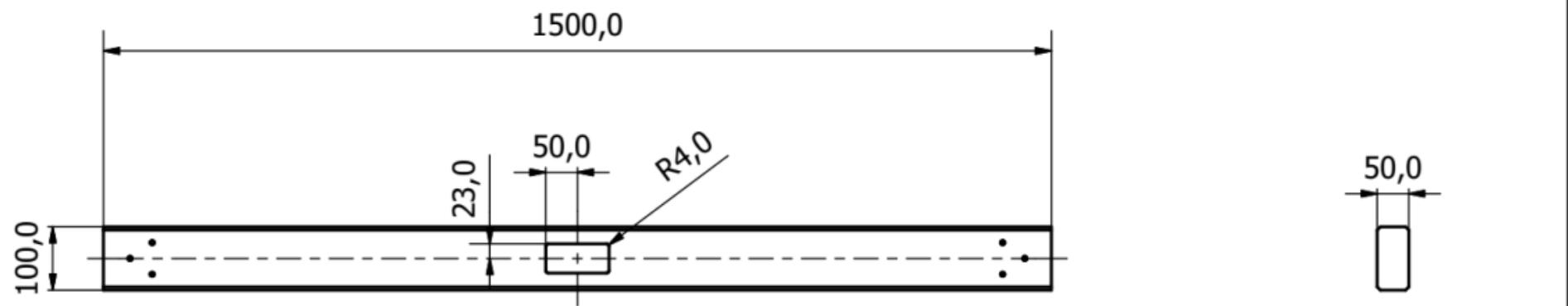
Autor Fernando D. Salhani	Verificado por Luiz H. Picolli	Código PRA-05.01-X0	Data 19/02/2018
LAB. DE BIOMECATRÔNICA	Título Barra Horiz. Base	Material Wood (Birch)	Qnt. 2
	Escala 1:10	Tolerância Padrão $\pm 0,2 \text{ mm} / \pm 0,1^\circ$	Folha 2 de 2



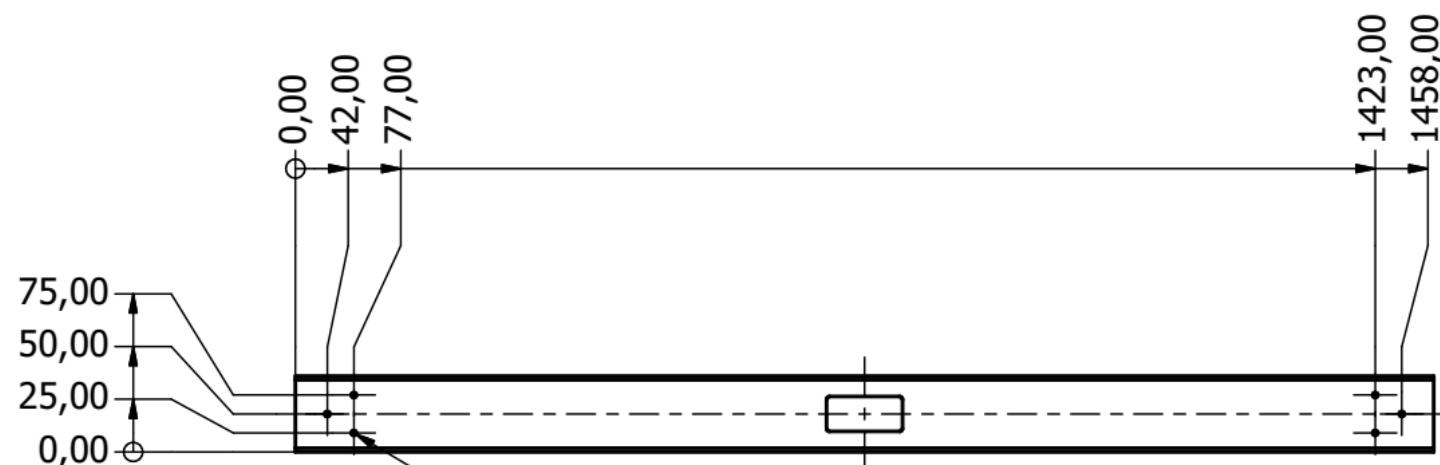
Autor Fernando D. Salhani	Verificado por Luiz H. Piccoli	Código PRA-05.02-X0	Data 19/02/2018
LAB. DE BIOMECATRÔNICA	Título Suporte Lateral	Material Wood (Birch)	Qnt. 4
	 	Escala 0,12 : 1	Tolerância Padrão ± 0,2 mm / ± 0,1°



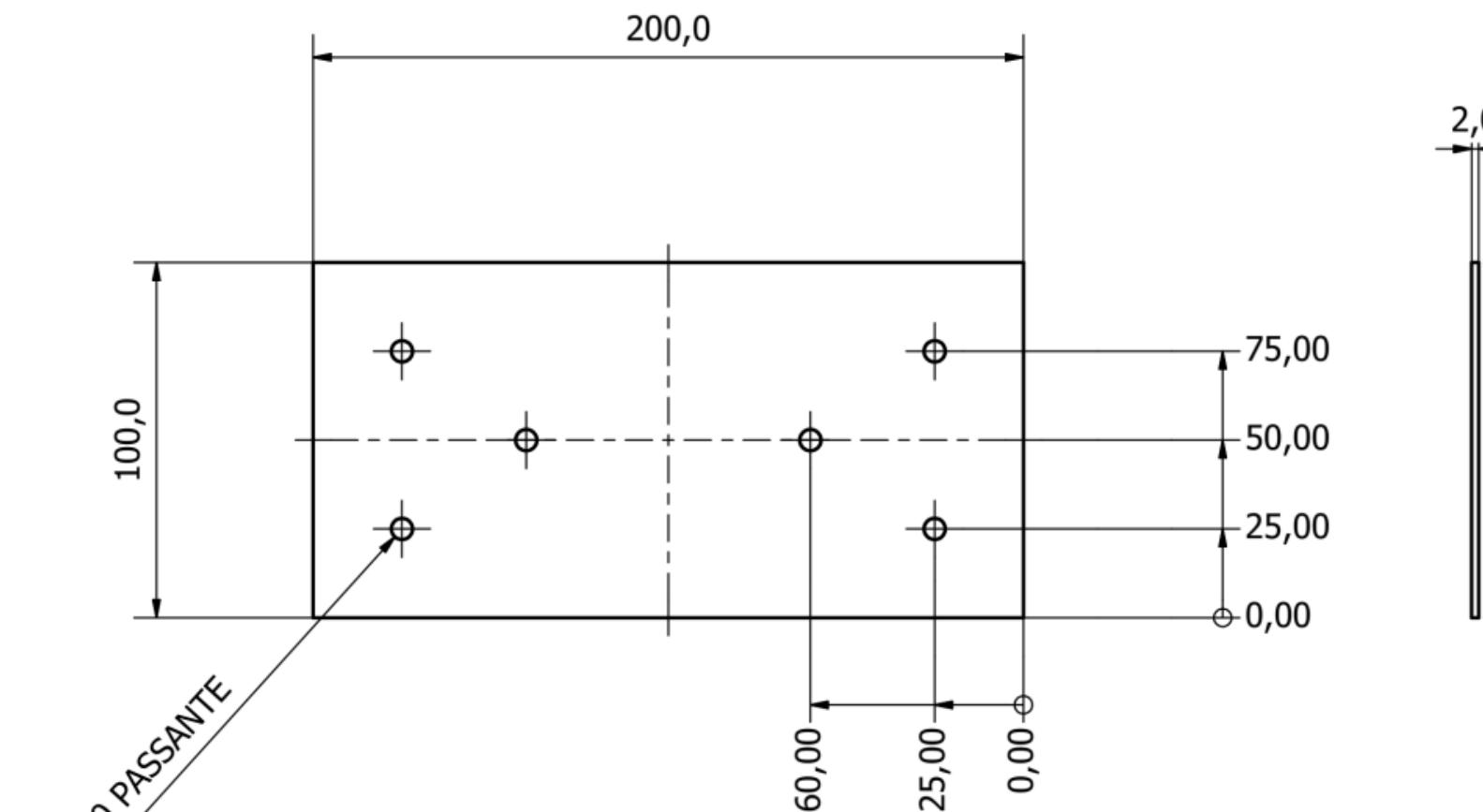
Autor Fernando D. Salhani	Verificado por Luiz H. Picolli	Código PRA-05.02-X0	Data 19/02/2018
LAB. DE BIOMECATRÔNICA	Título Suporte Lateral	Material Wood (Birch)	Qnt. 4
	Escala 1 : 4	Tolerância Padrão $\pm 0,2 \text{ mm} / \pm 0,1^\circ$	Folha 2 de 2



Autor Fernando D. Salhani	Verificado por Luiz H. Picolli	Código PRA-05.03-X0	Data 19/02/2018
LAB. DE BIOMECATRÔNICA	Título Suporte Inferior	Material Wood (Birch)	Qnt. 1
	Escala 1:10	Tolerância Padrão $\pm 0,2 \text{ mm} / \pm 0,1^\circ$	Folha 1 de 2



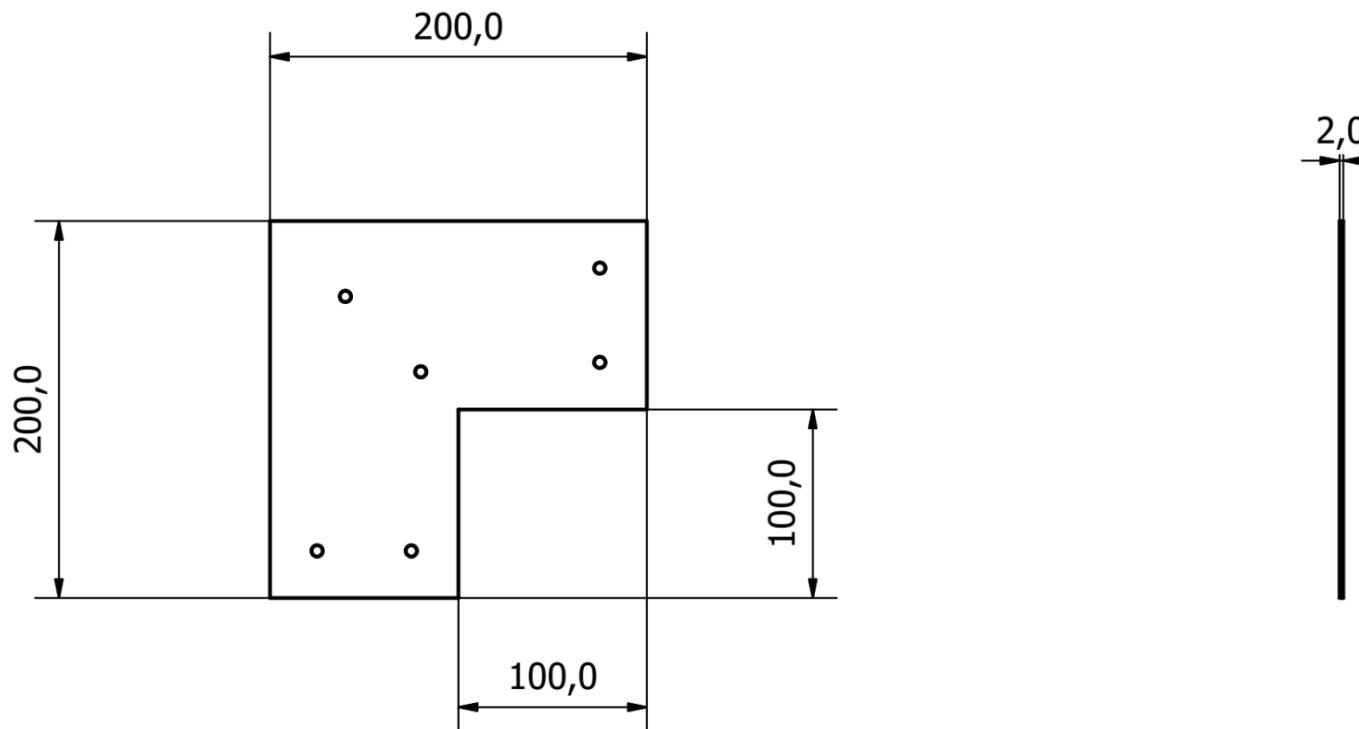
Autor Fernando D. Salhani	Verificado por Luiz H. Picolli	Código PRA-05.03-X0	Data 19/02/2018
LAB. DE BIOMECATRÔNICA	Título Suporte Inferior	Material Wood (Birch)	Qnt. 1
	Escala 1:10	Tolerância Padrão $\pm 0,2 \text{ mm} / \pm 0,1^\circ$	Folha 2 de 2



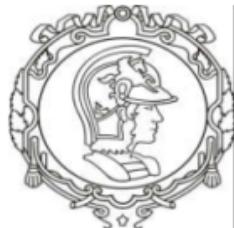
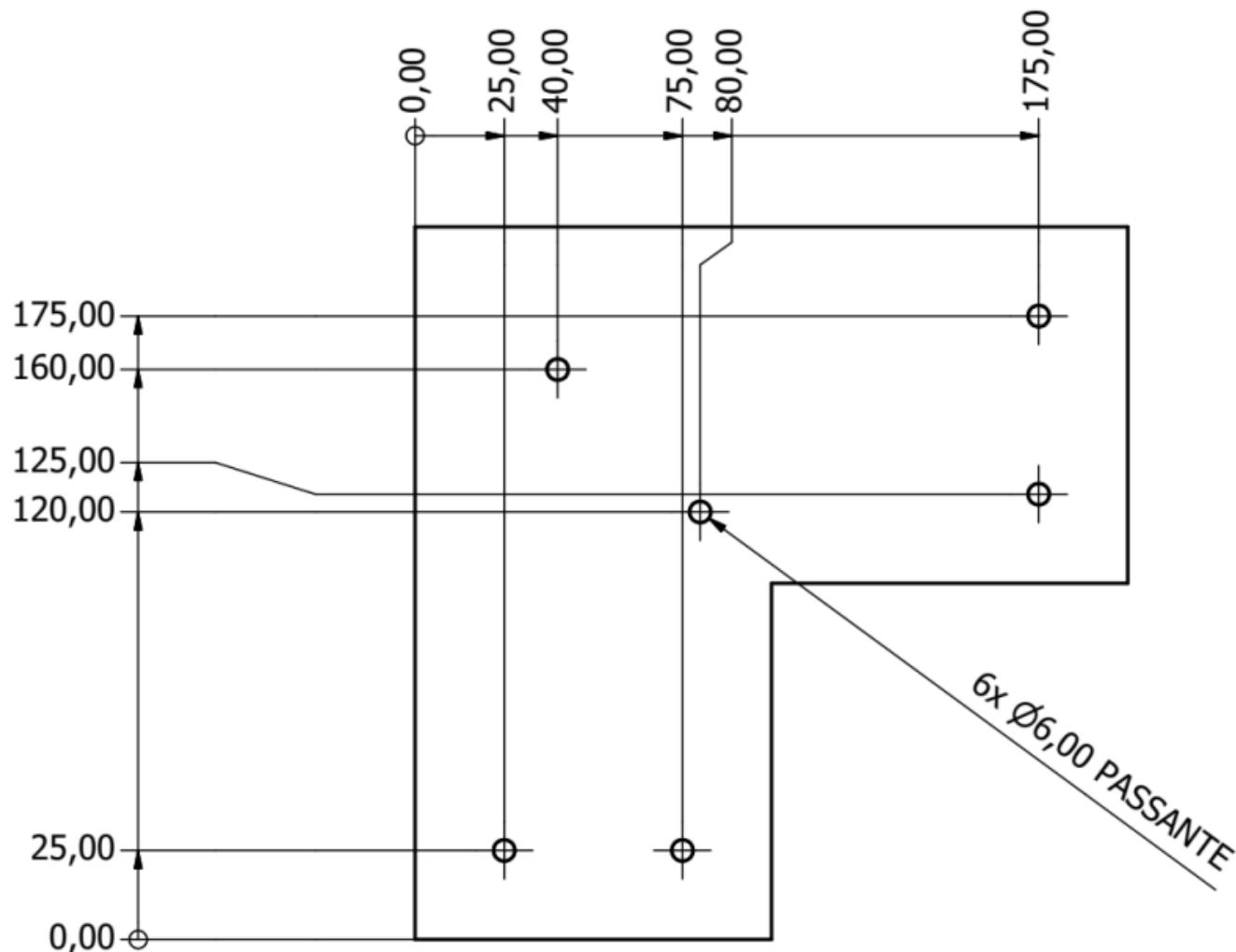
6x Ø6,00 PASSANTE



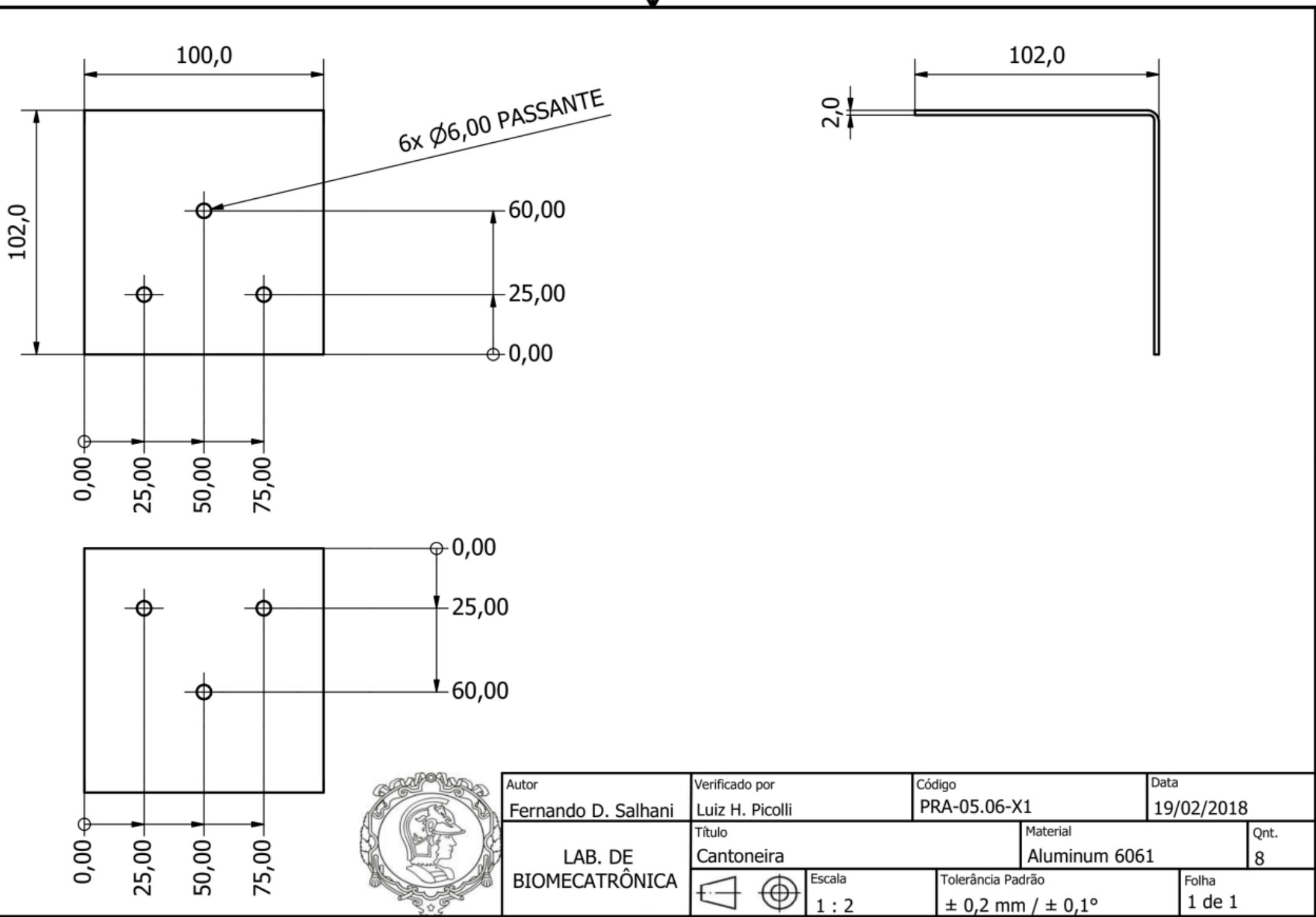
Autor Fernando D. Salhani	Verificado por Luiz H. Piccoli	Código PRA-05.04-X1	Data 19/02/2018
LAB. DE BIOMECATRÔNICA	Título Chapa Fixadora	Material Aluminum 6061	Qnt. 12
	Escala 1 : 2	Tolerância Padrão ± 0,2 mm / ± 0,1°	Folha 1 de 1



Autor Fernando D. Salhani	Verificado por Luiz H. Piccoli	Código PRA-05.05-X1	Data 19/02/2018
LAB. DE BIOMECATRÔNICA	Título Chapa L	Material Aluminum 6061	Qnt. 4
	 	Escala 1 : 4	Tolerância Padrão $\pm 0,2 \text{ mm} / \pm 0,1^\circ$



Autor Fernando D. Salhani	Verificado por Luiz H. Picolli	Código PRA-05.05-X1	Data 19/02/2018
LAB. DE BIOMECATRÔNICA	Título Chapa L	Material Aluminum 6061	Qnt. 4
	Escala 1 : 2	Tolerância Padrão $\pm 0,2 \text{ mm} / \pm 0,1^\circ$	Folha 2 de 2



Autor  
Fernando D. Salhani  
  
LAB. DE  
BIOMECATRÔNICA

Verificado por  
Luiz H. Picolli

Código  
PRA-05.06-X1

Data  
19/02/2018

Título  
Cantoneira

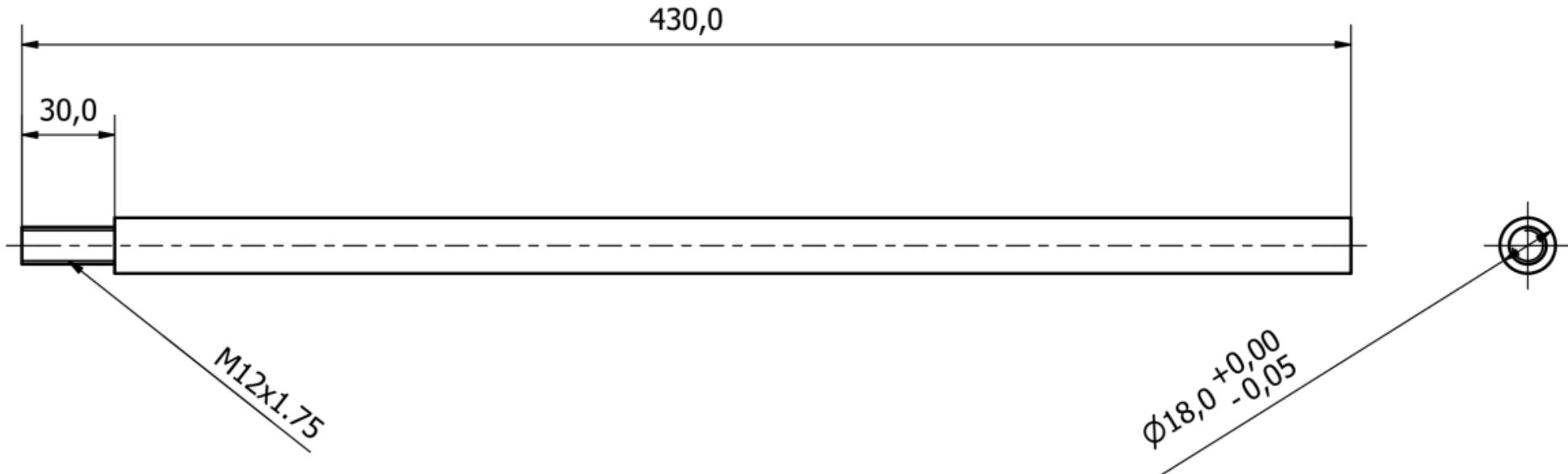
Material  
Aluminum 6061

Qnt.  
8

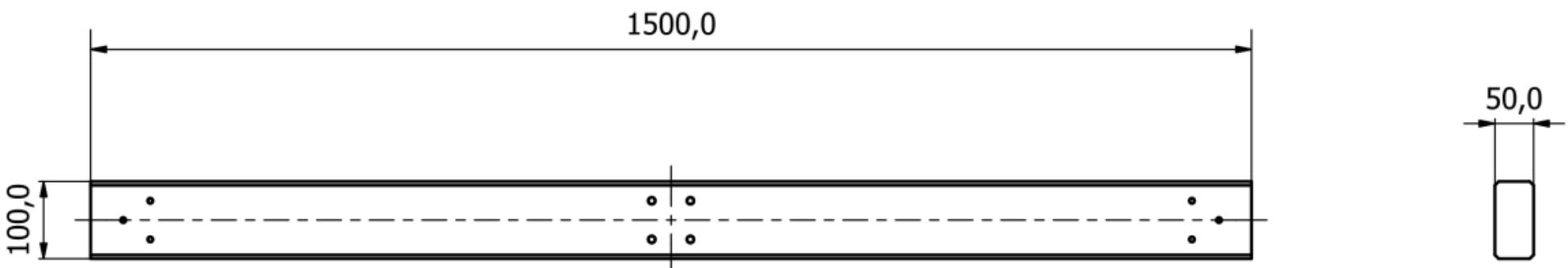
Escala  
1 : 2

Tolerância Padrão  
± 0,2 mm / ± 0,1°

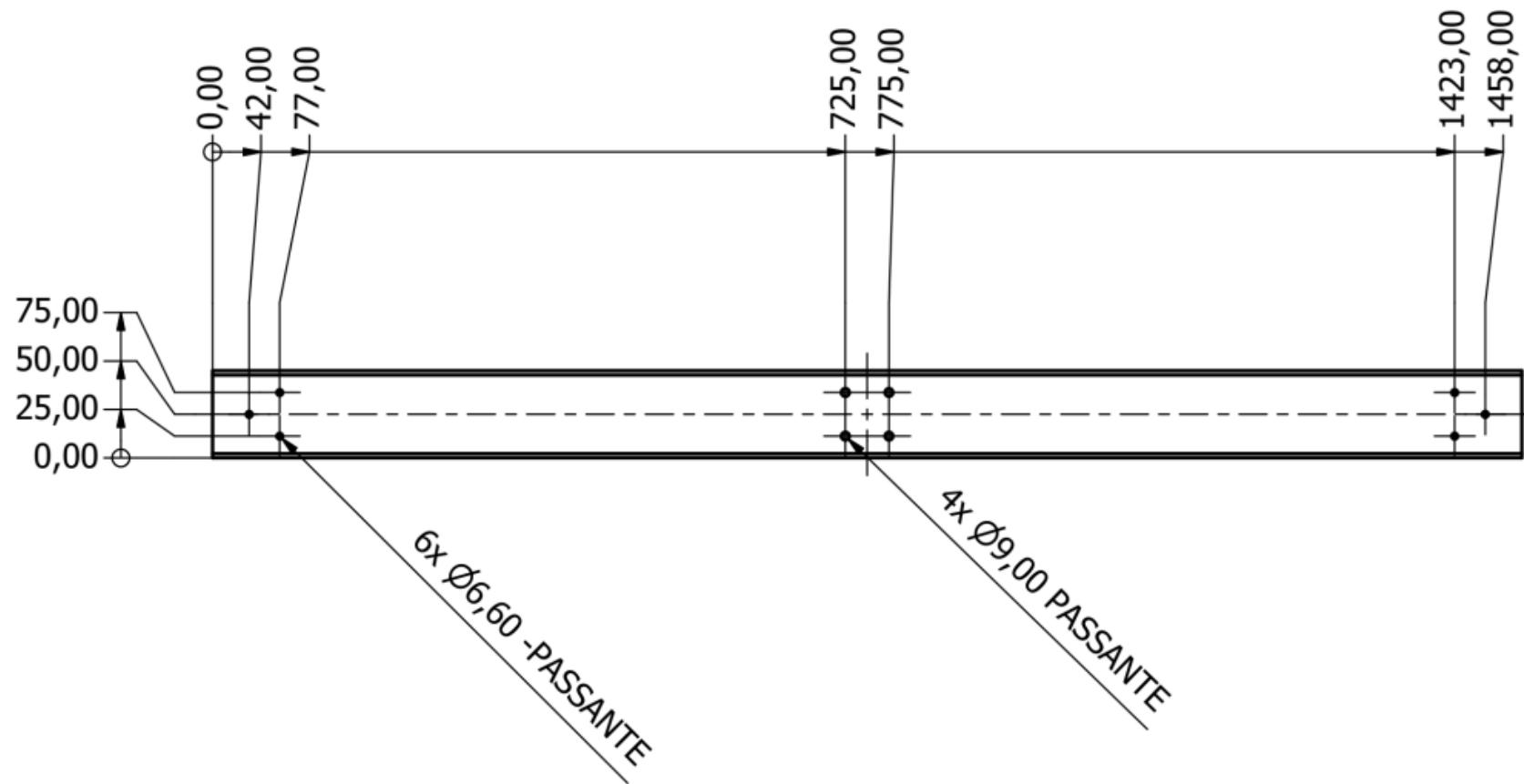
Folha  
1 de 1



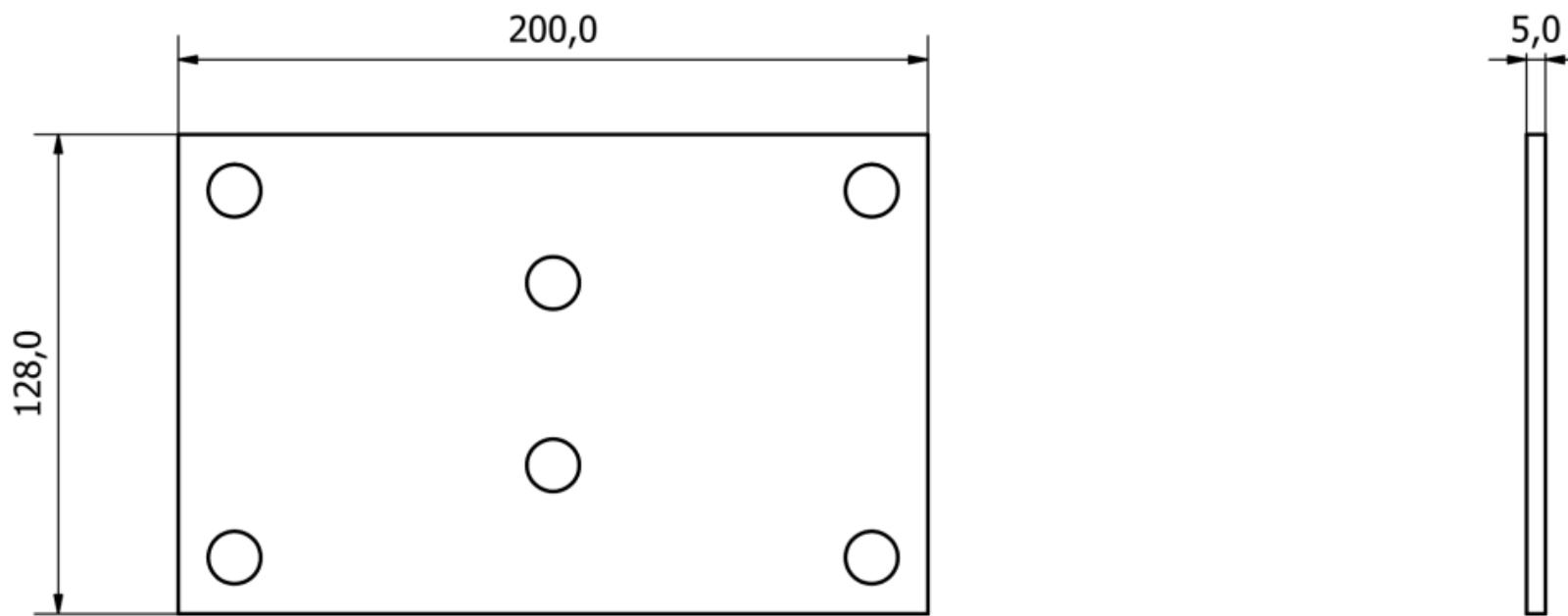
Autor Fernando D. Salhani	Verificado por Luiz H. Picolli	Código PRA-05.07-X0	Data 19/02/2018
LAB. DE BIOMECATRÔNICA	Título Eixo	Material Aluminum 6061	Qnt. 4
	 	Escala 1 : 2	Tolerância Padrão $\pm 0,2 \text{ mm} / \pm 0,1^\circ$



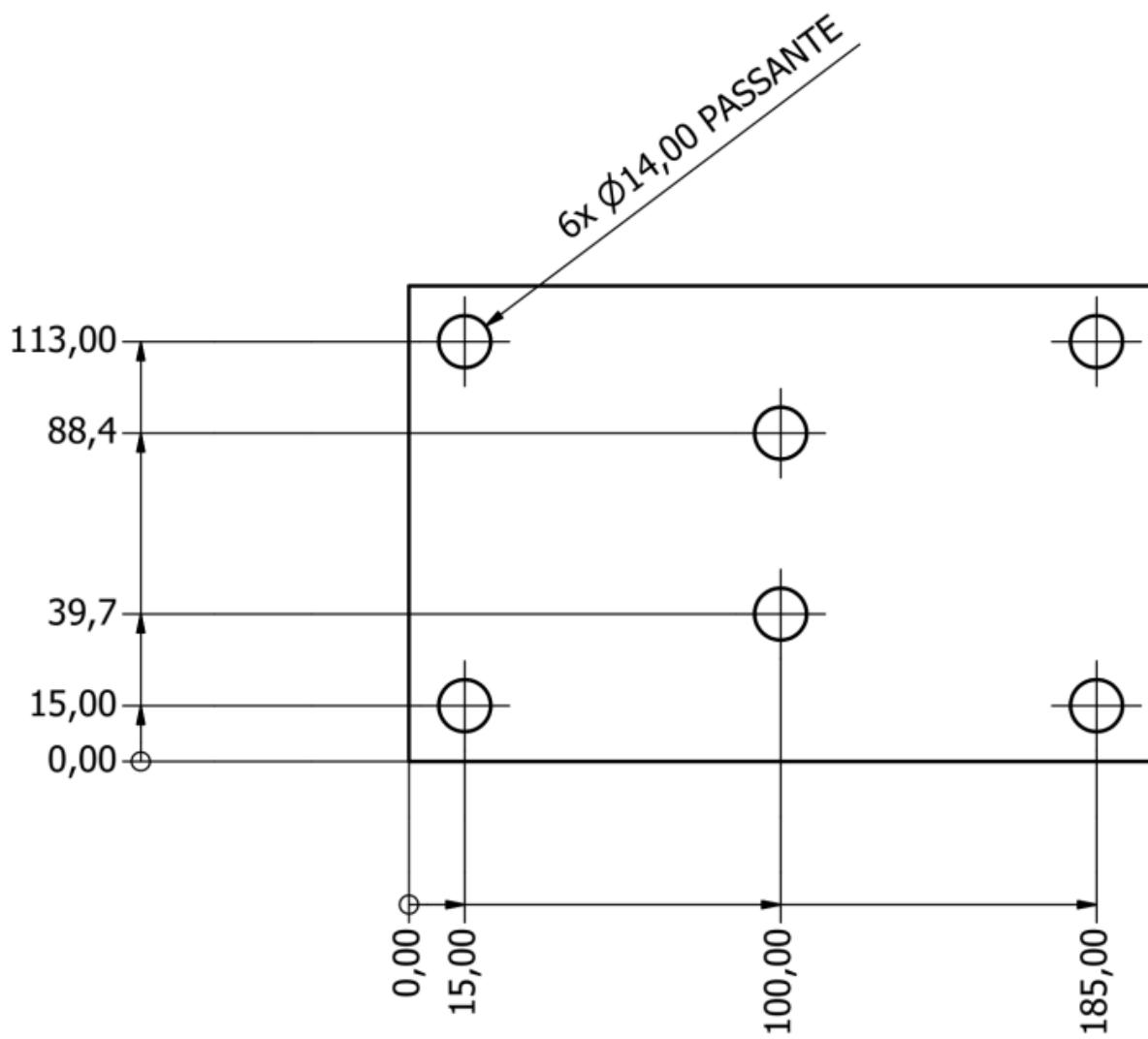
Autor Fernando D. Salhani	Verificado por Luiz H. Picolli	Código PRA-05.08-X0	Data 19/02/2018
LAB. DE BIOMECATRÔNICA	Título Suporte Superior	Material Wood (Birch)	Qnt. 1
	 Escala 1:8	Tolerância Padrão $\pm 0,2 \text{ mm} / \pm 0,1^\circ$	Folha 1 de 2



Autor Fernando D. Salhani	Verificado por Luiz H. Piccoli	Código PRA-05.08-X0	Data 19/02/2018
LAB. DE BIOMECATRÔNICA	Título Suporte Superior	Material Wood (Birch)	Qnt. 1
	 Escala 1:8	Tolerância Padrão $\pm 0,2 \text{ mm} / \pm 0,1^\circ$	Folha 2 de 2



Autor Fernando D. Salhani	Verificado por Luiz H. Picolli	Código PRA-05.09-X0	Data 19/02/2018
LAB. DE BIOMECATRÔNICA	Título Chapa Fixação	Material Aluminum 6061	Qnt. 1
	Escala 1 : 2	Tolerância Padrão $\pm 0,2 \text{ mm} / \pm 0,1^\circ$	Folha 1 de 2



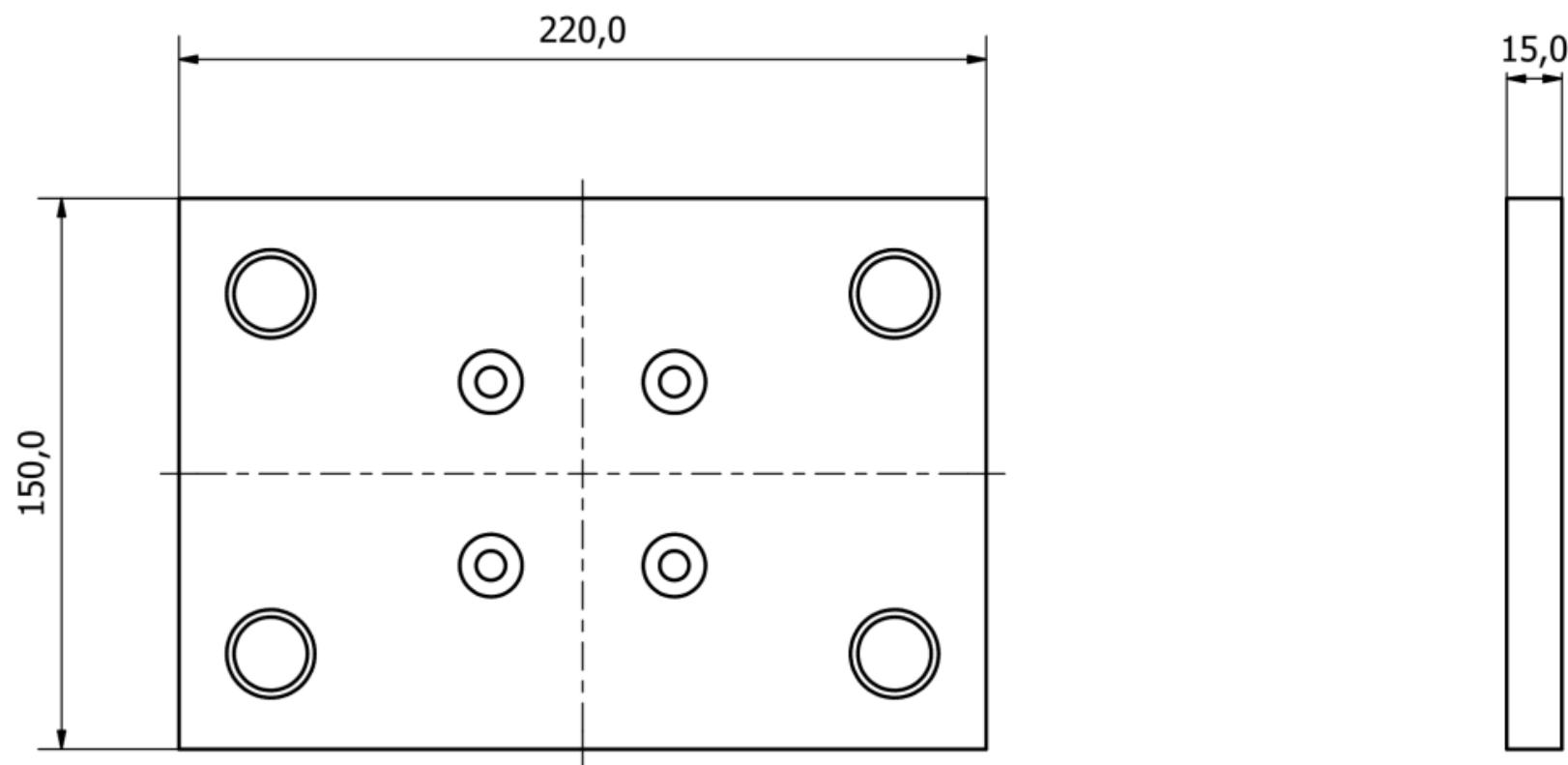
Autor Fernando D. Salhani	Verificado por Luiz H. Picolli	Código PRA-05.09-X0	Data 19/02/2018
LAB. DE BIOMECATRÔNICA	Título Chapa Fixação	Material Aluminum 6061	Qnt. 1



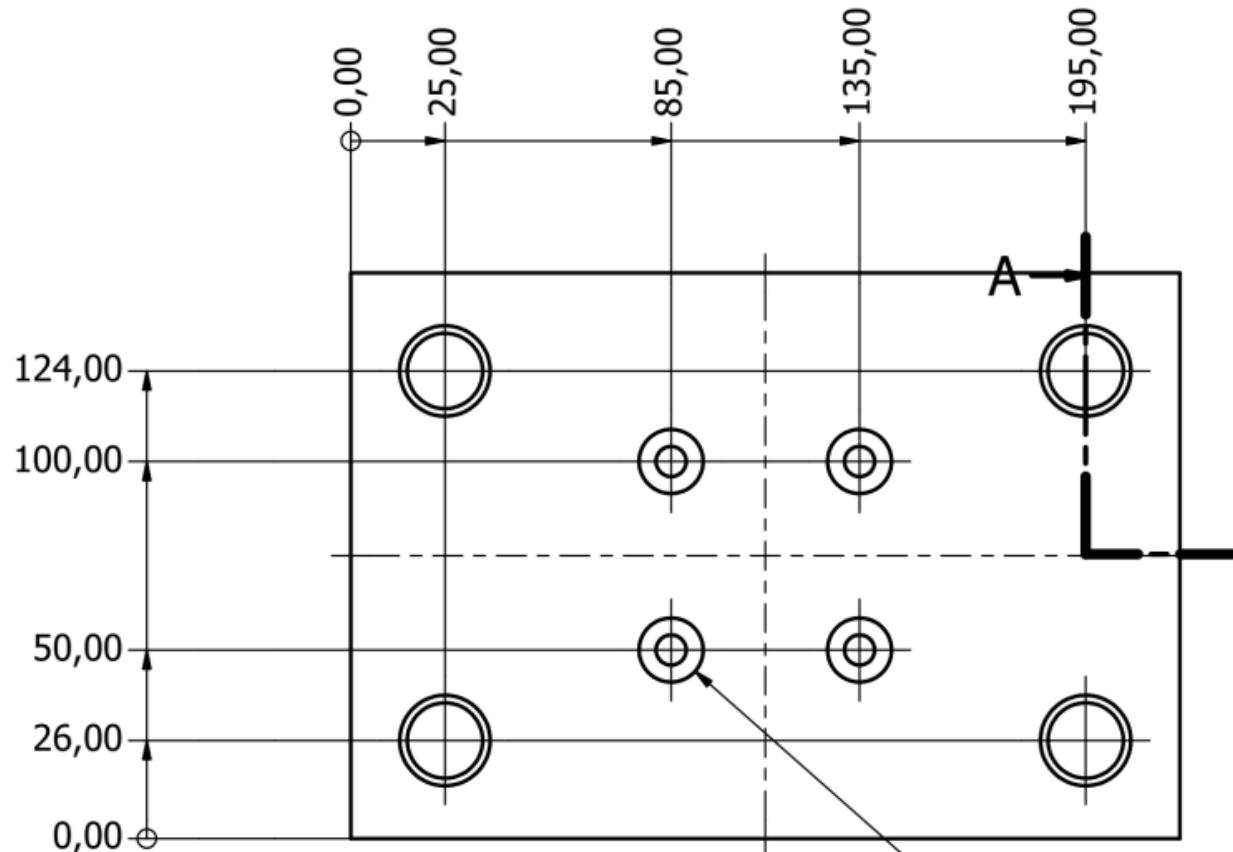
Escala  
1 : 2

Tolerância Padrão  
± 0,2 mm / ± 0,1°

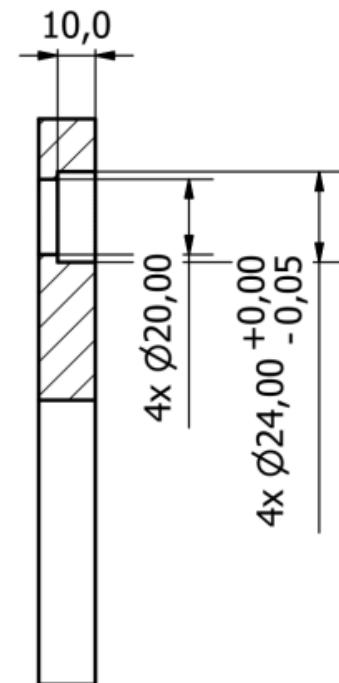
Folha  
2 de 2



Autor Fernando D. Salhani	Verificado por Luiz H. Picolli	Código PRA-05.10-X0	Data 19/02/2018
LAB. DE BIOMECATRÔNICA	Título Chapa Guia	Material Aluminum 6061	Qnt. 1
	 Escala 1 : 2	Tolerância Padrão $\pm 0,2 \text{ mm} / \pm 0,1^\circ$	Folha 1 de 2

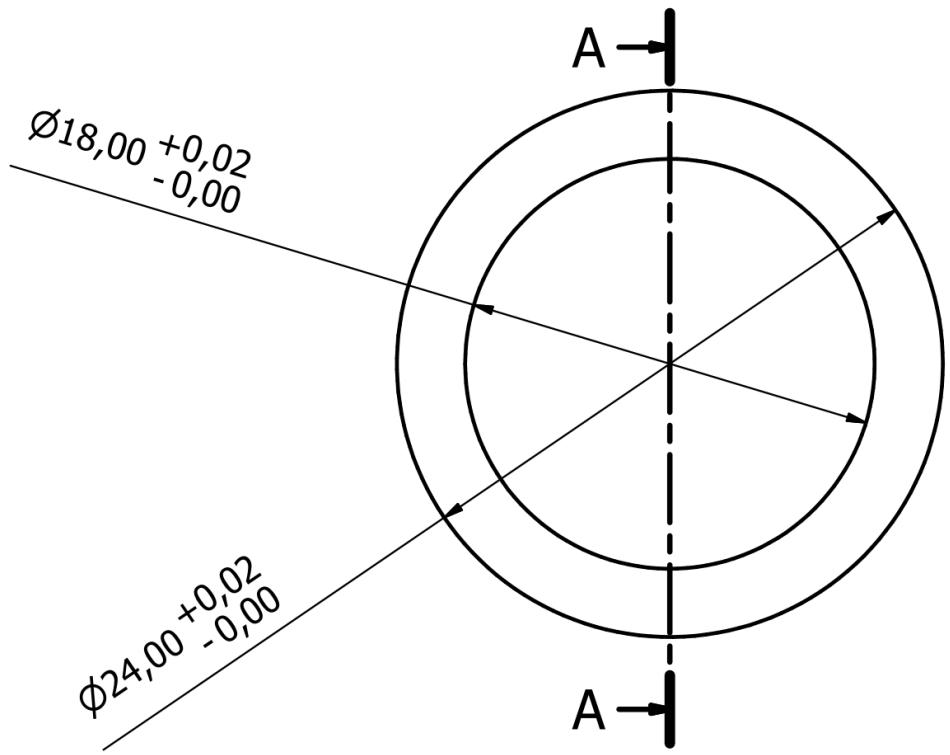


A-A ( 1 : 2 )

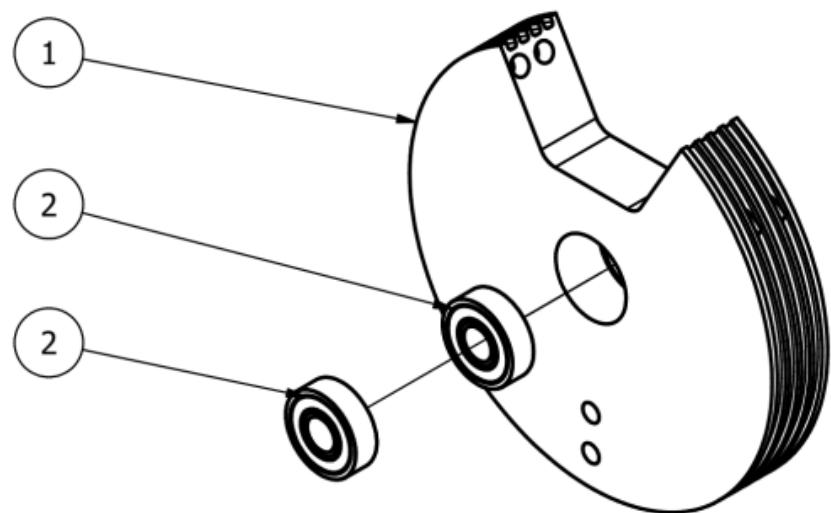


Autor	Verificado por	Código	Data
Fernando D. Salhani	Luiz H. Piccoli	PRA-05.10-X0	19/02/2018
LAB. DE BIOMECATRÔNICA	Título Chapa Guia	Material Aluminum 6061	Qnt. 1
	Escala 1 : 2	Tolerância Padrão $\pm 0,2 \text{ mm} / \pm 0,1^\circ$	Folha 2 de 2

A-A ( 3 : 1 )



Autor Luiz H. Picolli	Verificado por Luiz H. Picolli	Código PRA-05.13-X0	Data 19/02/2018
LAB. DE BIOMECATRÔNICA	Título Bucha Guia	Material Bronze	Qnt. 4
		Escala 3 : 1	Tolerância Padrão ± 0,2 mm / ± 0,1°



#### LISTA DE PEÇAS

ITEM	QTDE	NÚMERO DA PEÇA	TÍTULO
1	1	PRA-02.00-X0	Polia de Acionamento I
2	2		Rolamento 6000-2RSL

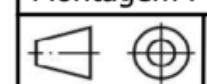


Autor  
Luiz H. Picolli

LAB. DE  
BIOMECATRÔNICA

Verificado por  
Luiz H. Picolli

Título  
Montagem Polia I



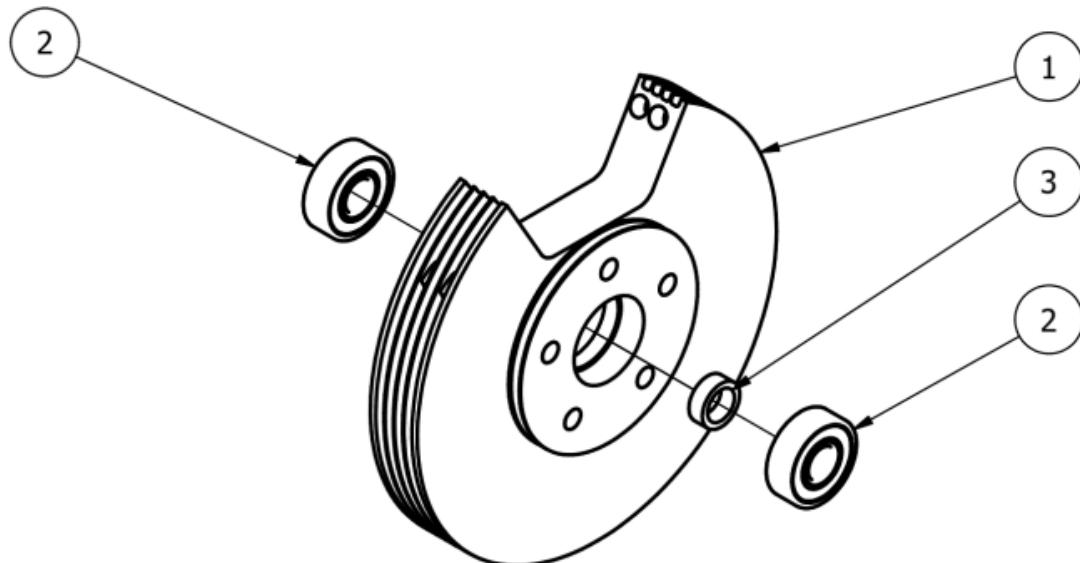
Código

Data  
19/02/2018

Escala  
1 : 2

Qnt.  
2

Obs.  
Folha  
1 de 1



#### LISTA DE PEÇAS

ITEM	QTDE	NÚMERO DA PEÇA	TÍTULO
1	1	PRA-02.03-X0	Polia de Acionamento II
2	2		Rolamento 6000-2RSL
3	1	PRA-04.04-X0	Espaçador Polia Tornozelo



Autor  
Luiz H. Picolli  
  
LAB. DE  
BIOMECATRÔNICA

Verificado por  
Luiz H. Picolli  
  
Título  
Montagem Polia II

Código

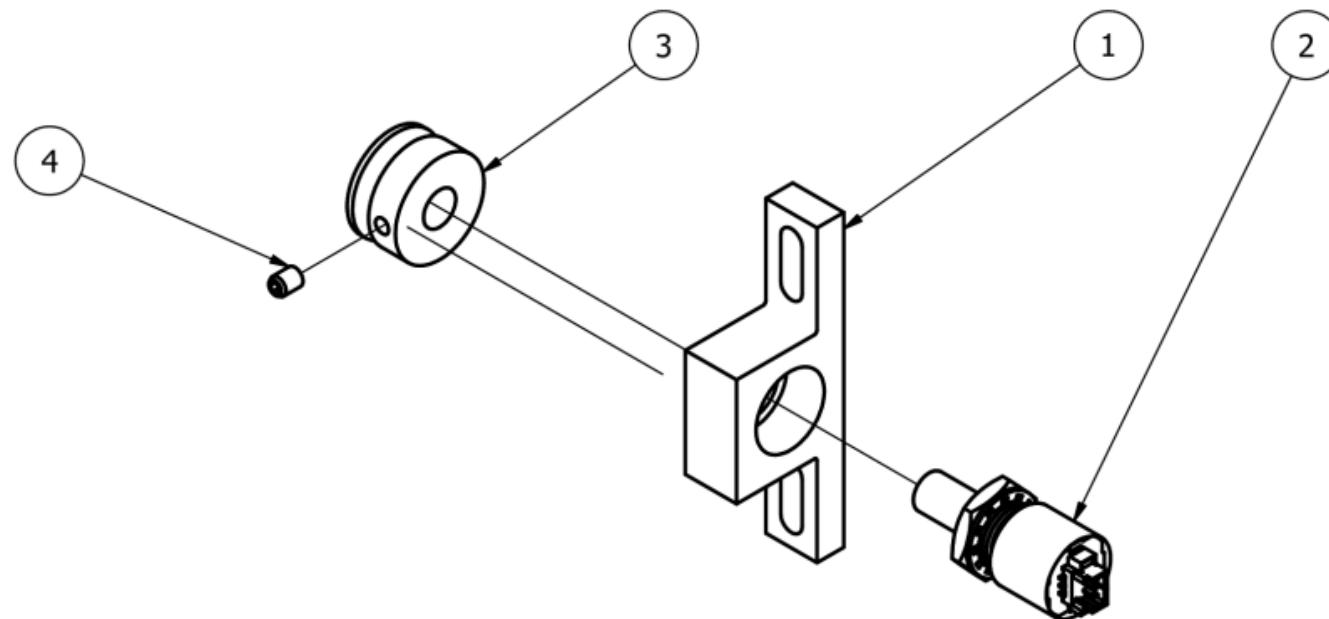
Data  
19/02/2018

Escala  
1 : 2  
Qnt.  
1



Obs.

Folha  
1 de 1



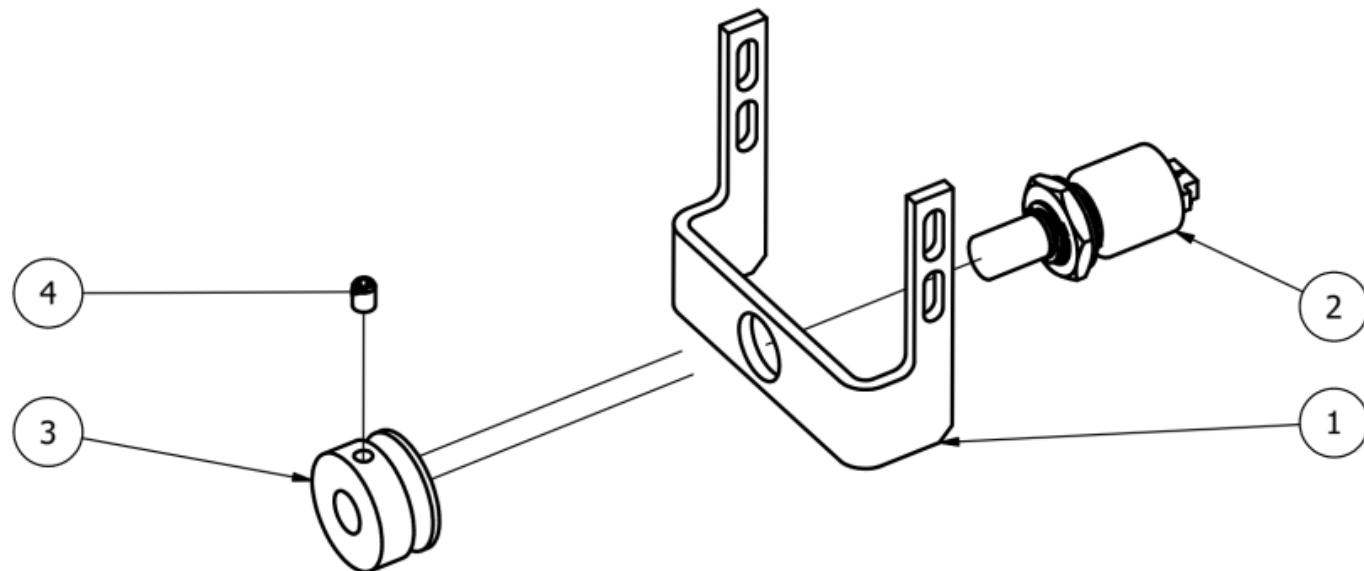
LISTA DE PEÇAS			
ITEM	QTDE	NÚMERO DA PEÇA	TÍTULO
1	1	PRA-03.01-X0	Apoio Encoder
2	1		Encoder MA3
3	1	PRA-03.02-X0	Polia Movida
4	1		Parafuso Allen M3 x 4 s/ cabeça

	Autor Luiz H. Picolli	Verificado por Luiz H. Picolli	Código	Data 19/02/2018
	LAB. DE BIOMECATRÔNICA	Título Montagem Encoder	Escala 1 : 1	Qnt. 2

Obs.	Folha 1 de 1
------	-----------------



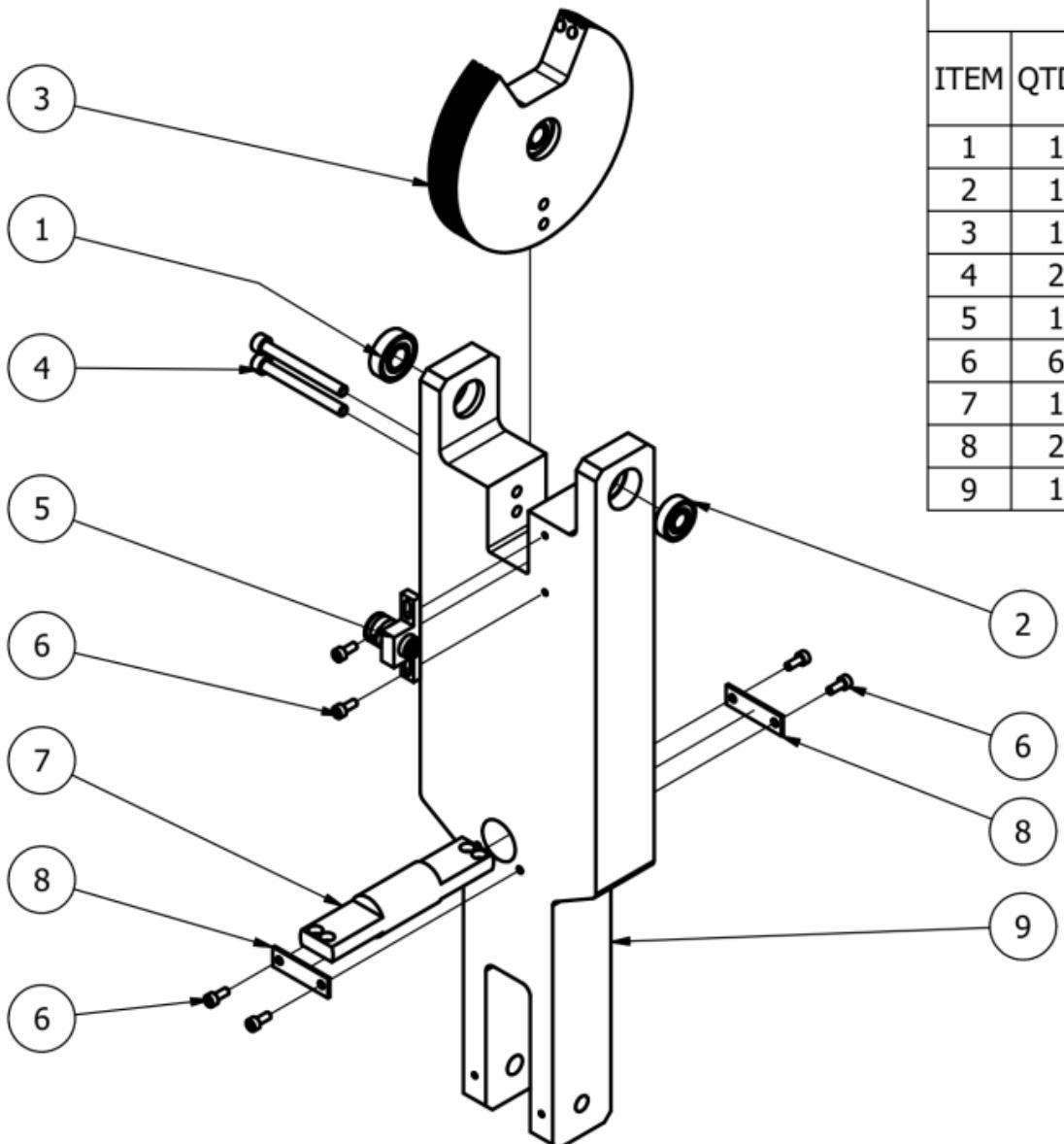
LISTA DE PEÇAS			
ITEM	QTDE	NÚMERO DA PEÇA	TÍTULO
1	1	PRA-03.03-X0	Apoio Encoder (Tornozelo)
2	1		Encoder MA3
3	1	PRA-03.02-X0	Polia Movida
4	1		Parafuso Allen M3 x 4 s/ cebeça



Autor Luiz H. Picolli	Verificado por Luiz H. Picolli	Código	Data 19/02/2018
LAB. DE BIOMECATRÔNICA	Título Montagem Sensor MA3 II	Escala 1 : 1	Qnt. 1
	Obs.		Folha 1 de 1

LISTA DE PEÇAS

ITEM	QTDE	NÚMERO DA PEÇA	TÍTULO
1	1		Rolamento 6001-2RSL
2	1		Rolamento 609-2RSL
3	1		Montagem Polia I
4	2		Parafuso Allen M6 x 60 cabeça cilíndrica
5	1		Montagem Sensor MA3 I
6	6		Parafuso Allen M4 x 10 cabeça cilíndrica
7	1	PRA-02.02-X1	Apoio Bowden
8	2	PRA-02.01-X0	Fixador Suporte Bowden
9	1	PRA-01.00-X2	Coxa



Autor  
Luiz H. Picolli

Verificado por  
Luiz H. Picolli

Código

Data  
19/02/2018

LAB. DE  
BIOMECATRÔNICA

Título  
Montagem Coxa

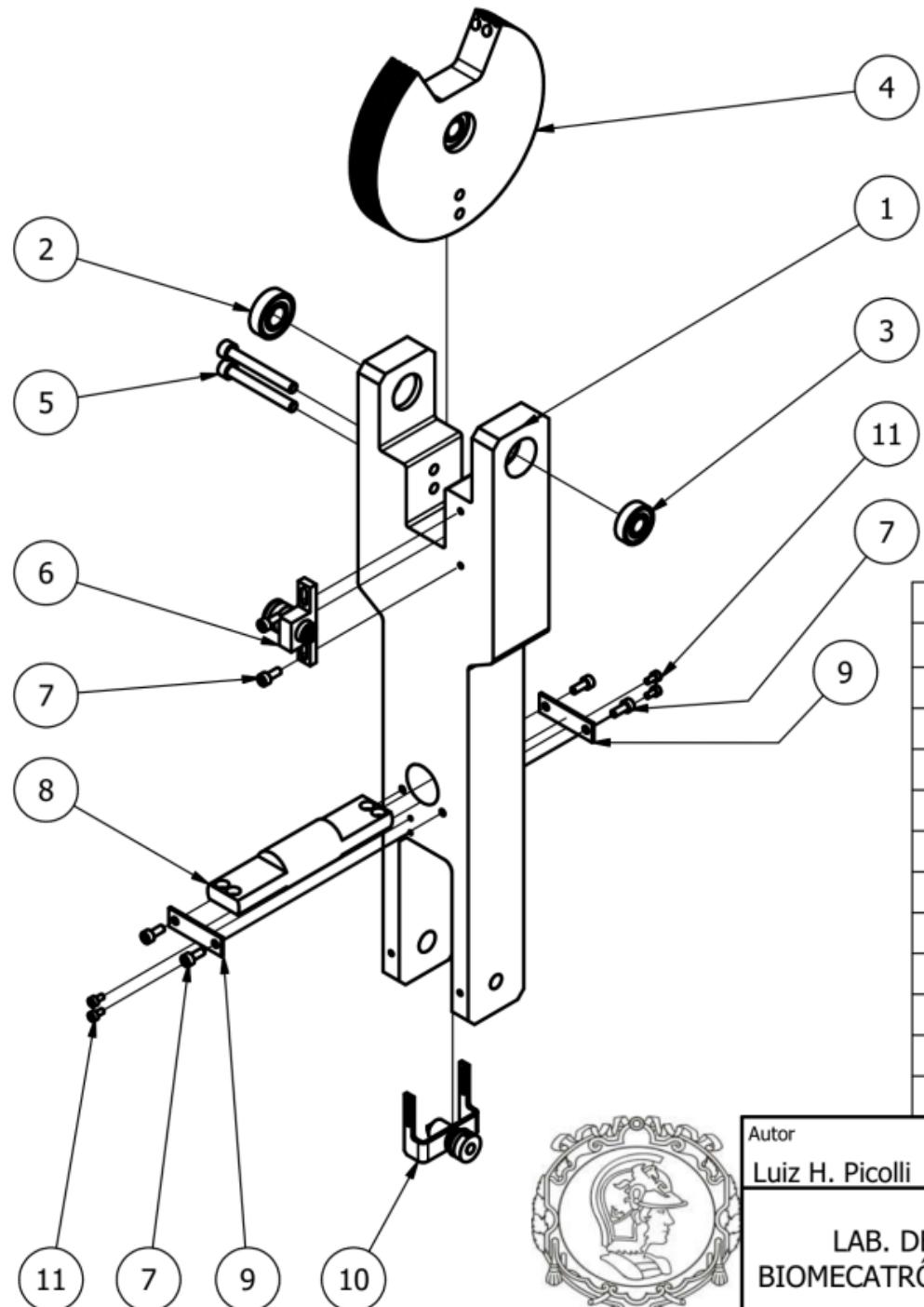
Escala  
1 : 4

Qnt.  
1



Obs.

Folha  
1 de 1



LISTA DE PEÇAS			
ITEM	QTDE	NÚMERO DA PEÇA	TÍTULO
1	1	PRA-01.02-X0	Panturrilha
2	1		Rolamento 6001-2RSL
3	1		Rolamento 609-2RSL
4	1		Montagem polia I
5	2		Parafuso Allen M6 x 50 cabeça cilíndrica
6	1		Montagem Sensor MA3 I
7	6		Parafuso Allen M4 x 10 cabeça cilíndrica
8	1	PRA-02.02-X1	Apoio Bowden
9	2	PRA-02.01-X0	Fixador Suporte Bowden
10	1		Montagem Sensor MA3 II
11	4		Parafuso Allen M3 x 6 cabeça cilíndrica

Autor  
Luiz H. Picolli

Verificado por  
Luiz H. Picolli

Código

Data  
19/02/2018

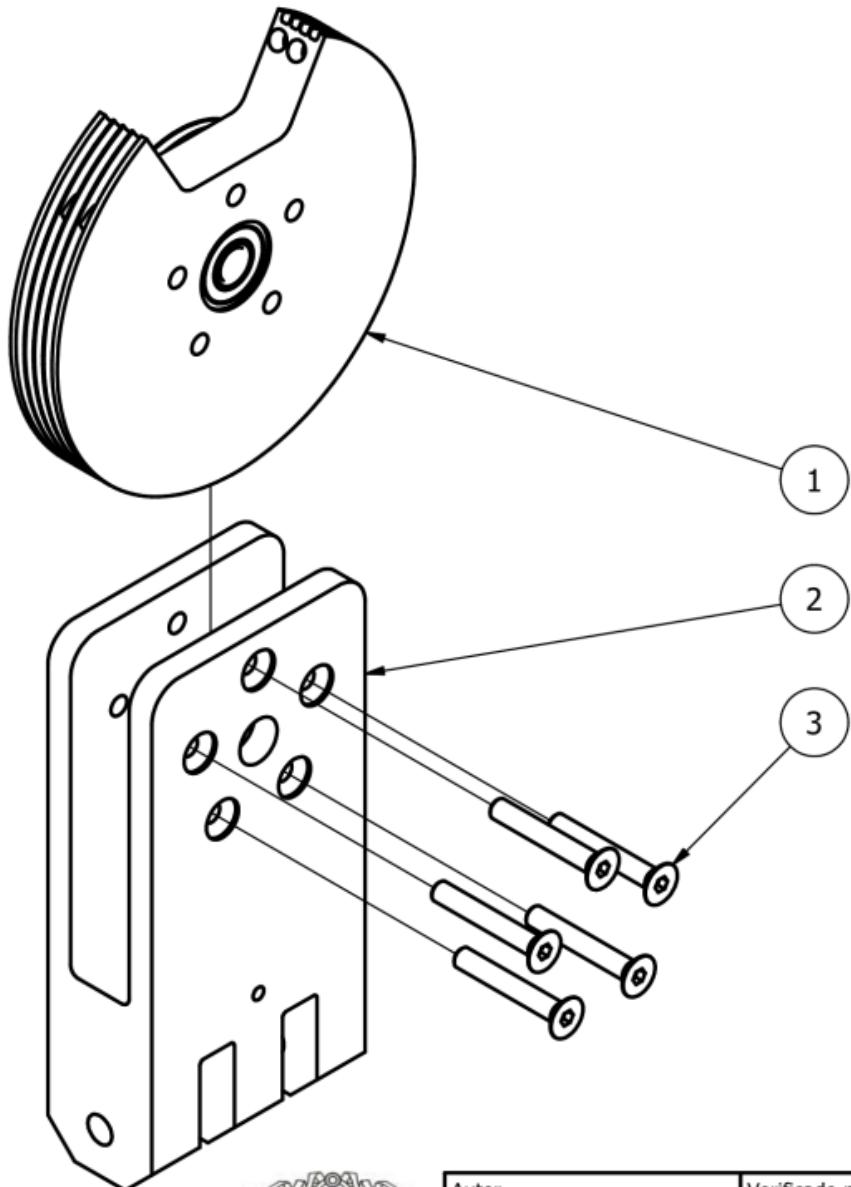
LAB. DE  
BIOMECATRÔNICA

Título  
Montagem Panturrilha

Escala  
1 : 4  
Qnt.  
1

Obs.

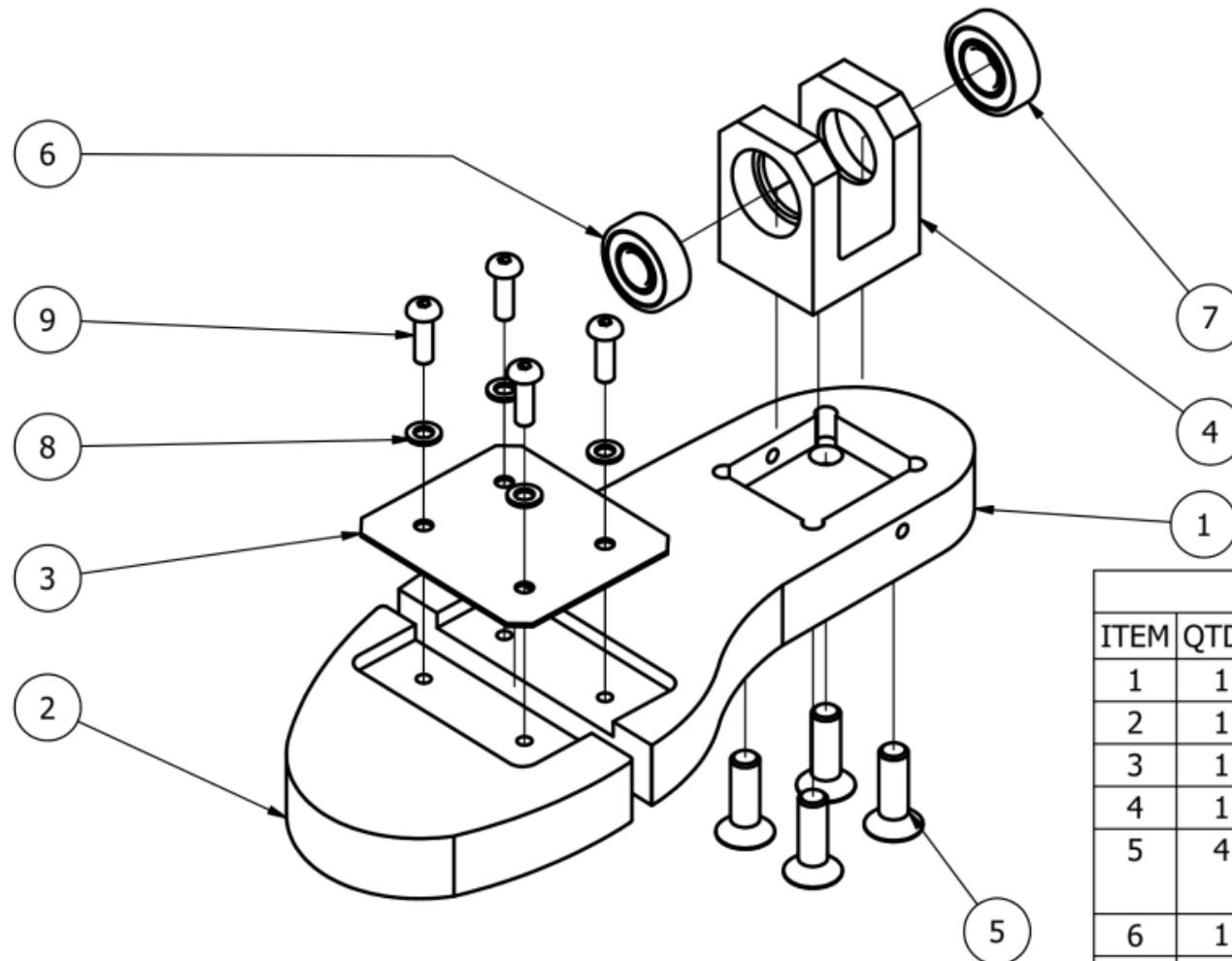
Folha  
1 de 1



LISTA DE PEÇAS			
ITEM	QTDE	NÚMERO DA PEÇA	TÍTULO
1	1		Montagem Polia II
2	1	PRA-01.04-X0	Tornozelo I
3	5		Parafuso Allen M6 x 40 cabeça escareada

Autor Luiz H. Picolli	Verificado por Luiz H. Picolli	Código	Data 19/02/2018
LAB. DE BIOMECATRÔNICA	Título Montagem Tornozelo	Escala 1 : 2	Qnt. 1
	Obs.	Folha 1 de 1	

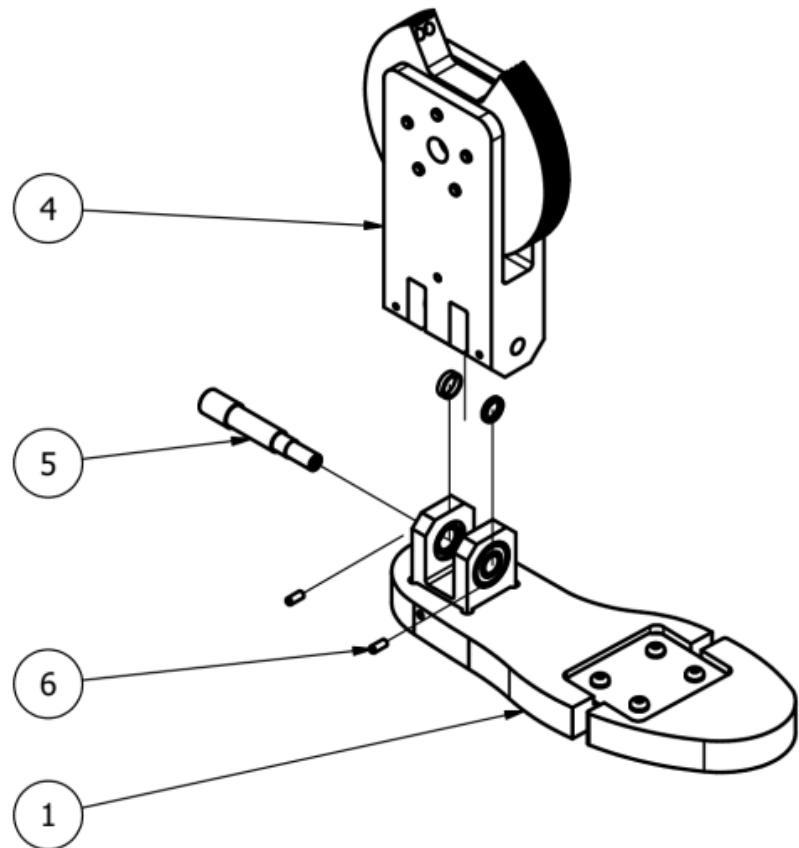




LISTA DE PEÇAS			
ITEM	QTDE	NÚMERO DA PEÇA	TÍTULO
1	1	PRA-01.08-X0	Pé
2	1	PRA-01.09-X0	Dedos
3	1	PRA-01.10-X1	Junta Metatarso
4	1	PRA-01.06-X1	Tornozelo II
5	4		Parafuso Allen M8 x 25 cabeça escareada
6	1		Rolamento 6000-2RSL
7	1		Rolamento 6001-2RSL
8	4		Arruela M5
9	4		Parafuso Allen M5 x 16 cabeça redonda



Autor Luiz H. Picolli	Verificado por Luiz H. Picolli	Código	Data 19/02/2018
LAB. DE BIOMECATRÔNICA	Título Montagem Pé	Escala 1 : 2	Qnt. 1
	Obs.	Folha 1 de 1	



LISTA DE PEÇAS			
ITEM	QTDE	NÚMERO DA PEÇA	TÍTULO
1	1		Montagem pé
2	1	PRA-04.06-X0	Espaçador Frontal
3	1	PRA-04.07-X0	Espaçador Posterior
4	1		Montagem Tornozelo
5	1	PRA-01.07-X0	Eixo Tornozelo II
6	2		Parafuso Allen M4 x 10 s/ cabeça

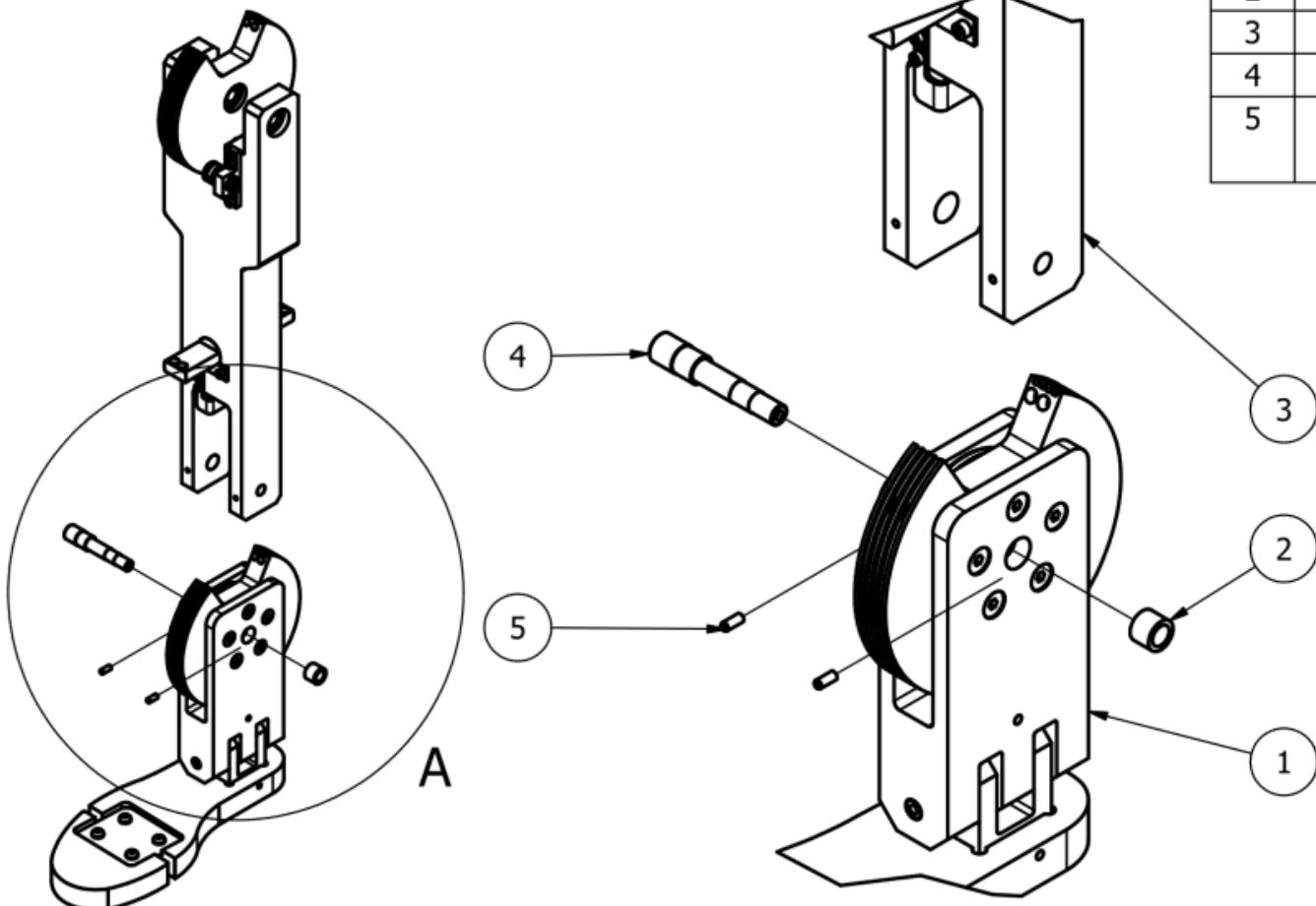


Autor Luiz H. Picolli	Verificado por Luiz H. Picolli	Código	Data 19/02/2018
LAB. DE BIOMECATRÔNICA	Título Casamento Pé Tornozelo	Escala 1 : 4	Qnt. 1
	Obs.		Folha 1 de 1

LISTA DE PEÇAS

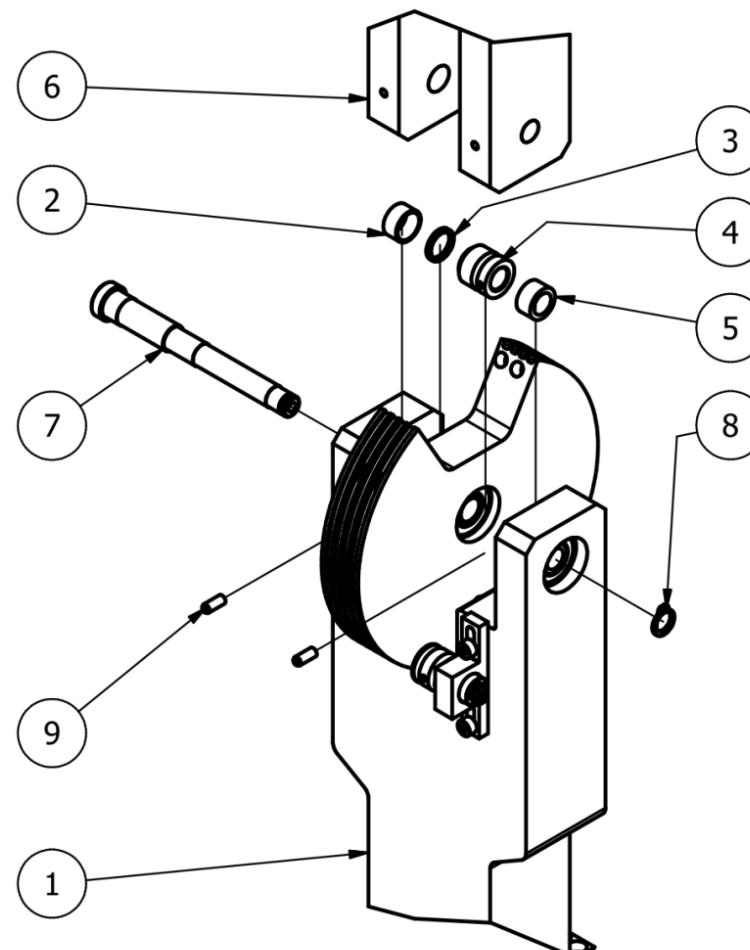
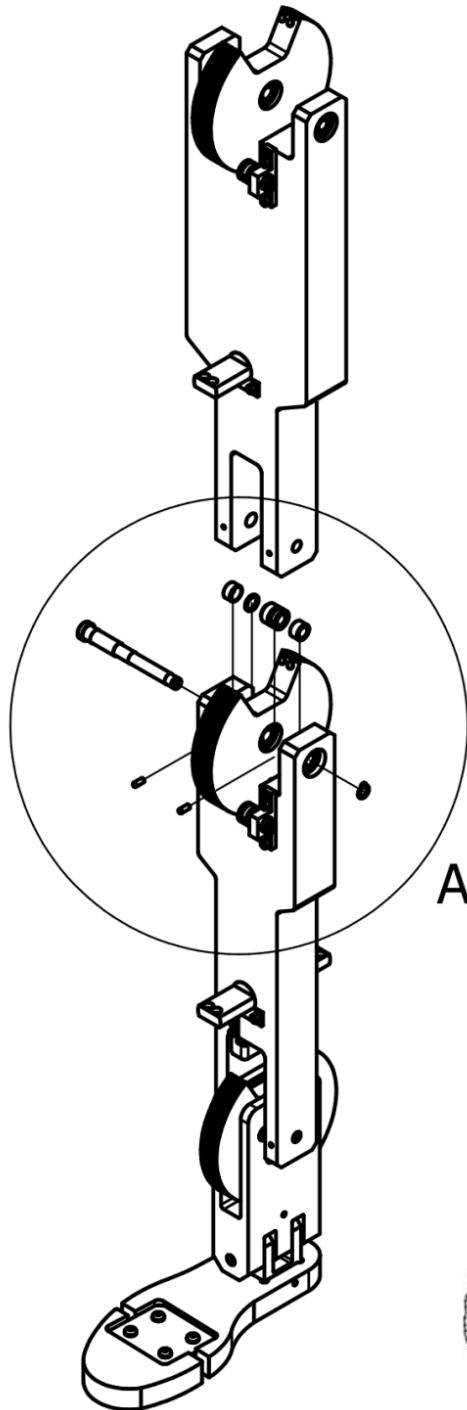
ITEM	QTDE	NÚMERO DA PEÇA	TÍTULO
1	1		Casamento Pé Tornozelo
2	1	PRA-04.05-X0	Espaçador Tornozelo
3	1		Montagem Panturrilha
4	1	PRA-01.05-X0	Eixo Tornozelo I
5	2		Parafuso Allen M4 x 10 s/ cabeça

A ( 1 : 3 )



Autor Luiz H. Picolli	Verificado por Luiz H. Picolli	Código	Data 19/02/2018
LAB. DE BIOMECATRÔNICA	Título Casamento Tornozelo Panturrilha	Escala 1 : 6	Qnt. 1
	Obs.		Folha 1 de 1

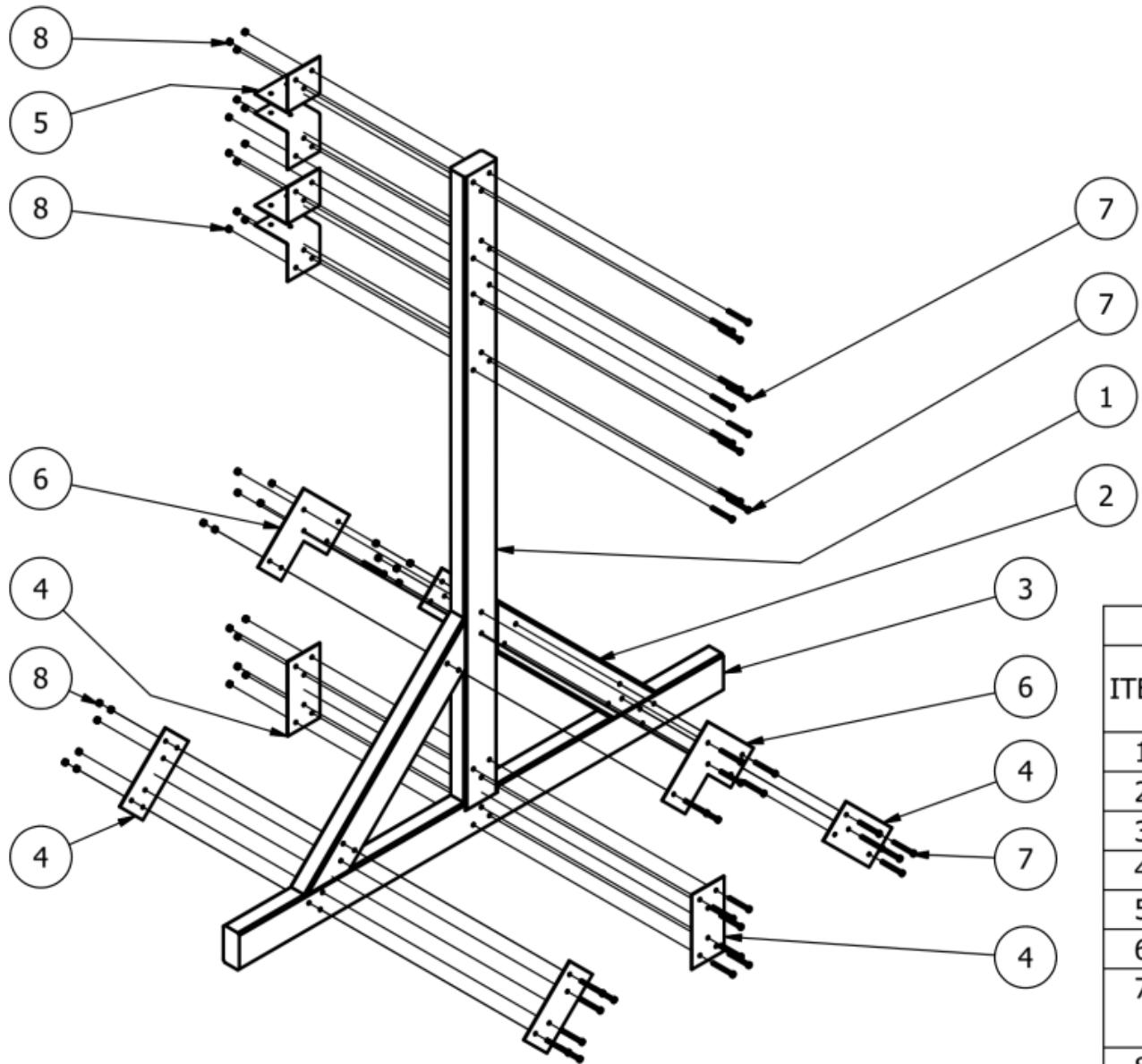
A (1 : 3)



LISTA DE PEÇAS			
ITEM	QTDE	NÚMERO DA PEÇA	TÍTULO
1	1		Casamento Tornozelo Panturrilha
2	1	PRA-04.00-X0	Espaçador direito I
3	1	PRA-04.03-X0	Espaçador Esquerdo III
4	1	PRA-03.04-X0	Polia Motora II
5	1	PRA-04.01-X0	Espaçador Direito II
6	1		Montagem Coxa
7	1	PRA-01.03-X0	Eixo Joelho
8	1		Anel Elástico 9 x 1
9	2		Parafuso Allen M4 x 10 s/ cabeça



Autor Luiz H. Picolli	Verificado por Luiz H. Picolli	Código	Data 19/02/2018
LAB. DE BIOMECATRÔNICA	Título Casamento Panturrilha Coxa	Escala 1 : 6	Qnt. 1
	Obs.		Folha 1 de 1



LISTA DE PEÇAS

ITEM	QTDE	NÚMERO DA PEÇA	TÍTULO
1	1	PRA-05.00-X1	Barra Vertical
2	2	PRA-05.02-X0	Suporte Lateral
3	1	PRA-05.01-X0	Barra Horiz. Base
4	6	PRA-05.04-X1	Chapa Fixadora
5	4	PRA-05.06-X1	Cantoneira
6	2	PRA-05.05-X1	Chapa L
7	36		Parafuso M6 x 60 cabeça sextavada
8	36		Porca Sextavada M6



Autor  
Luiz H. Picolli

Verificado por  
Luiz H. Picolli

Código

Data  
19/02/2018

LAB. DE  
BIOMECATRÔNICA

Título  
Montagem Lateral Apoio

Escala  
1 : 15

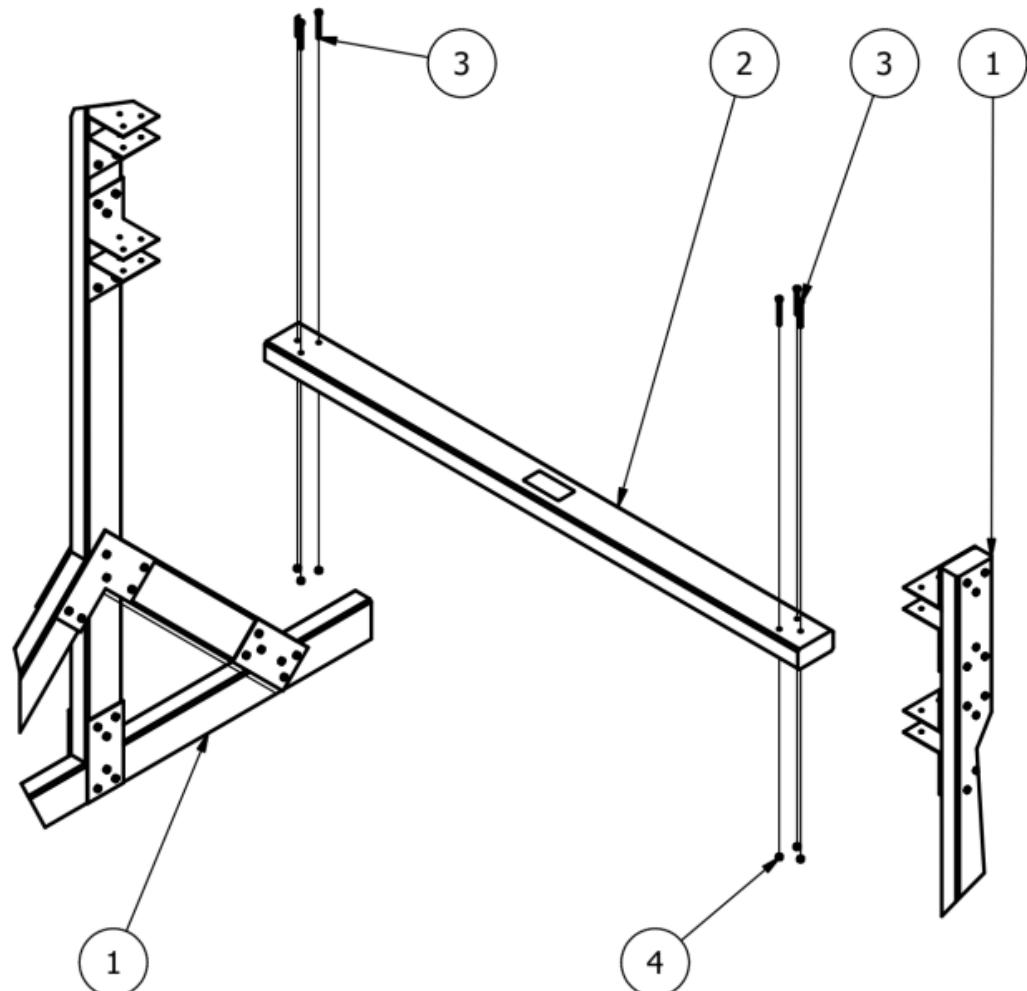
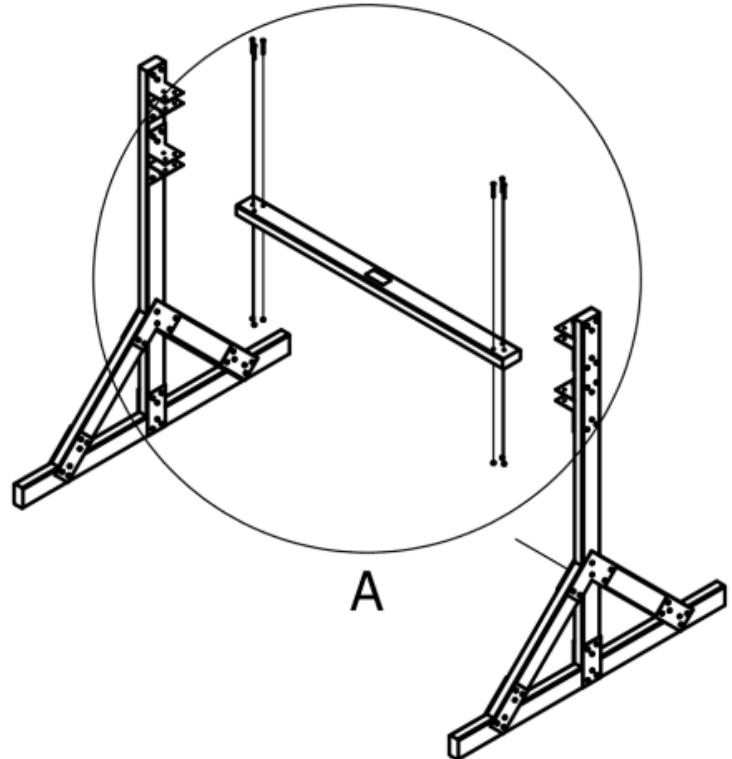
Qnt.  
2



Obs.

Folha  
1 de 1

A (1:15)



LISTA DE PEÇAS

ITEM	QTDE	NÚMERO DA PEÇA	TÍTULO
1	2		Montagem Lateral Apoio
2	1	PRA-05.03-X0	Suporte Inferior
3	6		Parafuso M6 x 60 cabeça sextavada
4	6		Porca Sextavada M6



Autor

Luiz H. Picolli

Verificado por

Luiz H. Picolli

Código

Data  
19/02/2018

LAB. DE  
BIOMECATRÔNICA

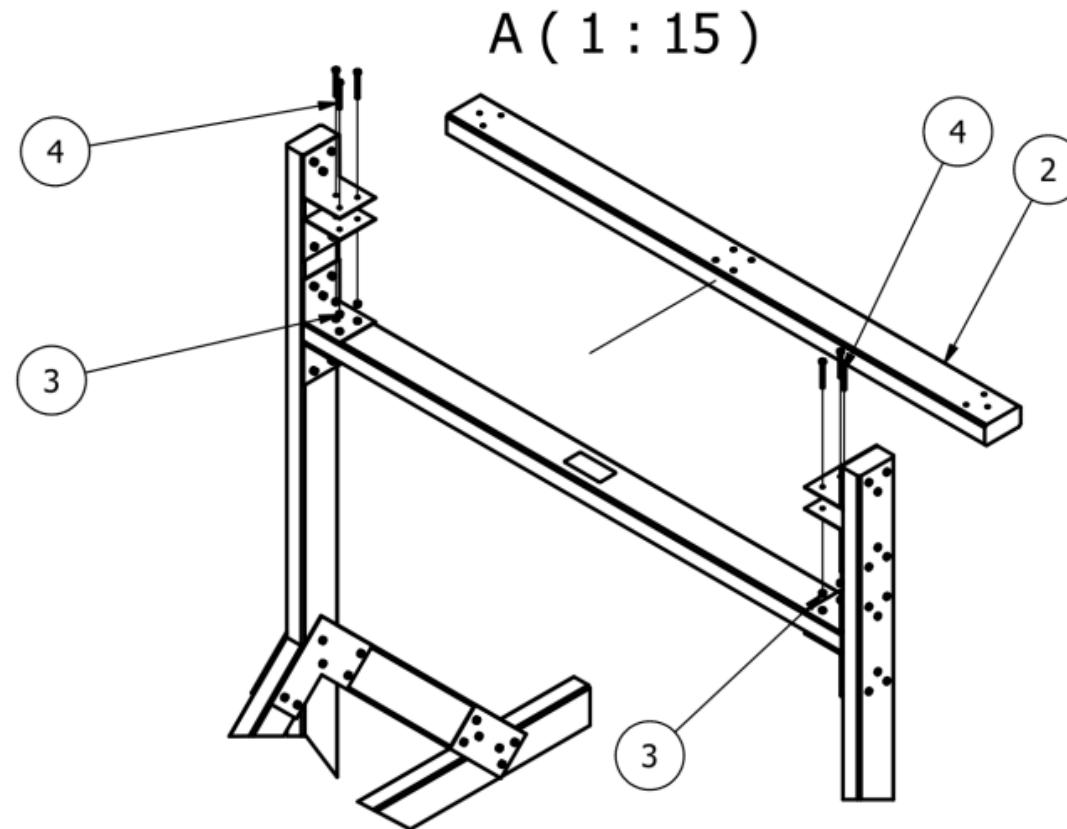
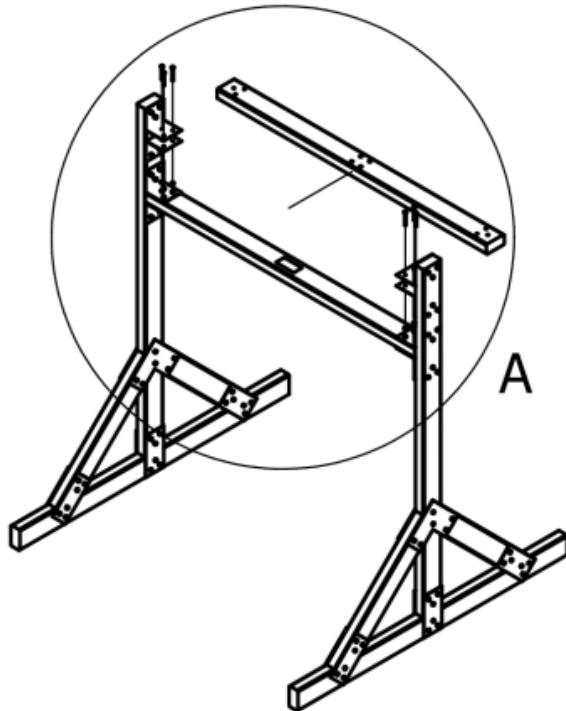
Título  
Montagem Barra Inferior

Escala  
1:30  
Qnt.  
1



Obs.

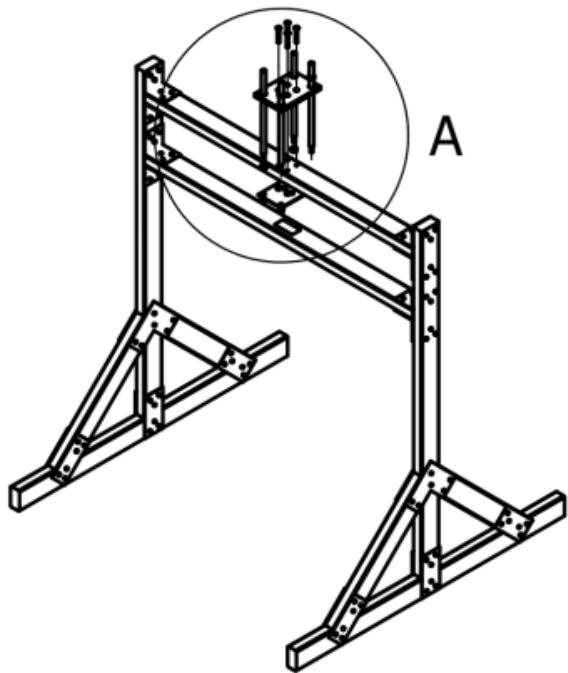
Folha  
1 de 1



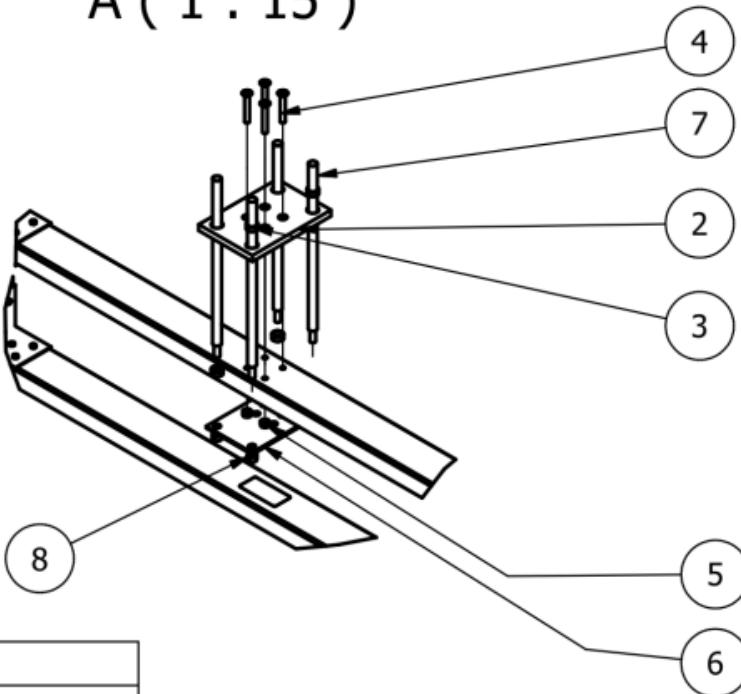
A ( 1 : 15 )

LISTA DE PEÇAS			
ITEM	QTDE	NÚMERO DA PEÇA	TÍTULO
1	1		Montagem Barra inferior
2	1	PRA-05.08-X0	Suporte Superior
3	6		Porca sextavada M6
4	6		Parafuso M6 x 60 cabeça sextavada

Autor Luiz H. Picolli	Verificado por Luiz H. Picolli	Código	Data 19/02/2018
LAB. DE BIOMECATRÔNICA	Título Montagem Barra Superior	Escala 1:30	Qnt. 1
	Obs.	Folha 1 de 1	

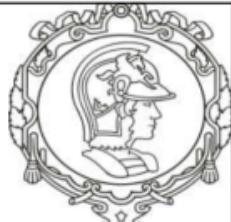


A ( 1 : 15 )



LISTA DE PEÇAS

ITEM	QTDE	NÚMERO DA PEÇA	TÍTULO
1	1		Montagem barra superior
2	1	PRA-05.10-X0	Chapa Guia
3	4	PRA-05.13-X0	Bucha Guia
4	4		Parafuso Allen M10 x 70 cabeça escareada
5	4		Porca Sextavada M10
6	1	PRA-05.09-X0	Chapa Fixação
7	4	PRA-05.07-X0	Eixo
8	4		Porca Sextavada M12



Autor  
Luiz H. Picolli

LAB. DE  
BIOMECATRÔNICA

Verificado por  
Luiz H. Picolli

Código

Data  
19/02/2018

Título  
Montagem Final Apoio

Escala  
1 : 30  
Qnt.  
1

Obs.

Folha  
1 de 1