

PALOMA RODRIGUES ROCHA

**DESENVOLVIMENTO DE PERNA ROBÓTICA
BIOINSPIRADA**

São Paulo
2021

PALOMA RODRIGUES ROCHA

**DESENVOLVIMENTO DE PERNA ROBÓTICA
BIOINSPIRADA**

Trabalho apresentado à Escola Politécnica
da Universidade de São Paulo para ob-
tenção do Título de Engenheiro Mecatrônico.

São Paulo
2021

PALOMA RODRIGUES ROCHA

**DESENVOLVIMENTO DE PERNA ROBÓTICA
BIOINSPIRADA**

Trabalho apresentado à Escola Politécnica
da Universidade de São Paulo para ob-
tenção do Título de Engenheiro Mecatrônico.

Orientador:

Rafael Traldi Moura

Co-orientador:

Arturo Forner-Cordero

São Paulo
2021

Dedico este trabalho à Karolina Ferreira que me apoiou e apoia integralmente todos os dias, e sempre sabe me trazer a razão, quando as vezes essa se perde em meio ao turbilhão dos dias politécnicos. Além disso, dedico cada feito, desde meu primeiro dia neste mundo, à minha família, que tantas vezes me incentivaram e acreditaram em mim e que me educaram de forma a desenvolver a independência, algo crucial para esta vida universitária e além.

AGRADECIMENTOS

Agradeço ao professor Rafael Traldi Moura, meu orientador, por todos os ensinamentos e conselhos desde o primeiro rabisco do projeto à cada etapa do desenvolvimento. E ao meu coorientador o professor Arturo Forder Cordero, que com seu amplo conhecimento de bioengenharia pode auxiliar em diversas áreas deste trabalho.

Também sou grata à todos os meus colegas da graduação, que em cada prova, trabalho e nos inúmeros prazos desesperadores, se uniam para que completássemos juntos essa difícil jornada de se formar um politécnico. Com destaque para minhas eternas duplas: Sofia Guimarães, Matheus Ivanaga e Luiz Henrique Caldas.

Por fim, agradeço àqueles que foram cruciais para as etapas finais deste projeto, sendo eles: Luiz Henrique Picolli, a quem herdei a missão de dar continuidade ao projeto da perna robótica e que me auxiliou com diversas tarefas do CAD; Pedro Parik Americano - que conseguiu o impossível de me tirar da estagnação em que estive e me fez compreender e modelar uma marcha humana; Felipe Gomes de Melo - um gênio da engenharia que me auxiliou em cada etapa do desenvolvimento de simulação 3D.

À todos os professores e funcionários que também trouxeram sua contribuição durante minha passagem como aluna da graduação, o meu muito obrigada.

“If you go back a few hundred years, what we take for granted today would seem like magic—being able to talk to people over long distances, to transmit images, flying, accessing vast amounts of data like an oracle. . . . So engineering is, for all intents and purposes, magic, and who wouldn’t want to be a magician?”

-- Elon Musk

RESUMO

Segundo a Organização Mundial de Saúde, a população idosa está aumentando, resultando em uma quantidade maior de pessoas afetadas por deficiências. No cenário brasileiro, em que já há um quarto da população com algum tipo de deficiência, e quase um décimo com deficiência motora, torna-se crucial o investimento em tecnologias voltadas para a melhora da qualidade de vida desta população. Já existem tecnologias assistivas como por exemplo a cadeira de rodas, porém, mesmo após anos de otimizações com avanços tecnológicos, estas soluções ainda possuem limitações. Para ultrapassar estes limites devem ser utilizadas novas concepções iniciais nos projetos, conceitos tais como bioinspiração, bioengenharia e antropomorfia. A aplicação destes temas permite desenvolver exoesqueletos e membros robóticos, que, apesar de serem promissoras soluções, representam um grande desafio. Dois desafios em exoesqueletos são a minimização de massa inercial e o longo ciclo de projeto, uma vez que são necessários testes em seres humanos. Realocar os atuadores para posições que forneçam mais conforto ao usuário além de permitir um funcionamento mais biomimético é essencial, isso pode ser realizado por meio de atuação remota com cabos *bowden*. Além disso, para auxiliar no segundo desafio, uma perna artificial pode ser usada para auxiliar e acelerar o desenvolvimento de um exoesqueleto, como o que está em produção no Laboratório de Biomecatrônica da USP, substituindo o ser humano nas etapas de testes e nas validações iniciais. Assim, este projeto buscou desenvolver um membro inferior robótico antropomórfico, que poderá ser adaptado para ser uma prótese, e que utilizou de conceitos de bioinspiração, antropomorfia e atuação remota. Análises da antropomorfia e da dinâmica da marcha humana foram realizadas para desenvolver um modelo mecânico que fosse capaz de reproduzir uma perna, tanto em funcionalidade quanto no biomimetismo da forma e características de uma perna real. Além disso, foi estudado e desenvolvido a modelagem de uma marcha bípede, um algoritmo de trajetória e um controle das juntas para validar a perna em um cenário de caminhada. Este projeto se encerra com a perna robótica bioinspirada validada e pronta para ser fabricada no mestrado que dará seguimento à este trabalho.

Palavras-Chave – Bioengenharia, Tecnologias assistivas, Exoesqueletos, Membros robóticos, Atuação remota, Cabos Bowden

ABSTRACT

According to the World Health Organization, the elderly population is increasing, resulting in a greater number of people affected by disabilities. In the Brazilian scenario, in which there is already a quarter of the population with some type of disability, and almost a tenth with physical disability, investment in technologies aimed at improving the quality of life of this population is crucial. There are already assistive technologies such as the wheelchair, however, even after years of optimization with technological advances, these solutions still have limitations. To overcome these limits, new initial conceptions must be used in the projects, concepts such as bioinspiration, bioengineering and anthropomorphy. The application of these themes allows the development of exoskeletons and robotic limbs, which, despite being promising solutions, represent a great challenge. Two challenges in exoskeletons are the minimization of inertial mass and the long design cycle since tests on human beings are required. Relocating the actuators to positions that provide more comfort to the user, in addition to allowing a more biomimetic operation, is essential, this can be done through remote actuation with *bowden* cables. In addition, to assist in the second challenge, an artificial leg can be used to assist and accelerate the development of an exoskeleton, such as the one in production at the USP Biomechatronics Laboratory, replacing the human being in the testing stages and initial validations . Thus, this project sought to develop an anthropomorphic robotic lower limb, which could be adapted to be a prosthesis, and which used concepts of bioinspiration, anthropomorphy and remote acting. Anthropomorphy and human gait dynamics analyzes were performed to develop a mechanical model capable of reproducing a leg, both in functionality and in the biomimicry of the shape and characteristics of a real leg. Furthermore, the modeling of a bipedal gait, a trajectory algorithm and a joint control to validate the leg in a walking scenario was studied and developed. This project ends with the bioinspired robotic leg validated and ready to be manufactured in the master's that will continue this work.

Keywords – Bioengineering, Assistive Technologies, Exoskeletons, Robotic limbs, Remote Actuation, Bowden cables

LISTA DE FIGURAS

1	a) Comparativo das regiões do planeta e suas respectivas parcelas de EVCI, API e EV. b) Número de pessoas brasileiras que possuem deficiência e divisão por tipo de deficiência.	18
2	a) 1º Dispositivo de locomoção autopropulsionado. b) Cadeira de rodas motorizada. c) Exoesqueleto de um escorpião. d) Armadura medieval. . .	20
3	a) <i>Modular Prosthetic Limb</i> . b) Os planos de referência do corpo humano.	21
4	Pesquisa de documentos com o termo 'Robotic Leg' no portal da Scopus .	23
5	a) Automa Cavaliere, exposição b) Automa Cavaliere, vista interna c) Elektro, exposição d) Elektro, diagrama interno	24
6	a) WAP-1, Robô bípede antropomórfico b) WL-10RD, Robô bípede antropomórfico com controle de torque	25
7	a) Robô bípede Spring Turkey b) Robô bípede Spring Flamingo	26
8	Evolução da série de androides da Honda, esquerda para direita: E0, E1, E2, E3, E4, E5, E6, P1, P2, P3, ASIMO.	27
9	a) HRP-2 b) HRP-4 c) HRP-5P	28
10	a) Diagrama de graus de liberdade do robô LOLA b) LOLA c) Atlas . . .	29
11	Os planos de referência do corpo humano.	31
12	Marcha no plano sagital	32
13	Marcha no plano transverso	32
14	Fases do ciclo de marcha	33
15	Articulações do pé	34
16	a) Ação dos músculos e juntas no tornozelo b) Ação dos músculos e juntas no pé	34
17	Articulação do joelho	35
18	Ação dos músculos e juntas no joelho	35

19	a) Articulação do quadril no plano sagital b) Articulação da pélvis no plano coronal	36
20	a) Ação dos músculos e juntas no quadril b) Ação dos músculos e juntas na pélvis	37
21	Esquemático de um cabo <i>bowden</i>	38
22	Modelo de atrito dentro de um cabo <i>bowden</i>	39
23	a) Comprimento médio dos membros humanos em função da altura b) Comprimento médio dos membros inferiores em um adulto brasileiro . . .	40
24	a) Distâncias da literatura entre os centros das articulações do umbigo ao quadril b) Distâncias da literatura entre os centros das articulações do quadril ao joelho c) Distâncias da literatura entre os centros das articulações do joelho ao pé (maléolo lateral)	41
25	Revisão dos principais métodos de controle de marcha bípede	42
26	Modelo do ZMP em uma marcha humana.	44
27	Sistema de instrumentação padronizado utilizando <i>Power Pack</i> para acionar juntas	47
28	Graus de liberdade do projeto	49
29	a) Robô WABIAN-2 b) Graus de liberdade do robô WABIAN-2	51
30	Solução bioinspirada proposta para o conjunto quadril e pélvis	51
31	Perna e ampliação do joelho do robô COMAN	52
32	Solução bioinspirada proposta para o joelho	53
33	a) Pé plano rígido b) Pé com dedos flexíveis e atuação passiva c) Pé com dedos flexíveis e atuação ativa d) Pé com juntas flexíveis e mescla de atuação passiva e ativa	53
34	a) Mecanismo de Pé flexível c) Mecanismo de pé biomimético b) Mecanismo de pé flexível com calcanhar e dedos	54
35	Solução bioinspirada proposta para o pé e tornozelo	55
36	a) Esquemático da atuação dos cabos <i>bowden</i> em uma articulação) b) Power Pack em construção)	56

37	a) Arquitetura do exoesqueleto PH-EXOS b) Esquemático do sistema de transmissão por cabos bowden	57
38	Diagrama de blocos da malha de controle da perna robótica	59
39	Diagrama de blocos da malha de controle da perna robótica para esta monografia de TCC	60
40	Vistas do conjunto Polia + Torquímetro	62
41	Vista explodida do mecanismo da junta ativa de rotação	63
42	Esquemático da atuação do <i>Power Pack</i> e dos cabos <i>bowden</i> na junta ativa	63
43	Eixo da junta recebendo o torque do <i>Power Pack</i>	64
44	Eixo da junta recebendo a carga do peso da perna	65
45	Parede do membro superior recebendo carga do peso da perna	66
46	Forças que causam reações radiais nos rolamentos da junta	67
47	Validação dos rolamentos por meio da ferramenta <i>SKF Bearing Select</i> . . .	68
48	Esquemático da solução do movimento de elevação/depressão do quadril .	69
49	Placa inferior recebendo carga de apoio do rolamento	71
50	Eixos espaçadores recebendo carga de apoio do rolamento	72
51	Limitadores recebendo a carga do peso da perna e estrutura do elevador . .	73
52	Placa superior recebendo a carga do peso da perna e estrutura do elevador	74
53	Dimensões do projeto mecânico da base de apoio	75
54	Tirante superior de madeira recebendo a carga do peso da estrutura	76
55	Flange superior do eixo limitador recebendo a carga do peso da estrutura .	76
56	Dimensões do projeto mecânico da pélvis	77
57	a) Distâncias da literatura entre os centros das articulações do umbigo ao quadril b) Distâncias do projeto mecânico entre os centros das articulações do umbigo ao quadril	78
58	Esquemático da solução do movimento de rotação medial do quadril	78
59	Flange inferior do eixo recebendo a carga do peso da estrutura	80

60	Eixo da junta da cintura recebendo o torque do <i>Power Pack</i>	81
61	Forças que causam reações no rolamento da cintura	82
62	Validação dos rolamentos por meio da ferramenta <i>SKF Bearing Select</i> . . .	83
63	Esquemático da solução do movimento de flexão/extensão do quadril . . .	83
64	a) Dimensões aproximadas da literatura do osso do fêmur b) Dimensões do projeto mecânico do segmento da coxa	84
65	a) Distâncias da literatura entre os centros das articulações do quadril ao joelho b) Distâncias do projeto mecânico entre os centros das articulações do quadril ao joelho	85
66	Esquemático da solução do movimento de flexão/extensão do joelho	86
67	a) Dimensões aproximadas da literatura do osso da tíbia b) Dimensões do projeto mecânico do segmento da panturrilha	87
68	a) Distâncias da literatura entre os centros das articulações do joelho ao pé (maléolo lateral) b) Distâncias do projeto mecânico entre os centros das articulações do joelho ao pé (maléolo lateral)	87
69	Esquemático da solução do movimento de flexão/extensão do tornozelo . .	88
70	Dimensões do projeto mecânico do tornozelo	89
71	Esquemático da solução do movimento de inversão/eversão do tornozelo . .	90
72	Eixo de inversão/eversão recebendo carga vertical de tração e peso da estrutura	92
73	Forças que causam reações no rolamento de inversão/eversão do pé.	92
74	Validação dos rolamentos por meio da ferramenta <i>SKF Bearing Select</i> . . .	93
75	a) Dimensões aproximadas da literatura da base do pé b) Dimensões do projeto mecânico da base do pé	94
76	a) Dimensões do ângulo de progressão do pé segundo a literatura b) Dimensões do projeto mecânico do ângulo de progressão do pé	95
77	Esquemático da solução da flexão do metatarso e calcanhar	95
78	Design final da perna robótica	97
79	Configuração da simulação dinâmica da perna robótica.	98

80	a) Configurações de movimento imposto para simulação da junta de flexão/extensão do tornozelo b) Sequência de pontos (tempo, ângulo) impostos para a junta de flexão/extensão do tornozelo	98
81	Esquemático do Power Pack	103
82	Modelo da perna robótica com 6 segmentos	105
83	Trajetória esperada do tornozelo/pé de balanço	111
84	Perna robótica no <i>Solid Works</i> [®] 2019 e configurações para o <i>URDF</i> . . .	119
85	Perna robótica configurada em ambiente simulador do <i>Gazebo</i>	120
86	Captura de tela do vídeo da simulação dinâmica da perna robótica	123
87	Power Pack fabricado	125
88	Captura de tela do vídeo demonstração do sistema: motor, fuso, guia e cabo <i>bowden</i>	125
89	Comparativo de posições na simulação do sistema por <i>Feedback Linearization</i>	126
90	Comparativo de velocidades na simulação do sistema por <i>Feedback Linearization</i>	127
91	Esforços de controle na simulação do sistema por <i>Feedback Linearization</i> .	128
92	Erros de posição na simulação do sistema por <i>Feedback Linearization</i> . . .	129
93	Visão geral de informações sobre a simulação do sistema por <i>Feedback Linearization</i>	130
94	Trajetória do pé de balanço na simulação do sistema por <i>Feedback Linearization</i>	131
95	Captura de tela do vídeo da simulação 2D da marcha bípede realizada no controle por <i>feedback linearization</i>	132
96	Captura de tela do vídeo da simulação 3D da marcha bípede realizada no ambiente de simulador do <i>Gazebo</i>	133

LISTA DE TABELAS

1	Robôs desenvolvidos pelo time do professor Kato [1] e [2].	25
2	Parâmetros de massa dos segmentos	41
3	Comparativo de rejeição à perturbação.	43
4	Parâmetros dos segmentos corporais	49
5	Parâmetros de torque durante a marcha.	50
6	Características dos rolamentos selecionados.	68
7	Materiais metálicos necessários para a perna robótica.	99
8	Rolamentos necessários para a perna robótica.	100
9	Parafusos, porcas e outros fixadores necessários para a perna robótica. . . .	101
10	Materiais diversos necessários para a perna robótica.	102
11	Parâmetros físicos do modelo da perna robótica	106

SUMÁRIO

1	Introdução	17
1.1	Contextualização	17
1.2	Revisão bibliográfica	22
1.2.1	Histórico	23
1.2.2	Anos recentes	27
2	Objetivos	30
3	Embasamento Teórico	31
3.1	Ciclo de Marcha	31
3.2	Articulações da perna humana	33
3.3	Atuação por cabos <i>bowden</i>	38
3.4	Antropomorfia	40
3.5	Controle de marcha bípede	42
4	Projeto Básico	45
4.1	Premissas do projeto	45
4.2	Análise mecatrônica	46
4.3	Parâmetros e Requisitos	47
4.4	Juntas do quadril	50
4.5	Junta do joelho	52
4.6	Juntas do pé e tornozelo	53
4.7	Atuação	55
4.8	Instrumentação	57
4.9	Controle	59

5	Projeto mecânico	61
5.1	Juntas ativas	62
5.2	Juntas do quadril	68
5.2.1	Elevação/Depressão vertical	69
5.2.1.1	Elevador	69
5.2.1.2	Base de apoio	74
5.2.2	Rotação medial	77
5.2.2.1	Pélvis	77
5.2.3	Flexão/Extensão	83
5.2.3.1	Coxa	84
5.3	Junta do joelho	85
5.3.1	Flexão/Extensão	85
5.3.1.1	Panturrilha	86
5.4	Juntas do pé e tornozelo	88
5.4.1	Flexão/Extensão do tornozelo	88
5.4.1.1	Tornozelo	88
5.4.2	Inversão/Eversão do tornozelo	89
5.4.3	Flexão/Extensão do metatarso e calcanhar	94
5.4.3.1	Pé	94
5.5	Design final da perna robótica	97
5.5.1	Simulação	97
5.6	Fabricação	99
6	Atuação	103
7	Controle	105
7.1	Modelagem	105
7.1.1	Equações de movimento	106

7.1.1.1	Apoio simples	107
7.1.1.2	Impacto	108
7.2	Trajetoária	110
7.3	Controle das juntas	113
7.3.1	Feedback Linearization	114
7.4	Simulação	114
8	Simulação 3D	118
9	Resultados	123
9.1	Projeto Mecânico	123
9.1.1	Simulação dinâmica	123
9.1.2	Atuação	124
9.2	Controle	125
9.2.1	Simulação de marcha bípede por <i>Feedback Linearization</i>	125
9.2.2	Simulação 2D	131
9.3	Simulação 3D	133
10	Discussão	134
11	Conclusão	136
11.1	Trabalhos futuros	138
	Referências	139
	Anexo A – Desenhos técnicos da Base de Apoio	145
	Anexo B – Desenhos técnicos do Elevador	157
	Anexo C – Desenhos técnicos da Junta	163

Anexo D – Desenhos técnicos do Quadril	172
Anexo E – Desenhos técnicos da Coxa	180
Anexo F – Desenhos técnicos da Panturrilha	182
Anexo G – Desenhos técnicos do Pé	184

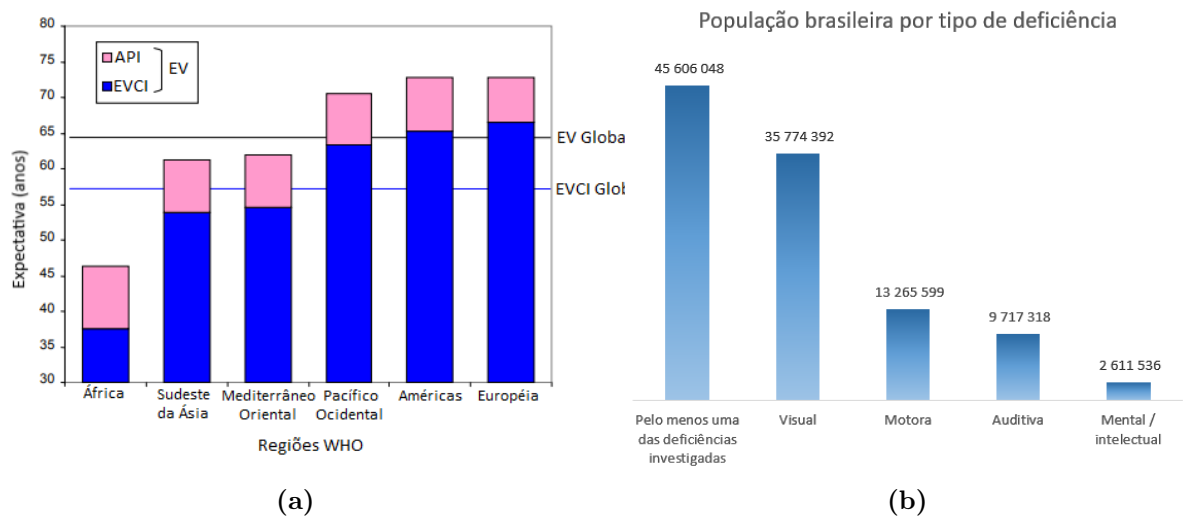
1 INTRODUÇÃO

1.1 Contextualização

De acordo com a organização mundial de saúde, OMS, uma pessoa com deficiência possui um problema na função ou estrutura corporal que provoca uma limitação na execução de tarefas, isso leva a pessoa com deficiência a ter restrições de participação em atividades pessoais ou externas [3]. Um dado estatístico relevante é a correlação entre o aumento do número de idosos com o aumento do número de deficientes. Embora os avanços na medicina tenha aumentado a expectativa de vida [4], essa sobrevida não necessariamente acompanha boas condições de saúde. Assim, parte da população idosa, que já acumula limitações físicas no seu corpo decorrentes dos anos vividos, passa a enfrentar o desafio de viver mais anos, porém, perde nestes sua qualidade de vida.

Para compreender melhor esse fenômeno a OMS criou um novo indicador, o DALE (Disability - Adjusted Life Expectancy, em português, Esperança de Vida Corrigida pela Incapacidade - EVCI). A expectativa de vida (EV) de uma população é então medida e dividida entre o tempo que a pessoa viveu sem incapacidades (EVCI) e o tempo que viveu com alguma incapacidade (API), de forma que $EV = EVCI + API$ [5]. Na figura 1a encontra-se o estudo realizado em 1999 pela OMS em que se compara a expectativa de vida entre as regiões do planeta e também a parcela de EVCI e API de cada região [6]. Em todas as regiões há uma expressiva parcela de anos perdidos por incapacidade (API).

Figura 1: a) Comparativo das regiões do planeta e suas respectivas parcelas de EVCI, API e EV. b) Número de pessoas brasileiras que possuem deficiência e divisão por tipo de deficiência.



Fonte: a) adaptado de Organização Mundial de Saúde [6] e b) adaptado de Censo 2010 [7].

O Brasil encontra-se na região das Américas da figura 1a e, segundo o levantamento realizado pela OMS, a população brasileira vive, aproximadamente 13% de sua vida com alguma incapacidade [6]. Neste estudo, realizado em 1999, o Brasil possuía uma Expectativa de Vida (EV) de aproximadamente 68 anos, no entanto, em média somente 59 anos são vividos com qualidade de vida (EVCI) e os outros 9 anos são vividos com alguma incapacidade (API) [6]. Segundo o IBGE (Instituto Brasileiro de Geografia e Estatística), a inversão da pirâmide etária que consiste no aumento da população idosa já está ocorrendo no Brasil. Em 2010, 7.32% da população possuía 65 anos ou mais e, em 2060, estima-se que essa parcela seja de 25.49% [8]. Ou seja, a concentração populacional de idosos no país está crescendo e como demonstrado na figura 1a, o adicional de idade traz consigo a responsabilidade de conviver com uma enfermidade. No Brasil, de acordo com o Censo de 2010, realizado pelo IBGE, cerca de 23,9% da população total brasileira possuía alguma deficiência. Se analisar especificamente os tipos de deficiências, como apresentado na figura 1b, percebe-se um número elevado de pessoas com deficiência motora, cerca de 7% de toda a população brasileira obtinha 42 algum grau de dificuldade para caminhar ou subir escadas [7].

O aumento da expectativa de vida acompanhada do aumento de API torna necessária uma melhoria da situação atual da população. Os idosos, que agora convivem com enfermidades comuns à essa longevidade, necessitam da criação de ações que objetivam diminuir ou atenuar o desconforto causado pelas incapacidades.

Tecnologias Assistivas

Para melhorar as condições das pessoas com deficiências físicas se faz uso de tecnologias assistivas, sendo que essas são evoluídas ao longo do tempo.

Os primeiros registros de dispositivos de assistência a mobilidade datam de cerca de 600 a.C., porém ainda era necessário que outra pessoa conduzisse o dispositivo [9]. Em 1655 Stephan Farfler, um paraplégico, construiu o primeiro dispositivo que permitia sua própria independência na locomoção, a figura 2a traz uma ilustração de Farfler utilizando sua cadeira de rodas [9]. A partir de então muitos outros equipamentos foram construídos para contornar as dificuldades na mobilidade da população. Nos últimos anos, com o desenvolvimento de novas tecnologias, estes dispositivos foram aprimorados, um exemplo são as cadeiras de rodas motorizadas [10], figura 2b, que acrescentaram independência ao usuário. Há ainda exemplos de cadeiras, que com adição de sensoreamento e algoritmos, podem ter autonomia no controle do movimento quando desejável (como em situações de colisões, obstáculos, entre outras) [11].

No entanto, estes projetos ainda não estão em sua forma mais otimizada, a cadeira de rodas, por exemplo, possui limitações de terreno e obstáculos que ainda reduzem a independência do seu usuário. Para melhorar essas soluções, a engenharia passou a utilizar e se inspirar em estruturas naturais e biológicas.

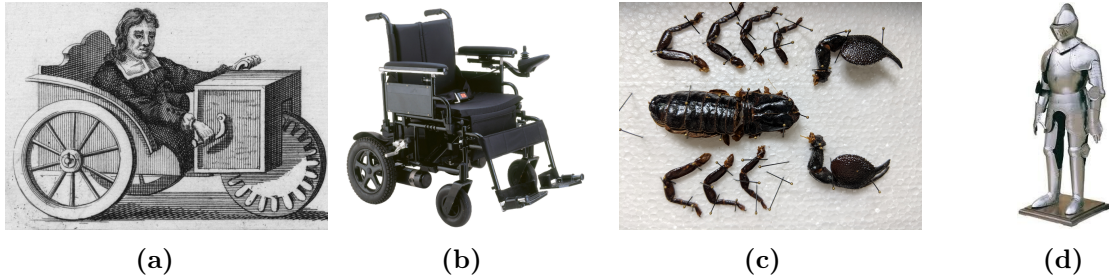
Bioengenharia e Bioinspiração

De acordo com o dicionário Michaelis Bioengenharia é 'Ciência que trata da aplicação de técnicas avançadas de engenharia e tecnologia à medicina, bem como da biossíntese e do processamento de produtos animais ou vegetais' [12]. O avanço tecnológico trouxe novas oportunidades para aplicações de engenharia na área da saúde: o advento de novos materiais com propriedades melhoradas para aplicações médicas [13], o desenvolvimento de dispositivos biomecânicos e até a alta capacidade de processamento da bioinformática [14].

A natureza é amplamente utilizada, não apenas como a fonte dos materiais, mas também como inspiração para as soluções propostas pela engenharia [15]. Uma estrutura natural dos seres vivos e que possui aplicações promissoras são os exoesqueletos. O termo exoesqueleto, de origem na zoologia, significa esqueleto externo e corresponde à uma película que pode ser rígida ou flexível mas sempre resistente, de função protetora, que muitos animais possuem. Nestes organismos o exoesqueleto é composto de placas conectadas entre si por meio de juntas articuladas que permitem a mobilidade do animal. Na figura 2c está um exemplo de exoesqueleto presente na natureza. A inspiração de utilizar uma estrutura que forneça proteção e resistência ao corpo é identificada, por

exemplo, em tempos medievais, em que cavaleiros utilizavam armaduras para participar de combates [16], um exemplo dessa estrutura pode ser visto na figura 2d.

Figura 2: a) 1º Dispositivo de locomoção autopropulsionado. b) Cadeira de rodas motorizada. c) Exoesqueleto de um escorpião. d) Armadura medieval.



Fonte: a) Kamenetz [9], b) Scooters 'N Chairs [10], c) Critter Squad [17] e d) 21st Century Tech [18].

Assim como nestes exemplos, os exoesqueletos podem ser utilizados na bioengenharia com o objetivo de obter uma vestimenta externa ao corpo que forneça alguma habilidade. Seja para maximizar alguma capacidade física, para fornecer proteção, para sustentação ou para superar alguma incapacidade.

Com a utilização de conceitos de bioengenharia e bioinspiração, as tecnologias assistivas puderam ser impulsionadas e aplicadas ao suporte de pessoas com alguma deficiência. Em específico através de soluções de próteses e órteses que auxiliam deficientes físicos, que como visto anteriormente, representam uma parcela considerável da população.

Membros robóticos

Um exemplo de aplicação de tecnologias assistivas na área de próteses são os membros robóticos, dispositivos que simulam, de forma autônoma ou controlada, os membros corporais de um indivíduo. Um membro robótico pode possuir diversas características na sua estrutura, porém terá sua versão mais otimizada se forem utilizados os conceitos de bioengenharia, bioinspiração e antropomorfia citados anteriormente.

Desenvolver estes membros é importante em diversos segmentos, um dos mais promissores é o que busca substituir um membro faltante ou atenuar a falta de mobilidade através de próteses e órteses. Para isso uma extensa pesquisa é realizada de forma a fabricar um dispositivo que una as funcionalidades, o *feedback* e a fidelidade do membro original. Um caso de sucesso no desenvolvimento de próteses, que pode ser visto na figura 3a, é o *Modular Prosthetic Limb* desenvolvido por uma equipe de pesquisadores na *John Hopkins* com apoio da DARPA - *Defense Advanced Research Projects Agency*. Seu diferencial consiste em ser uma prótese de braço com grau de sensoreamento acima da

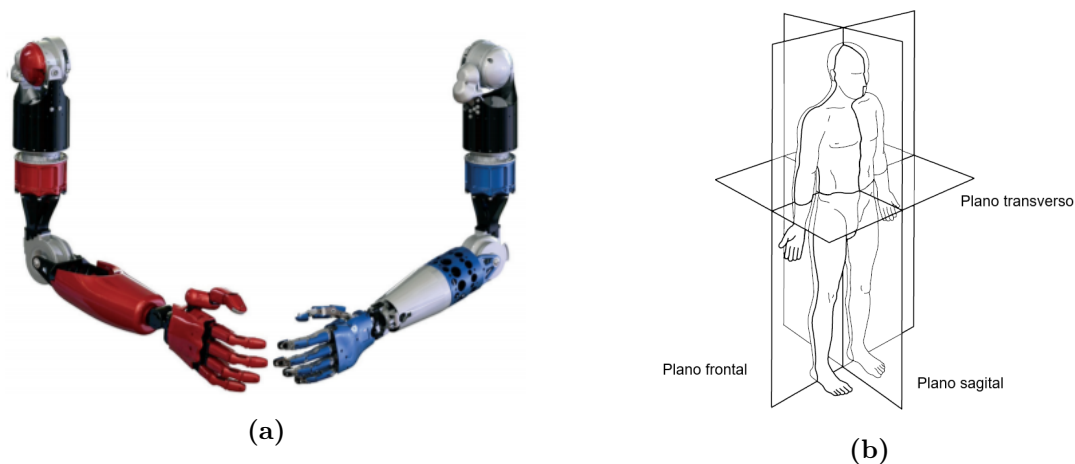
média, fidelidade com as características de distribuição de massa humana, 26 graus de liberdade e um módulo de integração entre o cérebro e o controle da prótese [19].

Outros ramos de destaque nesta área buscam desenvolver membros robóticos que auxiliem humanos a efetuarem tarefas em situações de risco ou que exijam melhorias como a capacidade de fornecer mais força. Ainda há uma importante função para estes dispositivos, que consiste na capacidade de analisar o movimento humano através dos membros robóticos. Desenvolver um membro humano robótico em laboratório permite uma análise controlada do seu funcionamento, pois estes dispositivos podem ser sensoreados e analisados com menos influências externas. Isso torna o estudo dos movimentos humanos mais aprofundado, o que pode auxiliar em diagnósticos de doenças motoras.

Para desenvolver membros inferiores, que possam auxiliar na locomoção dos seres humanos, é importante conhecer as características de sua marcha. Durante sua evolução os seres humanos passaram de quadrúpedes para bípedes, essa complexa dinâmica de marcha trouxe vantagens evolutivas [20] mas também tornou complexa a sua reprodução em dispositivos tecnológicos, pois reduziu os pontos de apoio que equilibram o corpo durante a marcha [21].

A literatura proposta nos estudos da locomoção dos seres humanos frequentemente divide a marcha humana em três planos - sagital, frontal e transversal, como na figura 11. Atribui-se ao plano sagital como o mais importante a ser estudado quando deseja-se analisar os movimentos de marcha [22], isso porque é neste plano que ocorrem os movimentos mais expressivos da marcha. No entanto, os outros planos também são importantes principalmente para o estudo de patologias que afetam o caminhar.

Figura 3: a) *Modular Prosthetic Limb*. b) Os planos de referência do corpo humano.



Fonte: a) John Hopkins [19]. b) Vaughan [22].

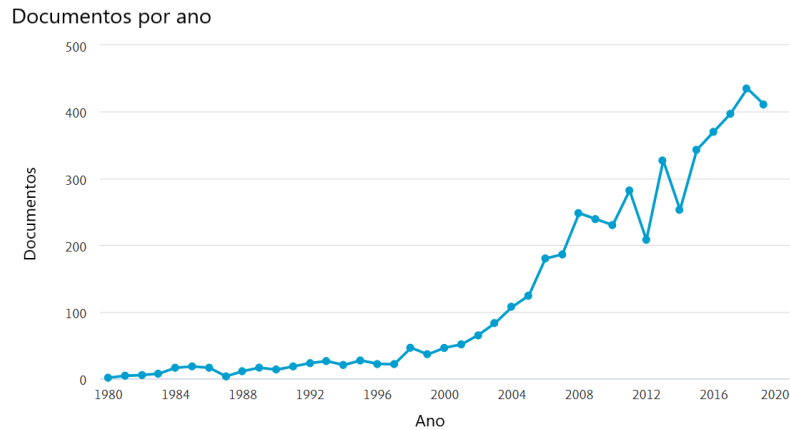
Próteses, como os membros robóticos, e órteses, como os exoesqueletos, são promissoras soluções de engenharia para auxiliar a população que possui limitações físicas, no entanto, ainda há desafios nessa área. Os dispositivos biomecânicos encontram-se limitados pela densidade de potência dos seus atuadores e pela sua distribuição de massa. Deslocar os motores para outras posições e realizar a atuação remota por meio de cabos *bowden* permite uma melhora no problema de distribuição de massas, além disso, como o projeto tem como base ser antropomórfico, atuar com cabos *bowden* permitirá a flexibilidade de planejar as inércias em locais compatíveis com os do membro humano. Além disso, os conceitos apresentados de bioengenharia, bioinspiração e antropomorfia têm potencial para superar essas limitações, porque trabalham em conjunto para tornar as próteses e órteses mais fiéis ao seu biomimetismo, o que melhora o desempenho final dos dispositivos. Um membro inferior bioinspirado, que permite realizar uma marcha similar a humana, tem também grande importância na fase de testes de outros dispositivos como exoesqueletos e fisioterápicos, pois, evita riscos e o tempo de aprovação ao permitir que os primeiros testes não sejam em humanos.

1.2 Revisão bibliográfica

Ao longo da história diversas máquinas com capacidade de locomoção foram projetadas. Em sua grande maioria, os pesquisadores optavam por locomoção através de rodas e quatro apoios, pois isso fornecia mais estabilidade e facilitava os mecanismos [23]. No entanto, embora este tipo de mecanismo tenha boa eficiência em terrenos planos, possui desvantagens em terrenos irregulares que corresponde à aproximadamente 50% da superfície terrestre [24]. Por isso, em paralelo ao desenvolvimento das máquinas com rodas, diversos mecanismos com pernas foram projetados [23].

Uma pesquisa pelos termos 'Robotic Leg' no portal da *Scopus*, apresentada na figura 4, demonstra que, apesar de não haver registros neste portal dos estudos mais antigos, é possível perceber que as pesquisas nessa área se intensificaram no último século. A curva se acentua a partir dos anos 2000 principalmente devido ao desenvolvimento de uma maior capacidade de software impulsionada pela área da computação.

Figura 4: Pesquisa de documentos com o termo 'Robotic Leg' no portal da Scopus



Fonte: adaptado de Scopus [25].

1.2.1 Histórico

Os primeiros desenvolvimentos registrados acerca de robôs com características humanas, humanoides, datam de 1495. Leonardo Da Vinci, em continuidade aos seus estudos de anatomia humana, projetou um cavaleiro mecânico, figura 5a e figura 5b, que por meio de polias e cabos podia reproduzir alguns movimentos humanos como levantar, sentar e balançar os braços [26].

Nos séculos seguintes, outros autômatos foram desenvolvidos, e com eles, evoluía-se a capacidade de controle dos membros robóticos. Entre 1768 e 1774, o relojoeiro *Pierre Jaquet-Droz* construiu três autômatos: a musicista, o desenhista e o escritor. Assim como o Automa Cavaliere de Da Vinci estes robôs utilizavam transmissão de movimento por meio de engrenagens, polias e cordas para realizar os movimentos. Em 1810, *Friedrich Kaufmann*, utilizando dos mesmos princípios, criou o autômato Tocador de Trompetes [27].

Ainda no século XIX, com o estímulo da revolução industrial, humanoides movidos a vapor, e posteriormente movidos a energia elétrica, passaram a surgir, tais como Steam Man em 1865, Electric Man em 1885 e o soldado Boiler Plate em 1893 [27].

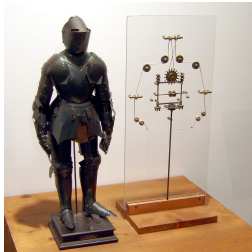
O impulsionamento no século XX

Após um impulsionamento em tecnologia decorrido dos investimentos das grandes guerras mundiais, despertou-se muito interesse nas pesquisas em robôs. De braços robóticos industriais até soldados de máquina, a tecnologia poderia, aliada a bioinspiração, promover melhorias em vários setores da sociedade [28].

Um robô de destaque no início deste período é o Elektro, na figura 5c, desenvolvido pela

Westinghouse Electric Corporation, o Elektro tinha a capacidade de andar, falar e fumar. Ele possuía atuação por meio de motores e cabos, como pode ser visto na figura 5d.

Figura 5: a) Automa Cavaliere, exposição b) Automa Cavaliere, vista interna c) Elektro, exposição d) Elektro, diagrama interno



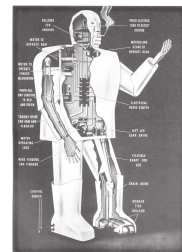
(a)



(b)



(c)



(d)

Fonte: a) Wikipedia [29], b) Telefonica Fundación [30], c) e d) Retro Robots Robotic Art [31].

Série de bípedes - Kato Laboratory

No Japão, na *Waseda University*, os primeiros estudos em membros robóticos se destacaram através do Professor Kato e seu time de pesquisa, que, ao longo do século XX desenvolveram diversos robôs bípedes e em sua maioria antropomórficos [2].

Em 1966 o time de pesquisa lançou seu primeiro membro robótico, o WL-1 (WASEDA LEG 1), ele foi utilizado para a equipe iniciar os estudos do movimento de marcha em esfera robótica. O WL-1 era uma única perna com três graus de liberdade: quadril, joelho e tornozelo. O projeto WL-1 deu início a uma série de robôs bípedes no laboratório do Professor Kato [2].

Utilizando do que foi estudado no WL-1, o time desenvolveu o WAP-1, figura 6a, o robô bípede possuía um sistema de músculos feito de borracha e tinha sua atuação pneumática [32].

Embora fosse capaz de realizar simulações de marcha humana, ele levava cerca de 90 segundos para completar um passo, assim, utilizaram do conhecimento adquirido pelo WAP-1 e desenvolveram melhorias aplicadas em outras versões lançadas posteriormente.

Em 1984, já utilizando microcontroladores que vinham ganhando destaque na época e novas estratégias de controle, incluindo a utilização de sensores de torque, a *Waseda University* apresentou o WL-10RD, figura 6b, um robô bípede capaz de realizar uma marcha dinâmica e completar um passo em 1.3 segundos. Este robô apresentou um marco na forma como se desenvolvia robôs bípedes, pois deixou de usar a marcha estática, para a marcha dinâmica [32].

Figura 6: a) WAP-1, Robô bípede antropomórfico b) WL-10RD, Robô bípede antropomórfico com controle de torque



Fonte: a) e b) Waseda University Humanoid [1].

Na tabela 1 encontra-se, resumidamente, a série de robôs desenvolvidos pela *Waseda University* no século XX.

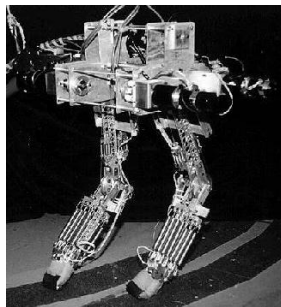
Ano	Robô	Principais características
1966	WL-1	Perna única, atuadores hidráulicos lineares
1969	WL-3	Bípede, atuadores hidráulicos, controle mestre-escravo, fase de balanço e apoio, apto a sentar e levantar
1969	WAP-1	Bípede, atuadores pneumáticos, músculos de borracha, controle de ensino-reprodução
1970	WAP-2	Bípede, atuação através das borrachas dos músculos, correção de postura através de sensores de pressão no contato ao solo
1971	WAP-3	Bípede, refino do anterior com acréscimo de capacidade de subir e descer escadas, inclinar, controle da atuação por PWM, primeira marcha tridimensional do mundo
1972	WL-5	Bípede, corpo dobrável para ter controle sobre o centro de gravidade, uso de minicomputador para marcha automática e mudança de direção, atuação hidráulica, 45 segundos por passo
1979	WL-9DR	Bípede, marcha quase-dinâmica, microcomputador ao invés de minicomputador, 4 pontos de contato ao solo, 10 graus de liberdade, 10 s/passos
1983	WL-10R	Bípede, introdução de atuadores RSA (Rotatory Servo-Actuator), corpo reforçado em fibra de carbono, adição de mais 1 grau de liberdade no quadril, capacidade de marcha plana, 4.4 s/passos
1985	WL-10RD	Bípede, primeira marcha dinâmica do mundo, adição de sensores de torque nas juntas, controle de torque com malha fechada, 1.3 s/passos

Tabela 1: Robôs desenvolvidos pelo time do professor Kato [1] e [2].

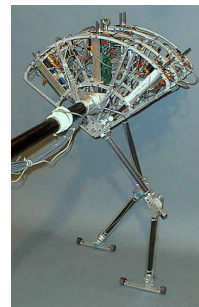
Série de bípedes - MIT

Nos Estados Unidos, nesse período, o MIT desenvolveu robôs bípedes com capacidade de marcha, em que se destacam: Spring Turkey, figura 7a, com atuação no quadril e no joelho, foi construído com objetivo de estudar transmissão via cabos, técnicas de controle com atuador série-elástico, e algoritmos de caminhada; Spring Flaming, figura 7b, foi construído para suceder o Spring Turkey, com melhorias na estrutura, nos algoritmos de controle e funcionamento e adicionou-se uma atuação no tornozelo [27].

Figura 7: a) Robô bípede Spring Turkey b) Robô bípede Spring Flamingo



(a)



(b)

Fonte: a) MIT Leg Lab's [33]. b) MIT Leg Lab's [34].

Série de humanoides - Honda

Outro projeto de sucesso em solo japonês foram os andróides desenvolvidos pela *Honda Motor Company*, figura 8. A série de robôs se iniciou pelos robôs E0 (1986) a E6 (1993), sua evolução caracterizava-se pelo aumento de graus de liberdade entre as versões e melhorias no sistema de controle, com objetivo de estabilizar e acelerar a marcha. Em seguida, utilizando os conceitos aprendidos com a série E, se iniciou a série de robôs P1 (1993) a P4 (2000), estes robôs consistiam em uma adição de membros superiores aos bípedes da série E, e avanços no seu controle com foco em fornecer independência ao robô [27].

A evolução desses projetos contribuiu para o principal lançamento dessa série da Honda, o ASIMO, um humanoide autônomo com 26 graus de liberdade, uso de baterias e diversas funcionalidades de interação com os humanos [23].

Figura 8: Evolução da série de androides da Honda, esquerda para direita: E0, E1, E2, E3, E4, E5, E6, P1, P2, P3, ASIMO.



Fonte: Honda - ASIMO [35].

1.2.2 Anos recentes

Na virada do milênio, o avanço na computação permitiu melhorias nos sistemas de controle, além da miniaturização do hardware. Dessa forma, os estudos em robôs bípedes cresceram exponencialmente, como já foi mostrado na figura 4. Laboratórios como Honda e MIT continuaram seu desenvolvimento na área de robôs bípedes já iniciado no período anterior, mas, além deles, projetos de outros laboratórios também ganharam espaço.

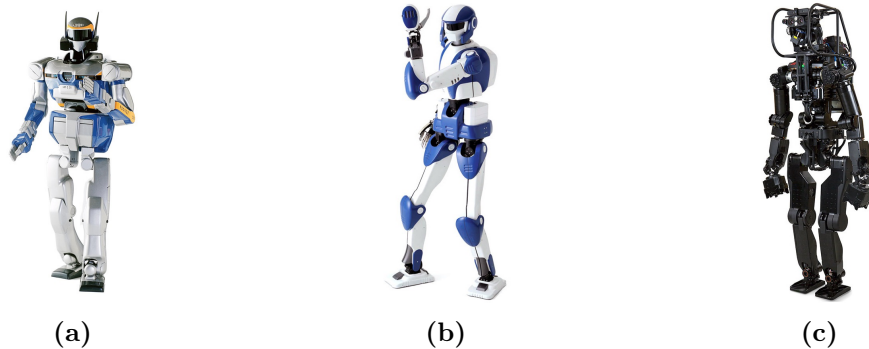
Humanoid Robotics Project (HRP) - Honda e AIST

Por estímulo do Instituto Nacional de Ciência e Tecnologia Industrial Avançada (AIST) do Japão em parceria com a Honda, o projeto de robôs humanoides HRP foi iniciado e trouxe uma série de robôs que obtiveram avanços importantes na área.

Destes, se destacam: HRP-2, HRP-4 e HRP-5P. O HRP-2, figura 9a é um humanoide criado em 2002 com 30 graus de liberdade e articulações atuadas por motores servo. Sua altura e peso se assemelham ao de um humano, 1.5m de altura e 58Kg respectivamente, nele é possível ver uma evolução no domínio dos movimentos humanos, pois é capaz de sentar e se levantar, além de realizar marcha de aproximadamente 2 Km/h [36]. O HRP-4, figura 9b, é uma versão otimizada do HRP-2, com intuito de obter um robô de custo reduzido, mais graus de liberdade e menores dimensões. Os objetivos foram concluídos e além disso o HRP-4 também teve melhorias em seu sistema de controle e estabilidade [36]. No caso do robô HRP-5P, figura 9c, o foco é ser apto a realizar tarefas de manutenção mecânica, com a utilização de ferramentas em ambientes além do laboratório. Dessa forma, diversas melhorias foram propostas como: motores de alta potência nas juntas, isso foi alcançado por meio de sistemas de atuação utilizando dois ou mais motores nas juntas, e,

mais graus de liberdade e com campo de trabalho maior [37].

Figura 9: a) HRP-2 b) HRP-4 c) HRP-5P



Fonte: a) Kawada Industries [38]. b) Kawada Industries [39]. c) Kawada Industries [40].

LOLA - Technical University of Munich

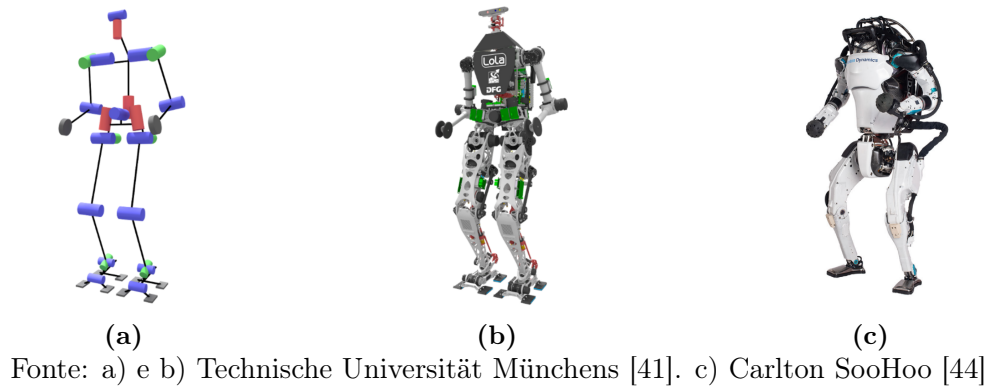
A partir dos avanços na tecnologia de motores, as possibilidades de evolução no campo da robótica também avançava, em meio a esse cenário a *Technical University of Munich* desenvolveu o robô LOLA, figura 10b. Este robô possui 25 graus de liberdade, atuados por motores sem escovas, altura e peso similares ao do corpo humano, e conseguiu atingir a marca de caminhada de 3.34 Km/h. Na figura 10a é possível ver a distribuição de graus de liberdade, a redundância ocasionada no quadril e cintura foi eficiente para aumentar a agilidade e diminuir as cargas nas juntas da LOLA [41].

Atlas - Boston Dynamics

Com os robôs humanoides em ascensão, a Agência de Projetos de Pesquisa Avançada de Defesa (DARPA), criou a *DARPA Robotics Challenge*. A competição consistia em desenvolvimento de robôs humanoides que conseguissem efetuar atividades perigosas ao invés de trabalhadores humanos, como resgates em área de risco, com eficiência e em menor tempo [42].

Dentro dessa competição a *Boston Dynamics* criou o Atlas, figura 10c, um robô com movimentos robustos, em um total de 28 graus de liberdade e atuação hidráulica de alta potência. Este robô é capaz de realizar caminhada em terrenos planos e irregulares, quando criado em 2013 representava o topo do desenvolvimento em marcha bípede, algumas versões de aprimoramento foram lançadas desde então [43].

Figura 10: a) Diagrama de graus de liberdade do robô LOLA b) LOLA c) Atlas



Fonte: a) e b) Technische Universität Münchens [41]. c) Carlton SooHoo [44]

Como foi demonstrado na figura 4 a pesquisa em membros inferiores está em contínua ascensão, dessa forma, a cada ano aumenta o grau de conhecimento e habilidade na área de recriar a marcha humana através de robótica. Os dispositivos biomecânicos encontram-se limitados pela densidade de potência dos seus atuadores e pela sua distribuição de massa.

Deslocar os motores para outras posições e realizar a atuação remota por meio de cabos permite uma melhora no problema de distribuição de massas. Além disso, os conceitos apresentados de bioengenharia, bioinspiração e antropomorfia têm potencial para superar essas limitações, porque trabalham em conjunto para tornar as próteses e órteses mais fiéis ao seu biomimetismo, o que melhora o desempenho final dos dispositivos. Por fim, é fundamental o estudo contínuo na biologia da marcha humana, entender como o corpo humano funciona na locomoção bípede para poder reproduzi-la artificialmente.

2 OBJETIVOS

O principal objetivo deste trabalho consiste em desenvolver um dispositivo robótico de membros inferiores. Sua modelagem será baseada em dados antropomórficos da literatura e seu funcionamento terá como princípio a análise da marcha humana. Além disso, espera-se agregar aos estudos de cabos *bowden* que estão sendo realizados no Laboratório de Biomecatrônica, pois estes serão utilizados para a transmissão de torque dos atuadores deste dispositivo.

Além do projeto mecânico, objetiva-se desenvolver um algoritmo de funcionamento para que a perna bioinspirada performe uma marcha humana. Para tal, será implementado um algoritmo de controle de marcha bípede, o qual será testado em simulações.

Por fim, com uma perna que tem dimensões, forma e funcionamento similar à humana, poderá servir de base de estudos para diferentes técnicas de controle de marcha bípede, e assim, avaliar variações no padrão de movimento e suas implicações no ciclo de marcha final. Ainda, será possível utilizar a perna bioinspirada nos testes primários dos exoesqueletos e dispositivos de fisioterapia que estão em desenvolvimento no Laboratório de Biomecatrônica da USP.

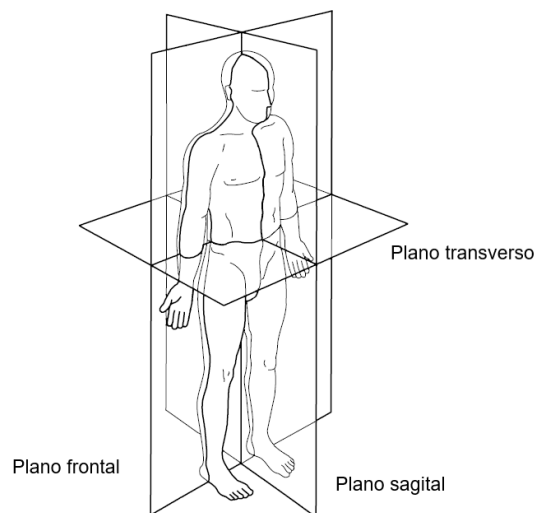
3 EMBASAMENTO TEÓRICO

3.1 Ciclo de Marcha

Para desenvolver membros inferiores, que são utilizados na locomoção dos seres humanos, é importante conhecer as características de sua marcha. Durante sua evolução, os seres humanos passaram de quadrúpedes para bípedes, essa complexa dinâmica de marcha trouxe vantagens evolutivas [20] mas também tornou complexa a sua reprodução em dispositivos tecnológicos, pois reduziu os pontos de apoio que equilibram o corpo durante a marcha [21].

A literatura proposta nos estudos da locomoção dos seres humanos frequentemente divide a marcha em três planos - sagital, frontal e transversal, como na figura 11.

Figura 11: Os planos de referência do corpo humano.



Fonte: adaptado de Vaughan [22].

Atribui-se ao plano sagital como o mais importante a ser estudado quando deseja-se analisar os movimentos de marcha [22], isso porque é neste plano que ocorrem os movimentos mais expressivos da marcha, como visto na figura 12.

Figura 12: Marcha no plano sagital

Fonte: adaptado de Vaughan [22]

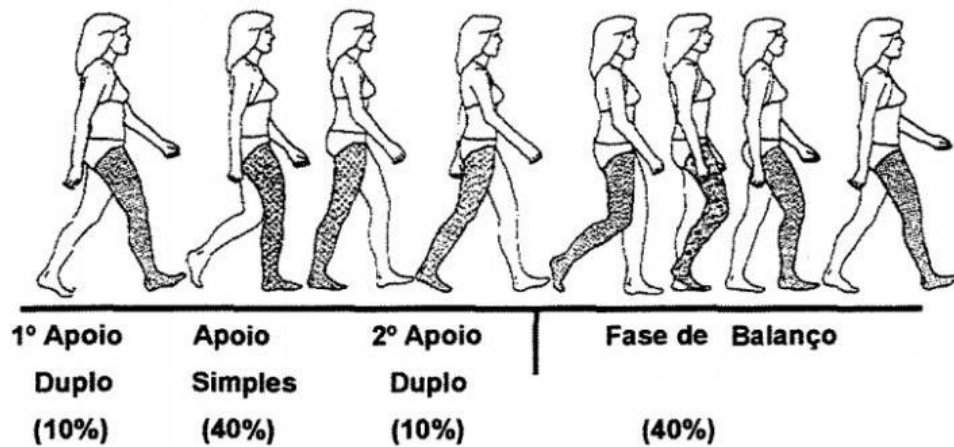
No entanto, embora a literatura cite o plano sagital como o mais expressivo, um trabalho realizado por Lucas Novaki, do Laboratório de Biomecatrônica da USP, demonstrou que para um movimento de marcha mais fiel, o plano transverso deve ser considerado. O trabalho consistiu no desenvolvimento de um módulo de sensoriamento para a marcha, e durante os testes, foi identificado que o movimento de rotação do quadril no plano transverso, como na figura 13, era responsável por aproximadamente 17% do deslocamento final do indivíduo [45]. Para este projeto, portanto, pretende-se abordar a marcha principalmente no plano sagital, com adição do movimento do quadril no plano transverso, de forma a replicar mais fielmente a marcha humana.

Figura 13: Marcha no plano transverso

Fonte: adaptado de Vaughan [22]

Para estudar a marcha humana, a literatura fornece estudos sobre o ciclo de marcha, que consiste do momento em que há o contato inicial do pé com o chão, todo o seu movimento de marcha, até o momento em que este pé entra em contato com o chão novamente, este movimento é apresentado no plano sagital [22].

A marcha é dividida em duas fases: de apoio e de balanço. As duas fases estão ilustradas na figura 14. A fase de apoio, representa o momento em que o pé está em contato com o solo. A fase de balanço é o tempo que o pé está no ar.

Figura 14: Fases do ciclo de marcha

Fonte: Andrade [46]

Ainda é possível analisar a marcha em um nível mais interno a partir da análise das atuações musculares e das articulações em que atuam.

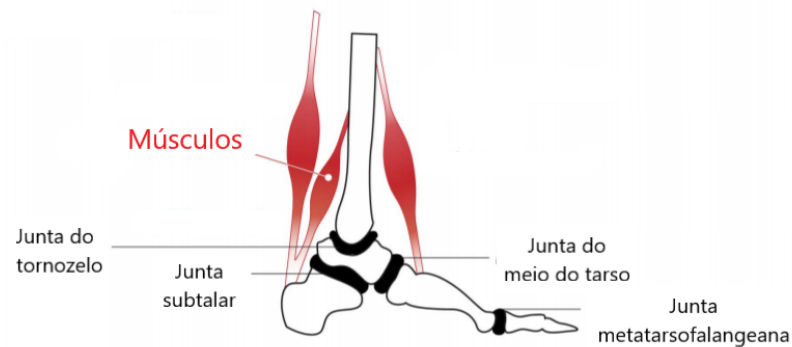
3.2 Articulações da perna humana

O corpo humano é atuado por músculos, que, ao contrair e retraindo controlam as juntas do corpo e as deslocam pelos graus de liberdade para conduzir um movimento. Esses movimentos dos músculos podem ser categorizados pelo seu estado de tensão: motriz, resistivo, estável e passivo.

No estado motriz, tem-se o músculo acelerando a junta, de forma a fornecer um torque positivo. No estado resistivo, o músculo desacelera a junta, obtendo o efeito contrário. Quando estável o músculo está mantendo a junta fixa, por meio de trabalho obtido tanto por extensão quanto contração. E por fim, no estado passivo os músculos estão relaxados e a junta está atuada apenas pelas forças externas como a força gravitacional [47].

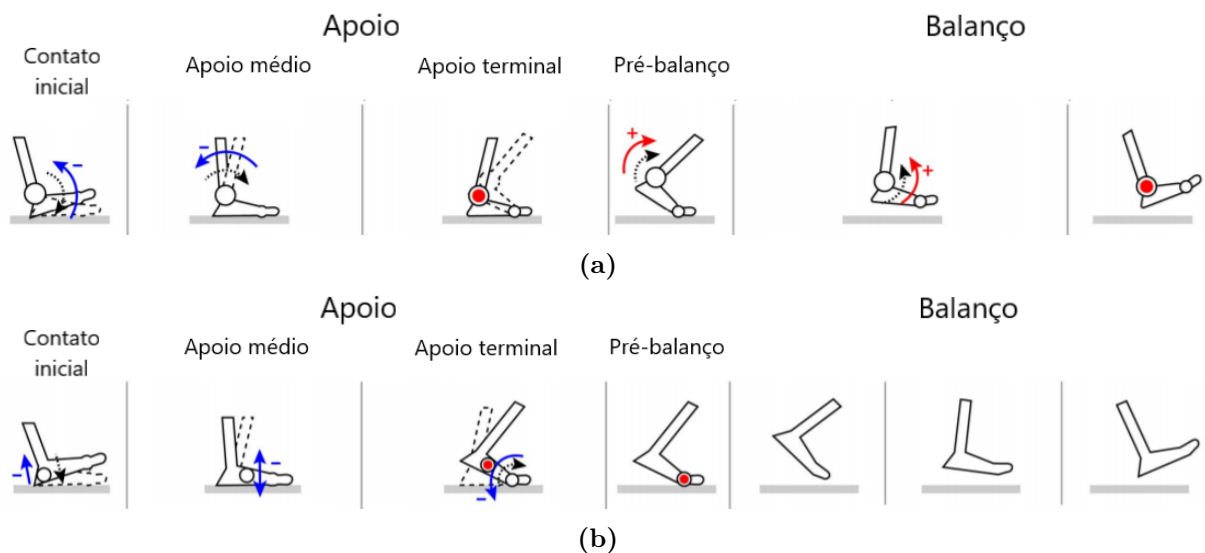
Juntas do pé e tornozelo

Cada subconjunto do corpo humano responsável pela marcha pode ser subdividido em ossos, articulações e músculos. No caso do pé, figura 15, temos 4 juntas de interesse: tornozelo, subtalar, meio do tarso e metatarsofalangeana.

Figura 15: Articulações do pé

Fonte: adaptado de Torricelli [47]

A ação dessas juntas durante o ciclo de marcha podem ser exemplificadas por meio da figura 16a e figura 16b. Os círculos representam as juntas ativas durante aquela fase do movimento, quando brancos representam passíveis de estados motriz ou resistivo e quando vermelhos estão estáveis. As flechas pretas indicam a direção do movimento e as flechas coloridas mostram se o torque é positivo (azul) ou negativo (vermelho).

Figura 16: a) Ação dos músculos e juntas no tornozelo b) Ação dos músculos e juntas no pé

Fonte: a) e b) adaptado de Torricelli [47].

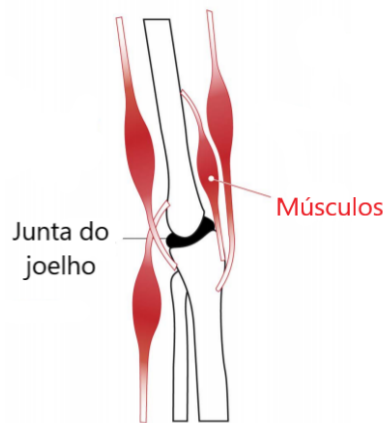
Durante o contato inicial até o apoio médio a junta do tornozelo recebe uma resistência em seus músculos, assim como a junta subtalar que fica na ponta traseira do pé. No apoio médio, novamente a junta do tornozelo é ativada e sofre resistência nos seus músculos e a junta do meio do tarso também está em estado resistivo. Na fase de apoio terminal, a junta do tornozelo está estável, ou seja, há um equilíbrio de forças de extensão e contração,

a junta do meio do tarso também está estável, e por fim a junta do metatarsofalangeano é resistida pelos músculos daquela região. Na fase de pré-balanço a junta do tornozelo passa a fornecer torque positivo e isso se mantém contínuo durante o balanço até finalizar estável e reiniciar o ciclo, a junta de metatarsofalangeano está estável no pré-balanço, mas durante o balanço o pé está em estado passivo.

Junta do joelho

Como no subconjunto anterior, a junta do joelho pode ser dividida em articulação, músculos e ossos. Na figura 17 tem-se um desenho representativo desta junta.

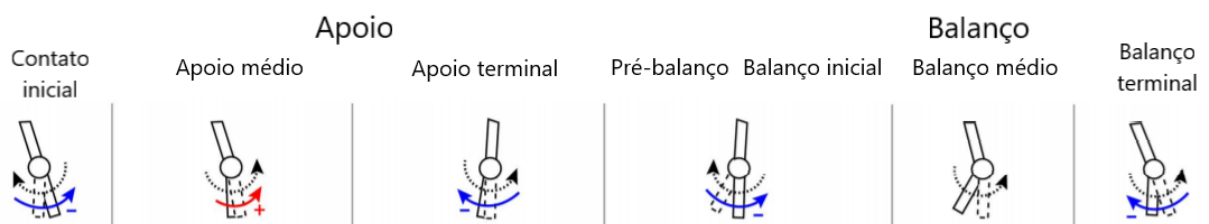
Figura 17: Articulação do joelho



Fonte: adaptado de Torricelli [47]

O joelho tem sua ação mais expressiva no plano sagital, e a sequência de acionamentos efetuados pelos músculos pode ser resumida na figura 18. Em toda a marcha a articulação que possui o maior deslocamento angular é a do joelho, aproximadamente 70° , e além disso, ela tem papel fundamental na transferência de energia entre o quadril e o tornozelo [47].

Figura 18: Ação dos músculos e juntas no joelho



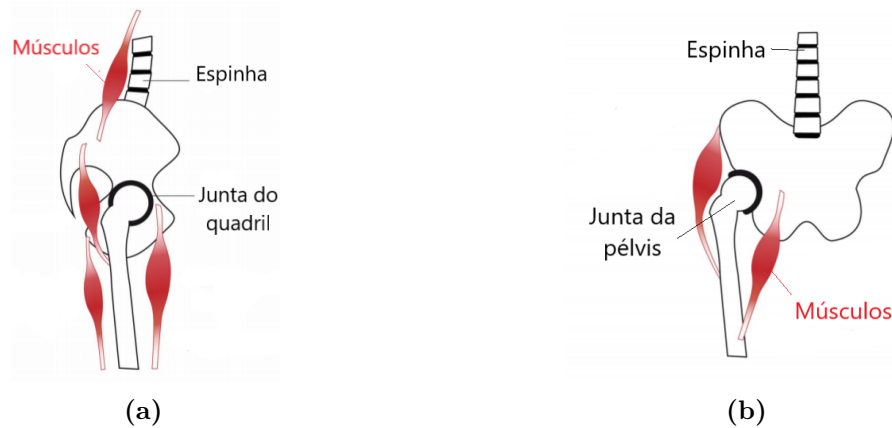
Fonte: adaptado de Torricelli [47]

Como pode ser visto na figura, a ação dos músculos na junta do joelho ocorrem no plano sagital e efetuam movimento resistivo em quase todas as etapas do ciclo de marcha, com exceção do apoio médio - onde ocorre torque positivo, e do balanço médio - momento em que o joelho fica em estado passivo.

Juntas do quadril e pélvis

Para completar os subsistemas que compõem a perna e que são necessários para a dinâmica da marcha, tem-se a articulação do quadril e pélvis. Nas figuras 19a e figura 19b estão representados respectivamente o quadril no plano sagital e a pélvis no plano coronal, estes planos foram escolhidos pois são onde o movimento ocorre com maior intensidade.

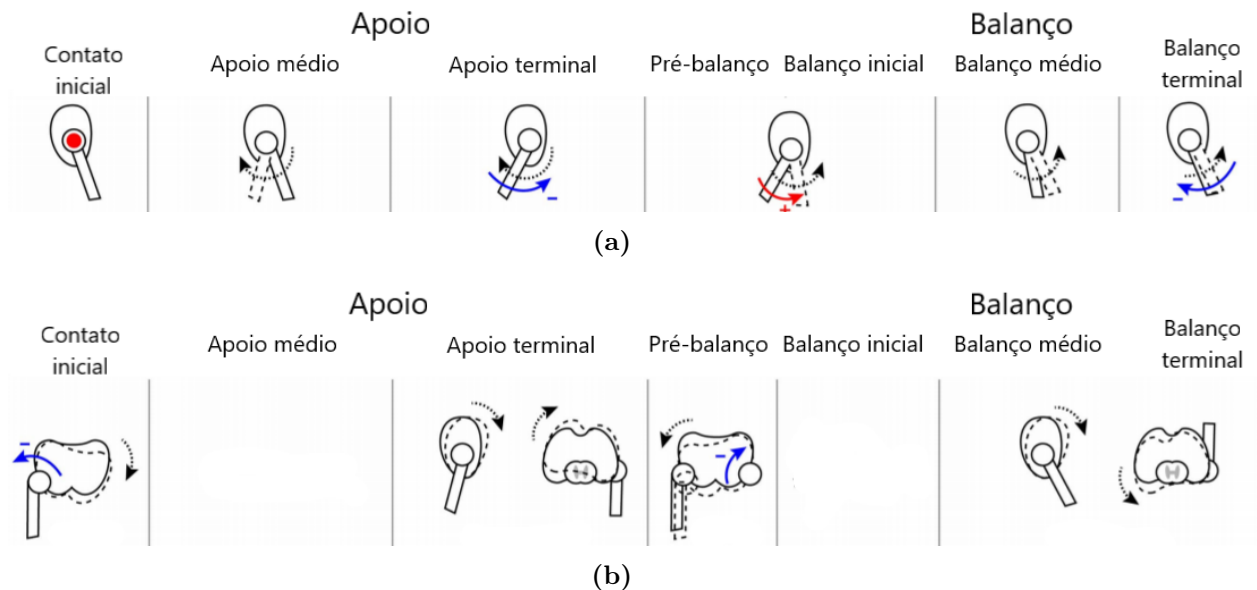
Figura 19: a) Articulação do quadril no plano sagital b) Articulação da pélvis no plano coronal



Fonte: a) e b) adaptado de Torricelli [47].

Em suma, o papel do quadril e da pélvis é manter o tronco ereto e garantir a progressão da marcha [47]. Para realizar esses movimentos, os músculos agem seguindo as representações das figuras 20a e 20b.

Figura 20: a) Ação dos músculos e juntas no quadril b) Ação dos músculos e juntas na pélvis



Fonte: a) e b) adaptado de Torricelli [47].

Quando o passo é iniciado a pélvis realiza uma pequena inclinação de 4° para contrabalancear o peso, os músculos da junta resistem a essa inclinação transversal, já no plano sagital o quadril está estável. Durante a fase de apoio médio o quadril rotaciona para avançar o passo, e neste momento se encontra em estado passivo. No apoio terminal os músculos passam a desacelerar a junta do quadril ao fornecer resistência, e por fim, a pélvis rotaciona no plano frontal e transversal para ajustar o centro de massa e facilitar o movimento de balanço, mas sem sair de seu estado passivo. Durante o balanço a junta do quadril rotaciona cerca de 40° , para realizar o passo da marcha, no início do balanço a junta é acelerada e obtém-se um torque positivo, durante o balanço a junta se mantém passiva, e na fase terminal do balanço o quadril é desacelerado para minimizar o impacto com o contato do solo ao reiniciar o ciclo. Durante o balanço a pélvis realiza rotações para ajustar o corpo, mas mantendo seu estado passivo.

Para traduzir o sistema biológico em um sistema mecânico já existem diversas soluções propostas na literatura. As soluções mecânicas com melhor desempenho e que apresentam o movimento final mais similar ao humano são aquelas que buscam reproduzir a rigidez variável dos músculos por meio de molas e amortecedores combinados com a atuação da articulação [47].

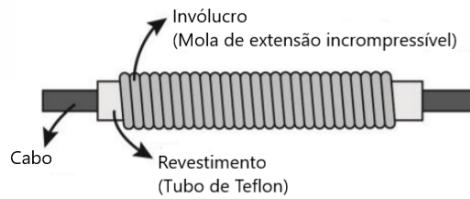
Uma forma de reproduzir a atuação de contração e extensão dos músculos que realizam efetivamente o movimento das juntas, pode ser utilizado um sistema de atuação por cabos.

3.3 Atuação por cabos *bowden*

Uma forma recorrente de transmissão de potência é por sistemas de cabos. Seu funcionamento consiste em: um cabo é conectado uma de suas extremidades à um atuador, este por sua vez, quando acionado, tensiona o cabo e faz com que sua outra extremidade transmita essa força. Uma importante característica desses sistemas é que o cabo precisa estar sempre tensionado, sendo necessário redundâncias no sistema mecânico para garantir este estado. Como já citado anteriormente, sistemas biomecânicos necessitam implementar capacidade de absorção de choques e rigidez variável em seus sistemas, o sistema de transmissão por cabos pode absorver choques, o que o torna útil para aplicações na bioengenharia [48]. Um tipo de cabo bastante versátil por sua flexibilidade e baixo peso é o cabo *bowden*.

Cabo *Bowden*

Figura 21: Esquemático de um cabo *bowden*



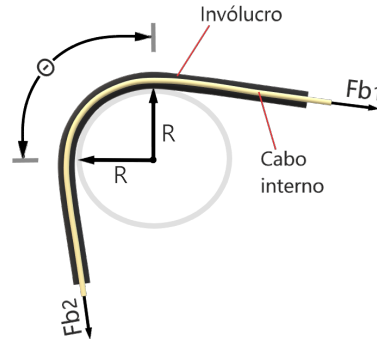
Fonte: adaptado de Jeong [49]

Um cabo *bowden*, figura 21, usualmente possui três componentes: um cabo interno, que pode ser de diversos tipos de materiais, um revestimento deste cabo que é feito com material de baixo coeficiente de atrito e um invólucro externo que reproduz uma mola. Quando o atuador traciona o cabo, a casca externa é pressionada contra seu apoio, dessa forma a força é transmitida por essa deformação, que corresponde ao deslocamento entre o cabo interno e o invólucro. Além disso, a eficiência da transmissão é afetada pelo atrito do cabo, o que exige um cuidado adicional para minimizar o atrito, por isso o cabo interno usualmente é revestido com um material de baixo atrito como o teflon [49].

Na literatura [50], o modelo adotado para representar o fenômeno de atrito entre o cabo interno e o invólucro do *bowden* é similar ao de um cabo deslizando sob a superfície de um cilindro, como mostra a figura 22. Fb_1 e Fb_2 representam as forças de entrada e saída transmitidas pelo cabo, θ representa o ângulo de envoltório que consiste na soma de todos os ângulos formados pelo cabo partindo do motor até a articulação e R representa o

raio de curvatura do cabo interno.

Figura 22: Modelo de atrito dentro de um cabo *bowden*



Fonte: Autoria própria

Este sistema possui diversas vantagens, tais como: peso leve, transmissão eficiente, absorção de choques, flexibilidade de caminho entre o atuador e a carga, entre outras. Entretanto, há algumas desvantagens: a flexibilidade do cabo pode trazer a mudança de envergadura do cabo e com isso ocasionar uma maior ou menor fricção, e como o atrito é responsável pela eficiência de transmissão, essa mudança pode afetar o controle de forma não previsível e o sistema pode ter comportamento instável [49].

A partir do modelo apresentado, a relação entre o atrito e a transmissão de forças pode ser aproximado pela expressão (3.1). Assim, o atrito e consequentemente a eficiência da transmissão é influenciada pelo ângulo de envoltório do cabo [50].

$$\frac{Fb_1}{Fb_2} = e^{-\mu\Theta} \quad (3.1)$$

Em [50] foi demonstrado através de simulações teóricas que a curvatura do cabo pode influenciar a eficiência da transmissão chegando em níveis de 10% de eficiência.

Além disso, o estado tensionado do cabo é essencial para o funcionamento da transmissão, entretanto, se a pré-carga for excessiva o atrito também aumenta e novamente diminui a eficiência, o inverso também acontece. Uma solução para amenizar este problema é a utilização de uma mola em série com o cabo, pois desta forma o cabo estará constantemente tensionado [48].

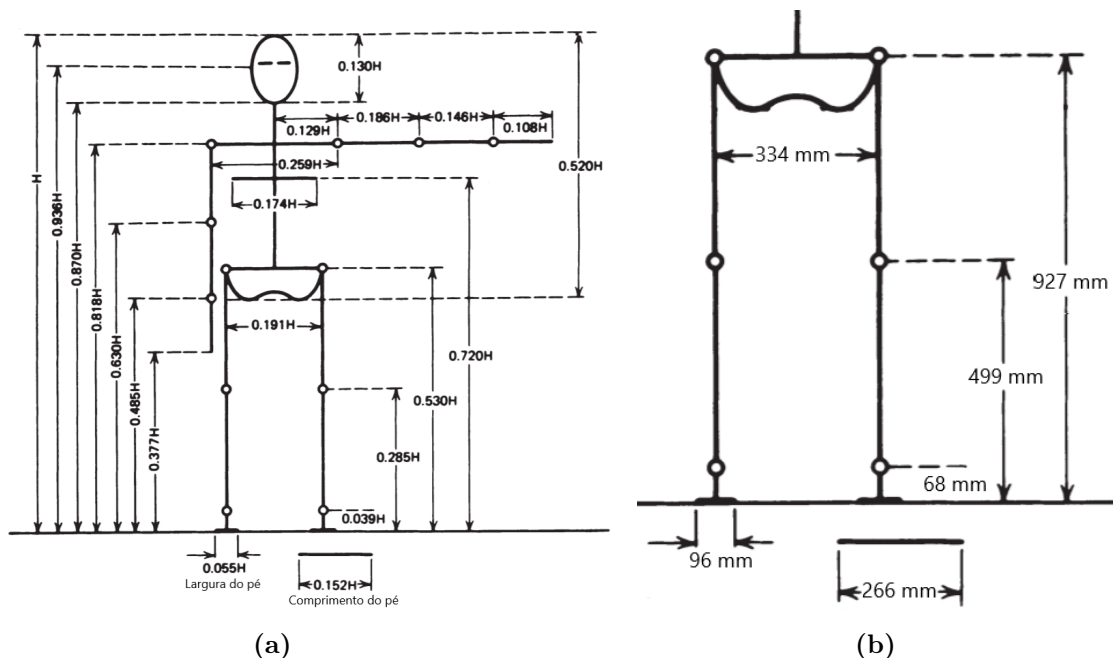
3.4 Antropomorfia

Na literatura foi possível obter os dados antropomórficos do corpo humano, e assim, obter um projeto mais biomimético possível. A revisão bibliográfica mostrou que não há uma única referência utilizada nos projetos biomecânicos em relação às medidas antropomórficas, isso porque o corpo humano possui variações que dependem inclusive da localização e/ou etnias da população.

Assim, este trabalho optou por seguir como referência, as distâncias entre as articulações obtidas por Zatsiorsky [51] e posteriormente corrigidas por De Leva [52], e, para referências do membro do pé e de larguras do corpo em geral, que não são contempladas por De Leva este trabalho se baseou nas referências de Winter [53]. Demais medidas necessárias serão pesquisadas e incluídas ao longo do projeto.

A figura 23a apresenta os comprimentos médios dos membros do corpo humano em função da altura H [53]. Uma vez que o IBGE classifica a altura média do brasileiro em 1.75m, é possível gerar modelos mecânicos dos membros que sigam a antropomorfia do corpo humano nacional [8], essa adaptação está apresentada na figura 23b.

Figura 23: a) Comprimento médio dos membros humanos em função da altura b) Comprimento médio dos membros inferiores em um adulto brasileiro

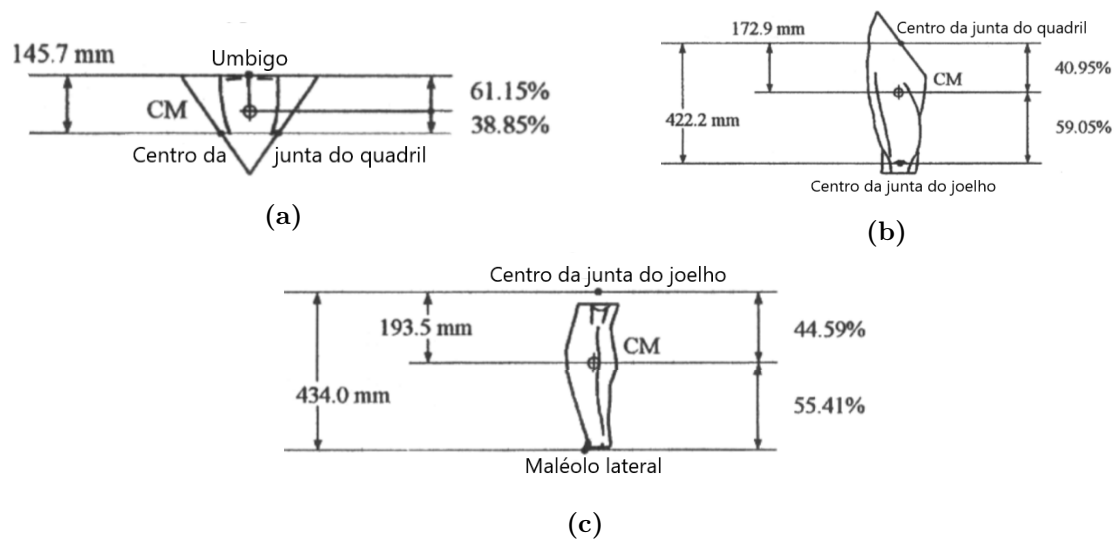


Fonte: a) e b) adaptado de Winter [53].

Para completar os parâmetros antropomórficos é importante conhecer as massas e distâncias entre as articulações. Zatsiorsky é um grande nome desta área, ele realizou

experimentos com raio-X para medir a massa dos segmentos corporais, as posições do centro de massa e obter dados de momento de inércia [51]. Assim, além dos comprimentos apresentados, o projeto irá seguir as distâncias entre articulações e também os centros de massa definidos por Zatsiorsky com correções do De Leva, que estão apresentadas nas figuras 24a, 24b e 24c.

Figura 24: a) Distâncias da literatura entre os centros das articulações do umbigo ao quadril b) Distâncias da literatura entre os centros das articulações do quadril ao joelho c) Distâncias da literatura entre os centros das articulações do joelho ao pé (maléolo lateral)



Fonte: a), b) e c) adaptado de De Leva [52].

Outro parâmetro importante da antropomorfia são as massas de cada segmento, este projeto ainda prevê acréscimo da massa dos segmentos mecânicos desenvolvidos, por meio de revestimento e integração com dispositivos eletrônicos. Por tal razão, ainda não há uma análise comparativa, no entanto, até o presente momento, o projeto encontra-se dentro dos limites apresentados na tabela abaixo.

Tabela 2: Parâmetros de massa dos segmentos

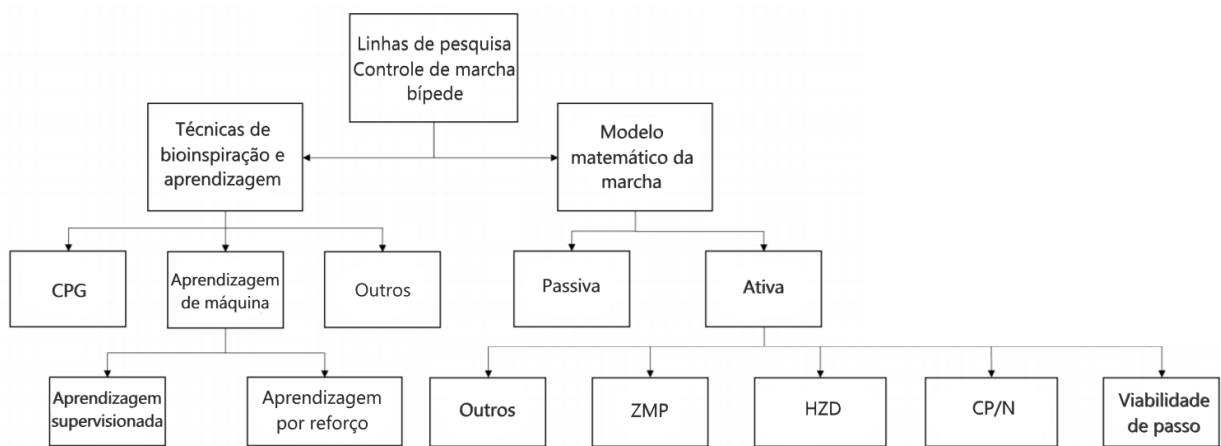
Segmento	Massa (Kg)
Quadril	8.15
Coxa	14.16
Panturrilha	4.33
Pé	1.37

Fonte: adaptado de De Leva [52].

3.5 Controle de marcha bípede

No estudo da literatura, há diversos modelos de controle utilizados em robôs bípedes para realização da marcha. Em [54] Simões fez uma revisão dos principais métodos de controle para o controle de marcha bípede, a figura 25 sumariza as diferentes estratégias de controle.

Figura 25: Revisão dos principais métodos de controle de marcha bípede



Fonte: adaptado de Simões [54].

As linhas de pesquisa na marcha bípede podem ser divididas em duas principais categorias, uma corresponde à análise da marcha a partir do modelamento matemático já as técnicas de bioinspiração e aprendizagem analisam a marcha a partir de um modelo físico.

Controles de marcha são desenvolvidos para efetuar uma marcha estável, ou seja, para que o robô consiga andar ou correr sem cair, embora haja diferentes técnicas e algoritmos, como já mencionado, Yu et al. [55, 56] apresentou estudos demonstrando que mesmo um controle simples, como o Zero Moment Point (ZMP), pode atingir uma boa estabilidade se projetado para reagir às perturbações da marcha em tempo real.

Na tabela 3 estão apresentados dados de simulações para diferentes controles com foco na comparação de rejeição à perturbação. Os trabalhos de Yu et al. [55, 56], Tian e Zhao [57] e Jeong et al. [58] possuíam Zero Moment Point ou como única estratégia de controle ou combinada com alguma outra.

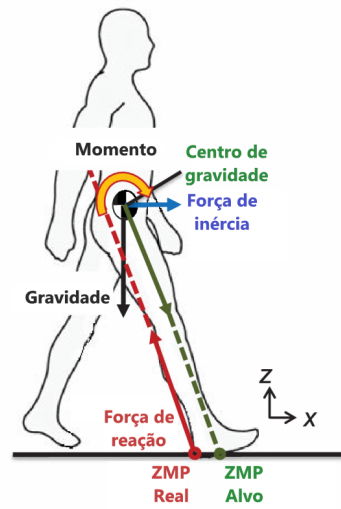
Tabela 3: Comparativo de rejeição à perturbação.

Article	Griffin et al. [59]	Griffin and Leonessa [60]	Pratt et al. [61]	Jeong et al. [58]	Tian e Zhao [57]	Yu et al. [55]
Duration	0.1 s	0.1 s	0.05 s	-	0.2 s	0.1 s
Location	CoM	Torso	Midpoint between hip	Lateral in Hip	CoM	CoM
Magnitude (max)	2937 N	270 N	300 N	30Ns	200 N	100N
Magnitude (max) normalized	19.58 N/kg	3.48 N/kg	6.84 N/kg	0.375 N.s/kg	5 N/kg	1.7 N/kg
Name	Atlas	ESCHER	M2V2	DRC-HUBO+	Simulation - 3D/LIP	BHR-5
Height	188 cm	180 cm	132.7 cm	170 cm	-	-
CoM Height	-	92.5 cm	100 cm	78 cm	80 cm	-
Mass	150 kg	77.5 kg	43.87 kg	80 kg	40 kg	58.6 kg
Walking velocity	-	-	0.21 m/s	-	-	-

Fonte: Autoria Própria.

O *Zero Moment Point*, em português, Ponto de momento zero. O ZMP é um indicador de estabilidade para a marcha. Analisa-se um ponto localizado no chão no qual a soma de todos os momentos do robô com relação à este ponto é zero, se este ponto estiver localizado dentro da área de estabilidade do robô, então significa que o robô está estável, ou seja, não haverá queda [62]. A figura 26 apresenta um modelo do ZMP, o ZMP alvo é calculado pelo ângulo de cada junta e definido pela projeção da gravidade e força inicial aplicada, o ZMP real é obtido pelo centro de pressão do pé. O objetivo do controle através de ZMP é manter o ZMP real o mais próximo possível do ZMP alvo [63]. Na perna bioinspirada, devido aos bons resultados dos controlares ZMP apresentados na tabela 3 e sua simplicidade de implementação, será utilizado para estabilidade o controlador ZMP.

Figura 26: Modelo do ZMP em uma marcha humana.



Fonte: adaptado de Yang [63].

4 PROJETO BÁSICO

4.1 Premissas do projeto

Após uma contextualização do problema e uma revisão bibliográfica do desenvolvimentos em bípedes, foram definidas algumas premissas que o projeto iria abordar, são elas;

- Será construído inicialmente uma única perna, a direita, e um quadril.
- Dimensões e peso dos segmentos serão baseados na antropomorfia, ou seja, em uma similaridade ao corpo humano.
- O robô fará a caminhada no plano sagital, entretanto, haverá 1 grau de liberdade no plano transversal, localizado no cintura, para melhor similaridade com a marcha.
- Para não haver massas de atuadores em balanço, os motores ficarão na *Power Pack*, mochila de motores que está em desenvolvimento no laboratório através do Luiz Henrique Picolli [64], e sua potência será transmitida através dos cabos *bowden*.
- A perna será modularizada em subcomponentes (pé, quadril, etc) dessa forma será facilitada a manutenção, construção e futuras melhorias de cada um.
- A perna terá um apoio vertical, que está apoiado ao chão para fazer sua sustentação e impedir a queda.

Para desenvolver o projeto da perna robótica, será realizado uma análise mecatrônica e assim dividir o sistema final em subsistemas de forma a facilitar o desenvolvimento de cada um. É importante frisar que um subsistema influencia no outro, sendo necessário uma constante análise de integração entre eles.

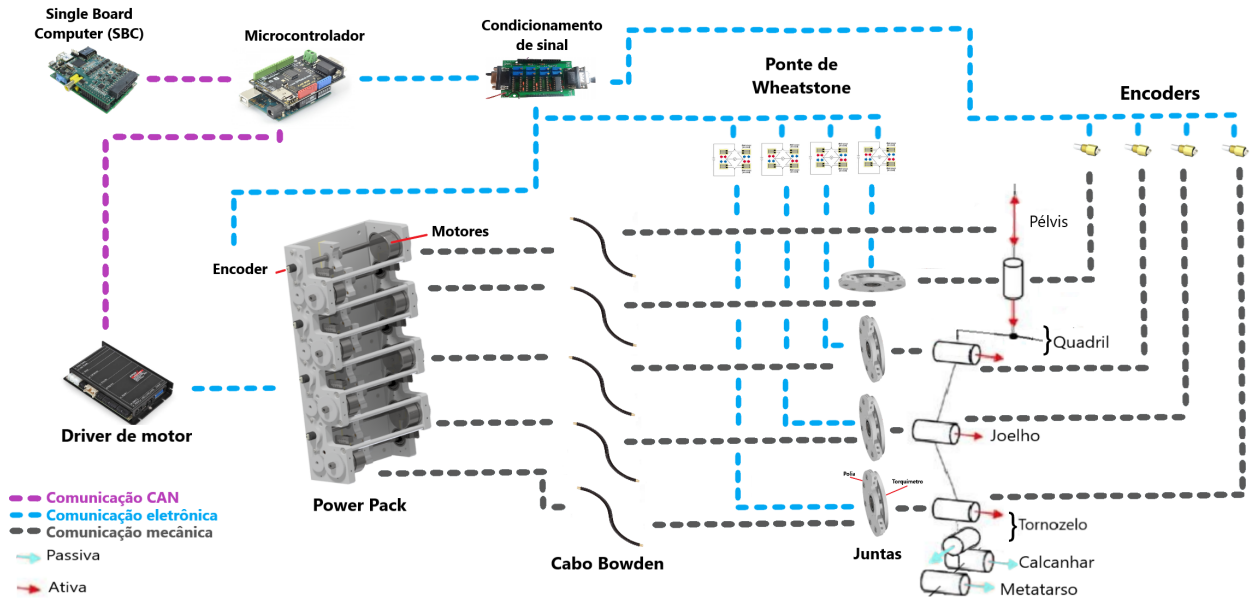
4.2 Análise mecatrônica

No Laboratório de Biomecatrônica há uma arquitetura de hardware que vem sendo padronizada para ser utilizada em diversos projetos que necessitem atuar articulações. Utilizando-se dessa arquitetura aliado às especificidades da perna robótica, tem-se o seguinte fluxo de funcionamento:

- Envia-se um comando, obtido da lógica de controle de auto nível, ou seja, um controle de marcha bípede, estabilidade, gerador de trajetória, etc. através do *Single Board Computer* para o **Microcontrolador**, que por sua vez realiza um controle de impedância e envia o sinal para o **Driver do motor**, sendo que esta comunicação será feita utilizando protocolo *CAN*.
- O **Driver de motor** envia o sinal elétrico para os motores que estão contido no **Power Pack**.
- Os motores do **Power Pack** rotacionam o fuso de esferas, que por sua vez, tracionam o **cabo bowden** acoplado a ele.
- Quando o motor é acionado, um **encoder** conectado à cada motor do **Power Pack** realiza a leitura da posição do motor e envia para uma placa que faz o **condicionamento de sinal**.
- Cada **cabo bowden** possui uma extremidade acoplada ao fuso e outra extremidade acoplada à **polia** da junta, assim ao ser tracionado ele rotaciona a polia.
- A **polia** está travada à um torquímetro, quando esta rotaciona, também rotaciona o **torquímetro**, no entanto, provoca neste uma deformação, que é lida pela **Ponte de Wheatstone**.
- A **Ponte de Wheatstone** envia o sinal lido da deformação para a placa de **condicionamento de sinal**.
- Um **encoder** acoplado ao eixo de cada junta valida a posição efetiva de cada articulação após o movimento e envia para a placa de **condicionamento de sinal**.
- A placa de **condicionamento de sinal** envia os sinais corrigidos (amplificados, etc) para o **microcontrolador**.
- Por fim, o **microcontrolador** retorna os sinais das medições para que a *Single Board Computer* aplique novamente a lógica de controle.

Esse fluxo pode ser melhor visualizado na figura 27.

Figura 27: Sistema de instrumentação padronizado utilizando *Power Pack* para acionar juntas



Fonte: Autoria própria.

Para melhorar o desenvolvimento, este projeto mecatrônica foi então dividido em subsistemas, sendo eles:

- Juntas do Quadril e Pélvis
- Junta do joelho
- Juntas do pé e tornozelo
- Atuação
- Instrumentação
- Controle

4.3 Parâmetros e Requisitos

Como apresentado ao longo da revisão bibliográfica e do embasamento teórico, alguns parâmetros e requisitos são necessários para que a perna funcione de forma similar à humana.

Parâmetros de graus de liberdade

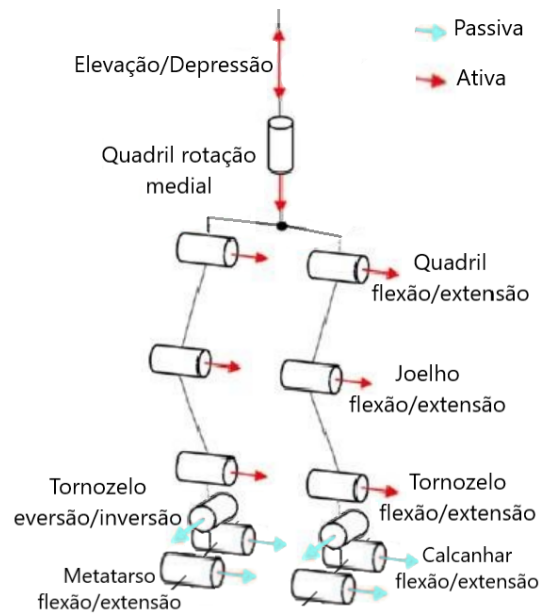
Foi possível observar na literatura já apresentada os graus de liberdade necessários para um bom mimetismo da marcha humana.

Em Torricelli a análise indica que o conjunto pé-tornozelo tem sua melhor eficiência quando representado por meio de múltiplas juntas, tanto ativas quanto passivas [47]. Para este projeto optou-se a utilização de uma junta ativa no tornozelo, para realizar o movimento expressivo dessa articulação no plano sagital, que corresponde ao movimento de flexão/extensão. Além desta, haverá outra junta passiva no tornozelo, no plano coronal, que permite um pequeno ajuste do pé quando toca ao solo, esta junta é responsável pelo movimento de eversão/inversão. E por fim, também haverá outras duas juntas passivas, no plano sagital do pé, que realizam o movimento de flexão/extensão tanto no metatarso quanto no calcanhar, de forma que o pé consegue realizar o movimento final do apoio e pré-balanço com uma maior área de contato com o solo. Dessa forma, o mecanismo artificial estará apto a reproduzir o movimento tal qual como nas figuras 16a e 16b.

O joelho produz movimento expressivo somente no plano sagital, onde ocorre sua flexão/extensão, sendo necessário portanto uma junta neste plano. Assim o mecanismo pode reproduzir o movimento da figura 17.

Por fim, como demonstrado no robô LOLA, a utilização de graus de liberdade redundantes na região de cintura melhora a eficiência da marcha [41]. Analisando os graus de liberdade necessários percebe-se a necessidade de um grau de liberdade na coxa com rotação no plano sagital, sendo este o movimento de flexão/extensão do quadril. Além disso, para melhor mimetismo é necessário o movimento de elevação/depressão vertical do quadril e, como demonstrado por Novaki em um trabalho do Laboratório de Biomecatrônica da USP, a rotação do quadril no plano transversal tem grande influência na marcha, sendo necessário considerá-la na hora de projetar a perna robótica, nesse cenário é importante incluir esta junta que realiza o movimento de rotação medial do quadril. Assim, este projeto contempla uma junta ativa no quadril para realizar flexão/extensão, uma junta ativa no quadril para rotação medial, e um mecanismo de translação vertical.

Desta forma a perna robótica desenvolvida neste trabalho terá como planejamento a configuração apresentada na figura 28.

Figura 28: Graus de liberdade do projeto

Fonte: Autoria própria.

Parâmetros dos segmentos corporais

Para que os segmentos da perna robótica possuam uma dinâmica similar aos do membro humano, é necessário que suas dimensões e peso sejam semelhantes. Os parâmetros de dimensão e massa foram obtidos com base nos dados do De Leva [52] e podem ser resumidos na tabela 4 a seguir:

Tabela 4: Parâmetros dos segmentos corporais

Segmento	Origem	Fim	Comprimento [mm]	Massa [kg]	Posição do Centro de Massa (relativa) [%]
Total	—	—	1741	73,0	—
Quadril	Umbigo	Centro da junta do quadril	145,7	8,15	61,15
Coxas	Centro da junta do quadril	Centro da junta do joelho	422,2	14,16	40,95
Panturrilhas	Centro da junta do quadril	Maléolo lateral	434,0	4,33	44,59
Pés	Calcanhar	Ponta do maior dedo	258,1	1,37	44,15

Fonte: adaptado de Picolli [64] e De Leva [52].

Parâmetros da atuação das articulações

Para definir esses parâmetros, com exceção do torque do movimento de rotação medial do quadril, foi utilizado o trabalho de Forner-Cordero [65], onde se coletou dados da marcha humana, tais como posições, ângulos, velocidades, torques e forças. O torque de rotação medial do quadril foi obtido pela referência de Bazett-Jones da literatura [66]. Na tabela 5 estão resumidos os parâmetros de torque máximo que cada articulação exige:

Tabela 5: Parâmetros de torque durante a marcha.

Junta	Torque [<i>N.m/Kg</i>]	Torque [<i>N.m</i>]
Quadril Rotação Medial	0.4	32
Quadril Flexão/Extensão	1	73
Joelho Flexão/Extensão	0.85	80
Tornozelo Flexão/Extensão	1.5	109

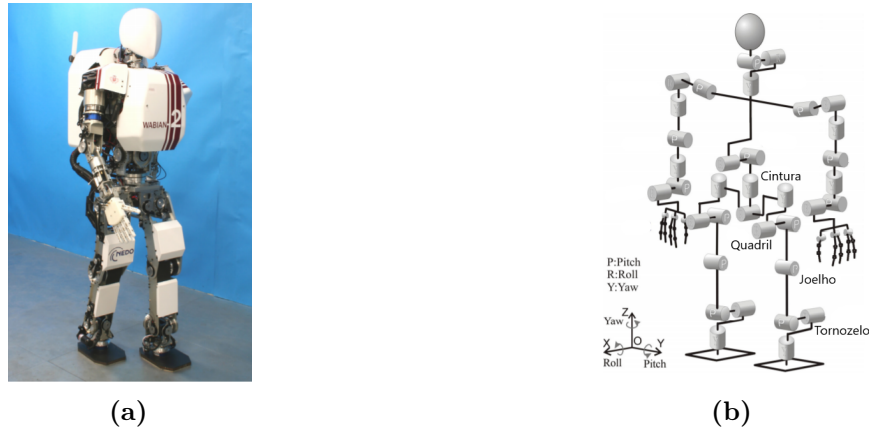
Fonte: adaptado de Picolli [64] e de Bzaett-Jones [66].

4.4 Juntas do quadril

Ao longo da história de mecanismos de marcha bípede, diversas soluções para o quadril e pélvis já foram propostas, geralmente variando nos mecanismos projetados quais os planos que haveriam movimento. Como pode ser visto na figura 20a e 20b, essa região do corpo possui movimentos expressivos não apenas no plano sagital, mas também nos demais planos. Por esse motivo, as soluções variam principalmente na quantidade de graus de liberdade e o local das articulações.

O robô WABIAN-2, figura 29a, foi desenvolvido com 3 graus de liberdade no quadril (*Pitch*, *Roll* e *Yaw*) e 2 graus de liberdade na cintura (*Roll* e *Yaw*) como pode ser visualizado na figura 29b. Este sistema foi proposto após análise do movimento humano em que foi quantificado os ângulos percorridos em Roll, Pitch e Yaw durante a marcha e constatado quais os planos relevantes no movimento [67]. Além disso, para o sistema de controle ZMP (Ponto de momento zero) ter esses graus de liberdade na cintura permite estabilizar melhor o robô [47].

Figura 29: a) Robô WABIAN-2 b) Graus de liberdade do robô WABIAN-2

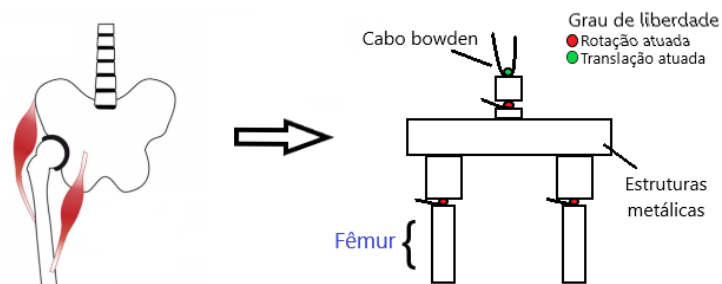


Fonte: a) e b) adaptado de Ogura [67].

Embora a redundância de graus de liberdade possa trazer benefícios na estabilidade de um robô bípede, há desvantagens em relação à aumentar o número de juntas atuadas e consequentemente o peso, podendo acarretar massas em balanço. Dessa forma, como já foi demonstrado que a marcha ocorre principalmente no plano sagital e transversal, foi optado que o conjunto quadril e pélvis teriam 3 graus de liberdade. Assim, foi definido que o desenvolvimento do quadril neste trabalho, seguindo a bioinspiração, seria através da seguinte metodologia, que pode ser visualizada na figura 30:

- Estruturas metálicas conectadas por juntas rotativas e juntas prismáticas atuadas.
- 3 graus de liberdade no conjunto quadril e pélvis. Sendo 2 de rotação no quadril e 1 de translação na cintura.
- Formato da estrutura metálica bioinspirado na estrutura óssea humana.
- Dimensões e limite de peso aproximados da literatura.

Figura 30: Solução bioinspirada proposta para o conjunto quadril e pélvis



Fonte: adaptado de Torricelli [47]

4.5 Junta do joelho

A articulação do joelho comumente é projetada com apenas o grau de liberdade do plano sagital, e, sua relativa simplicidade de movimento trouxe poucas alterações entre as soluções apresentadas. No entanto, algumas soluções, como na figura 31, na busca da rigidez variável similar aos músculos originais, implementam molas nas articulações do joelho, para obter uma complacência como no corpo humano [68].

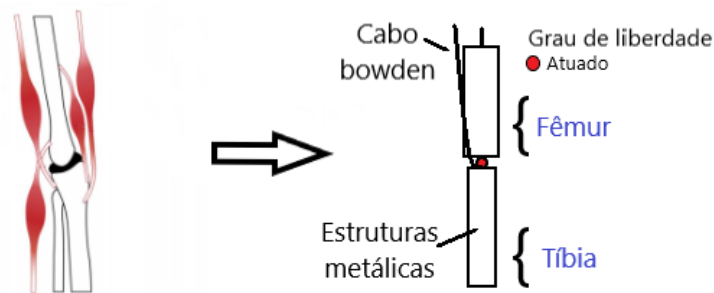
Figura 31: Perna e ampliação do joelho do robô COMAN



Fonte: adaptado de Tsagarakis [68].

A complacência deste projeto já está implícita no sistema de cabo *bowden*, e como o movimento do joelho será apenas no plano sagital, foi definido que o desenvolvimento do joelho neste trabalho, seguindo a bioinspiração, seria através da seguinte metodologia, que pode ser visualizada na figura 32:

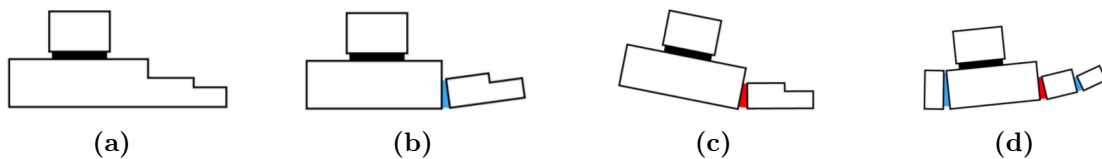
- Estruturas metálicas conectadas por junta rotativa atuada.
- 1 grau de liberdade no joelho.
- Formato da estrutura metálica bioinspirado na estrutura óssea humana.
- Dimensões e limite de peso aproximados da literatura.

Figura 32: Solução bioinspirada proposta para o joelho

Fonte: adaptado de Torricelli [47]

4.6 Juntas do pé e tornozelo

Para traduzir os movimentos dos pés em similares artificiais diversas soluções já foram experimentadas, em geral, os robôs que obtiveram maior sucesso em estabilidade e eficiência da marcha representavam o pé como uma superfície plana [47]. No entanto, esses robôs foram projetados e testados em ambiente de solo regular, quando o cenário se alterava para a extensa gama de superfícies do planeta, os bípedes de pés planos perdiam sua estabilidade [69] e além disso demonstravam movimentos não tão similares a marcha humana. O movimento do pé durante a marcha é similar a um arco de uma roda e para mimetizar este movimento, alguns mecanismos de pés foram analisados [47].

Figura 33: a) Pé plano rígido b) Pé com dedos flexíveis e atuação passiva c) Pé com dedos flexíveis e atuação ativa d) Pé com juntas flexíveis e mescla de atuação passiva e ativa

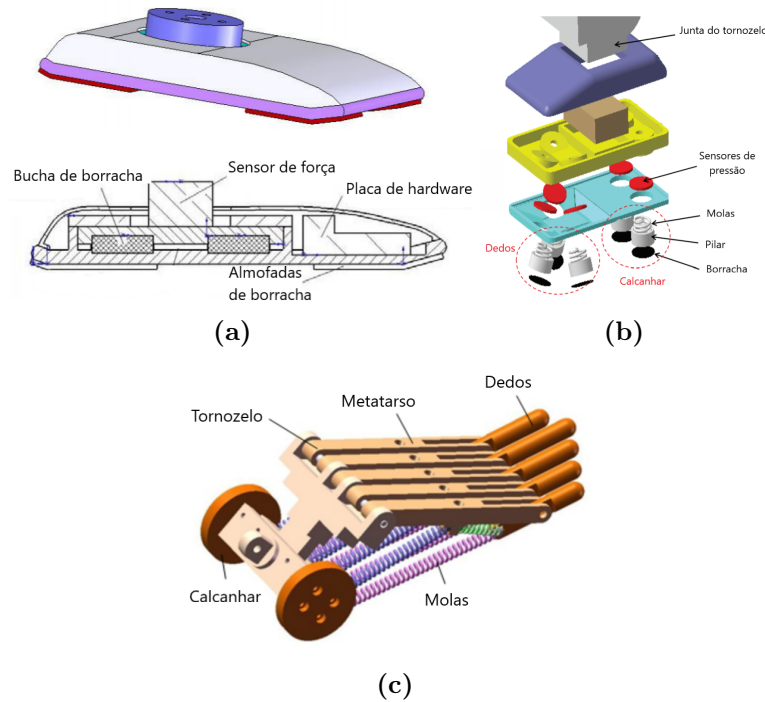
Fonte: a) e b) e c) e d) adaptado de Torricelli [47].

Na figura 33a está o pé plano e rígido que contém os problemas já citados anteriormente. Na figura 33b o pé possui uma junta passiva no metatarsofalangeano, o que permite uma similaridade maior com o movimento de arco, além de melhorar o custo de energia em aproximadamente 10%. No cenário da figura 33c a junta do metatarsofalangeano possui atuação ativa, embora isso dificulte o sistema de controle, há uma melhora no biomimetismo ainda maior do que a junta passiva, e ainda há uma redução de custo de energia em 25%. Por fim, o melhor cenário analisado, figura 33d, foi a adição de mais juntas para se

aproximar do pé humano, com atuações passivas e ativas [47].

Outros modelos mais biomiméticos foram projetados recentemente na tentativa de aperfeiçoar a absorção de impacto, similaridade a marcha humana e capacidade de caminhar em terrenos irregulares.

Figura 34: a) Mecanismo de Pé flexível c) Mecanismo de pé biomimético b) Mecanismo de pé flexível com calcanhar e dedos



Fonte: a) adaptado de Li et all [69]. c) adaptado de Seo e Yi [70]. b) adaptado de Kwon e Park [71].

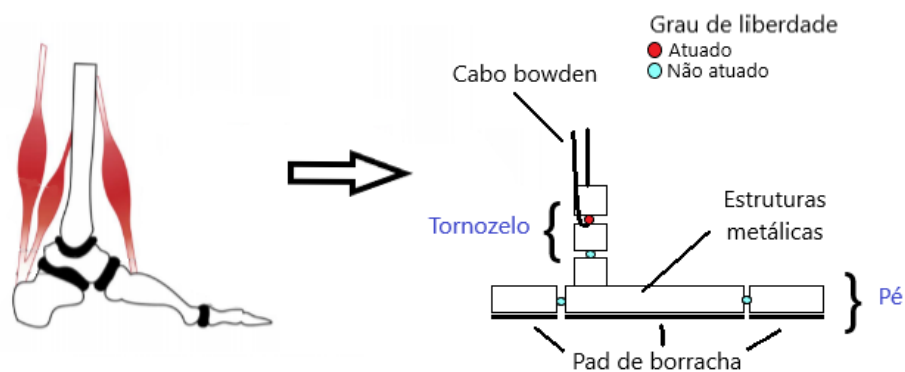
Na figura 34a tem-se um pé desenvolvido com cunhas em suas extremidades para melhor adaptação do passo, almofadas e buchas de borracha para absorção e sensores integrados [69]. Outro mecanismo similar, figura 34b, foi proposto, com base em análise do local dos picos de pressão no pé, e, com intuito de atenuar e controlar isso, foi proposto sensores de pressão integrados e ainda molas e borrachas para absorção de impacto, dispostos de forma similar ao pé humano [71]. Já na figura 34c o biomimetismo dos ossos e músculos do pé foi respeitado, gerando um sistema mais complexo porém mais verossímil [70].

Assim, foi definido que o desenvolvimento do conjunto tornozelo e pé neste trabalho, seguindo a bioinspiração, seria através da seguinte metodologia, que pode ser visualizada na figura 35:

- Estruturas metálicas conectadas por juntas rotativas atuadas ou não atuadas.

- 2 graus de liberdade no tornozelo. Sendo atuado somente o do plano sagital.
- 2 graus de liberdade no pé. Um que conecta o calcanhar na base do pé, e outro que conecta o metatarso.
- *Pad* de borracha para amortecimento com o chão.
- Dimensões e limite de peso aproximados da literatura.

Figura 35: Solução bioinspirada proposta para o pé e tornozelo



Fonte: adaptado de Torricelli [47]

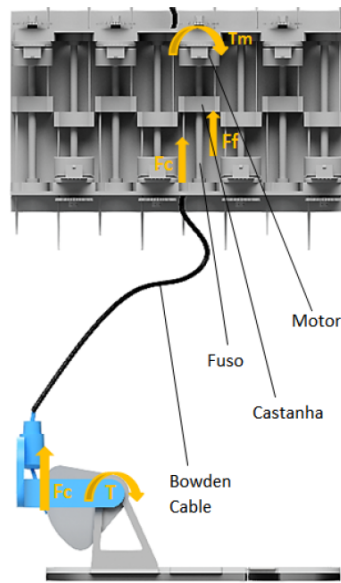
4.7 Atuação

Como citado anteriormente, os motores utilizados para atuar juntas de dispositivos robóticos são massas extras que podem influenciar negativamente o funcionamento final de um membro que simula a marcha. Para resolver este problema, a solução proposta é trabalhar com atuadores em posições estratégicas, como no projeto do ETMICAEm que os atuadores são posicionados em uma mochila, Power Pack, e utilizar cabos *bowden* para transmitir a potência dos atuadores às juntas.

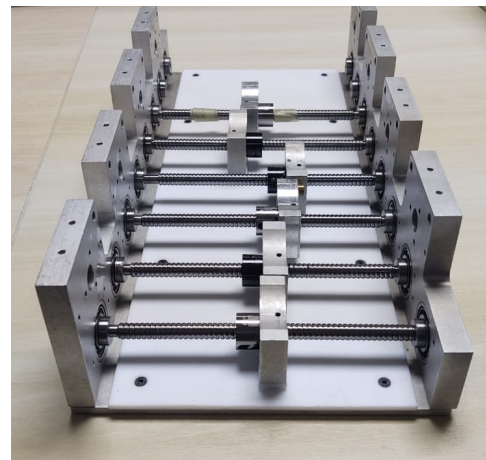
O *Power Pack* foi idealizado a partir do estudo para o ETMICAEm realizado por Cortez e desenvolvido por Picolli [64]. Em seu trabalho ele evidenciou que um dos limitantes de dispositivos biomecânicos era a relação entre pesos e potências. Assim, o dispositivo do *Power Pack* foi originalmente criado para atuar o exoesqueleto do ETMICAEm que está sendo produzido no Laboratório de Biomecatrônica da USP. No entanto, para um melhor reaproveitamento e intercâmbio entre as pesquisas, o dispositivo será utilizado em diversos projetos, incluindo esta perna robótica.

O dispositivo de *Power Pack* consiste em uma mochila equipada com fusos e atuadores, que por meio de cabos *bowden* transmitem a potência para polias ou outros mecanismos com a função de rotacionar a articulação, a figura 36a ilustra o funcionamento. A figura 36b mostra o mecanismo do Power Pack que está em construção, algumas revisões estão sendo feitas antes da finalização e início de testes do dispositivo.

Figura 36: a) Esquemático da atuação dos cabos *bowden* em uma articulação) b) Power Pack em construção)



(a)



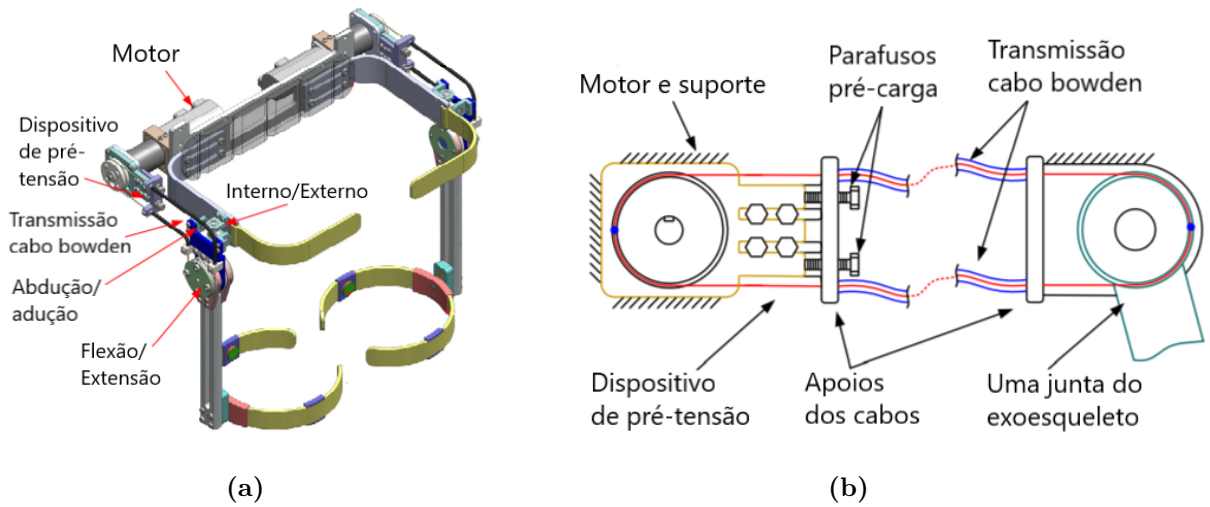
(b)

Fonte: a) Santos [72] e b) Autoria própria.

O projeto mecânico da perna conta com 7 juntas ativas, e para realizar a atuação destas juntas, será utilizado o dispositivo *Power Pack*, evitando-se assim o problema da massa em balanço dos motores, além disso, o reuso do dispositivo é importante para manter um intercâmbio entre os projetos do laboratório, o que melhora a integração entre as pesquisas.

Na literatura temos alguns exemplos desta transmissão sendo utilizada em tecnologias assistivas. No exoesqueleto PH-EXOS, figura 37a, a transmissão é feita por cabos bowden, e no esquemático da figura 37b é possível visualizar o parafuso que realiza a pré-carga do cabo bowden [73].

Figura 37: a) Arquitetura do exoesqueleto PH-EXOS b) Esquemático do sistema de transmissão por cabos bowden



Fonte: a) e b) adaptado de Wu [73].

4.8 Instrumentação

Na seção de análise mecatrônica já foi apresentado o fluxo de funcionamento e os componentes necessários para funcionamento. A premissa se baseia na utilização de motores, guia linear com fuso de esferas re-circulantes, cabos *bowden*, polias, torquímetros, e ainda os sensores e componentes eletrônicos adicionais. Os detalhes dos componentes e suas justificativas serão apresentados a seguir:

Single Board Computer

Para realizar a lógica de controle e comunicação com os dispositivos foi selecionado o uso da *Raspberry PI3 B+* em conjunto com o *PI Can Bus* que permite a comunicação *CAN*.

A opção de utilizar esta plataforma é devido a velocidade que esta pode fornecer, de 700 Hz, e pela possibilidade de usar ROS, um sistema operacional dedicado para a robótica. A utilização da comunicação *CAN* se deve à alta confiabilidade deste protocolo.

Motores e Drivers

O desenvolvimento do *Power Pack* foi realizado pelo Milton Cortez e Luiz Henrique Piccoli [64], o projeto se baseou nas necessidades de potência que uma perna pode exigir. Eles se basearam nas exigências de torque, para prover a atuação das juntas, e selecionaram o motor *Maxon CC EC45 70W flat*. Este motor tem como característica ser um motor sem escovas, geralmente motores deste tipo tendem a ser mais leves, no entanto, para

funcionar dependem de componentes adicionais como sensores hall que são utilizados para fazer a comutação.

O torque máximo solicitado em uma perna humana, que ocorre no tornozelo, requer uma tração no cabo *bowden* de 1875N, Picolli calculou então que o torque mínimo necessário que o motor precisaria fornecer era de 0.81 Nm [64]. Além disso, foi projetado um trem de engrenagens de amplificação 0,7:1 entre o motor e o fuso, para atingir a velocidade necessária para o projeto.

Para controlar os motores que serão utilizados no *Power Pack*, a própria *Maxon* desenvolveu o *driver* **EPOS2 70/10** que possui em sua lógica interna um controlador PI que pode ser configurado via *EPOS Studio*. Além disso esse *driver* fornece saída para diversos protocolos de comunicação, sendo optado neste projeto em utilizar a comunicação *CAN*, que conecta o *driver* com a *Raspiberry*.

Juntas

Uma vez que o comando da lógica de controle saia da *Raspiberry*, passe pelo *driver* EPOS e acione os motores, o caminho da transmissão de potência segue pelo fuso de esferas, **cabo bowden** até chegar na **junta**.

No sistema da junta, o cabo acoplado faz com que a **polia** rotacione, esta por sua vez está travada ao **torquímetro** forçando a rotação deste que por fim movimenta o eixo que rotaciona a articulação. Para medir o torque nas juntas, que será usado posteriormente no controle de marcha, foi desenvolvido um torquímetro e posicionou-se *strain gauges* em suas hastes, estes serão lidos por **pontes de wheatstone** para obter o valor final de torque.

Sensores

Neste sistema serão lidos dois sensores: os **encoders absolutos MA3** acoplado nas guias lineares e também nos eixos da junta e a leitura da **ponte de wheatstone** do torquímetro. Ambas soluções foram definidas no laboratório após apresentarem satisfazer as necessidades dos projetos além de serem de baixo custo.

Condicionamento de sinal e Microcontrolador

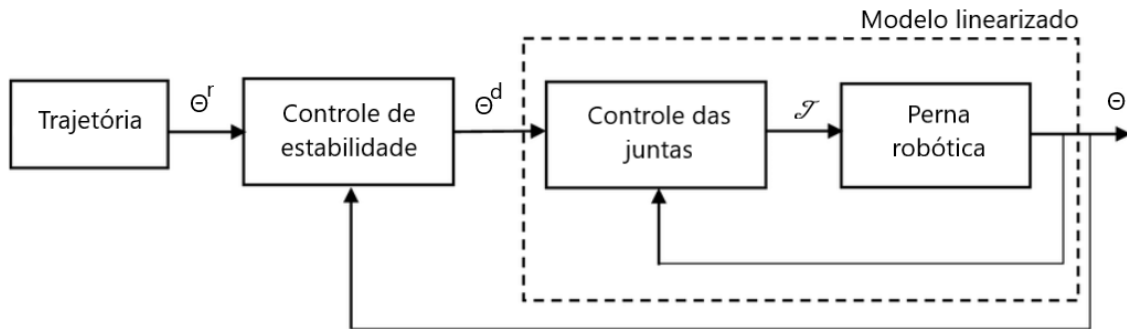
Para realizar a leitura destes sensores foi desenvolvido dentro do laboratório um *shield*, *Load Cell Amplifier*, para o arduíno que permite a conexão de *encoder* e possui entradas dedicadas para leitura e amplificação de ponte de *wheatstone*. Um arduíno, no caso do projeto o modelo **Arduíno M0**, é utilizado então em conjunto com os *shields*: **CAN Shield 2.0**, para comunicação *CAN* com a *Raspiberry*, e, o *shield* de recepção e amplificação dos sensores, *Load Cell Amplifier Shield*.

Assim, o ciclo de funcionamento se fecha, com o início na lógica de controle partindo da *Raspberry* e indo para sistema de motor e transmissão, e, finalizando com o *feedback* das leituras dos sensores que são repassados para a *Raspberry* através do Arduíno.

4.9 Controle

O projeto de controle da perna robótica foi subdividido em algumas etapas: trajetória, modelagem de marcha bípede da perna, controle das juntas e controle de estabilidade. Esta dinâmica corresponde a malha de controle expressa na figura 38.

Figura 38: Diagrama de blocos da malha de controle da perna robótica

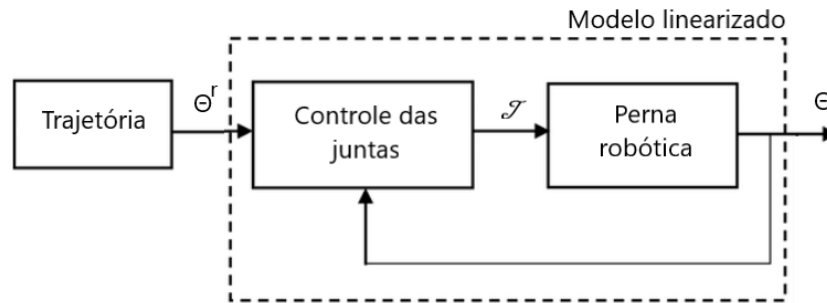


Fonte: Autoria própria.

A trajetória fornece dados *offline* de ângulos de referência das juntas de uma trajetória de marcha bípede, θ^r , considerando um cenário ideal. Posteriormente, com as informações obtidas pelos sensores do estado atual do robô, considerando que haverá erros por distúrbios e forças dissipativas, o controle de estabilidade recalcula essa trajetória e fornece novos ângulos desejados para as juntas, θ^d . A perna robótica possui dinâmica similar à um pêndulo, sendo que dessa forma, sua característica é a não linearidade, assim, o último passo é linearizar o modelo por meio de um controle não linear, que recebe os ângulos e fornece os torques de entrada nas juntas, \mathcal{T} .

Como na atual versão a perna bioinspirada estará apoiada em um suporte, o controle de estabilidade perde seu sentido de utilização, pois o suporte foi idealizado justamente para manter a integridade do projeto evitando que ele tenha quedas. Por essa razão, neste primeiro momento, o controle será feito como apresentado na figura 39, no qual uma trajetória *offline* será imediatamente enviada para *loop* de controle das juntas.

Figura 39: Diagrama de blocos da malha de controle da perna robótica para esta monografia de TCC



Fonte: Autoria própria.

Em uma próxima versão, que espera-se ser desenvolvida durante o mestrado que dará continuidade à este projeto, o controle de estabilidade será implementado desde que o grau de liberdade do quadril esteja livre de apoio.

5 PROJETO MECÂNICO

Este projeto consiste no desenvolvimento de uma perna robótica antropomórfica. No projeto básico foram definidos os requisitos do projeto, como os graus de liberdade necessários e os parâmetros antropomórficos. Com o auxílio do software Autodesk Inventor® 2020 foi desenvolvido o projeto mecânico detalhado que contemplasse os requisitos propostos.

Um dos focos durante o projeto foi permitir a modularização da perna, ou seja, com o desenvolvimento de subsistemas que se acoplam. Assim, será possível realizar manutenção ou melhorias em um dos componentes, sem que precise refazer todo o projeto mecânico. Dessa forma, o projeto foi dividido em subsistemas do quadril, coxa, panturrilha, pé e a base de apoio que será necessária para manter o equilíbrio no estágio inicial de desenvolvimento da perna robótica.

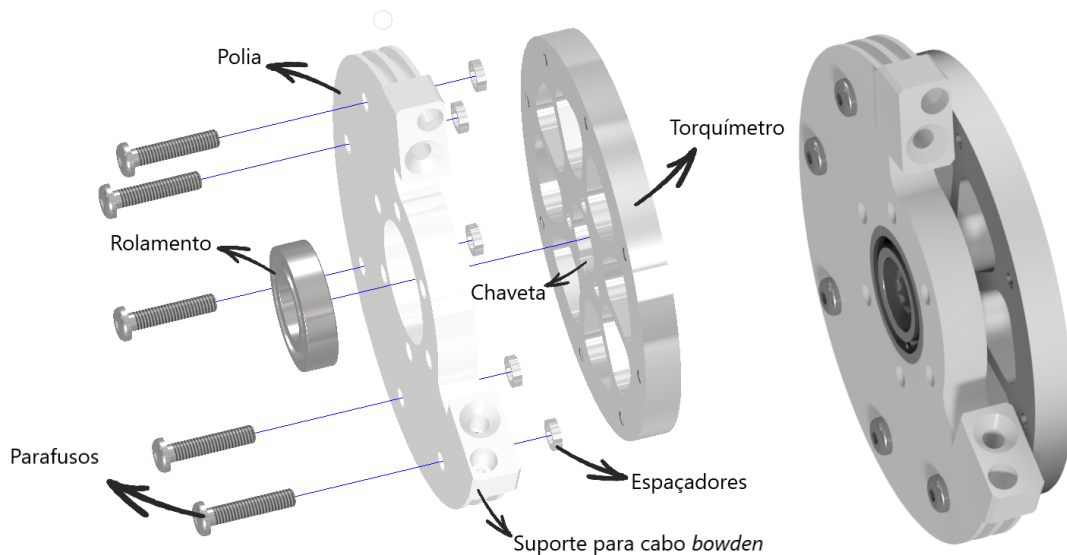
Cada subsistema será desenvolvido e detalhado posteriormente em conjunto com a descrição do processo de solução das dimensões e funcionalidades das juntas. A divisão dos componentes em cada subsistema seguiu como critério o movimento relativo entre as peças, ou seja, todas as peças que se moviam em conjunto em relação a outra se tornaram um subsistema, por exemplo, todos os componentes que se movimentam entre a articulação do quadril até a articulação do joelho, incluindo a própria junta (eixo, polia) movida, se tornaram o subsistema da coxa.

Por fim, o material escolhido para desenvolver a estrutura foi a liga de alumínio 6061-T6, devido à sua alta resistência e também por sua disponibilidade, pois é um material fácil de encontrar para comprar, além de já ser utilizado por outros projetos do laboratório.

5.1 Juntas ativas

A partir do dispositivo de *Power Pack* e cabos *bowden* para transmissão de potência, era necessário um mecanismo que acoplasse o cabo *bowden* e causasse a rotação ativa da junta. Seguindo a premissa de manter similares e intercambiáveis as soluções pontuais dos projetos dentro do Laboratório de Biomecatrônica da USP, foi utilizado o modelo de junta que consiste no acoplamento de uma polia mais um torquímetro, esta solução pode ser visualizada na figura 40.

Figura 40: Vistas do conjunto Polia + Torquímetro

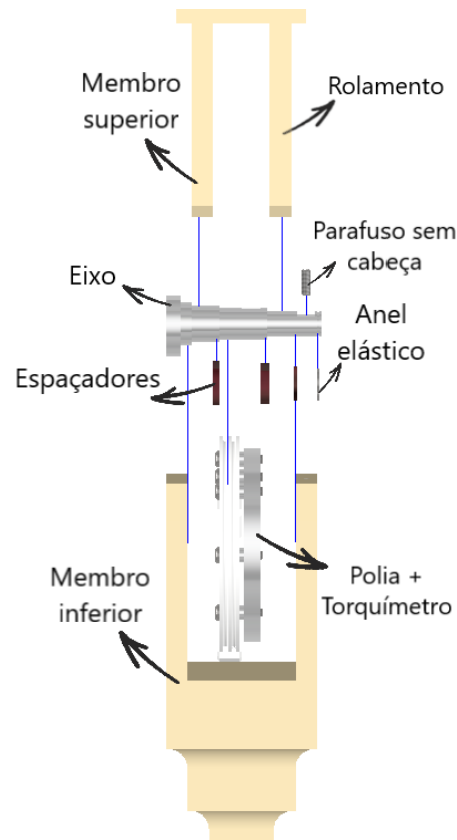


Fonte: Autoria Própria.

O funcionamento ocorre da seguinte forma: quando o *Power Pack* movimenta o cabo, este causa rotação na polia, que por estar parafusada, ocasiona torção no torquímetro, por fim, o torquímetro transmite a rotação ao eixo através da chaveta. Assim, o responsável final pela rotação do eixo é o torquímetro, o que é vantajoso, pois o torquímetro estará acoplado com *strain gauges* que permitirão a leitura direta da deformação causada na torção. O conjunto polia e torquímetro será acoplado ao eixo da junta.

Para possibilitar a rotação entre as peças, o membro superior terá rolamentos que permitem ao eixo rotacionar livremente, e, como o membro inferior estará travado ao eixo por meio de encaixe e parafuso sem cabeça, as peças inferiores se movimentam em conjunto. Assim, o movimento de rotacionar a polia, e conseqüentemente o torquímetro, irá rotacionar todo o conjunto inferior em relação ao membro superior. Esta montagem está representada na figura 41.

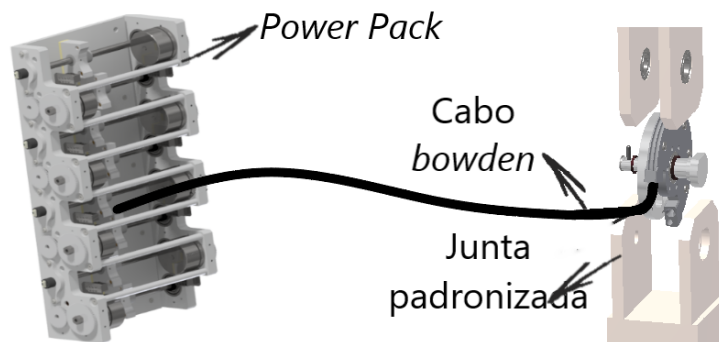
Figura 41: Vista explodida do mecanismo da junta ativa de rotação



Fonte: Autoria Própria.

Portanto, o projeto da perna robótica, utilizará o dispositivo *Power Pack* para atuar suas 5 juntas ativas, por meio de cabos *bowden*. A figura 42 ilustra o esquemático do funcionamento da atuação remota da perna.

Figura 42: Esquemático da atuação do *Power Pack* e dos cabos *bowden* na junta ativa



Fonte: Autoria Própria.

Análise de esforços

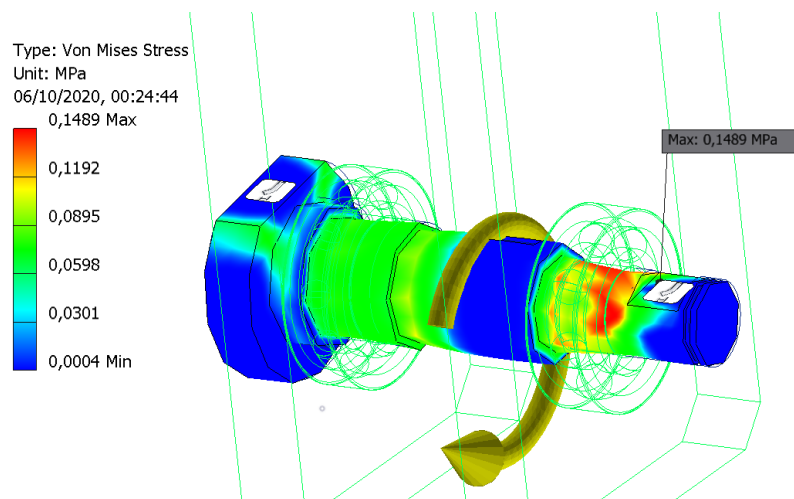
Procurou-se manter as juntas ativas com soluções e medidas padronizadas, assim, o processo de desenvolvimento, fabricação e manutenção se torna mais eficiente. Já foi apresentado o esquemático do funcionamento e nesta seção serão avaliados os esforços que podem ocorrer nestas juntas. Os cenários de possíveis falhas foram analisados através da ferramenta de Análise de tensão do Software Autodesk Inventor[®] 2020 e serão apresentados nas imagens a seguir.

1. Torção no eixo devido ao torque do conjunto polia + torquímetro

O cabo *bowden* como já mencionado irá aplicar movimento à polia, de forma que o torquímetro aplicará torque ao eixo. Analisando a tabela 5 é possível visualizar que o maior torque, 109 N.m, será aplicado na junta do tornozelo. Dessa forma, realizando a análise de torção com esse torque de entrada, e obtendo resultados satisfatórios, garante-se que o critério de torção das demais juntas estarão validados.

Na figura 43 foi aplicado um momento de 109 N.m na face do eixo que apoia o torquímetro, e, configurou-se como ponto fixo, as faces do eixo que estarão travadas em relação ao membro inferior.

Figura 43: Eixo da junta recebendo o torque do *Power Pack*



Fonte: Autoria Própria.

Na figura está destacado o máximo de tensão que ocorre durante a torção, cujo valor é de 0.1489 MPa. O material utilizado neste projeto é a liga de alumínio 6061-T6 cuja tensão máxima de escoamento é de 260MPa, assim, valores inferiores

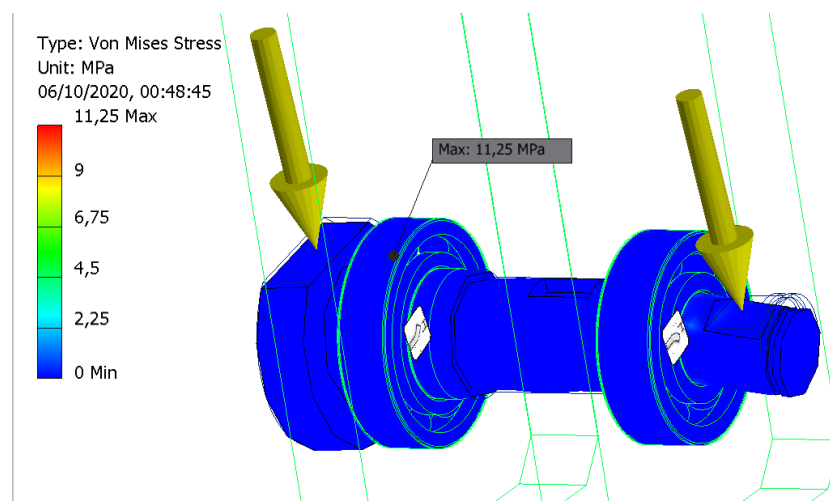
encontram-se na região de deformação elástica e não representam nenhuma falha ao projeto.

2. Flexão no eixo devido ao peso da perna

Outro fator importante à ser analisado, é a flexão causada no eixo pelo peso da perna. O pior cenário ocorre na junta de flexão/extensão no quadril, quando o peso somado dos membros inferiores é de aproximadamente 20Kg, por isso, a validação desta carga também valida a carga de peso nas demais juntas da perna.

Na figura 44 manteve-se travada a face dos rolamentos que apoiam o eixo, e, aplicou-se uma carga vertical de 200 N distribuída nos dois apoios do eixo no membro inferior.

Figura 44: Eixo da junta recebendo a carga do peso da perna



Fonte: Autoria Própria.

Novamente, é possível verificar que o valor máximo calculado, 11.25 MPa, é muito inferior ao limite de escoamento do material.

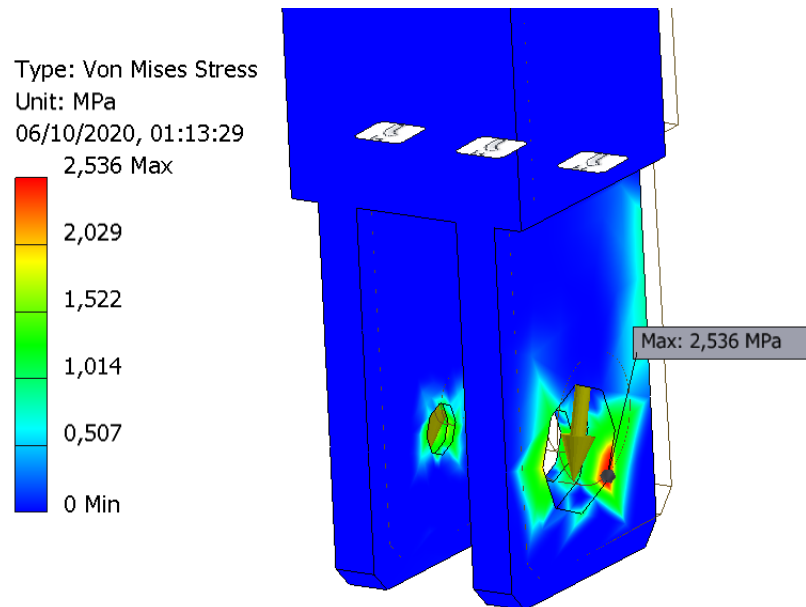
3. Carga no apoio do rolamento da parede do membro superior devido ao peso da perna

Por fim, também manteve-se padronizado as dimensões e espessura da parede que apoiam o rolamento da junta. Assim, foi verificado se a maior força vertical possível, ou seja, a força equivalente ao peso de 50Kg da estrutura, ocasionaria alguma falha no material.

Na figura 45 foi aplicado a carga de 500N, distribuída nos dois apoios de rolamento, de

forma a validar se a geometria e espessura selecionada são satisfatórias. Considerou-se que a estrutura do membro superior estava fixada.

Figura 45: Parede do membro superior recebendo carga do peso da perna



Fonte: Autoria Própria.

Enfim, o valor máximo de 2.536 MPa, que ocorreu aresta da face de apoio do rolamento, é inferior a tensão máxima de escoamento do alumínio.

Seleção dos rolamentos

Buscou-se desenvolver um eixo cujo diâmetro tivesse reduções partindo de uma ponta a outra de forma que houvesse rebaixos que auxiliariam no posicionamento dos componentes da junta. Como limitante de diâmetro, havia o conjunto polia e torquímetro, que já possuíam o diâmetro interno de 15 mm, dessa forma, o eixo precisava iniciar com diâmetro maior e terminar em um diâmetro menor. Com o intuito de suavizar a troca de diâmetros, os valores variavam pouco, indo na sequência de 20, 17, 15 e 12 mm. Os rolamentos do eixo, como já apresentado na figura 41, estão posicionados anterior e posterior ao conjunto polia e torquímetro, assim, seus diâmetros internos precisavam ser de 17 e 12 mm.

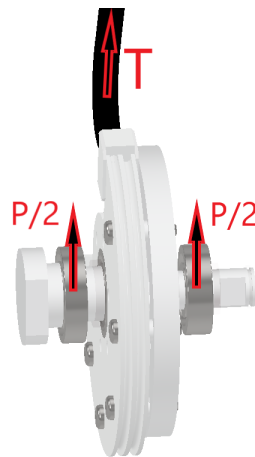
Além disso, a parede tem 10mm de espessura, e assim, o máximo de largura possível do rolamento era de 8mm, pois, ainda era necessário que parte dessa espessura fosse utilizada para uma aba que limitasse o movimento axial do rolamento em uma direção.

Por fim, o pior cenário de forças no rolamento ocorre na junta de flexão/extensão do

tornozelo, pois, como já apresentado na tabela 5, o maior torque, de 109N.m, ocorre nessa junta e gera reações radiais nos rolamentos. Além disso, os rolamentos recebem a carga do peso da estrutura no valor de 500N distribuído entre os dois.

Na figura 46 está representado o cenário de forças que ocorre nos rolamentos, sendo que o torque de 109N.m está representado pela tração T sendo aplicada pelo cabo *bowden*, e a força peso P distribuída nos rolamentos.

Figura 46: Forças que causam reações radiais nos rolamentos da junta

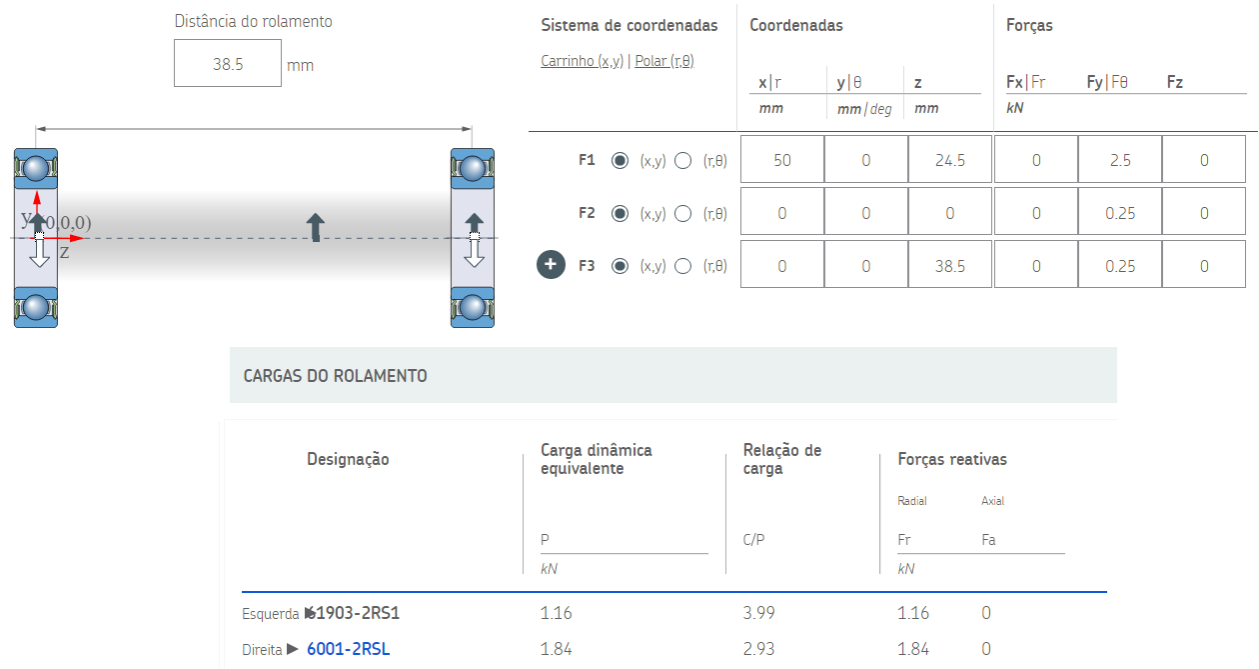


Fonte: Autoria Própria.

Um último critério a ser mencionado, é que os projetos do laboratório utilizam rolamentos da empresa SKF, dessa forma, buscou-se limitar às opções deste catálogo para que houvesse a padronização do laboratório e além disso foi avaliado características como preço e vedação. Assim, resume-se os requisitos do rolamento:

1. Diâmetros internos de 17 e 12 mm.
2. Espessura máxima de 8 mm.
3. Suportar as reações radiais relativas a tração do cabo *bowden* e do peso da estrutura.
4. Estar disponível no catálogo da empresa SKF, ter bom preço, ser vedado.

A partir destes critérios, realizou-se uma busca no catálogo da SKF, e foram pré-selecionados os rolamentos: 6001 2RSL e 61903 2RS1. Utilizando a própria ferramenta de seleção de rolamentos disponibilizada pela SKF, figura 47, os rolamentos foram validados e obteve-se ainda um fator de segurança mínimo de 2.93.

Figura 47: Validação dos rolamentos por meio da ferramenta *SKF Bearing Select*

Fonte: adaptado de SKF [74].

As entradas de forças foram baseadas no cenário descrito acima e dimensões exatas retiradas do projeto mecânico do *Inventor*. A tabela 6 resume as características dos rolamentos selecionados.

Tabela 6: Características dos rolamentos selecionados.

Rolamento	Diâmetro interno	Espessura	Carga dinâmica C	Empresa
6001 2RSL	12 mm	8 mm	5400 N	SKF
61903 2RS1	17 mm	7 mm	4420 N	SKF

Fonte: Autoria própria.

5.2 Juntas do quadril

O quadril mecânico foi idealizado para contemplar os movimentos de flexão/extensão, rotação medial e elevação/depressão. Como já mencionado, o projeto teve como foco ser modular, assim, a peça do quadril precisa realizar sua função de modo independente e com possibilidade de ser alterada no futuro, se necessário. Além disso, buscou-se desenvolver um quadril bioinspirado que mantivesse suas dimensões de acordo com os valores de antropomorfia da literatura apresentados nas figuras 23b e 24a.

Com as dimensões antropomórficas sendo respeitadas, buscou-se solucionar os graus de liberdade planejados. Os subsistemas utilizados e suas soluções serão detalhadas a seguir.

5.2.1 Elevação/Depressão vertical

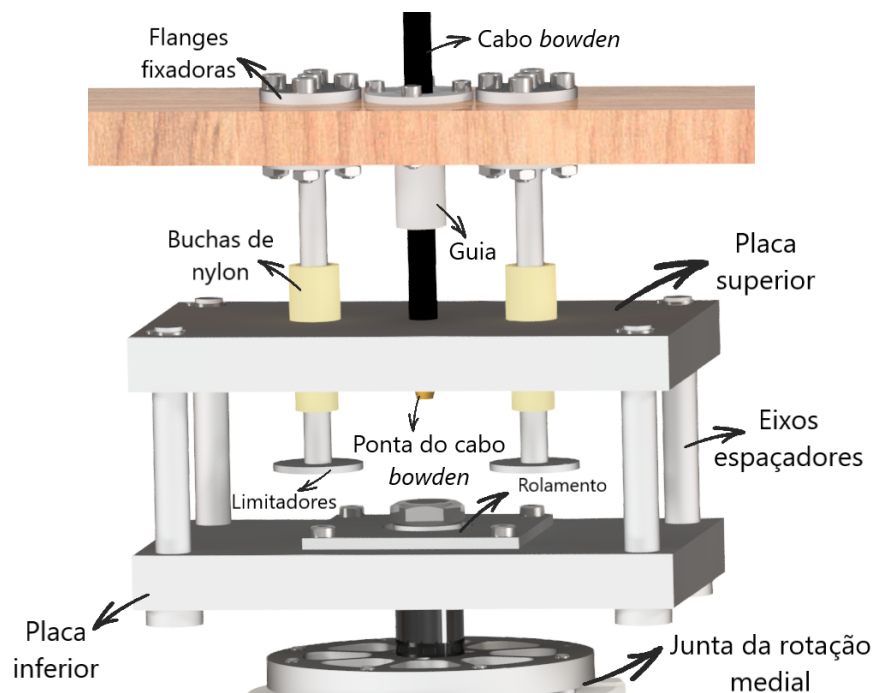
Foi idealizado um sistema de elevador suspenso em uma base de apoio para o mecanismo de elevação/depressão, assim, foi necessário o desenvolvimento das peças auxiliares: elevador e base de apoio.

5.2.1.1 Elevador

O elevador tem duas placas acopladas ao rolamento do eixo medial do quadril, assim é possível realizar o movimento de subida e descida do quadril e ainda permitir que ocorra rotação radial.

O agente motor deste movimento é um cabo *bowden* advindo do *Power Pack*, como o cabo está travado na placa superior, o seu deslocamento linear ocasiona diretamente um deslocamento vertical em todo o conjunto da perna. Esse mecanismo está representado na figura 48.

Figura 48: Esquemático da solução do movimento de elevação/depressão do quadril



Fonte: Autoria própria.

Para melhor entendimento, será detalhado cada componente da solução e sua utilidade.

- Placa inferior

Responsável pelo apoio e fixação do rolamento do eixo para permitir ao quadril o movimento de elevação e de rotação medial.

- Eixos espaçadores

Responsáveis pelo distanciamento entre as placas de forma que haja espaço para o deslocamento vertical.

- Limitadores

Responsável pela limitação de deslocamento vertical, dessa forma, o mecanismo é travado em ambas as direções pelas flanges dos limitadores. Além disso, em caso de falha no sistema do cabo, os limitadores evitam que a perna sofra uma queda vertical.

- Buchas de nylon

Responsável por guiar e permitir livre movimento dos limitadores. O material de nylon possui baixo coeficiente de atrito, de forma que o eixo dos limitadores podem deslizar livremente e manter a posição vertical.

- Placa superior

Responsável pelo apoio e fixação da ponta do cabo *bowden* e das buchas de nylon. Esta placa é deslocada pelo cabo, e através de suas restrições de movimento, desloca juntamente a placa inferior e todo o conjunto da perna.

- Cabo *bowden*

Responsável por transmitir o movimento linear do fuso do *Power Pack* à placa superior.

- Guia

Responsável por limitar o deslocamento do cabo *bowden* apenas na direção vertical.

- Flanges fixadoras

Para que os limitadores tivessem fixação na base de apoio, foram projetadas flanges que fixam os eixos dos limitadores e pressionam a madeira em sua face superior e inferior. Dessa forma, a distribuição de cargas na madeira fica equilibrada e a fixação se torna mais robusta.

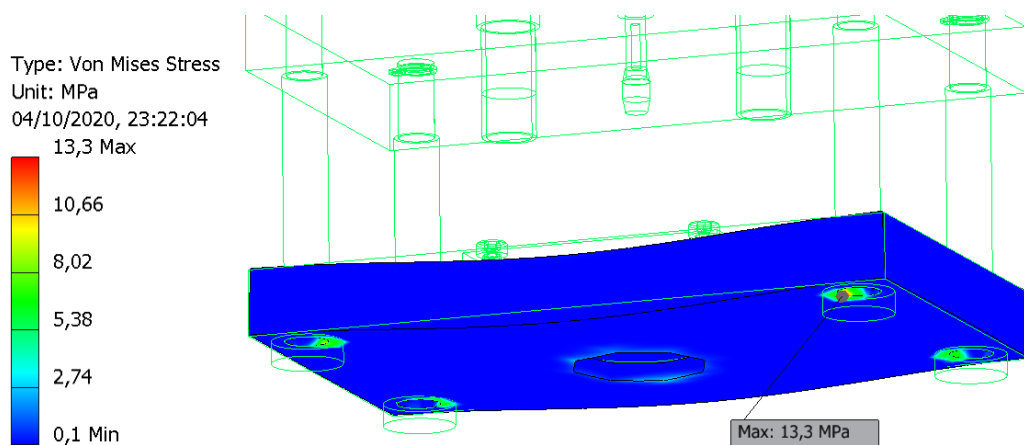
Análise de esforços

Enfim, com a solução proposta e cada componente projetado e posicionado, é necessário validar se a solução suporta as cargas esperadas.

1. Placa inferior com cargas do peso da perna

A placa inferior apoia o rolamento, e este por sua vez, recebe como carga axial todo o peso da perna. Assim, em um cenário limite, no qual o projeto é composto por ambos os lados das pernas, o rolamento terá como carga o peso somado dos membros inferiores que é de aproximadamente 50Kg. Na figura 49 foi aplicado a carga de 500N na face que apoia o rolamento, e configurou-se como ponto fixo, as quatro arestas apoiadas pelos eixos espaçadores.

Figura 49: Placa inferior recebendo carga de apoio do rolamento



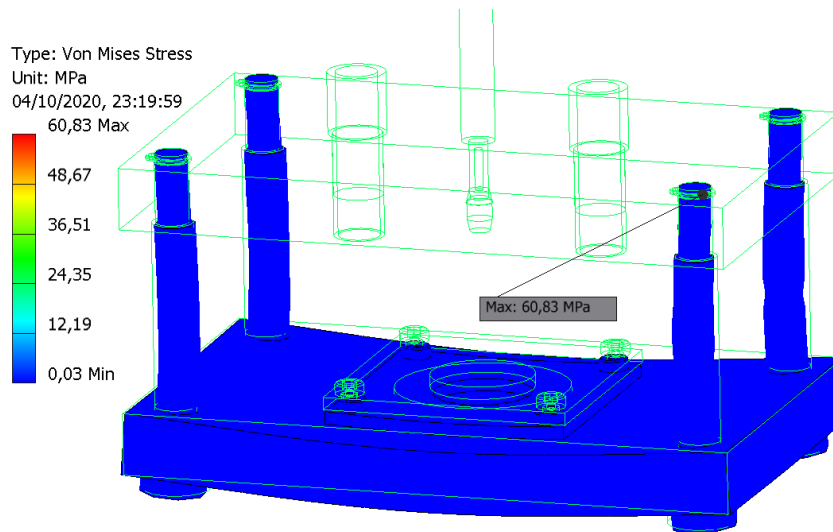
Fonte: Autoria própria.

É possível visualizar na figura que a tensão máxima foi de 13.3 MPa e ocorreu na aresta onde fica o apoio dos eixos espaçadores. Como a estrutura será feita de alumínio 6061-T6 cuja tensão máxima de escoamento é de 260MPa, os valores encontram-se abaixo do limite suportado.

2. Eixos espaçadores com a carga do peso da perna

Assim como a placa inferior, é importante validar a consequência da carga nas flanges de apoio dos eixos espaçadores devido ao peso de 50Kg da perna. Na figura 50 também foi aplicado a carga de 500N na face que apoia o rolamento, e configurou-se como ponto fixo, as quatro arestas dos eixos que são apoiadas pelo anel elástico.

Figura 50: Eixos espaçadores recebendo carga de apoio do rolamento



Fonte: Autoria própria.

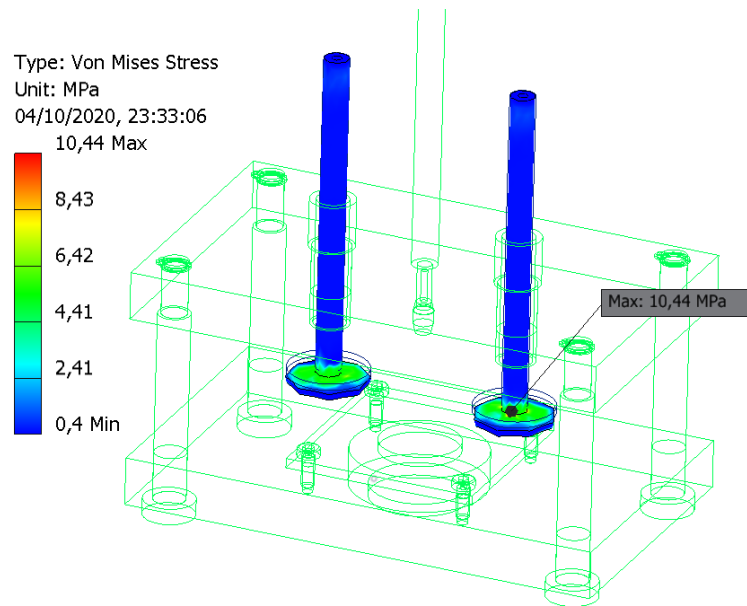
É possível visualizar na figura que a tensão máxima foi de 60.33 MPa e ocorreu na aresta do eixo onde está a fixação do anel elástico. Novamente o valor é inferior a tensão máxima de escoamento do alumínio.

3. Limitadores com a carga do peso da perna e da estrutura do elevador

Quando a estrutura atinge o limite de deslocamento vertical para baixo, ou ainda quando ocorre alguma falha, as flanges dos limitadores recebem toda a carga do peso da perna e do peso da estrutura, esta carga ainda se mantém próxima dos 500N. Assim faz-se necessário a validação da consequência dessas cargas nas flanges dos limitadores.

Na figura 51 foi aplicado a carga de 250N em cada face superior das flanges que apoiam a estrutura, e configurou-se como ponto fixo, as faces superiores dos eixos dos limitadores que estão fixadas na base de apoio.

Figura 51: Limitadores recebendo a carga do peso da perna e estrutura do elevador



Fonte: Autoria própria.

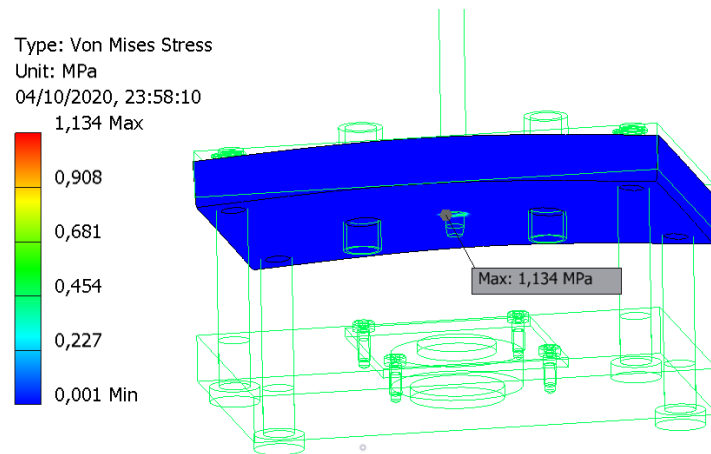
Novamente, o valor máximo de 10.44 MPa, que ocorreu na aresta entre a face da flange e o eixo, é inferior a tensão máxima de escoamento do alumínio.

4. Placa superior com a carga do peso da perna e da estrutura do elevador

Por fim, quando o cabo *bowden* desloca verticalmente para cima, a placa superior recebe toda a carga do peso da estrutura em seus quatro pontos de apoio dos eixos espaçadores. Realizou-se uma análise da consequência dessa carga.

Na figura 52 foi aplicado a carga de 500N distribuída nas quatro arestas de apoio dos eixos espaçadores, e configurou-se como ponto fixo a aresta de contato da ponta do cabo *bowden*.

Figura 52: Placa superior recebendo a carga do peso da perna e estrutura do elevador



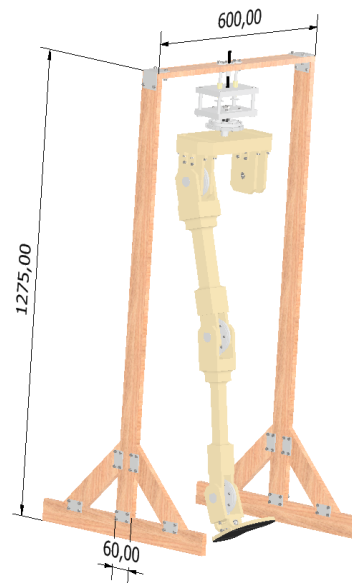
Fonte: Autoria própria.

O valor máximo atingido foi de 1.134 MPa, que ocorreu na aresta de contato entre a placa inferior e a ponta do cabo *bowden*, este valor é muito inferior a tensão máxima de escoamento do alumínio.

5.2.1.2 Base de apoio

Para suportar a estrutura da perna e mantê-la ereta, foi desenvolvido uma base de apoio com madeira. As dimensões escolhidas se adequavam para um bom volume de trabalho, uma vez que a perna terá aproximadamente 330mm de largura e cerca de 1m entre a articulação do umbigo à base do pé. Além disso, era necessário um espaço para a estrutura do elevador e seu deslocamento. Assim, obteve-se a base de apoio com as dimensões apresentadas na figura 53.

Figura 53: Dimensões do projeto mecânico da base de apoio



Fonte: Autoria própria.

Os componentes utilizados para o projeto da base de apoio consistem em: tirantes de madeira com espessura de 15mm, chapas metálicas para conexão das peças de madeira, e, como já mencionado no detalhamento do elevador, há dois eixos limitadores apoiados e ainda um tubo guia para o cabo *bowden*.

Análise de esforços

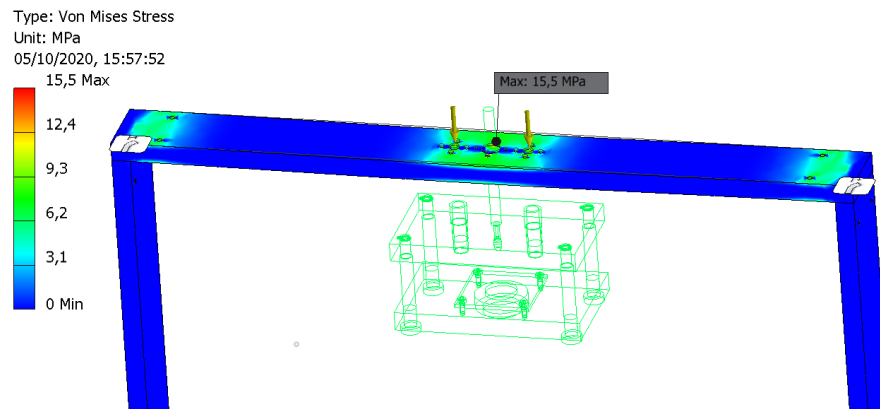
Foram analisados alguns dos principais esforços que podem ocorrer para validar se a solução proposta encontra-se dentro dos limites de resistência dos materiais.

1. Tirante de madeira superior com a carga do peso da estrutura

Peças de madeira, devido sua anisotropia, possuem resistências que variam desde o lote de fabricação, espécie de árvore, condições de crescimento, etc. Ainda assim, buscou-se validar se os esforços dessa solução excediam valores mínimos encontrados na literatura.

Na figura 54 foi aplicado a carga de 500N distribuída nos dois pontos de apoio na madeira onde são fixados os eixos limitadores do elevador.

Figura 54: Tirante superior de madeira recebendo a carga do peso da estrutura



Fonte: Autoria própria.

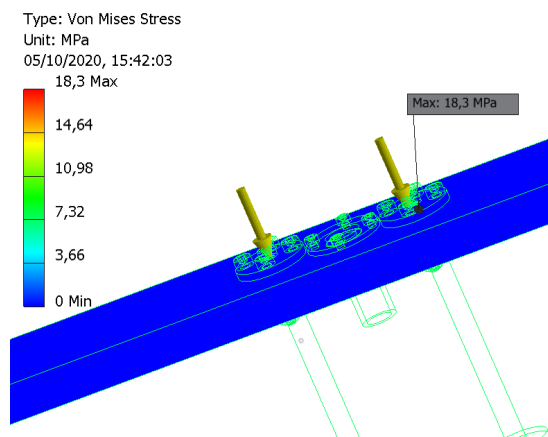
Embora não haja um valor único de limite de escoamento, os valores mínimos de ensaios como os realizados por Sartor [75] indicam uma resistência de pelo menos 50 MPa. Assim, o valor de 15.5 MPa calculado na simulação está muito inferior ao limite.

2. Flange do limitador com a carga do peso da estrutura

Assim como as outras análises, as flanges que fixam na madeira os eixos limitadores recebem a carga do peso da estrutura, de forma que é necessário validar o seu limite.

Na figura 55 foi aplicado a carga de 500N distribuída nos dois pontos de apoio na flange em que se posiciona a fixação dos eixos limitadores.

Figura 55: Flange superior do eixo limitador recebendo a carga do peso da estrutura



Fonte: Autoria própria.

As flanges serão de alumínio 6061-T6 como o resto do projeto, assim, o valor de 18.3 MPa está com segurança abaixo do limite de escoamento deste alumínio.

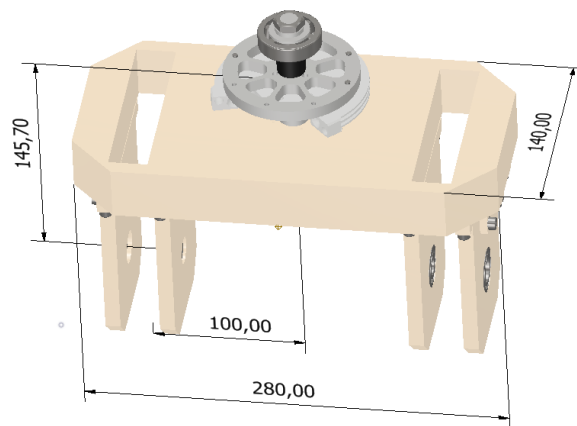
5.2.2 Rotação medial

A rotação medial baseia-se na rotação no plano transversal de todo o quadril, dessa forma, a peça da pélvis foi desenvolvida de modo a permitir sua completa rotação em torno de seu próprio eixo.

5.2.2.1 Pélvis

Assim, seguindo como limitante as dimensões da literatura supracitadas, foi desenvolvido a peça da pélvis apresentada na figura 56. O comprimento da pélvis é de aproximadamente 330mm e a largura é de 220mm, procurou-se manter a peça com dimensões menores para que fosse possível incluir o revestimento e ainda estar dentro das dimensões esperadas.

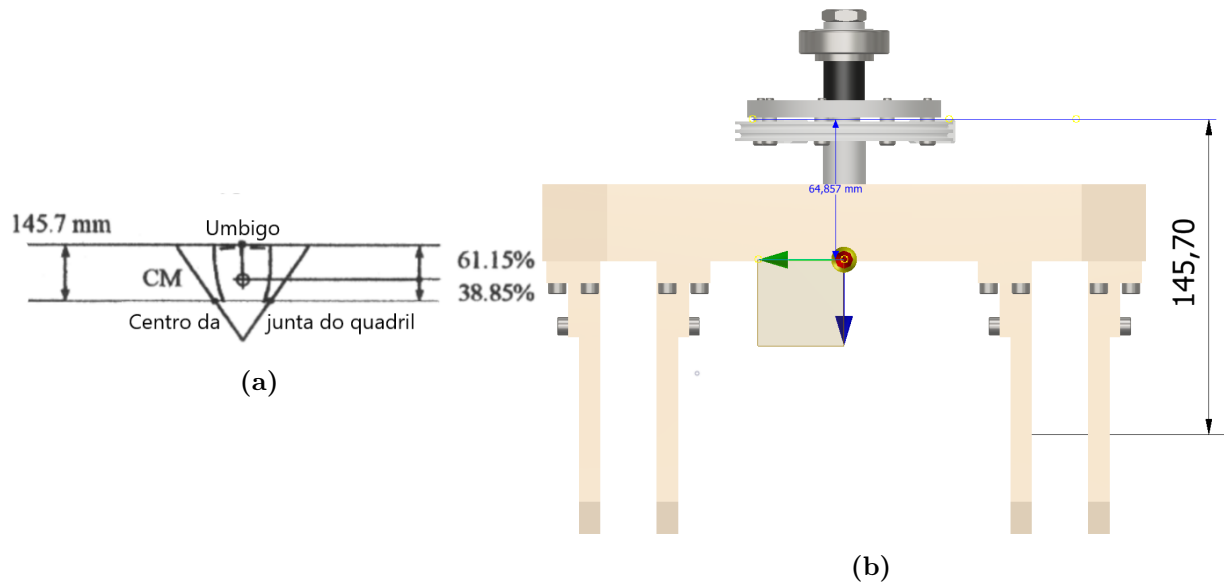
Figura 56: Dimensões do projeto mecânico da pélvis



Fonte: Autoria própria.

Ainda, foi respeitada as dimensões antropomórficas em relação à distância entre as articulações e a peça também segue o centro de massa da literatura, as figuras 57a e 57b mostram um comparativo. A medida em preto representa a distância entre as articulações; e a medida azul representa a distância do centro de massa, que na figura é a esfera amarela, em relação a articulação superior.

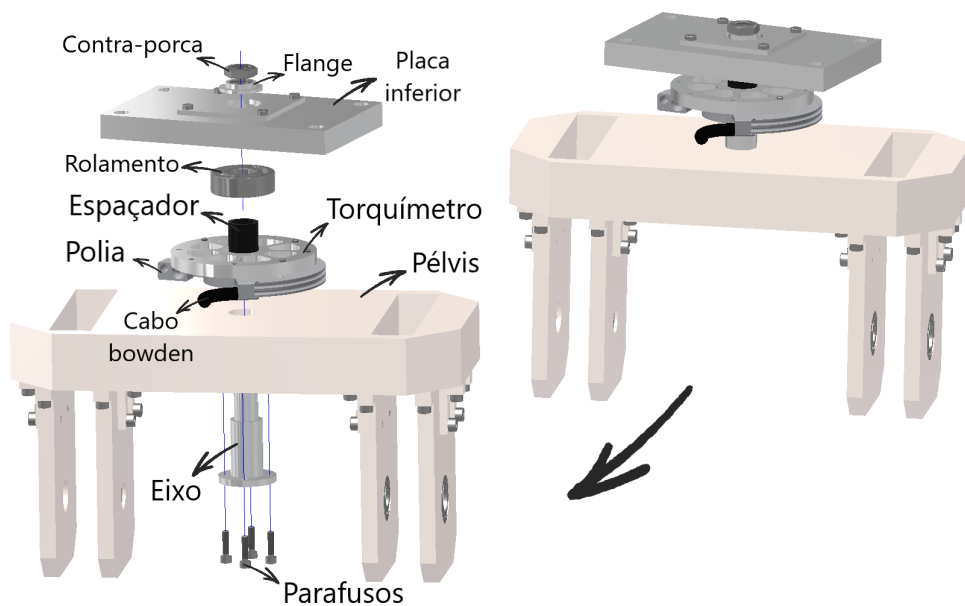
Figura 57: a) Distâncias da literatura entre os centros das articulações do umbigo ao quadril b) Distâncias do projeto mecânico entre os centros das articulações do umbigo ao quadril



Fonte: a) adaptado de De Leva [52] e b) Autoria própria.

Para contemplar o movimento de rotação medial do quadril, foi proposto a solução representada na figura 58. Diferente do mecanismo padronizado de junta ativa das demais articulações que foi apresentado anteriormente, esta junta rotaciona no plano transversal, além disso ela está conectada ao sistema de elevação.

Figura 58: Esquemático da solução do movimento de rotação medial do quadril



Fonte: Autoria própria.

Os componentes da solução serão detalhados a seguir.

- Eixo

Responsável pela transmissão do torque advindo do torquímetro para a peça da pélvis. Além disso, o eixo possui uma flange que apoia a estrutura da pélvis verticalmente.

- Parafusos

Responsáveis por travar o eixo na pélvis.

- Pélvis

Representa toda a estrutura mecânica equivalente ao quadril do corpo humano. Essa peça é solidária ao eixo e está também conectada na coxa da perna, de forma que quando o cabo *bowden* aplica rotação ao eixo, todo o conjunto rotaciona no plano transversal.

- Conjunto Polia + Torquímetro

Como já explicado anteriormente, recebe a tração do cabo *bowden* e converte em torque que será aplicado pelo torquímetro ao eixo.

- Espaçador

Limita as posições axiais dos componentes do eixo.

- Rolamento

Diferente das outras montagens, este eixo não possui bi-apoio em rolamentos, assim, este único rolamento precisa garantir a livre rotação do eixo e também suportar todo o peso da estrutura da perna axialmente.

- Flange

Responsável por travar axialmente o eixo na face superior do rolamento. Como o rolamento está apoiado em sua face inferior pela placa do sistema de elevação, o aperto desta flange garante imobilidade axial do rolamento e conseqüentemente do eixo.

- Contra-porca

Como a fixação do rolamento é feita por uma flange rosqueada ao eixo, e este está em constante rotação, foi selecionado uma contra-porca que não permitisse o desrosqueamento desse sistema de fixação durante funcionamento.

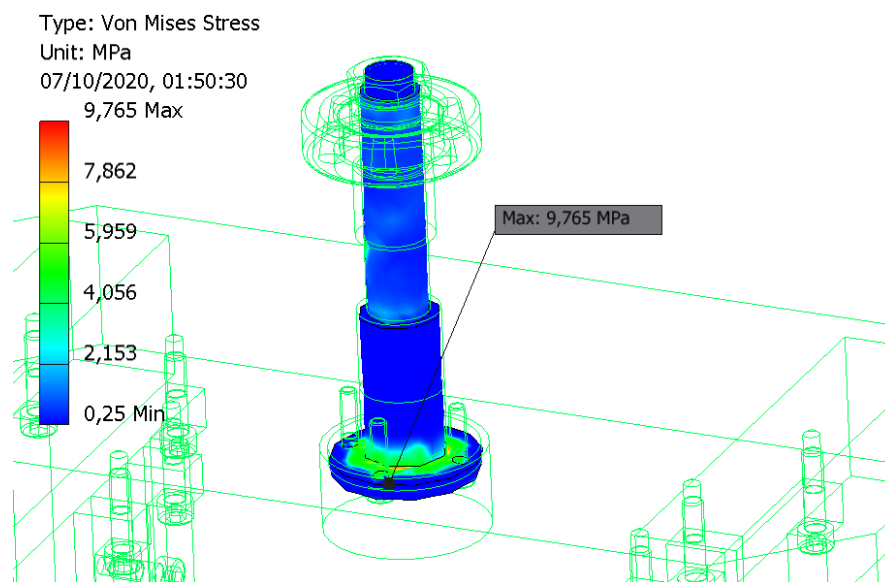
Análise de esforços Como essa junta difere do sistema padronizado já apresentado anteriormente, é importante que sejam analisadas as especificidades dos esforços de carga desta solução.

1. Flange inferior do eixo com a carga do peso da estrutura

Para realizar o movimento de rotação, parte-se do planejamento que toda a estrutura do quadril, e conseqüentemente da perna, esta solidária eixo. Assim, a flange inferior do eixo que apoia a pélvis recebe em sua face todo o peso da estrutura.

Na figura 59 foi aplicado a carga de 500N distribuída na face superior da flange do eixo, e manteve-se o eixo fixado em sua extremidade superior.

Figura 59: Flange inferior do eixo recebendo a carga do peso da estrutura



Fonte: Autoria própria.

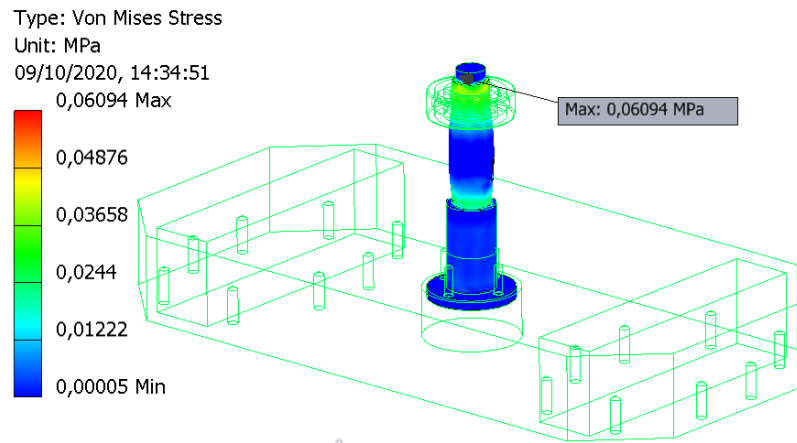
Como nos outros casos, o eixo será fabricado em alumínio 6061-T6, de forma que o valor de 9.765 MPa está abaixo do limite com segurança.

2. Torção no eixo devido ao torque do conjunto polia + torquímetro

Foi pesquisado na literatura que o torque no movimento de rotação medial dessa junta é de aproximadamente 30 N.m, dessa forma é necessário validar se o eixo suporta essa carga sendo aplicada pelo torquímetro.

Na figura 60 foi aplicado no eixo um momento de 30 N.m na face de fixação do torquímetro, e manteve-se a flange do eixo travada nos quatro pontos de fixação dos parafusos que o mantém solidário à pélvis.

Figura 60: Eixo da junta da cintura recebendo o torque do *Power Pack*



Fonte: Autoria própria.

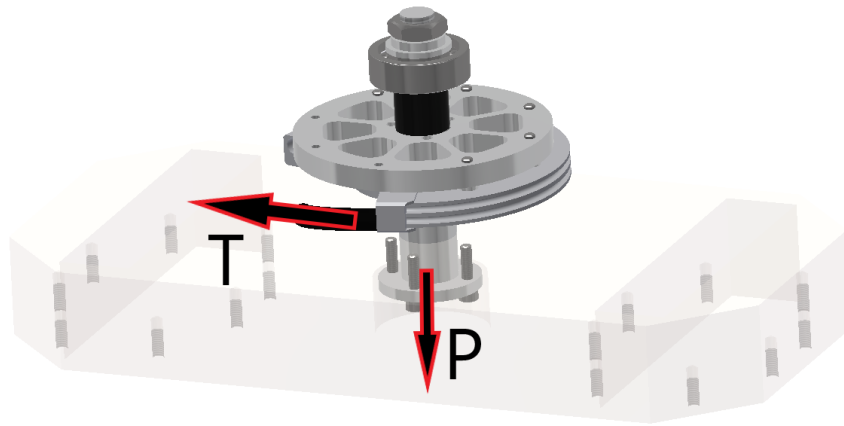
Novamente, o valor calculado, 0.06094 MPa, está com segurança abaixo do limite de escoamento deste alumínio.

Seleção de rolamento

Diferente dos rolamentos utilizados nas juntas de flexão/extensão, o rolamento da cintura deverá suportar cargas axiais. Inicialmente estudou-se utilizar rolamentos cônicos ou de contato angular devido a sua capacidade elevada para cargas axiais, no entanto, estes rolamentos são normalmente utilizados em pares, o que exige um espaço maior para sua fixação e além disso eles possuem preço elevado. Assim, procurou-se obter um rolamento de maior robustez mas que ainda fosse da família de rolamentos rígidos de esferas.

Como critério de carga, o rolamento deveria ser capaz de suportar o torque aplicado na junta, que como já apresentado é de aproximadamente 30 N.m, e ainda suportar a carga axial de 500 N, referente ao peso da estrutura. A figura 61 apresenta as forças que causam reação no rolamento, sendo a força T decorrente da tração do cabo *bowden* e P a força axial devido ao peso da perna.

Figura 61: Forças que causam reações no rolamento da cintura



Fonte: Autoria própria.

Outra limitação era em relação a seu diâmetro, que deveria ser de 15 mm pois o eixo possui esta dimensão devido ao torquímetro e polia.

Por fim, como já citado anteriormente, foi utilizado como base o catálogo da SKF, por uma questão de padronização, além de se manter em rolamentos vedados e de baixo custo.

Assim, resume-se os critérios de seleção para este rolamento:

1. Diâmetro interno de 15 mm.
2. Suportar as reações relativas a tração do cabo *bowden* e a força axial do peso da estrutura.
3. Estar disponível no catálogo da empresa SKF, ter bom preço e ser vedado.

A partir destes critérios, realizou-se uma busca no catálogo da SKF, e foi pré-selecionados o rolamento: 6202 2RSL. Utilizando a própria ferramenta de seleção de rolamentos disponibilizada pela SKF, figura 62, os rolamentos foram validados e obteve-se ainda um fator de segurança de 6.45.

Figura 62: Validação dos rolamentos por meio da ferramenta *SKF Bearing Select*



Fonte: adaptado de SKF [74]

As entradas de forças foram baseadas no cenário descrito acima. Como é possível observar, o rolamento selecionado atende aos requisitos de carga. Suas características são:

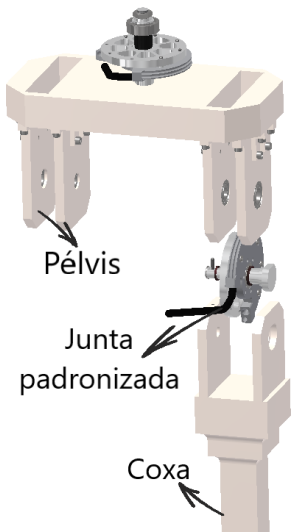
Rolamento	Diâmetro interno	Carga dinâmica C	Empresa
6202 2RSL	15 mm	8060 N	SKF

Fonte: Autoria própria.

5.2.3 Flexão/Extensão

Para realizar a flexão/extensão do quadril, foi utilizado o sistema da junta padronizada. Assim, esta junta faz a conexão entre o membro superior, pélvis, e o membro inferior, coxa, como na figura 63.

Figura 63: Esquemático da solução do movimento de flexão/extensão do quadril



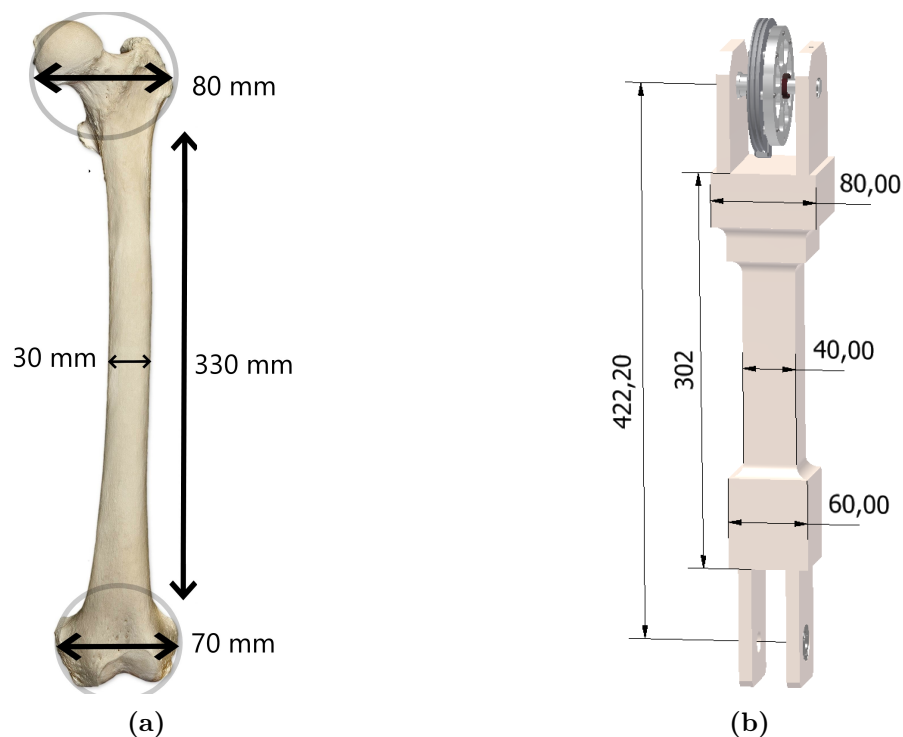
Fonte: Autoria própria.

5.2.3.1 Coxa

Com o objetivo de se manter sempre na solução mais biomimética possível, projetou-se os membros da perna seguindo dimensões de estrutura óssea. Assim, a geometria do segmento da coxa baseou-se nas medidas do osso do fêmur. Utilizando principalmente as referências [76], [77], [78] e [79], definiu-se na figura 64a o fêmur com as dimensões de interesse aproximadas. Em paralelo, na figura 64b, tem-se o projeto mecânico do segmento da coxa, cuja estrutura buscou se aproximar do fêmur humano.

Como é possível notar as dimensões foram ligeiramente alteradas para melhor adaptação ao projeto mecânico. Por exemplo, a estrutura selecionada foi de perfil quadrado, pois cilindros seriam de difícil usinagem e fixação dos componentes. O diâmetro do eixo foi aumentado para 40mm de forma a ter mais robustez mecânica. O fêmur possui uma ligeira inclinação em seu posicionamento no corpo humano, no entanto, o projeto mecânico da perna prevê um seguimento alinhado verticalmente, assim, o eixo teve seu comprimento reduzido. Por fim, as cabeças superiores e inferiores do fêmur foram ajustadas para permitir o espaço do revestimento e ainda acomodar todos os componentes da junta.

Figura 64: a) Dimensões aproximadas da literatura do osso do fêmur b) Dimensões do projeto mecânico do segmento da coxa

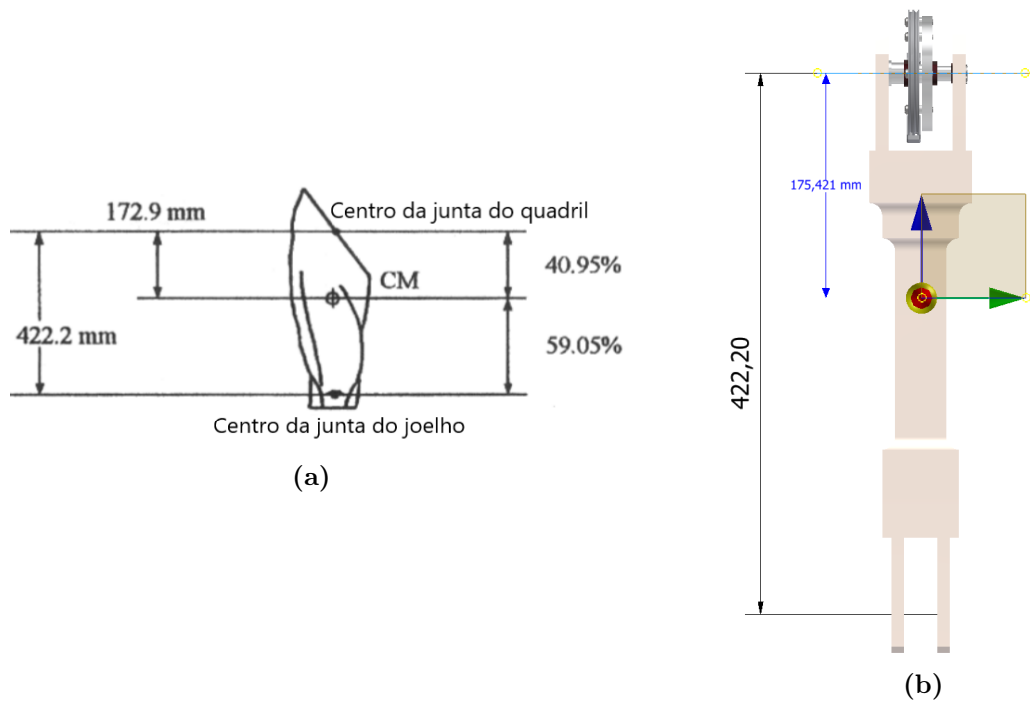


Fonte: a) adaptado de Osteoporosis Institute [80] e b) Autoria própria.

Além disso, como já mencionado, foram respeitadas as distâncias entre os centros das articulações e também a posição do centro de massa, as figuras 65a e 65b mostram um

comparativo seguindo o mesmo padrão de cores já mencionado: dimensão em cor preta representa as distância entre as articulações, dimensão em azul representam a posição do centro de massa que é representado pela esfera amarela.

Figura 65: a) Distâncias da literatura entre os centros das articulações do quadril ao joelho b) Distâncias do projeto mecânico entre os centros das articulações do quadril ao joelho



Fonte: a) adaptado de De Leva [52] e b) Autoria própria.

As análises de esforços relevantes ao membro da coxa consistem na cargas de apoio, dos rolamentos das juntas padronizadas, na parede do membro e portanto já foram realizadas na verificação da junta padronizada.

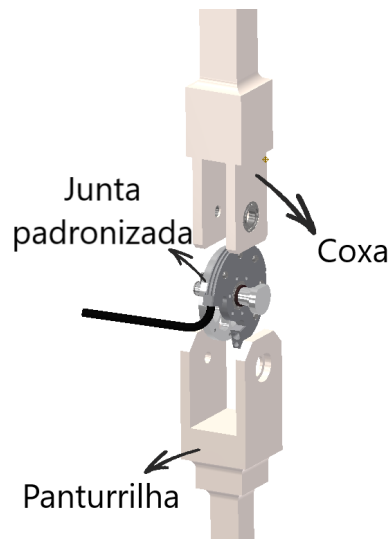
5.3 Junta do joelho

No joelho foi projetado apenas o movimento de flexão/extensão no plano sagital.

5.3.1 Flexão/Extensão

Para realizar a flexão/extensão do joelho também foi utilizado o sistema da junta padronizada. Assim, fez-se a conexão entre o membro superior, segmento da coxa, e o membro inferior, segmento da panturrilha, como na figura 66.

Figura 66: Esquemático da solução do movimento de flexão/extensão do joelho



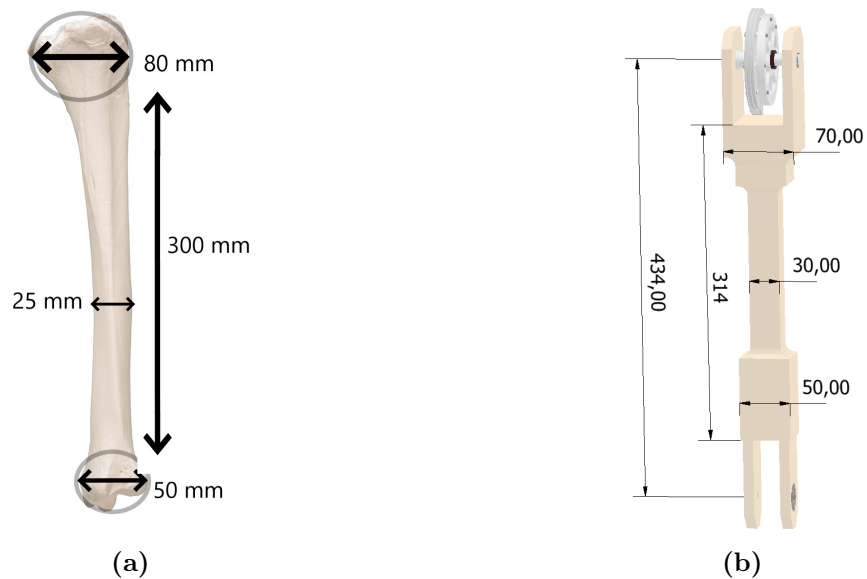
Fonte: Autoria própria.

5.3.1.1 Panturrilha

Assim como o segmento da coxa buscou assemelhar-se ao fêmur, o segmento da panturrilha buscou ter geometria próxima à do osso da tíbia. Usando como referência [77] e [81] definiu-se a figura 67a com as dimensões aproximadas da literatura nos locais de interesse da geometria e em paralelo na figura 67b está o projeto mecânico do segmento da panturrilha e suas dimensões.

Verifica-se que as dimensões estão próximas entre o projeto mecânico e a literatura, as alterações realizadas são por razões de melhor resistência mecânica, dimensão mínima dos componentes, como no caso do local onde está a junta, ou ainda por facilidade de usinagem. Assim como no segmento da coxa, foi avaliado a redução de algumas medidas para posterior espaço disponível para o revestimento.

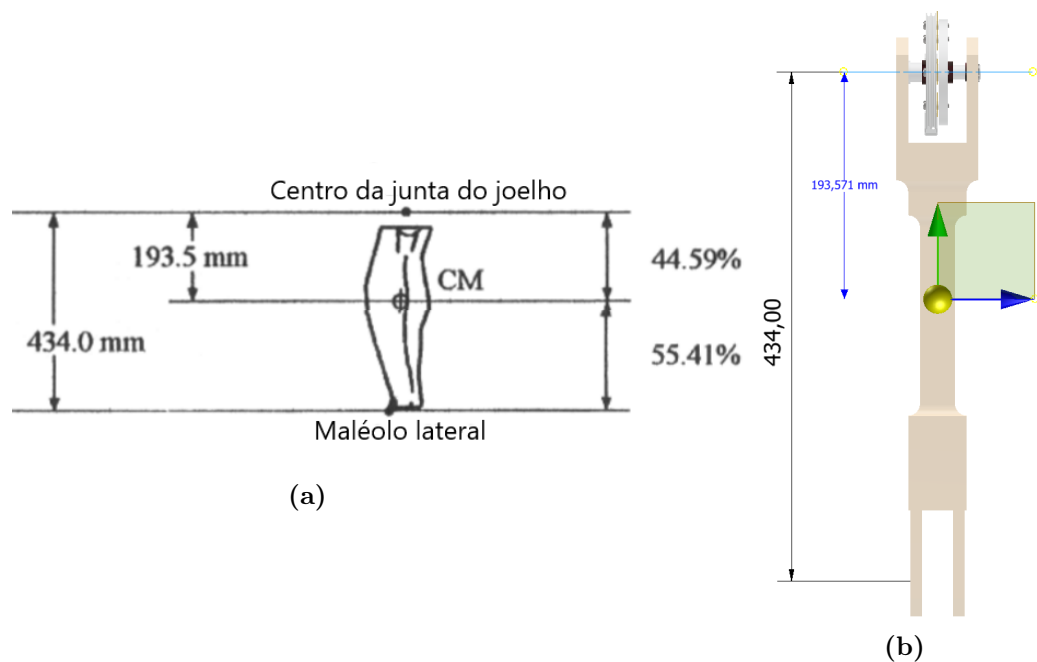
Figura 67: a) Dimensões aproximadas da literatura do osso da tíbia b) Dimensões do projeto mecânico do segmento da panturrilha



Fonte: a) adaptado de 3BS Scientific [82] e b) Autoria própria.

Novamente, foram respeitadas as distâncias entre os centros das articulações e também a posição do centro de massa, as figuras 68a e 68b mostram o comparativo com o mesmo padrão de cores.

Figura 68: a) Distâncias da literatura entre os centros das articulações do joelho ao pé (maléolo lateral) b) Distâncias do projeto mecânico entre os centros das articulações do joelho ao pé (maléolo lateral)



Fonte: a) adaptado de De Leva [52] e b) Autoria própria.

A análise de esforço relevante à essa peça consiste na carga de apoio do rolamento da

junta padronizada, sendo assim, já foi realizada.

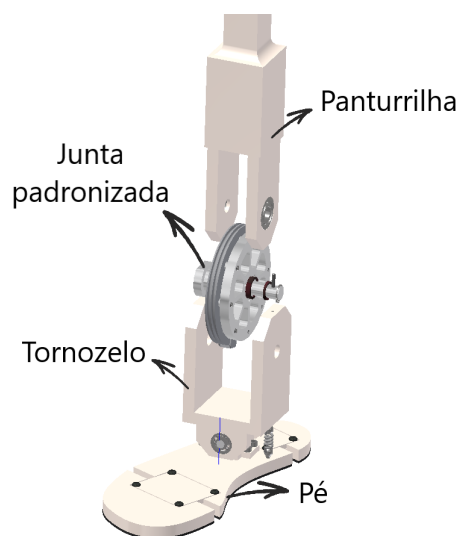
5.4 Juntas do pé e tornozelo

Assim como na junta do quadril, o módulo mecânico desenvolvido para o conjunto pé + tornozelo precisaria ser apto à realizar mais de um movimento, sendo eles: flexão/extensão do tornozelo, inversão/eversão do tornozelo e flexão/extensão do metatarso e calcanhar.

5.4.1 Flexão/Extensão do tornozelo

A flexão/extensão do tornozelo, a única junta ativa do complexo do pé + tornozelo, também foi realizada por meio do sistema da junta padronizada. Assim, fez-se a conexão entre o membro superior, segmento da panturrilha, e o membro inferior, tornozelo, como na figura 69.

Figura 69: Esquemático da solução do movimento de flexão/extensão do tornozelo



Fonte: Autoria própria.

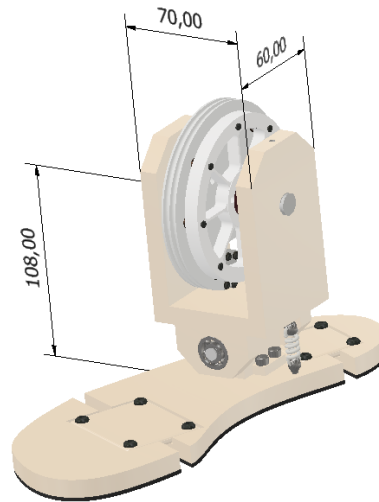
5.4.1.1 Tornozelo

No desenvolvimento da perna, o elemento que teve o maior limite de tamanho foi o tornozelo. A junta ativa padronizada, que já foi apresentada anteriormente na figura 41, foi projetada com o comprimento mínimo possível, 70 mm, que houvesse espaço para: parede do membro inferior e superior, espaçadores para evitar atrito de metal com metal,

polia e torquímetro. Assim, para o tornozelo utilizar o mecanismo padronizado, suas dimensões ficaram limitadas também à esta medida.

Embora este valor ainda esteja dentro das dimensões médias apresentadas por Winter [53] na figura 23a, surge uma preocupação pois o espaço para a estrutura que recobre o membro metálico fica prejudicado nessa região. Melhorias futuras neste projeto podem ser iniciadas com a proposta de uma atuação específica para o tornozelo que seja capaz de reduzir as dimensões atuais. A figura 70 apresenta a peça desenvolvida para o tornozelo que realiza o acoplamento da panturrilha ao pé e permite o movimento de flexão/extensão do tornozelo.

Figura 70: Dimensões do projeto mecânico do tornozelo

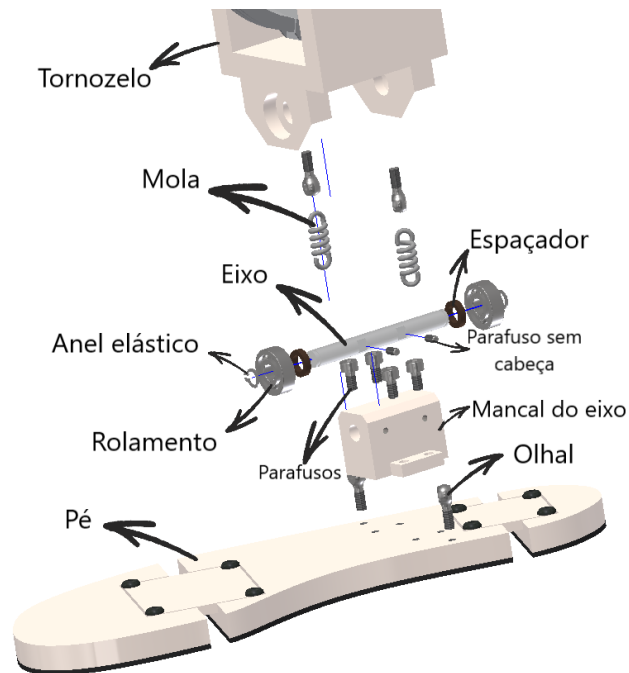


Fonte: Autoria própria.

5.4.2 Inversão/Eversão do tornozelo

A solução encontrada para realizar o movimento de inversão/eversão do tornozelo está representada na figura 71. Esta junta é passiva, assim, o seu movimento se baseia na própria liberdade de movimento que ela possui, sendo possível rotacionar o tornozelo conforme a gravidade ou ajustes quando ocorre o toque ao solo. Um importante fator é o uso de mola para evitar o excesso de rotação durante o movimento, pois, a mola tende o tornozelo a voltar à sua posição original.

Figura 71: Esquemático da solução do movimento de inversão/eversão do tornozelo



Fonte: Autoria própria.

Os componentes da solução serão detalhados a seguir.

- Pé

Responsável pelo apoio ao mancal do eixo e fixação dos olhais inferiores.

- Olhal

Possui a função de fixar as extremidades da mola, de forma a mantê-las tensionadas.

- Mola

Responsável por retornar a base do pé a posição paralela a face do tornozelo, ou seja, embora o movimento de inversão/eversão seja permitido, essa mola tem função de retorná-lo à posição original.

- Mancal do eixo

Apoia o eixo de forma que este rotacione solidário à base do pé.

- Eixo

Permite a rotação entre o tornozelo e a base do pé, realizando assim, o movimento de inversão/eversão.

- Parafuso sem cabeça

Mantém o eixo travado, de forma que ele não possa rotacionar em relação ao mancal do eixo.

- Espaçador

Posiciona o eixo axialmente em relação ao mancal e o tornozelo.

- Rolamento

Responsável por permitir que o eixo gire em relação ao tornozelo.

- Anel elástico

Trava axialmente o movimento do eixo.

- Tornozelo

Está ligado ao sistema por meio das paredes de apoio e rolamento, dessa forma consegue rotacionar em relação à base do pé.

Análise de esforços

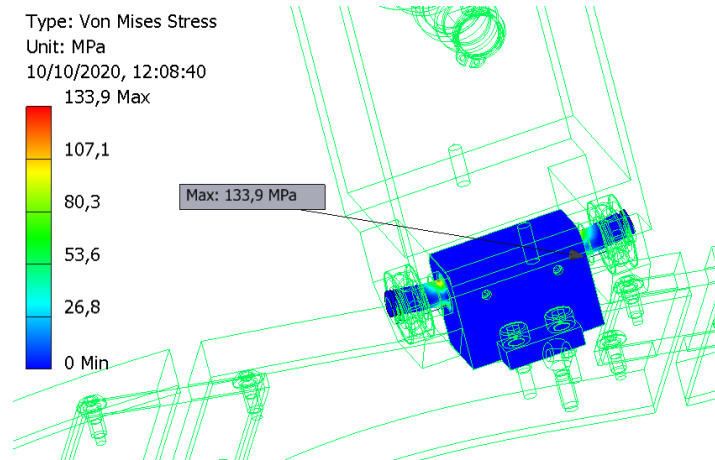
Fez-se necessário a análise de esforços em alguns componentes dessa solução para garantir que seu funcionamento está de acordo.

1. Eixo de inversão/eversão recebe carga de torque do tornozelo e peso da estrutura

Como o eixo está localizado na parte mais inferior da perna, ele recebe a carga de toda a estrutura superior, obtendo assim uma carga de 500N. Além disso, a polia da junta de flexão/extensão recebe tração do cabo e transmite essa força para o eixo de inversão/eversão, dessa forma, o eixo recebe a tração equivalente ao torque máximo possível nessa junta, que é de 109Nm, a tração equivalente é de aproximadamente 2500N.

Na figura 72 foi aplicado a carga de 500N somada a carga de 2180N distribuída na posição de apoio dos rolamentos no eixo, além disso, manteve-se o mancal com sua face interna fixada, de forma que o eixo tinha essa região travada.

Figura 72: Eixo de inversão/eversão recebendo carga vertical de tração e peso da estrutura



Fonte: Autoria própria.

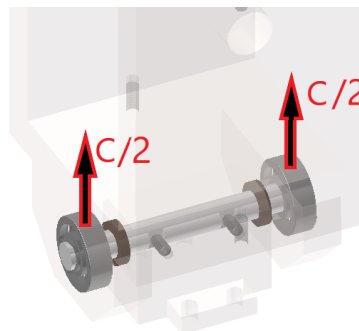
Como nos outros casos, o eixo será fabricado em alumínio 6061-T6, de forma que o valor de 133.9 MPa, embora elevado, ainda está abaixo do limite com segurança.

Seleção de rolamento

Este sistema apoia o eixo em rolamentos para ter o movimento de inversão/eversão liberado. No entanto, uma dificuldade nessa configuração era a limitação da dimensão do eixo e consequentemente dos rolamentos, pois, quanto maior o eixo mais alto se tornava o pé, se afastando do biomimetismo.

Assim, o rolamento recebe a mesma carga que o eixo, simulada na seção anterior, como mostra a figura 73.

Figura 73: Forças que causam reações no rolamento de inversão/eversão do pé.



Fonte: Autoria própria.

Outra limitação dos rolamentos além das carga é em relação ao seus diâmetros, pois, o eixo possui diâmetro de 7 mm de forma que o rolamento deve possuir esse diâmetro interno.

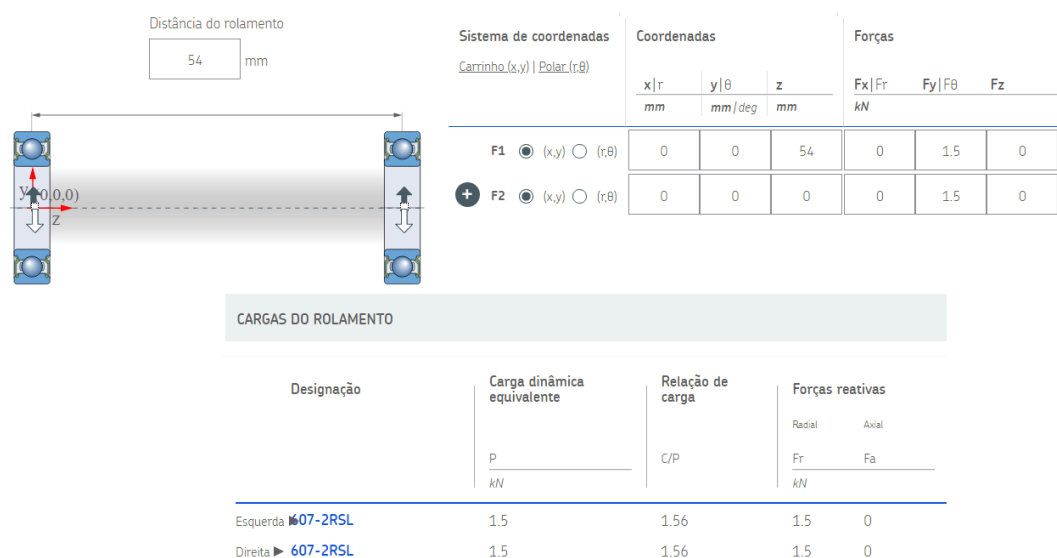
Novamente, a parede tem espessura de 10mm, de forma que a largura máxima do rolamento se limita à 8mm, já que valores acima não permitiriam que a parede tiesse uma aba de limitação axial do rolamento.

Por fim, como já citado anteriormente, foi utilizado como base o catálogo da SKF, por uma questão de padronização, além de se manter em rolamentos vedados e de baixo custo. Assim, resume-se os critérios de seleção para este rolamento:

1. Diâmetro interno de 7 mm.
2. Largura máxima de 8 mm.
3. Suportar as reações relativas a tração do cabo *bowden* e a força vertical do peso da estrutura.
4. Estar disponível no catálogo da empresa SKF, ter bom preço e ser vedado.

A partir destes critérios, realizou-se uma busca no catálogo da SKF, e foi pré-selecionados o rolamento: 607 2RSL. Utilizando a própria ferramenta de seleção de rolamentos disponibilizada pela SKF, figura 74, os rolamentos foram validados e obteve-se ainda um fator de segurança de 1.56.

Figura 74: Validação dos rolamentos por meio da ferramenta *SKF Bearing Select*



Fonte: adaptado de SKF [74]

As entradas de forças foram baseadas no cenário descrito acima. Como é possível observar, o rolamento selecionado atende aos requisitos de carga. Suas características são:

Rolamento	Diâmetro interno	Carga dinâmica C	Empresa
607 2RSL	7 mm	2340 N	SKF

Fonte: Autoria própria.

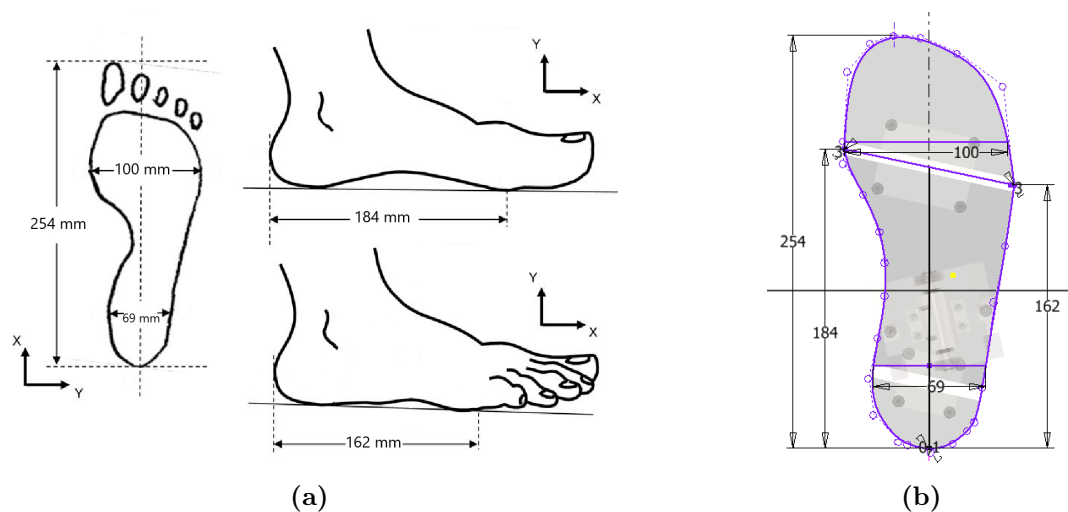
5.4.3 Flexão/Extensão do metatarso e calcanhar

Para realizar o movimento de flexão/extensão tanto do metatarso quanto do calcanhar foi avaliado a solução apresentada na figura 77. A ideia se baseia na deformação de uma fina placa de aço mola quando solicitada pela junta do tornozelo, assim, o pé irá possuir uma área maior de contato com o solo nas situações de interesse, como demonstrado nas figuras 16a e 16b.

5.4.3.1 Pé

Para a geometria do pé este projeto também buscou mimetizar o corpo humano, no entanto, como o pé não possuía um osso único que o caracterizasse e também seu revestimento não possui espessura elevada, foi utilizado as próprias dimensões da base do pé humano para sua adaptação mecânica. Baseando-se principalmente na referência [83], cujas dimensões de interesse do pé estão apresentadas na figura 75a, recriou-se no projeto mecânico a projeção plana do pé, apresentada na figura 75b.

Figura 75: a) Dimensões aproximadas da literatura da base do pé b) Dimensões do projeto mecânico da base do pé



Fonte: a) adaptado de O'Meara [83] e b) Autoria própria.

Além disso um importante fator do pé é que durante a marcha ele possui um ângulo em relação ao plano sagital do corpo, este ângulo é chamado de ângulo de progressão do pé (APP) [84]. De acordo com Muller um valor médio deste ângulo é de 12.5° , de forma que o passo segue a geometria apresentada na figura 76a. Assim, foi mimetizado esse ângulo por meio da inclinação do mancal de suporte que liga o tornozelo, que está no sentido do plano sagital, à base do pé, que está portanto angulada em relação ao plano sagital. O projeto mecânico pode ser visualizado na figura 76b.

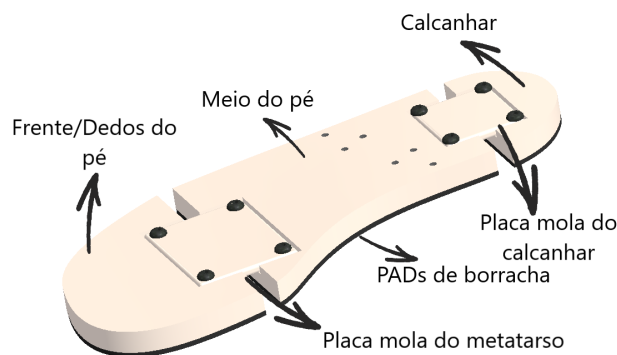
Figura 76: a) Dimensões do ângulo de progressão do pé segundo a literatura b) Dimensões do projeto mecânico do ângulo de progressão do pé



Fonte: a) adaptado de Muller [84] e b) Autoria própria.

A solução de subdividir o pé em seções com juntas passivas segue o que já foi mencionado por Torricelli [47] de que a combinação de juntas passivas e ativas possuem a melhor eficiência em mimetizar a marcha humana, como demonstrado na figura 33d.

Figura 77: Esquemático da solução da flexão do metatarso e calcanhar



Fonte: Autoria própria.

Os componentes da solução serão detalhados a seguir.

- Frente/Dedos do Pé

Fornece maior área de contato do pé com o solo na fase de pré-balanço.

- Placa mola do metatarso

Tem função de deformar/rotacionar em torno de si mesma, de forma que o pé possa formar ângulo em relação ao solo e manter uma parte em contato.

- Meio do pé

Compõe a geometria base do pé, junto com as outras peças e ainda tem função de apoiar as placas molas e fixar o mancal do eixo.

- PADS de borracha

Amortecem o contato do pé ao chão, reduzindo possíveis ruídos dos choques, além de biomimetizar o caminhar humano.

- Placa mola do calcanhar

Assim como a placa do metatarso, tem a função de deformar e permitir rotação, assim o calcanhar continua tocando o solo, mesmo com inclinação do tornozelo.

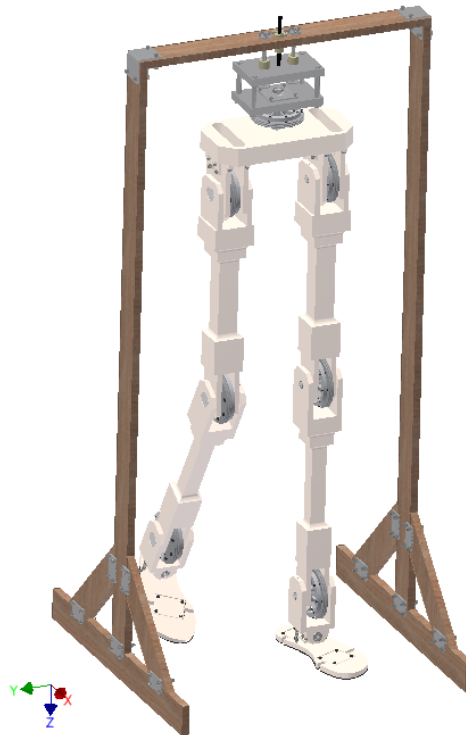
- Calcanhar

Faz o contato inicial do pé com o solo, permite melhor acomodação do passo e torna o movimento mais biomimético.

5.5 Design final da perna robótica

Assim, o conjunto final da perna robótica com todos os módulos acoplados pode ser visto na figura 78.

Figura 78: Design final da perna robótica



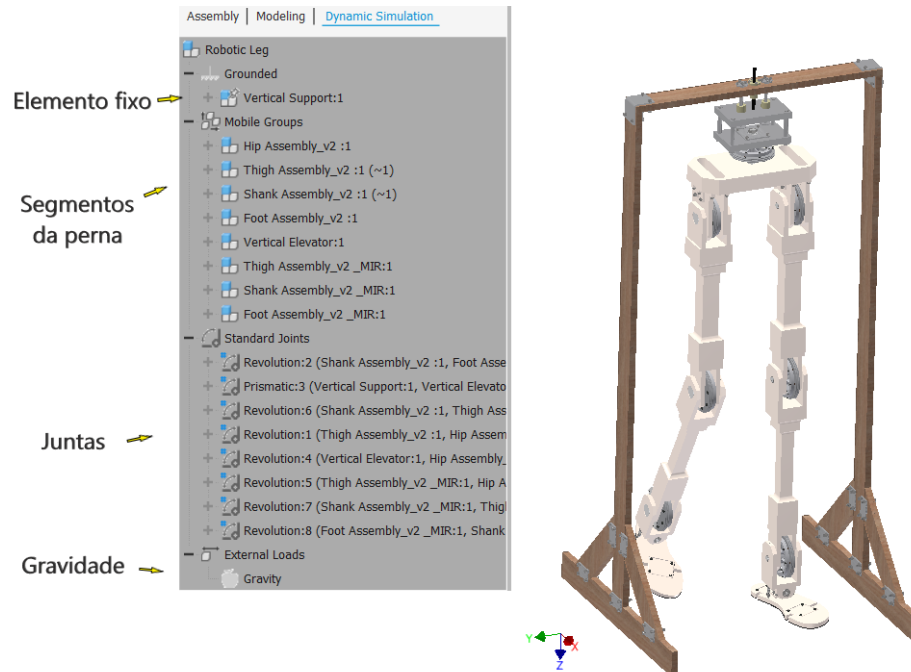
Fonte: Autoria própria.

5.5.1 Simulação

Para melhor visualização do mecanismo desenvolvido foi realizada uma simulação no software *Autodesk Inventor*[®] utilizando a ferramenta de **Simulações Dinâmicas**.

Na figura 79 está apresentado as configurações para a simulação, sendo que o **elemento fixo** corresponde à base de apoio em madeira, os **segmentos das pernas** são os subsistemas do Quadril, Coxa, Panturrilha, Pé e Elevador tanto da perna esquerda quanto da direita, as **juntas** correspondem às articulações ativas e passivas inclusive à junta prismática do quadril e por fim tem a **gravidade** atuando na simulação.

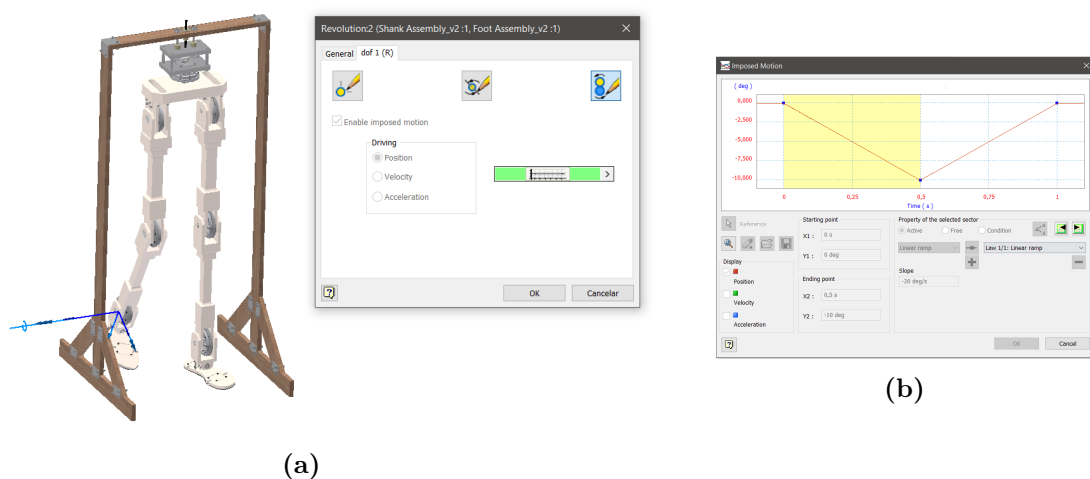
Figura 79: Configuração da simulação dinâmica da perna robótica.



Fonte: Autoria própria.

Para configurar cada junta foi utilizado o recurso de **movimento imposto**, como apresentado na figura 80a, no qual é passado uma sequência de pontos (tempo, posição) que a junta deve realizar, a figura 80b mostra um exemplo de configuração de pontos (tempo, ângulo) da junta de flexão/extensão do tornozelo.

Figura 80: a) Configurações de movimento imposto para simulação da junta de flexão/extensão do tornozelo b) Sequência de pontos (tempo, ângulo) impostos para a junta de flexão/extensão do tornozelo



Fonte: a) e b) Autoria própria.

5.6 Fabricação

No contexto da pandemia, as oficinas mecânicas da universidade limitaram seu funcionamento não sendo possível, até a finalização desta entrega, a fabricação do dispositivo. No entanto, os desenhos de fabricação de todas as peças encontram-se nos apêndices desta monografia.

Além disso, os materiais necessários para fabricação e funcionamento foram listados e, se possível, comprados.

Na tabela 7 está a relação de materiais metálicos que serão utilizados no projeto. Os materiais sinalizados como comprados, já foram entregues e estão disponíveis para fabricação. Os materiais sinalizados como doados pela universidade foram obtidos por doação de materiais excedentes que existem na oficina mecânica do Departamento de Engenharia Mecânica da Escola Politécnica. Por fim, os materiais sinalizados como aguardando compra já foram cotados e estão em espera de verba para finalizar a compra.

Tabela 7: Materiais metálicos necessários para a perna robótica.

Material	Quantidade	Dimensão	Situação
Placa 5052	1	300x300x3mm	Aguardando compra
Tarugo 6061-T6	1	1.9/16"x450mm	Comprado
Tarugo 6061-T6	1	1.3/16"x340mm	Doado pela universidade
Tarugo 6061-T6	1	3/4"x500mm	Doado pela universidade
Tarugo 6061-T6	1	4.1/4"x160mm	Comprado
Placa 6061-T6	1	250x230x15mm	Doado pela universidade
Placa 6061-T6	1	500x280x10mm	Doado pela universidade
Placa 6061-T6	1	300x150x36mm	Comprado
Placa 6061-T6	1	500x80x80mm	Aguardando compra
Placa 6061-T6	1	680x70x70mm	Aguardando compra
Tarugo Bronze	1	1"x120mm	Doado pela universidade
Tarugo Bronze	1	3/8"x100mm	Doado pela universidade

Fonte: Autoria própria.

Na tabela 8 está a relação de todos os rolamentos que serão necessários para o projeto da perna robótica.

Tabela 8: Rolamentos necessários para a perna robótica.

Material	Quantidade	Dimensão	Situação
Rolamento rígido de esferas 6202-2RSL	1	15x35x11	Comprado
Rolamento rígido de esferas 61903-2RS1	3	17x30x7	Comprado
Rolamento rígido de esferas 6001-2RSL	3	12x28x8	Comprado
Rolamento rígido de esferas 61902-2RS1	4	15x28x7	Comprado
Rolamento rígido de esferas 607-2RSL	2	7x19x6	Comprado

Fonte: Autoria própria.

A tabela 9 está a relação de todos os fixadores necessários para o dispositivo da perna, sendo estes compostos por parafusos, porcas, anéis elásticos e olhais. Estes materiais estão aguardando verba para compra e já estão cotados.

Tabela 9: Parafusos, porcas e outros fixadores necessários para a perna robótica.

Material	Quantidade	Dimensão	Aguardando compra
M5 cilíndrico allen	40	M5x30	Aguardando compra
M5 cilíndrico allen	8	M5x25	Aguardando compra
M3 cilíndrico allen	4	M3x20	Aguardando compra
M4 cilíndrico allen	10	M4x25	Aguardando compra
M4 cilíndrico allen	4	M4x10	Aguardando compra
M4 cilíndrico allen	4	M4x16	Aguardando compra
M5 cilíndrico allen	16	M5x20	Aguardando compra
M5 cilíndrico allen	8	M5x12	Aguardando compra
M4 abaulado allen	20	M4x20	Aguardando compra
M4 allen sem cabeça	3	M4x12	Aguardando compra
M3 allen sem cabeça	2	M3x6	Aguardando compra
M4 abaulado allen	8	M4x8	Aguardando compra
M4 cilíndrico allen	4	M4x8	Aguardando compra
Porca M5	48	M5	Aguardando compra
Porca M3	4	M3x20	Aguardando compra
Porca M4	10	M4	Aguardando compra
Contra-porca do eixo	1	M12	Aguardando compra
Anel elástico	4	eixo 7	Aguardando compra
Anel elástico	3	eixo 11	Aguardando compra
Olhal	4	M4x20	Aguardando compra
Anel elástico	2	eixo 6	Aguardando compra

Fonte: Autoria própria.

Por fim, na tabela 10 estão outros materiais que serão necessários para fabricação da perna robótica, são estes madeiras, nylon e borracha. Os materiais sinalizados como doados pela universidade também foram obtidos por doação de materiais excedentes da oficina da faculdade. Já os que estão sinalizados como aguardando doação serão doados por um membro do laboratório que possui marcenaria.

Material	Quantidade	Dimensão	Aguardando compra
Tarugo Nylon	1	1.1/4"x150mm	Doado pela universidade
Tarugo Nylon	2	5/8"x70mm	Doado pela universidade
Placa de madeira	1	600x60x15	Aguardando doação
Placa de madeira	2	1200x60x15	Aguardando doação
Placa de madeira	2	600x60x15	Aguardando doação
Placa de madeira	4	290x60x15	Aguardando doação
Borracha	1	110x260x2	Doado pela universidade

Tabela 10: Materiais diversos necessários para a perna robótica.

Há ainda outros materiais necessários para o projeto como: motores, cabos *Bowden*, fusos, *Raspberry Pi*, *Arduino*, entre outros. No entanto, estes materiais já existem no laboratório pois compõem a solução padronizada de sistema de transmissão de potência que é utilizada e compartilhada entre os projetos do Laboratório de Biomecatrônica da USP.

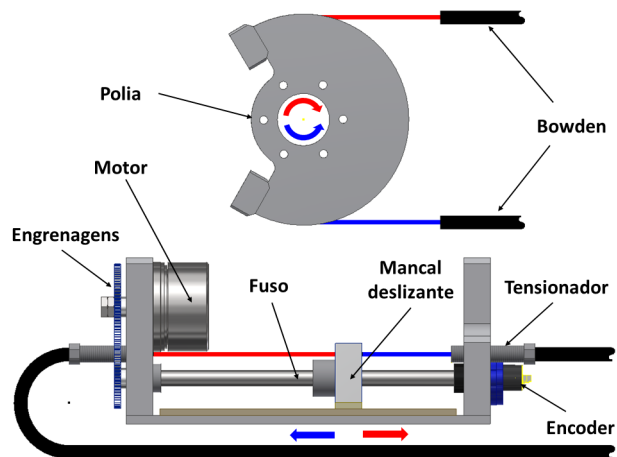
6 ATUAÇÃO

Como já mencionado a atuação deste projeto será feito por meio de uma mochila de motores, Power Pack, e cabos *bowden* que transmitem a potência da mochila até a junta desejada. O esquemático geral foi apresentado na figura 42 no qual esse sistema de atuação será utilizado em todas as juntas ativas desde projeto.

Este sistema é utilizado no Laboratório de Biomecatrônica por vários projetos, seu desenvolvimento está em contínua evolução pela equipe, sendo iniciado por Luiz Henrique Picolli [64] e Milton Cortez Junior [85].

Para melhor entendimento do seu funcionamento, a figura 81 apresenta um esquemático detalhado da transmissão do Power Pack com posterior explicação.

Figura 81: Esquemático do Power Pack



Fonte: Projeto de pesquisa em andamento, Milton Cortez Jr, 2021.

- Motor

Os motores foram selecionados com base nos parâmetros antropomórficos de potência necessária em cada junta de membro inferior humano e são utilizados para acionar o mecanismo.

- Engrenagens

Par de engrenagens que permitem ajustar a relação de transmissão entre o motor e o fuso, se necessário.

- Fuso

A equipe do laboratório avaliou as formas de tracionar o cabo e optou por fusos de esferas re-circulantes, isso porque conferem boa redução mecânica e alta eficiência.

- Mancal deslizante

Quando o fuso é acionado o mancal desliza axialmente, como as pontas dos cabos *bowden* estão fixadas neste mancal, estas também se deslocam axialmente.

- Tensionador

Como o estado tensionado do cabo é essencial para a transmissão utiliza-se um tensionador que mantém o cabo sempre tensionado.

- Encoder

Um encoder absoluto é utilizado para medir a posição e velocidade da rotação do fuso.

- Bowden

Dois cabos bowden são utilizados, de forma que cada um é responsável pela rotação da polia em uma direção em torno do eixo da junta.

- Polia

Os cabos são acoplados na polia, e dessa forma, quando tracionados, o movimento linear dos cabos é transformado em movimento rotacional na polia e consequentemente rotaciona a junta.

Assim, resumidamente, o motor aciona o fuso de esferas através de um par de engrenagens, os dados do movimento de rotação do fuso são coletados pelo encoder. O fuso desloca axialmente o mancal deslizante que traciona ambos os cabos que estão fixados à ele e que se mantêm tensionados pelo tensionador. Por fim, o movimento linear do cabo aplica rotação nas juntas através da polia.

Neste projeto, e em outros do laboratório, foi adicionado à esse mecanismo a configuração de polia acoplada à um torquímetro, que permite capturar as informações do torque efetivamente aplicado nas juntas e realizar um controle de impedância, projeto este que está em andamento pelo membro do laboratório Victor Pacheco Bartholomeu.

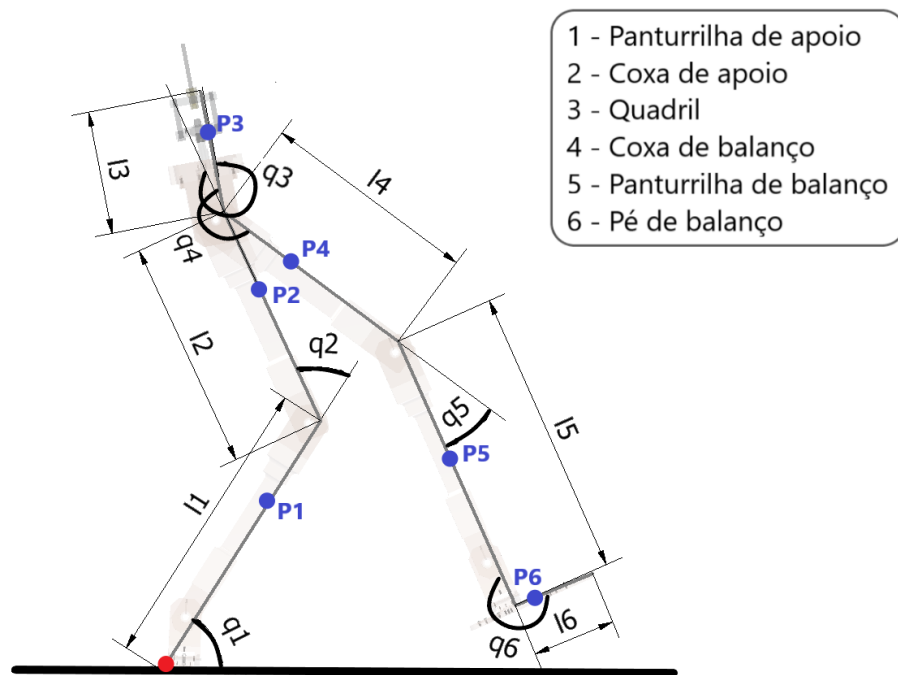
7 CONTROLE

7.1 Modelagem

Embora o projeto mecânico apresentado permite movimentos em mais de um plano anatômico, essa primeira versão de controle foi simplificada para apenas o plano sagital com o objetivo de avaliar o modelo.

A perna então foi traduzida do CAD para um modelo 2D de robô bípede de 6 segmentos rígidos apresentados na figura 82. q_i são os ângulos articulares, l_i correspondem aos comprimentos totais dos segmentos, os pontos azuis correspondem aos centros de massa, P_i correspondem a posição do centro de massa no sistema de coordenadas e o ponto vermelho, localizado no tornozelo da perna de apoio, representa a origem do sistema de coordenadas da modelagem.

Figura 82: Modelo da perna robótica com 6 segmentos



Fonte: Autoria própria.

Os dados utilizados no modelo foram retirados do projeto mecânico desenvolvido no Autodesk Inventor e podem ser resumidos na tabela 11. Sendo que, além dos dados apresentados na imagem, foi também necessário a informação das massas m_i , das distâncias da origem inferior dos segmentos até o centro de massa d_i e das inércias I_i medidas em relação ao eixo de rotação das juntas.

Tabela 11: Parâmetros físicos do modelo da perna robótica

Segmento	Centro de massa d_i [m]	Comprimento l_i [m]	Massa m_i [kg]	Inércia I_i [kg m ²]
1 - Panturrilha de apoio	0.258	0.434	2.40	0.209
2 - Coxa de apoio	0.244	0.422	3.30	0.258
3 - Quadril	0.080	0.324	4.71	0.045
4 - Coxa de balanço	0.244	0.434	3.30	0.166
5 - Panturrilha de balanço	0.258	0.422	2.40	0.125
6 - Pé de balanço	0.138	0.158	1.29	0.011

7.1.1 Equações de movimento

É importante salientar que no caso de marcha bípede, as equações de movimento são divididas em dois conjunto de equações: equações de movimento para a fase de apoio simples da marcha, no qual um pé está em contato com o chão e o outro em balanço; e outro conjunto de equações para o momento de impacto, quando o pé em balanço entra em contato com o chão, e caso a fase de duplo apoio não seja instantânea necessita-se de equações para este cenário também.

No caso deste trabalho, para obter as equações foram admitidas as seguintes hipóteses:

- H1) Cada segmento é um corpo rígido, com massa, comprimento e centro de massa conhecidos.
- H2) Movimento 2D, restrito ao plano sagital.
- H3) Marcha bípede, com duas pernas simétricas, conectadas no quadril e com pé plano conectado diretamente no tornozelo.
- H4) Juntas atuadas de forma independente.
- H5) Tornozelos atuados.

- H6) Não há fase de apoio duplo pois sua duração é instantânea, impacto pode ser considerado um contato rígido.
- H7) Pé de balanço sempre na horizontal e paralelo ao chão, o contato com o chão ocorre simultaneamente em todos os pontos do pé, sem escorregamento.
- H8) Superfície do chão nivelada.
- H9) Segmento do quadril deve permanecer na vertical.
- H10) Ângulos articulares, medidos entre um segmento e outro.
- H11) Pé de apoio sempre na horizontal e paralelo ao chão, está completamente apoiado e se levanta sem interagir com o chão.
- H12) Não há forças dissipativas durante toda a marcha.
- H13) Não haverá perturbações ou distúrbios na marcha.
- H14) Não há forças externas, somente a reação do solo no impacto.
- H15) As forças externas no impacto são impulsivas.

7.1.1.1 Apoio simples

A partir das hipóteses apresentadas e foi possível desenvolver as equações de movimento utilizando o método de Euler-Lagrange:

$$\frac{d}{dt} \left\{ \frac{\partial K}{\partial \dot{q}_i} \right\} - \frac{\partial K}{\partial q_i} + \frac{\partial U}{\partial q_i} = \tau_i \quad (7.1)$$

Onde U representa a energia potencial, K representa a energia cinética, q_i são os ângulos relativos entre os segmentos, τ_i são os torques de entrada de cada junta .

Realizam-se os cálculos e por fim as equações serão representadas na forma matricial:

$$M(\mathbf{q})\ddot{\mathbf{q}} + N(\mathbf{q}, \dot{\mathbf{q}}) + \mathbf{G}(\mathbf{q}) = \boldsymbol{\tau} \quad (7.2)$$

M é a matriz de massa e inércia, N é o vetor que representa Coriolis e centrípetas, G é o vetor de gravidade.

Para obter as equações de movimento deste modelo, inicialmente foram definidas as posições $P_i = \begin{pmatrix} x \\ y \end{pmatrix}$ dos centro de massa de cada segmento, sendo que a origem foi considerada no tornozelo do pé de apoio.

$$\begin{aligned}
P_1 &= \begin{pmatrix} d_1 \cos(q_1) \\ d_1 \sin(q_1) \end{pmatrix} \\
P_2 &= \begin{pmatrix} d_2 \cos(q_1+q_2)+l_1 \cos(q_1) \\ d_2 \sin(q_1+q_2)+l_1 \sin(q_1) \end{pmatrix} \\
P_3 &= \begin{pmatrix} l_2 \cos(q_1+q_2)+l_1 \cos(q_1)+d_3 \cos(q_1+q_2+q_3) \\ l_2 \sin(q_1+q_2)+l_1 \sin(q_1)+d_3 \sin(q_1+q_2+q_3) \end{pmatrix} \\
P_4 &= \begin{pmatrix} l_2 \cos(q_1+q_2)-\cos(q_1+q_2+q_3+q_4)(d_4-l_4)+l_1 \cos(q_1) \\ l_2 \sin(q_1+q_2)-\sin(q_1+q_2+q_3+q_4)(d_4-l_4)+l_1 \sin(q_1) \end{pmatrix} \\
P_5 &= \begin{pmatrix} l_4 \cos(q_1+q_2+q_3+q_4)+l_2 \cos(q_1+q_2)+l_1 \cos(q_1)-\cos(q_1+q_2+q_3+q_4+q_5)(d_5-l_5) \\ l_4 \sin(q_1+q_2+q_3+q_4)+l_2 \sin(q_1+q_2)+l_1 \sin(q_1)-\sin(q_1+q_2+q_3+q_4+q_5)(d_5-l_5) \end{pmatrix} \\
P_6 &= \begin{pmatrix} l_4 \cos(q_1+q_2+q_3+q_4)-\cos(q_1+q_2+q_3+q_4+q_5+q_6)(d_6-l_6)+l_2 \cos(q_1+q_2)+l_1 \cos(q_1)+l_5 \cos(q_1+q_2+q_3+q_4+q_5) \\ l_4 \sin(q_1+q_2+q_3+q_4)-\sin(q_1+q_2+q_3+q_4+q_5+q_6)(d_6-l_6)+l_2 \sin(q_1+q_2)+l_1 \sin(q_1)+l_5 \sin(q_1+q_2+q_3+q_4+q_5) \end{pmatrix}
\end{aligned}$$

Posteriormente foi calculado a energia potencial U , sendo que esta foi calculada pela fórmula:

$$U = \sum m_i * g * y_{cmi} \quad (7.3)$$

A energia cinética K foi calculada pela fórmula:

$$K = \sum \frac{m_i * v_{cm}^2}{2} + \frac{I * \dot{\theta}_i^2}{2} \quad (7.4)$$

Na qual v_{cm} corresponde a velocidade linear do centro de massa.

A partir de K e U , calcularam-se as derivadas de Lagrange: $\frac{d}{dt} \left\{ \frac{\partial K}{\partial \dot{q}_i} \right\}$, $\frac{\partial K}{\partial q_i}$ e $\frac{\partial U}{\partial q_i}$, e por fim, obteve-se as matrizes M , N e G que não serão apresentadas nesta monografia devido ao seu tamanho.

7.1.1.2 Impacto

O modelo de impacto varia de acordo com a configuração das hipóteses adotadas, no caso deste trabalho, a hipótese H7 indica que, embora a perna bioinspirada tenha pés não pontuais, o impacto ocorrerá simultaneamente em todos os pontos. Assim, nessa primeira modelagem simplificada, devido ao tamanho reduzido do pé, foi considerado que a reação

do chão com o pé foi transferida para o tornozelo e será analisada portanto somente neste ponto.

As equações seguintes foram extraídas do livro Westervelt [86].

Para realizar o cálculo das equações de movimento é necessário estender os graus de liberdade das matrizes M, N e G, de forma que precisa escolher um ponto p_e para compor as informações das novas matrizes, assim, o vetor de coordenadas q_s que contém cada ângulo q_i passa a ser $q_e = [q_s; p_e]$ [86]. O ponto p_e definido corresponde ao tornozelo do pé de apoio, pois dessa forma o robô deixa de ser pivotado neste ponto e passar a estar livre no impacto, com isso é possível descobrir as velocidades após o impacto de todos os pontos relevantes do sistema. Assim, a equação de movimento se torna:

$$M_e(q_e) \ddot{q}_e + N_e(q_e, \dot{q}_e) \dot{q}_e + G_e(q_e) = \tau + \delta F_{\text{ext}} \quad (7.5)$$

Como os motores não são capazes de gerarem forças impulsivas, integra-se durante o impacto apenas as forças impulsivas de reação com o solo, dessa forma obtém-se:

$$M_e(q_e^+) \dot{q}_e^+ - M_e(q_e^-) \dot{q}_e^- = F_{\text{ext}} \quad (7.6)$$

Sendo que a notação $^+$ refere-se ao instante imediatamente após o impacto e $^-$ refere-se ao instante imediatamente anterior ao impacto. q_e^- é obtido então com os valores já conhecidos do momento anterior ao impacto, de forma que:

$$q_e^- = \begin{bmatrix} q_s^- \\ p_e(q_s^-) \end{bmatrix} \quad (7.7)$$

E para obter \dot{q}_e^- :

$$\dot{q}_e^- = \begin{bmatrix} I_{N \times N} \\ \frac{\partial}{\partial q_s} p_e(q_s^-) \end{bmatrix} \dot{q}_s^- \quad (7.8)$$

Para obter a F_{ext} , que ocorre no pé de balanço, utiliza-se do princípio dos trabalhos virtuais, de forma que:

$$F_{\text{ext}} = \frac{\partial}{\partial q_e} p_{\text{swing}}(q_e^-)' F_{\text{swing}} \quad (7.9)$$

E pela hipótese de não haver escorregamento:

$$\frac{\partial}{\partial q_e} p_{\text{swing}}(q_e) \dot{q}_e^+ = 0 \quad (7.10)$$

Assim, combinando as equações obtém-se o sistema:

$$\begin{bmatrix} M_e(q_e^-) & -\frac{\partial}{\partial q_e} p_{swing}(q_e^-)' \\ \frac{\partial}{\partial q_e} p_{swing}(q_e^-) & 0_{2 \times 2} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \dot{q}_e^+ \\ F_{swing} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} M_e(q_e^-) \dot{q}_e^- \\ 0_{2 \times 1} \end{bmatrix} \quad (7.11)$$

Resolver a equação acima é equivalente a resolver as seguintes equações:

$$\begin{bmatrix} \dot{q}_e^+ \\ F_{swing} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \bar{\Delta}_{\dot{q}_e}(q_s^-) \\ \Delta_{F_{swing}}(q_s^-) \end{bmatrix} \dot{q}_s^- \quad (7.12)$$

Onde, $\Delta_{F_{swing}}$:

$$\Delta_{F_{swing}} = - \left(\frac{\partial}{\partial q_e} p_{swing}(q_e^-) M_e^{-1} \frac{\partial}{\partial q_e} p_{swing}(q_e^-)' \right)^{-1} \frac{\partial}{\partial q_e} p_{swing}(q_e^-) \begin{bmatrix} I_{N \times N} \\ \frac{\partial}{\partial q_s} p_e(q_s^-) \end{bmatrix} \quad (7.13)$$

E $\bar{\Delta}_{\dot{q}_e}$:

$$\bar{\Delta}_{\dot{q}_e} = M_e^{-1} \frac{\partial}{\partial q_e} p_{swing}(q_e^-)' \Delta_{F_{swing}} + \begin{bmatrix} I_{N \times N} \\ \frac{\partial}{\partial q_s} p_e(q_s^-) \end{bmatrix} \quad (7.14)$$

E por fim, o vetor q_e^+ pode ser obtido apenas transformando q_e^- :

$$q_e^+ = \mathbb{R} q_e^- \quad (7.15)$$

Assim, obtém-se as posições q_e^+ e velocidades \dot{q}_e^- das juntas logo após o impacto.

7.2 Trajetória

Como apresentado na seção de projeto básico, o controle será composto de uma modelagem da perna bioinspirada para caminhada bípede, trajetória de marcha e controlador das juntas por feedback linearization.

A trajetória de marcha foi desenvolvida baseando-se no movimento de pé de balanço e outras restrições impostas de forma a obter os ângulos desejados para cada junta em cada instante por meio de cinemática inversa. Como há 6 ângulos a serem obtidos, foi necessário o uso de 6 equações para ter o sistema determinado a cada instante, além de parâmetros desejados para a marcha como tempo de passo e comprimento de passo. Assim, foram definidos:

- Parâmetros da marcha:

Foi definido um **tempo de passo de 0.5 segundos** e **comprimento de passo de 0.7 metros**, dessa forma, o robô bípede irá realizar uma marcha de aproximadamente 1.4 m/s ou 5.04 Km/h, que corresponde à uma velocidade de caminhada regular do ser humano [87].

- $T_{passo} = 0.5$ s.
- $L_{passo} = 0.7$ m.

- Equação 1 e 2:

Na fase de apoio simples, o pé de apoio permanece parado, apoiado completamente ao chão, já o **pé de balanço** foi projetado para que sua altura percorresse o **movimento de cicloide** de forma cíclica. Assim, a trajetória do tornozelo que representa o ponto equivalente ao pé de balanço foi calculada de forma que:

$$P_{tornozelo} = \begin{pmatrix} l_4 \cos(q_1+q_2+q_3+q_4)+l_2 \cos(q_1+q_2)+l_1 \cos(q_1)+l_5 \cos(q_1+q_2+q_3+q_4+q_5) \\ l_4 \sin(q_1+q_2+q_3+q_4)+l_2 \sin(q_1+q_2)+l_1 \sin(q_1)+l_5 \sin(q_1+q_2+q_3+q_4+q_5) \end{pmatrix}$$

Equação 1:

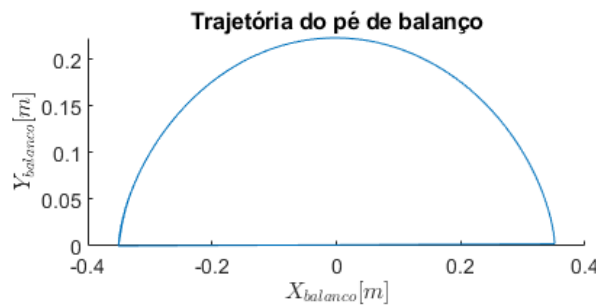
$$P_{tornozeloX} = X_{balanco} = -\frac{L_{passo}}{2} + r(\theta(t) - \sin(\theta(t))) \quad (7.16)$$

Equação 2:

$$P_{tornozeloY} = Y_{balanco} = r(1 - \cos(\theta(t))) \quad (7.17)$$

Sendo que r é o raio do cicloide definido de forma $r = \frac{L_{passo}}{2\pi}$, $\theta(t)$ representa o ângulo de abertura a cada instante e é definido como $\theta(t) = \omega t$, onde ω é a velocidade angular da trajetória cicloidal que é definida como $\omega = \frac{2\pi}{T_{passo}}$. A trajetória final está apresentada na figura 83.

Figura 83: Trajetória esperada do tornozelo/pé de balanço



Fonte: Autoria própria.

- Equação 3 e 4:

Para buscar uma maior robustez na marcha desejada, foi definido que o **centro de massa do quadril** teria **altura constante** e **velocidade horizontal constante**, além disso o **quadril** também será **mantido sempre na vertical** como especificado em outra equação. Assim, como o quadril projetado tem o centro de massa do robô bípede próximo de si, esse movimento restringido que foi imposto ao quadril fará com que o centro de massa tenha também um movimento suave e uniforme e dessa forma evita-se torques elevados para controlá-lo, ademais, o centro de massa também fica mais próximo do ponto de apoio ao chão. Assim a combinação desses fatores culmina em uma trajetória do pé de balanço que mantém o robô estável em situação nominal, ou seja, chão sem inclinação, sem perturbações no robô e sem erro de sensoriamento.

Na posição ereta a altura do quadril está em $H_{quadrilMax} = l_1 + l_2 + d_3 = 0.936m$, e, em um cenário limite, no qual o robô estivesse sem cair porém já teria um gasto energético elevado para realizar o passo, que seria com ambas as pernas quase totalmente estendidas, formando um ângulo de 60° entre cada uma e o chão, assim, sua altura seria de $H_{quadrilMin} = (l_1 + l_2)\sin(60^\circ) + d_3 = 0.741m$, assim foi definido que a altura do centro de massa do quadril fosse constante dentro destes limites, foi escolhido o valor de 0.75 metros. Já a posição horizontal do quadril foi definida para iniciar entre o pé de balanço e pé de apoio e tivesse velocidade constante de $V_{quadril} = \frac{L_{passo}}{2 * T_{passo}}$. Assim, foram definidas as equações que garante que a posição

$P_3 = \begin{pmatrix} x \\ y \end{pmatrix}$ do centro de massa do quadril respeite as restrições impostas:

– Equação 3:

$$P_{3X} = -\frac{L_{passo}}{4} + V_{quadril}t \quad (7.18)$$

– Equação 4:

$$P_{3Y} = 0.75 \quad (7.19)$$

- Equação 5:

Outra restrição imposta ao movimento foi do segmento do **quadril estar sempre na vertical**, pois este estará fixo de forma vertical no suporte e portanto não permite inclinações, assim relaciona-se os ângulos articulares da perna de apoio para que sua resultante seja um ângulo vertical.

$$q_1 + q_2 + q_3 = \frac{5\pi}{2} \quad (7.20)$$

- Equação 6:

Por último, como definido nas hipóteses o pé estará sempre paralelo ao chão, assim, uma das restrições é que o resultado da combinação dos ângulos articulares da perna de balanço resulte em uma inclinação horizontal ao pé de balanço.

$$q_4 + q_5 + q_6 = \frac{3\pi}{2} \quad (7.21)$$

Resolvendo essas equações para todos os instante de tempo $0 \leq t \leq T_{passo}$, obtém-se todos os ângulos desejados (q_d) no decorrer do passo.

7.3 Controle das juntas

O robô bípede tem dinâmica não linear, assim, foi escolhido um controle não linear para que as juntas seguissem a trajetória desejada. Como o modelo do robô é conhecido, o controle desenvolvido foi o de *feedback linearization* que calcula para cada instante t, qual deve ser o torque em cada junta para que o robô acompanhe a trajetória.

As equações foram organizadas em forma matricial para trabalhar no espaço de estados, assim, o controle resolve a EDO:

$$\ddot{q} = M(q)^{-1}(-N(q, \dot{q}) - G(q) + \tau) \quad (7.22)$$

Onde os estados são:

$$\begin{pmatrix} q_1 & q_2 & q_3 & q_4 & q_5 & q_6 & \dot{q}_1 & \dot{q}_2 & \dot{q}_3 & \dot{q}_4 & \dot{q}_5 & \dot{q}_6 \end{pmatrix} \quad (7.23)$$

E as entradas:

$$\begin{pmatrix} \tau_1 & \tau_2 & \tau_3 & \tau_4 & \tau_5 & \tau_6 \end{pmatrix} \quad (7.24)$$

As equações ainda podem ser reescritas com as funções auxiliares $f(q, \dot{q})$ e $b(q)$:

$$f(q, \dot{q}) = M(q)^{-1}(-N(q, \dot{q}) - G(q)) \quad (7.25)$$

$$b(q) = M(q)^{-1} \quad (7.26)$$

De forma que:

$$\ddot{q} = f(q, \dot{q}) + b(q)\tau \quad (7.27)$$

7.3.1 Feedback Linearization

É conhecido pela teoria de *feedback linearization* que o controlador que lineariza o sistema é:

$$u = \frac{1}{b}[v - f] \quad (7.28)$$

Onde v é um controlador linear, neste trabalho, será utilizado um controlador PD:

$$v = -K_1\dot{\tilde{q}} - K_2\tilde{q} \quad (7.29)$$

Os ganhos K_1 e K_2 foram obtidos por alocação de polos com requisitos de tempo de estabilização ($T_s = 0.05s$) e amortecimento ($\zeta = 1$). E os erros foram calculados da forma $\tilde{q} = q - q_d$ e $\dot{\tilde{q}} = \dot{q} - \dot{q}_d$. Assim, o torque de entrada fica definido como:

$$\tau = \frac{1}{b(q)}[v(q, \dot{q}) - f(q, \dot{q})] \quad (7.30)$$

Ou ainda:

$$\tau = M(\boldsymbol{\theta})[v + M(\boldsymbol{\theta})^{-1}(N(\boldsymbol{\theta}, \dot{\boldsymbol{\theta}}) + \mathbf{G}(\boldsymbol{\theta}))] \quad (7.31)$$

Após os cálculos do controlador o torque ainda é aplicado em uma função de **saturação** que garante que este não irá ultrapassar os limites físicos, sendo que este limite foi definido como o torque máximo fornecido pelo *Power Pack* que é de 112 N.m.

7.4 Simulação

Para validar se o controlador desenvolvido consegue manter o robô modelado na trajetória desejada, foi realizada uma simulação no *MATLAB*® *R2021a* utilizando a *ODE45*. Assim, o script do *MATLAB*:

- Define os parâmetros da simulação

Código 7.1: Definições da simulação

```

1 % Parametro de marcha
2 timeStep = 0.005; %[s] %0 incremento de tempo para a simulação.
3 Tpasso = 0.5;      %[s] %Tempo de 1 passo.
4 Yrefh = 0.75;      %[m] %Altura fixa a ser mantida no quadril.
5 Rstep = 0.7;       %[m] %Comprimento de 1 passo.
6 numSteps = 5;      %[-] %Números de passos da caminhada.
7 %Parametros do Controle Linear
8 zeta = 1;          %[-] %Amortecimento
9 ts = 0.05;         %[s] %Tempo de estabilização

```


- Calcula as matrizes M, N e G pelo método de Lagrange, e ainda as matrizes utilizadas na equação de impacto

Código 7.2: Cálculo do modelo

```

1 %% Obtém a forma matricial de Lagrange
2 [M, N, G, Me_impact, Aux_impact] = getLagrangeMatrix()
3 %M -> matriz de inércia e massas
4 %N -> vetor de coriolis e centrípetas
5 %G -> vetor de gravidade
6 %Me_impact -> matriz de inércia e massas estendida para o impacto
7 %Aux_impact -> vetor que contém as derivadas da posição do pé de balanço em relação
    aos ângulos articulares

```

- Calcula a trajetória desejada para os ângulos, seguindo as equações apresentadas anteriormente

Código 7.3: Cálculo da trajetória

```

1 %% Trajetórias requeridas (Ângulos e velocidades angulares)
2 [time,Yd,dYd] = generateTrajectories(timeStep,Tpasso,Yrefh,Rstep);
3 %time -> vetor de tempo utilizado para gerar a trajetória
4 %Yd -> ângulos desejados para trajetória especificada
5 %dYd -> velocidades angulares desejadas para trajetória especificada

```

- Realiza a alocação de polos e depois a integração da ODE45 para resolver cada passo, sendo que esta é interrompida quando a função de evento do impacto identifica que houve impacto do pé de balanço com o chão

Código 7.4: Integração da ODE45 para n passos

```

1 %% Simulação
2 syms s
3 %Alocação de polos para Feedback Linearization
4 s1 = -zeta * (4 / (zeta*ts)) + 1j * (4 / (zeta*ts)) * sqrt(1 - zeta ^ 2);
5 K = eval(coeffs(expand((s - s1) * (s - conj(s1))));
6 %Valores iniciais
7 Th0 = [Yd(:,1);dYd(:,1)];
8 Th0(5) = Th0(5) - 0.001; %Truque para garantir que o pé de balanço inicia um pouco
    acima do chão
9 %Função que detecta o impacto
10 Opt = odeset('Events', @impact);
11 %Vetores que salvam as informações da ODE45
12 tfl=[0]; zfl=[]; Torques=[]; Errosp=[];
13 for i=1:numSteps
14     %Simular Feedback Linearization
15     [Time_out,Yout] = ode45(@(t,y) model(t,y,K,Yd,dYd,time), time, Th0, Opt);
16     [~,T,Ytil] = cellfun(@(t,y) model(t,y,K,Yd,dYd,time), num2cell(Time_out),
        num2cell(Yout,2),'uni',0);
17

```

```

18     %Salva dados do passo
19     Torques = [Torques,[T{:}]];           %Torques das juntas na ODE45
20     Errosp = [Errosp,[Ytil{:}]];          %Erros (angulo desejado - obtido) na ODE45
21     tfl=[tfl;Time_out+tfl(end)];          %Tempo de simulação total para os n passos
22     zfl=[zfl;Yout];                        %Angulos obtidos após o controle
23
24     %Calcula os impactos
25     [Qp, dQp, F2, pa_d] = calcImpact(Yout);
26     Th0 = [Qp;dQp];
27 end

```

- Para a integração da ODE45 utiliza-se duas funções auxiliares: *impact* e *model*.

Código 7.5: Função que realiza o controle por feedback linearization

```

1  %Aplica feedback linearization no modelo
2  function [dYdt,T,Ytil,Yd] = model(t,y,K,Yd,dYd,time)
3
4  %Obtém as posições e velocidades desejadas para o instante t
5  [Yd, dYd] = calcDesiredCoord(t, Yd, dYd, time);
6
7  %Atualiza as variáveis de posição (qi) e velocidade (dqi) com o valor atual
8  q1 = y(1); q2 = y(2); q3 = y(3); q4 = y(4); q5 = y(4); q6 = y(6);
9  dq1 = y(7); dq2 = y(8); dq3 = y(9); dq4 = y(10); dq5 = y(11); dq6 = y(12);
10
11  %Calcula as matrizes M,N,G
12  [M,N,G] = getMNG2(q1,q2,q3,q4,q5,q6,dq1,dq2,dq3,dq4,dq5,dq6);
13
14  %Cálculos auxiliares para o feedback linearization
15  invM = inv(M); %calcula a inversa uma vez só
16  f = invM*(-N-G);
17
18  %Calcula o erro na posição e velocidade (atual - desejado)
19  Ytil = y(1:6) - Yd;
20  dYtil = y(7:end) - dYd;
21
22  %Realiza o controle linear (PD)
23  v = 0-K(2)*dYtil - K(1)*Ytil;
24
25  %Calcula o esforço de controle do feedback linearization
26  T = M*(v - f);
27
28  %Aplica saturação do motor, Power Pack ~= 112Nm
29  satT = @(X) min(max(X, -112), 112);
30  T = satT(T);
31
32  %Resolve a EDO
33  ddq = invM*(-N -G +T);
34
35  %return to ODE45
36  dYdt = ([y(7:end); ddq]);

```

```
37 end
```

Código 7.6: Função de evento que identifica o impacto

```
1 %Calcula se ocorreu o impacto, se sim, termina a ODE45
2 function [value, isterminal, direction] = impact(t, y)
3     %Obtém a posição atual do pé de balanço (tornozelo do pé de balanço)
4     [~, YSWING] = pos_swing(y(1), y(2), y(3), y(4), y(5));
5     GROUND = 0;
6     %Verifica se a altura do pé de balanço atingiu o solo.
7     value = (YSWING <= GROUND);
8     isterminal = 1;    % Para a integração
9     direction = 0;
10 end
```

- Apresenta os resultados da simulação com gráficos e posteriormente uma animação 2D do robô realizando a caminhada.

Código 7.7: Apresenta os resultados da simulação

```
1 %% Plots gráficos para Feedback Linearization
2 plotInfos;
3 %% Plot Robot
4 plotRobot;
```

Os demais códigos auxiliares utilizados, adaptados de [88], não foram apresentados devido a seu tamanho, mas a essência do controle de marcha desenvolvido já foi apresentada nos códigos apresentados acima. Os resultados da simulação estarão no capítulo de Resultados.

8 SIMULAÇÃO 3D

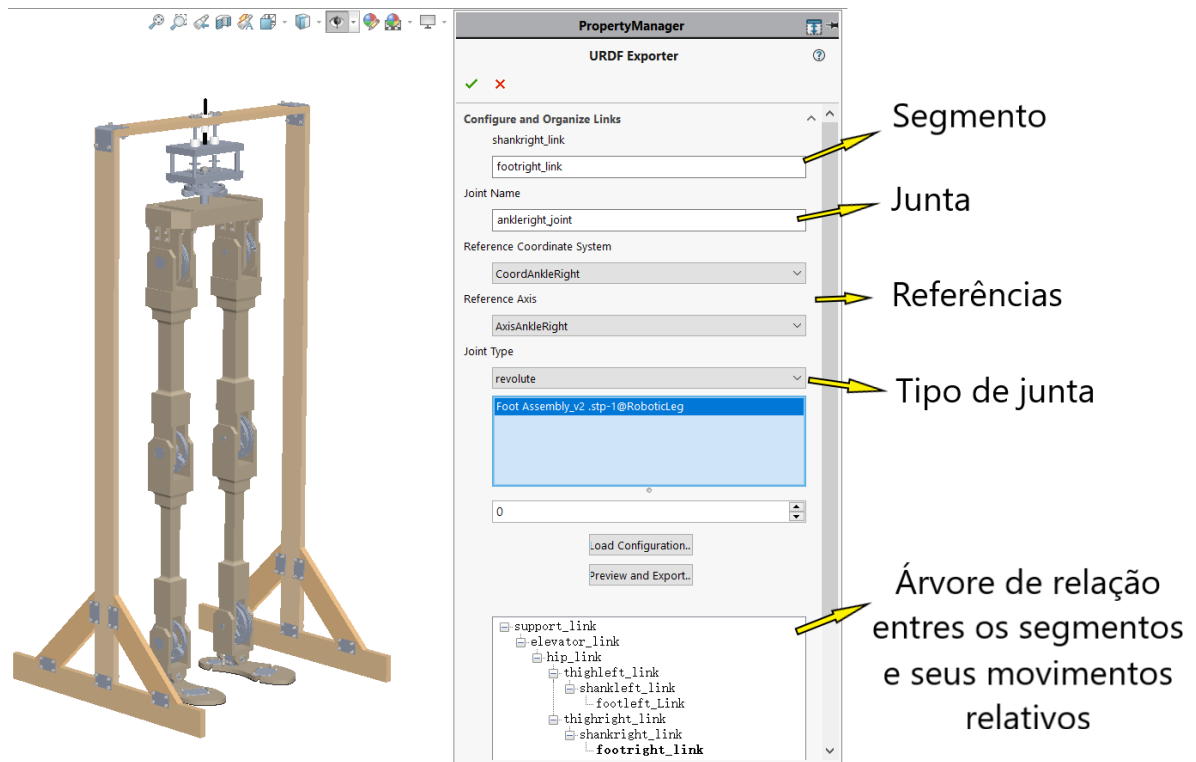
No cenário em que não foi possível ter acesso às oficinas para a fabricação e testes da perna robótica, esta foi simulada em um simulador 3D de ambiente aberto, o *Gazebo*. O *Gazebo* possui *engines* de física que permitem cálculos avançados da interação do robô com o ambiente, além disso possui suporte para simulação de sensores e controle de atuadores. Em uma simulação completamente definida, o robô se comportaria de forma realística ao robô fabricado interagindo com o ambiente de testes.

Este simulador permite que projetos mecânicos sejam importados diretamente do CAD através de exportação e importação de arquivos de configuração chamados *URDF*. No entanto, este trabalho foi desenvolvido no *Autodesk Inventor[®] 2020*, o qual não tem suporte para a exportação de arquivos *URDF*, assim, foi necessário exportar cada peça e refazer o projeto no *software Solid Works[®] 2019* o que levou mais tempo do que o planejado para esta etapa.

Para simular a perna bioinspirada no simulador 3D foi necessário definir cada segmento, que neste trabalho foi dividido em: suporte, elevador, quadril, coxas, joelhos e pés. Depois foi preciso definir as juntas e para isso foram definidos eixos e sistemas de coordenadas posicionados em cada junta, além disso foi necessário definir o tipo de junta (prismática, revolução, etc). Por último, o *URDF* consiste em um XML com as definições e configurações, e uma das configurações é a relação de parentescos entre os segmentos.

A figura 84 apresenta o projeto mecânico no *Solid Works[®] 2019* e as definições para exportação do projeto para o ambiente do simulador.

Figura 84: Perna robótica no *Solid Works® 2019* e configurações para o *URDF*



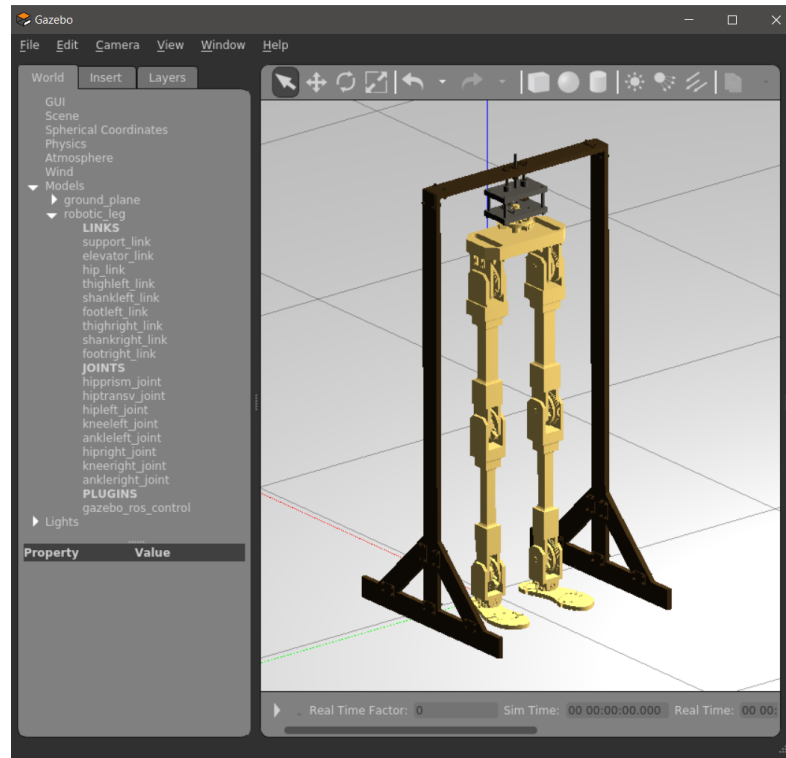
Fonte: Autoria própria.

A perna robótica foi então importada no *Gazebo* e realizaram-se os ajustes necessários ao ambiente do simulador 3D para que a perna se comportasse similar ao mundo real:

- Ajuste de posições iniciais.
- Ajuste de cores para efeitos estáticos.
- Atributos de ambiente como gravidade.
- Ajustes das direções de rotações das juntas.

Dessa forma, obteve-se o modelo pronto para simulação no *Gazebo* como apresentado na figura 85.

Figura 85: Perna robótica configurada em ambiente simulador do *Gazebo*.



Fonte: Autoria própria.

Posteriormente, foi configurado e implementado um algoritmo para realizar o controle de forma que o robô performasse uma marcha humana. O algoritmo consiste em uma interface entre o *MATLAB*® *R2021a* e o Robot Operating System (ROS) do *Gazebo*,

Idealmente, o algoritmo deveria realizar o mesmo controle que foi implementado no modelo 2D do *MATLAB*® *R2021a*, entretanto, com o atraso ocorrido na etapa de exportação e importação do modelo no *Gazebo* devido ao fato do Inventor não apresentar suporte à essa operação, foi realizado um cenário simplificado. Assim, foi desenvolvido um algoritmo que envia diretamente comandos de posição para as juntas de acordo com os ângulos calculados na trajetória de marcha desenvolvida nas seções anteriores.

Código 8.1: Realiza as configurações para a interface

```

1  %Desliga possíveis instancias anteriores
2  rosshutdown;
3  %Inicia nova conexão entre o ROS e o MATLAB
4  rosinit;
5
6  % Parametro de marcha
7  timeStep = 0.005; %[s] %O incremento de tempo para a simulação.
8  Tpasso = 0.5;      %[s] %Tempo de 1 passo.
9  Yrefh = 0.75;      %[m] %Altura fixa a ser mantida no quadril.
10 Rstep = 0.7;       %[m] %Comprimento de 1 passo.

```

```

11 numSteps = 5;      %[-] %Números de passos da caminhada.
12 %Calcula a trajetória de marcha
13 [time,Yd,dYd] = generateTrajectories(timeStep,Tpasso,Yrefh,Rstep);
14
15 %Cria um listener para o estado das juntas
16 link_states = rossubscriber('/robotic_leg/joint_states');
17
18 %Cria um talker para o controle das juntas
19 pubs = [rospublisher('/robotic_leg/ankleleft_controller/command')];
20
21 pubs(1) = rospublisher('/robotic_leg/ankleleft_controller/command');
22 pubs(2) = rospublisher('/robotic_leg/kneeleft_controller/command');
23 pubs(3) = rospublisher('/robotic_leg/hipleft_controller/command');
24 pubs(4) = rospublisher('/robotic_leg/hipright_controller/command');
25 pubs(5) = rospublisher('/robotic_leg/kneeright_controller/command');
26 pubs(6) = rospublisher('/robotic_leg/ankleright_controller/command');
27
28 pause(1);
29
30 %Define a taxa de execução do loop
31 rate = rosrates(10/timeStep);
32 inter = 0;

```

Código 8.2: Realiza o loop da simulação para performar uma marcha de n passos.

```

1 %Para cada passo
2 for st=1:numSteps
3     for j = 0 : timeStep : Tpasso
4         %Informações da iteração atual
5         inter = inter + 1;
6         time = rate.TotalElapsedTime;
7         fprintf('Iteração: %d - Tempo decorrido: %f\n',inter,time)
8
9         %Recebe as informações das juntas
10        msg = receive(link_states);
11
12        %Indices de cada junta
13        idx_q1 = find(ismember(msg.Name, 'ankleleft_joint'));
14        idx_q2 = find(ismember(msg.Name, 'kneeleft_joint'));
15        idx_q3 = find(ismember(msg.Name, 'hipleft_joint'));
16        idx_q6 = find(ismember(msg.Name, 'ankleright_joint'));
17        idx_q5 = find(ismember(msg.Name, 'kneeright_joint'));
18        idx_q4 = find(ismember(msg.Name, 'hipright_joint'));
19
20        %Obtém informações de ângulos e velocidades diretamente da simulação
21        q = [];
22        q(1) = pi/2 + msg.Position(idx_q1);
23        q(2) = msg.Position(idx_q2);
24        q(3) = msg.Position(idx_q3);
25        q(4) = pi - msg.Position(idx_q4);
26        q(5) = 2*pi - msg.Position(idx_q5);
27        q(6) = msg.Position(idx_q6);

```

```

28     q(7) = msg.Velocity(idx_q1);
29     q(8) = msg.Velocity(idx_q2);
30     q(9) = msg.Velocity(idx_q3);
31     q(10) = msg.Velocity(idx_q4);
32     q(11) = msg.Velocity(idx_q5);
33     q(12) = msg.Velocity(idx_q6);
34
35     %Realiza o controle por feedback linearization (ainda não implementado)
36     %[dYdt,T,Ytil,Yd] = model(j,q,K,Ydb,dYdb,tsimu);
37
38     %Calcula diretamente os angulos e velocidades desejadas para o
39     %instante t
40     [Yd, dYd] = calcDesiredCoord(j, Ydb, dYdb, tsimu)
41
42     %Realiza ajustes devido as configurações do modelo importado
43     Yd(1) = - pi/2 + Yd(1);
44     Yd(2) = Yd(2);
45     Yd(3) = Yd(3);
46     Yd(4) = pi - Yd(4);
47     Yd(5) = 2*pi - Yd(5);
48     Yd(6) = -Yd(5) - Yd(4);
49
50     %Alterna os angulos para uma marcha contínua no mesmo ambiente de simulação
51     if(mod(st,2)==0)
52         Yd = flip(Yd);
53     end
54
55     %Escreve os angulos nas juntas do gazebo
56     for i = 1:6
57         fprintf('Send cmd to q%d\n', i);
58         le_msg = rosmesssage(pubs(i));
59         le_msg.Data = double(Yd(i));
60         send(pubs(i), le_msg);
61     end
62
63     waitfor(rate);
64 end
65 end

```

O resultado da simulação no *Gazebo* será apresentado posteriormente na seção Resultados.

9 RESULTADOS

9.1 Projeto Mecânico

9.1.1 Simulação dinâmica

O modelo final da perna bioinspirada desenvolvida no software *Autodesk Inventor*[®] 2020 foi simulada e o resultado está apresentado no vídeo abaixo. A figura 86 contém uma captura de tela com um *link* para o vídeo da simulação que está com acesso aberto através do *Google Drive*.

Figura 86: Captura de tela do vídeo da simulação dinâmica da perna robótica



[Clique aqui para acessar o vídeo da simulação.](#)

Fonte: Autoria própria.

Como pode ser visto no vídeo, todos os graus de liberdade pretendidos para as juntas ativas, apresentados na figura 28, foram obtidos, a saber: elevação/depressão, rotação medial e flexão/extensão do quadril; flexão/extensão do joelho; flexão/extensão do tornozelo. Já os graus de liberdade para as juntas passivas não foram apresentados

na simulação pois sua existência depende da interação da perna com o ambiente, sendo eles: eversão/inversão do tornozelo - que ocorre pela ação da gravidade em conjunto com a liberdade dos rolamentos; flexão/extensão tanto do metatarso quando do calcanhar - que ocorre na interação entre o pé e o solo.

Todos os módulos possuem dimensões e posições do centro de massa equivalentes a do corpo humano segundo os valores apresentados por De Leva [52]. Além disso as massas também estão dentro dos limites de forma que ainda é possível adicionar peso futuramente para o revestimento e sensoriamento.

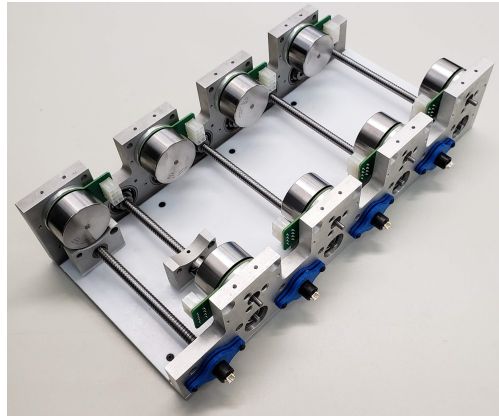
Ainda no cenário virtual, foi verificado a análise de falha de cada componente na situação crítica de funcionamento, estes dados foram apresentados ao longo da seção do Projeto Mecânico, e todos os componentes puderam ser validados a ainda com um com um alto coeficiente de segurança.

A fabricação não pode ser concluída por causa da pandemia e fechamento da oficina, mas os materiais foram comprados, doados ou aguardando compra e a fabricação será feita após a reabertura da oficina.

9.1.2 Atuação

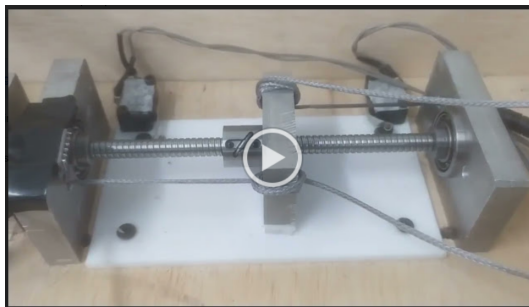
Por fim, em relação a atuação, como já mencionado, este trabalho irá utilizar o *Power Pack* em conjunto com transmissão por *cabos bowden*, estes projetos estão sendo feitos pelo Luiz Henrique Picolli e Victor Pacheco Bartholomeu, ambos do Laboratório de Biomecatrônica. Até o atual momento, o *Power Pack* está em estado final de fabricação, como apresentado na figura 87 e o sistema de transmissão por cabos em conjunto com um fuso de esferas está sendo implementado e testado, a figura 88 contém um link para um vídeo que demonstra o funcionamento da guia linear acoplada com o cabo *bowden* quando o motor aciona o fuso.

Figura 87: Power Pack fabricado



Fonte: Projeto de pesquisa em andamento, Milton Cortez Jr, 2021.

Figura 88: Captura de tela do vídeo demonstração do sistema: motor, fuso, guia e cabo *bowden*.



[Clique aqui para acessar o vídeo.](#)

Fonte: Projeto de pesquisa em andamento, Milton Cortez Jr, 2021.

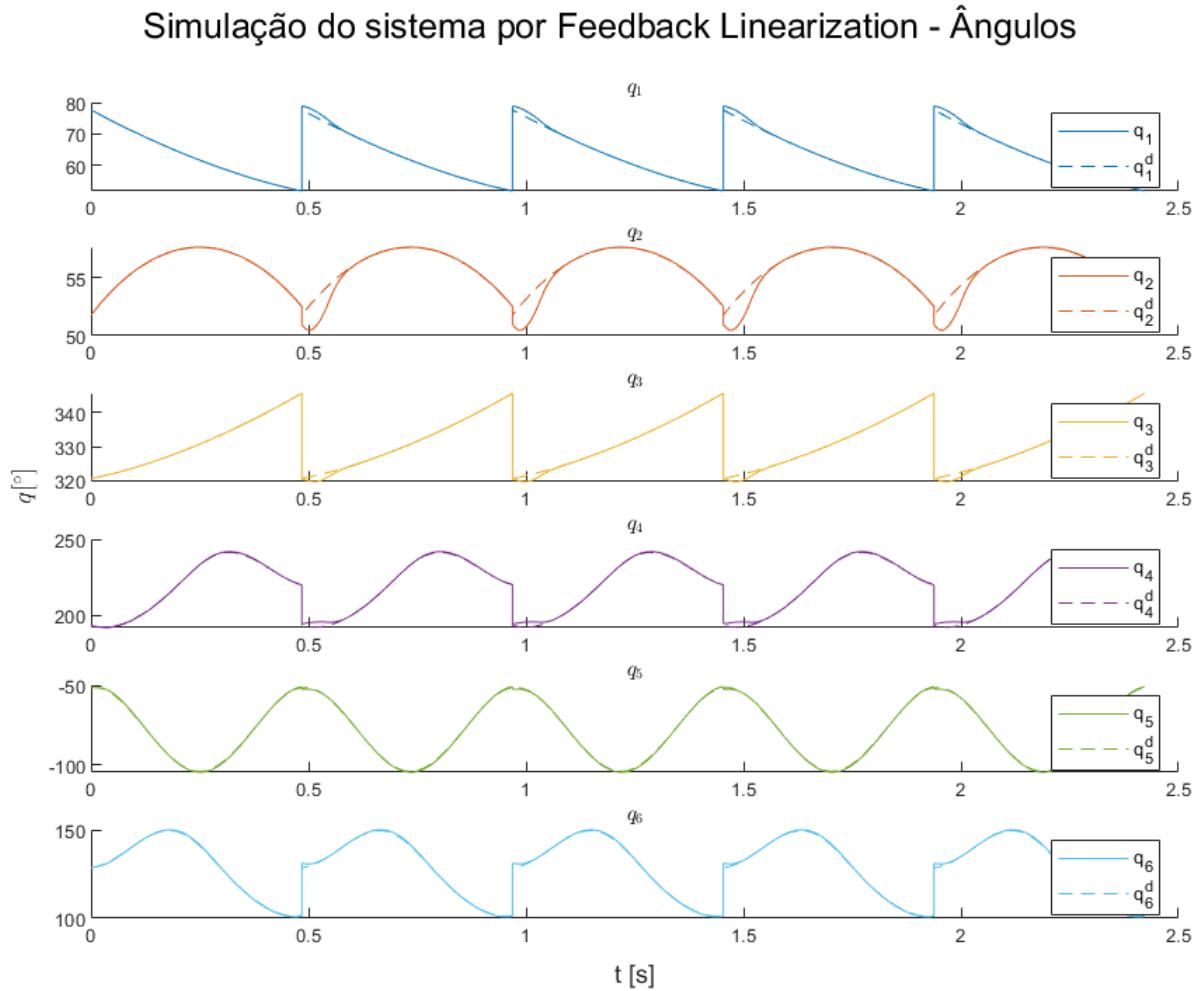
9.2 Controle

9.2.1 Simulação de marcha bípede por *Feedback Linearization*

Uma vez implementado o código em *MATLAB*® *R2021a* demonstrado na seção anterior, o programa realizou os cálculos de trajetória e posterior simulação de controle das juntas. Os resultados serão apresentados a seguir:

Simulação do sistema por *Feedback Linearization* - Ângulos

Figura 89: Comparativo de posições na simulação do sistema por *Feedback Linearization*

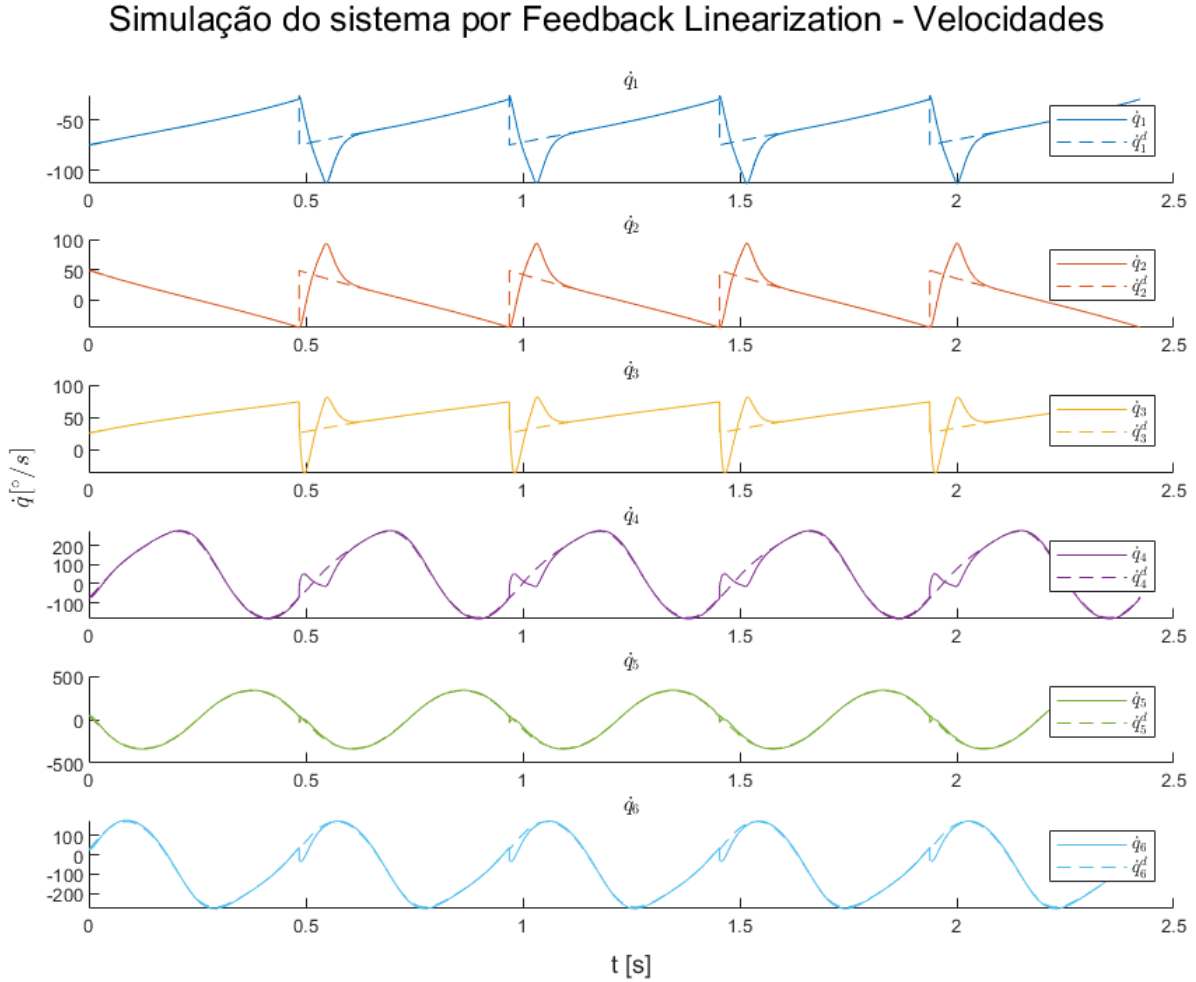


Fonte: Autoria própria.

A figura 89 apresenta o resultado do controle em seguir a trajetória que foi calculada seguindo a metodologia apresentada. A curva pontilhada, dos ângulos q_i^d representam a trajetória dos ângulos desejados, já a curva q_i apresenta a trajetória real feita pelos ângulos utilizando o controlador de *feedback linearization*. A simulação foi realizada para 5 passos, sendo que o tempo de passa era de 0.5 segundos. Como é possível observar, o controle é satisfatório para seguir os ângulos, com eventuais erros potencializados nos momentos de impacto, que correspondem à 0.5, 1, 1.5 e 2 segundos.

Simulação do sistema por *Feedback Linearization* - Velocidades

Figura 90: Comparativo de velocidades na simulação do sistema por *Feedback Linearization*



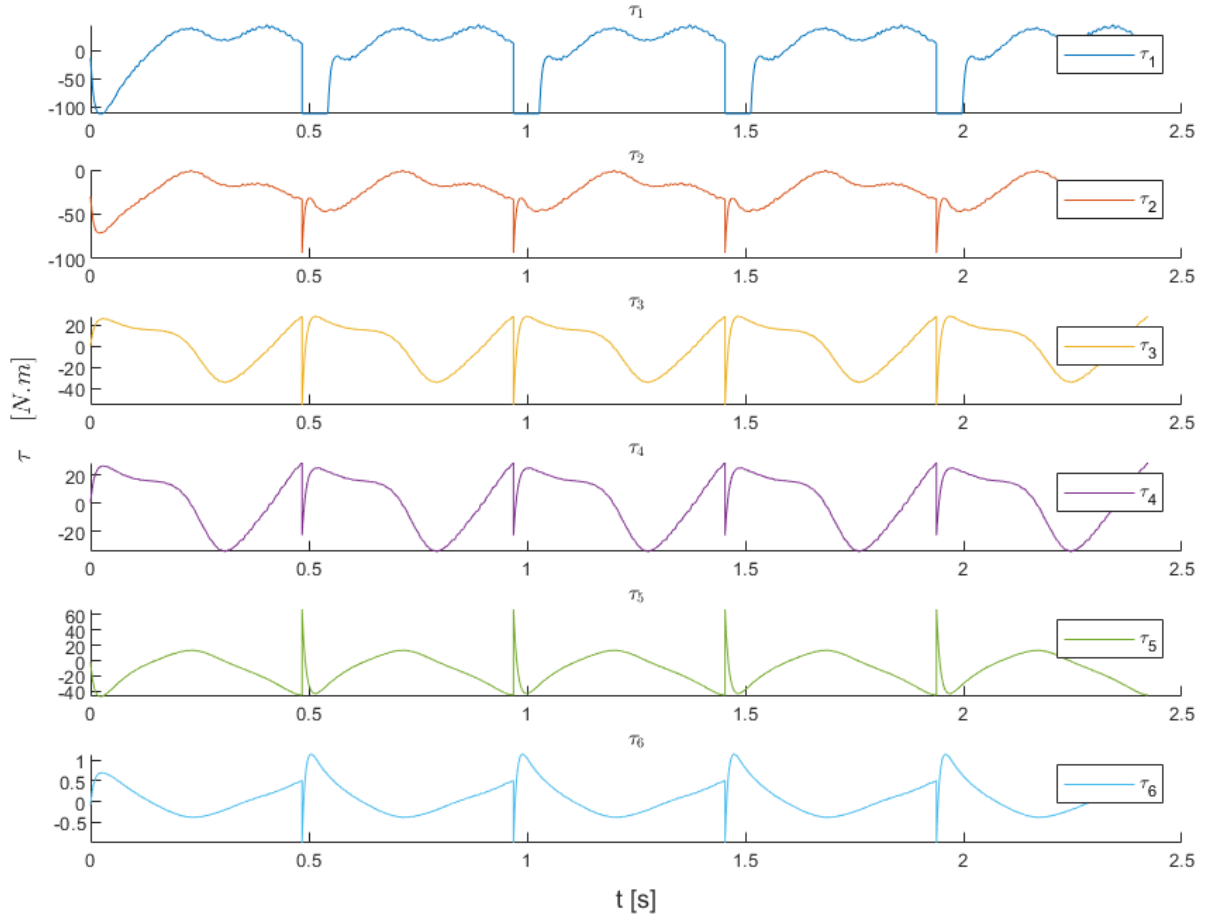
Fonte: Autoria própria.

Na figura 90, temos a mesma dinâmica de apresentação, mas agora em relação as velocidades. A curva pontilhada, das velocidades \dot{q}_i^d representam as velocidades que também foram calculadas seguindo a metodologia apresentada. E, a curva \dot{q}_i apresenta as velocidades reais realizadas com o controlador de *feedback linearization*. Novamente é possível observar que os erros se amplificam durante o impacto, mas em geral, o controle consegue acompanhar as velocidades desejadas.

Simulação do sistema por *Feedback Linearization* - Esforço de controle

Figura 91: Esforços de controle na simulação do sistema por *Feedback Linearization*

Simulação do sistema por Feedback Linearization - Esforço de controle



Fonte: Autoria própria.

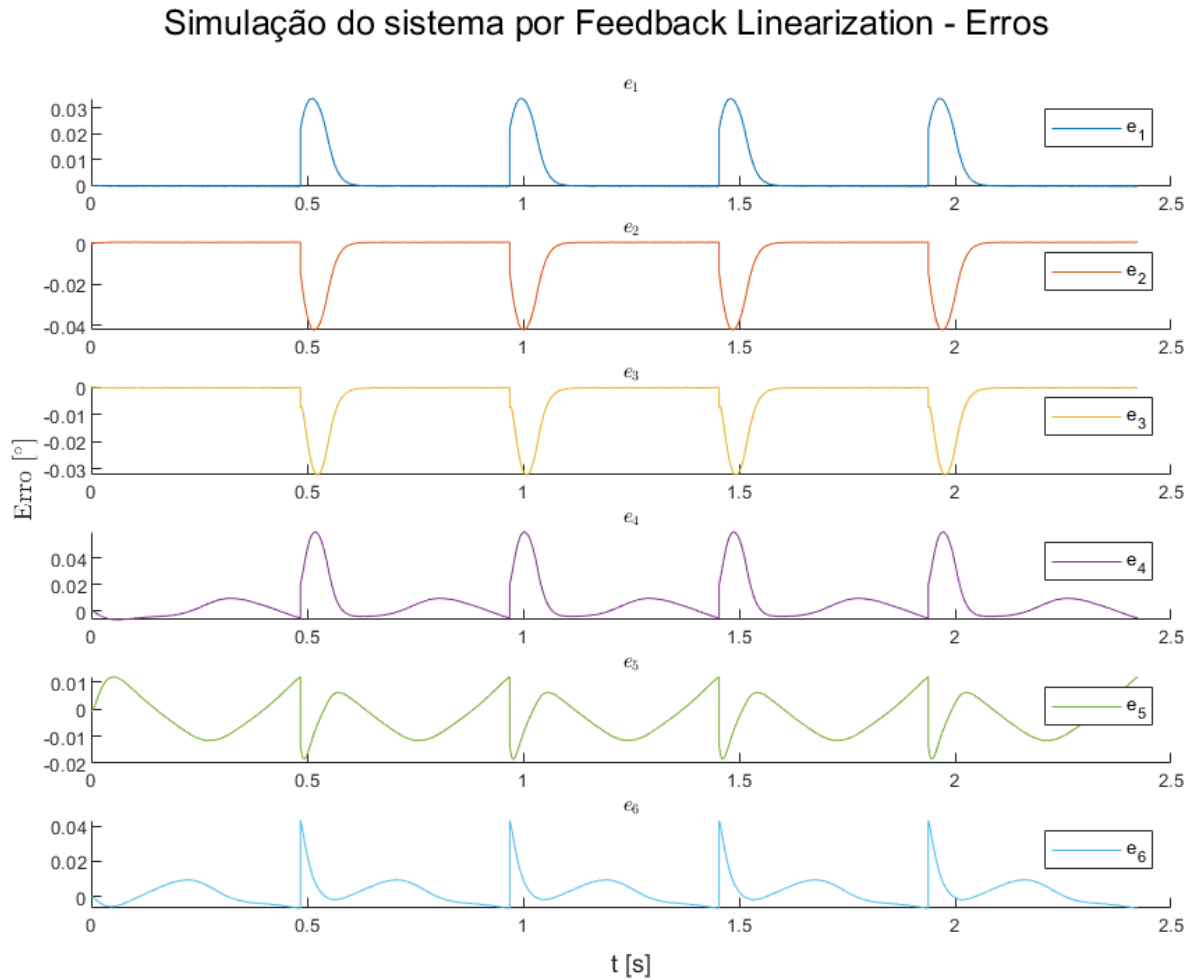
Para conseguir acompanhar as posições e velocidades angulares apresentadas anteriormente, o controle exigiu um esforço de controle, ou seja torques, em cada uma das juntas. O resultado está apresentado na figura 91.

Na função *model* do *MATLAB*® *R2021a* apresentada previamente, foi colocado uma função de saturação com o torque máximo que pode ser fornecido pelo *Power Pack*, este valor é de 112 N.m [64]. Assim, foi validado se o controlador consegue efetuar o controle se mantendo dentro desses limites, e como apresentado na figura 91, isso acontece. Mais uma vez após o instante de impacto exigiu-se um esforço adicional, justamente no pé de apoio, representado por τ_1 , este esforço adicional é apresentado pelo pelo trecho horizontal da curva nos instantes de impacto que significa que o torque ficou estagnado no seu limite

por alguns milésimos de segundo até retornar aos seus valores abaixo do limite.

Simulação do sistema por *Feedback Linearization* - Erros de posição

Figura 92: Erros de posição na simulação do sistema por *Feedback Linearization*

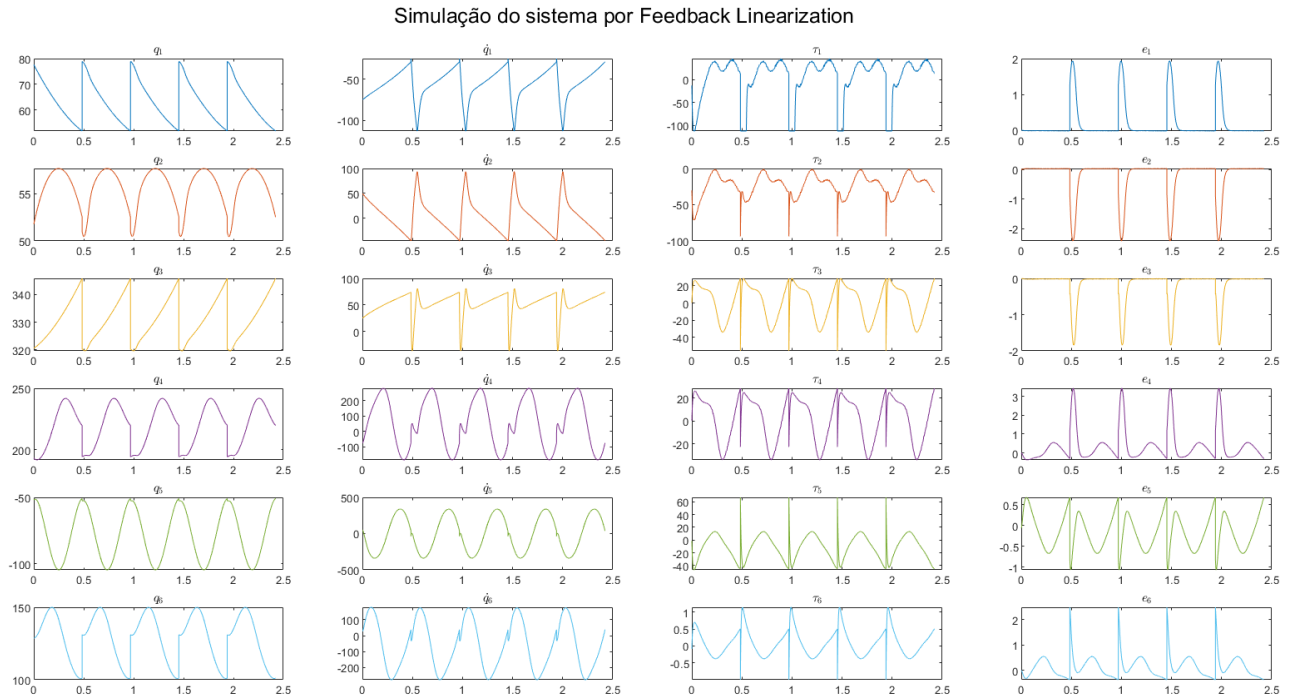


Fonte: Autoria própria.

Nos resultados anteriores foi demonstrado que os principais erros e esforço de controle para corrigi-los acontecem após o impacto. A figura 92 apresenta que de fato os picos dos erros acontecem após os instantes de impacto.

Simulação do sistema por *Feedback Linearization* - Visão geral

Figura 93: Visão geral de informações sobre a simulação do sistema por *Feedback Linearization*

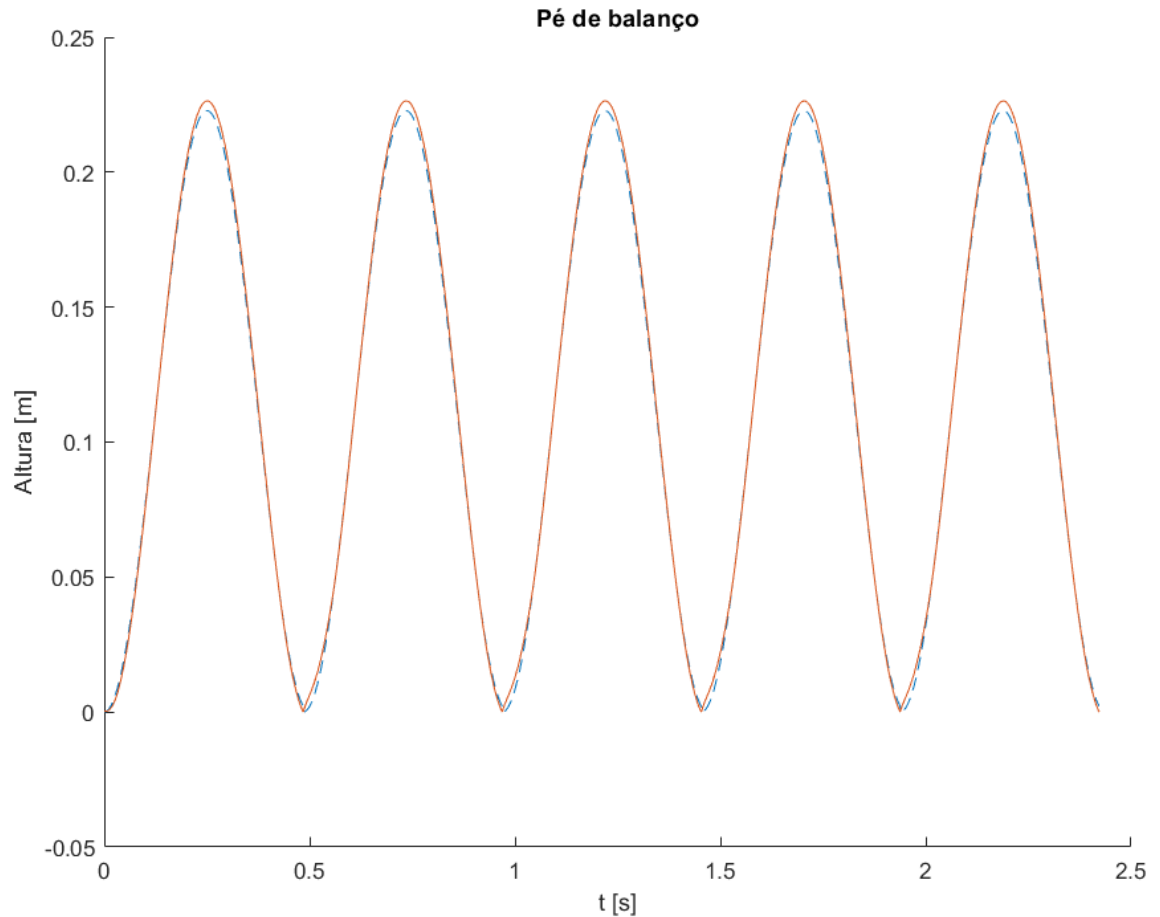


Fonte: Autoria própria.

A figura 93 apresenta em uma visão geral as informações de cada junta, sendo elas: q_i o ângulo realizado, \dot{q}_i a velocidade angular realizada, τ_i o torque necessário e e_i o erro de posição. Um importante fator a se analisar nas curvas é que elas tem caráter cíclico, ocorrendo sua repetição após cada instante de impacto.

Simulação do sistema por *Feedback Linearization* - Trajetória do pé de balanço

Figura 94: Trajetória do pé de balanço na simulação do sistema por *Feedback Linearization*



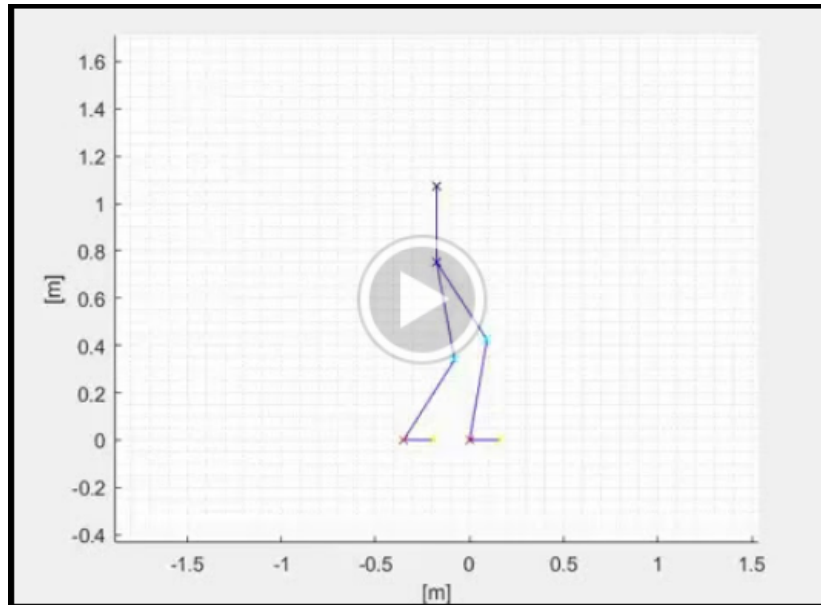
Fonte: Autoria própria.

A figura 94 por fim, mostra um comparativo entre a trajetória desejada para o pé de balanço e a trajetória obtida com a simulação por *feedback linearization*.

9.2.2 Simulação 2D

Para um cenário visual do movimento de marcha bípede que foi modelado e simulado, a figura 95 contém um link que redireciona ao vídeo da simulação localizado em um *drive* de acesso público.

Figura 95: Captura de tela do vídeo da simulação 2D da marcha bípede realizada no controle por *feedback linearization*.



[Clique aqui para acessar o vídeo.](#)

Fonte: Autoria própria.

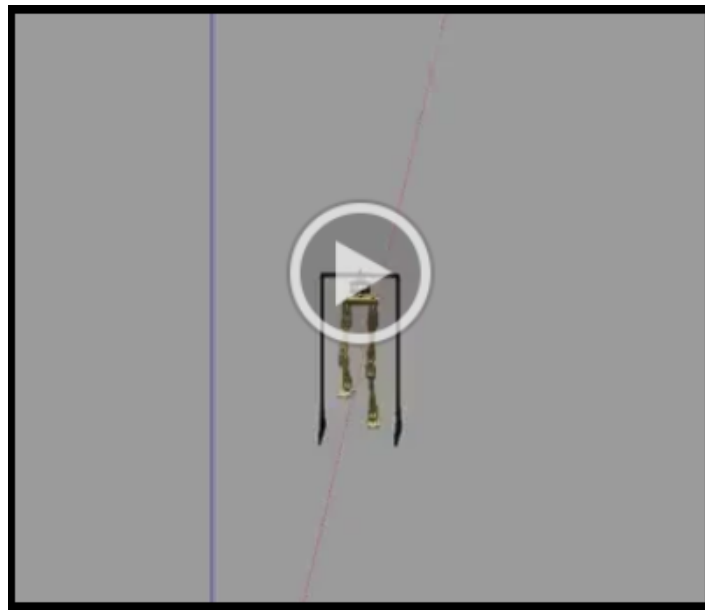
É possível verificar visualmente algumas das hipóteses admitidas no desenvolvimento da trajetória de marcha bípede que foram respeitadas, são elas:

- Quadril sempre na vertical.
- Ambos os pés sempre paralelo ao chão.
- Trajetória do pé de balanço segue cicloides.
- Quadril com altura fixa e velocidade constante.

9.3 Simulação 3D

Após configurações e implementações do algoritmo de interface entre o *MATLAB*® *R2021a* e o ROS do *Gazebo*, foi executada a simulação que resultou no vídeo abaixo, a figura 96 apresenta uma captura de tela com um link que redireciona ao vídeo.

Figura 96: Captura de tela do vídeo da simulação 3D da marcha bípede realizada no ambiente de simulador do *Gazebo*



[Clique aqui para acessar o vídeo.](#)

Fonte: Autoria própria.

Na seção anterior a simulação foi realizada por meio de segmentos de linha que simulavam os segmentos corporais do modelo mecânico. Nesta simulação, que traz não apenas os comprimentos reais mas também as massas e inércias, é possível verificar que de fato a trajetória de marcha desenvolvida pode ser aplicada na perna bioinspirada que foi projetada e esta consegue performar uma marcha que se assemelha ao caminhar humano.

10 DISCUSSÃO

Para desenvolver a perna bioinspirada algumas considerações foram feitas, a primeira delas é de que os graus de liberdade atuados corresponderiam: aos que executam o movimento no plano sagital e uma adição da rotação medial do quadril no plano transversal. No entanto, como foi apresentado no embasamento teórico, durante a marcha outro movimento expressivo é o de adução/abdução do quadril no plano coronal o qual fornece maior estabilidade à caminhada, mas por simplificação de desenvolvimento este movimento não foi planejado. Esta simplificação se deve ao fato de que o objetivo era, primeiro, obter uma perna para realizar testes nos exoesqueletos, e quanto mais complexa a sua versão inicial, mais tempo levaria para a conclusão de seu desenvolvimento e fabricação. Ainda assim, foi demonstrado que somente com os graus de liberdade escolhidos foi possível realizar a simulação de uma marcha semelhante a humana.

Outro ponto a se destacar é que, como a perna não pode ser fabricada já que não havia acesso à oficina mecânica por motivos de pandemia, não foi possível validar o sistema de atuação na prática, assim, nas simulações foi considerado que um torque calculado era efetivamente aplicado nas juntas. Idealmente, deve-se expandir, mesmo no cenário teórico, a modelagem para considerar também a dinâmica do motor e da transmissão por cabos *bowden*, dessa forma será possível verificar como o algoritmo de controle será afetado. Por exemplo, será necessário uma segunda malha de controle, que será responsável por realizar o controle de impedância do torque.

Ainda sobre o desenvolvimento mecânico, as juntas passivas - eversão/inversão do tornozelo e flexão/extensão do metatarso e do calcanhar, foram consideradas rígidas nas simulações. Mas, é preciso verificar, por exemplo, como o aço mola projetado no CAD para fornecer a flexão do metatarso irá se comportar em uma colisão com o solo.

Embora a perna robótica, após fabricação, já pode ser utilizada para validações ao exoesqueleto, uma futura melhoria, que pode ser implementada na continuidade deste projeto, é o revestimento sensoreado. A estrutura metálica, que foi desenvolvida buscando semelhança à estrutura óssea, será então revestida com uma estrutura de polímeros e

compósitos, no formato final de cada segmento (quadril, coxa, panturrilha e pés) e na superfície do revestimento será aplicado ainda uma camada de silicone para simular a estética e toque de uma pele humana. Por fim, em conjunto ao silicone será desenvolvido uma malha de sensoramento com sensores de pressão para que a perna também seja capaz de sentir como uma perna humana, o que traria o *feedback* essencial da interação exoesqueleto-perna.

No campo das simulações, foi desenvolvido uma trajetória que busca uma marcha robusta e similar ao do corpo humano, com as simplificações adotadas, entre elas, a do movimento ser apenas no plano sagital. Novamente, essa simplificação permite um resultado inicial satisfatório, mas, até mesmo para este projeto que já contém o grau de liberdade de rotação medial no plano transversal, o ideal era realizar uma modelagem e controle para a marcha que englobe todos os planos anatômicos, tanto para as atuais juntas desenvolvidas, quanto para as futuras, como a adução/abdução no plano coronal já mencionada. Ainda assim, o robô, no cenário de simulador 2D do *MATLAB*® *R2021a* e no cenário de simulador 3D do *Gazebo*, em um cenário nominal, foi capaz de realizar uma caminhada de n passos sem apresentar quedas ou qualquer sinal de instabilidade, pois cada passo era executado exatamente como o anterior, de forma cíclica, mesmo com a saturação do Power Pack que limitava o torque à 112 Nm.

Outra simplificação adotada que vale ser mencionada é que todas as simulações foram realizadas em condições ideais, ou seja: terreno plano e regular, sem vento ou outras forças de arrasto, sem atrito que causaria dissipações de energia nas juntas e motores, e principalmente, sem perturbações. O simulador do *Gazebo* permite configurar todas essas características da marcha para que a simulação seja o mais fiel possível a realidade. O prazo não permitiu que esses incrementos fossem realizados, mas, em um futuro próximo, mesmo após a fabricação da versão inicial da perna, a simulação será expandida para todos estes cenários de forma que tanto o projeto atual, quanto futuras melhorias do projeto mecânico, possam ser validados em ambiente virtual realístico antes da necessidade de fabricar o dispositivo de fato.

11 CONCLUSÃO

Com o contínuo envelhecimento da população, se faz necessário o desenvolvimento de novas soluções de tecnologias assistivas que superem as limitações das atuais, para isso, conceitos como bioengenharia podem ser utilizados. Algumas das modernas estratégias destas tecnologias incluem exoesqueletos, próteses e órteses. Quando estes dispositivos são ativos, ou seja, que utilizam atuadores, há o problema da massa dos motores posicionados nas juntas alterarem a dinâmica de movimento. Outro desafio na área é o longo ciclo de desenvolvimento e a necessidade de testes em humanos. Assim, pode-se utilizar bioinspiração, antropomorfia e atuação remota para desenvolver membros robóticos bioinspirados que possuem uma funcionalidade e parâmetros de massa e forma semelhantes à humana, e que, dessa forma, podem ser adaptados tanto para acelerarem o ciclo de desenvolvimento de exoesqueletos quanto para serem utilizados como próteses. Esta monografia abordou o histórico e estado da arte destes dispositivos, o que permitiu identificar possíveis problemas e soluções que são comuns na área. Dessa maneira, foi definido que o projeto iria consistir em uma perna robótica bioinspirada, com transmissão por atuação remota e algoritmos que permitissem seu funcionamento similar à uma perna humana.

Para desenvolver a perna, foi então estudado o funcionamento da perna humana em cada etapa do ciclo de marcha. Para isso, cada uma das articulações e seus respectivos comportamentos durante a caminhada foram estudados separadamente. Além disso, foi analisado como funciona e quais seriam as limitações de um sistema atuados por cabos *bowden*. Para obedecer o biomimetismo, foram levantados os parâmetros de antropomorfia que o projeto deveria seguir. E, por fim, avaliaram-se os atuais controles de marcha bípede utilizados na literatura, apresentando um comparativo de forma a definir qual estratégia seria escolhida.

Após ter o aporte teórico para desenvolver o trabalho, foi realizado o projeto básico, que consistiu em definir as premissas do projeto, ou seja: as considerações e simplificações que seriam realizadas, um esboço inicial da ideia de implementação seguindo parâmetros e requisitos predeterminados, os componentes utilizados e como eram suas interações.

Através do software Autodesk Inventor[®] foi possível projetar e simular uma solução mecânica da perna antropomórfica seguindo com base os dados da literatura. A perna foi dividida em módulos que interagem entre si, permitindo que melhorias e manutenções possam ser feitas isoladamente. As dimensões foram definidas com valores biomimético do corpo humano, sendo a estrutura metálica da perna similar à uma estrutura óssea. Por fim, nesta etapa de projeto mecânico, foi verificado o cenário crítico de cada componente e realizado simulações de elementos finitos para validar os esforços e a confiabilidade do projeto.

Além disso, embora não tenha sido fabricado o dispositivo para testar sua integração no sistema de atuação, o conceito do funcionamento da transmissão de potência foi apresentado. Para fins apenas de conhecimento, já que embora este sistema será utilizado à perna, no entanto, seu desenvolvimento esta ocorrendo em outros projetos de pesquisa do parte da Laboratório de Biomecatrônica da USP.

Em termos de controle, foi proposta uma modelagem simplificada do robô bípede com movimento apenas no plano sagital e outras hipóteses adotadas e devidamente especificadas. Com esta modelagem, obtiveram-se as equações dinâmicas do projeto e seria possível reproduzir uma marcha humana. Para tal, foi desenvolvido também um algoritmo que produz uma trajetória de marcha com parâmetros que buscavam robustez na caminhada, e esta trajetória foi posteriormente garantida com um controle de junta por *feedback linearization*.

Como o dispositivo da perna não pode ser fabricado até o atual momento, buscou-se reproduzir os seus testes por meio de um ambiente de simulação realista. O software escolhido foi o *Gazebo*. Algumas dificuldades foram encontradas nesta etapa, e a simulação teve de ser simplificada, mas ainda foi possível verificar a perna performando a mesma trajetória de marcha desenvolvida anteriormente por meio de uma interface entre o *MATLAB*[®] *R2021a* e o ROS do *Gazebo*.

Enfim, o resultado de todas essas etapas foram apresentados, sendo que isso consistiu de gráficos que mostraram os resultados satisfatórios das execução do controlador no *MATLAB*[®] *R2021a*, e também vídeos desenvolvidos e apresentados para uma percepção completa do resultado das simulações, tanto em 2D e 3D.

Por fim, foi realizada uma discussão geral do projeto, retomando as considerações feitas e suas devidas motivações. Além disso, foi apresentado as atuais limitações encontradas no que foi desenvolvido e sugestões de melhorias, que serão resumidas na próxima seção.

Em síntese, com o desenvolvimento do trabalho foi possível obter um modelo mecânico

de uma perna bioinspirada, já em etapa de fabricação, que poderá ser utilizada como plataforma de testes tanto para algoritmos de marcha, quanto para acelerar o desenvolvimento de exoesqueletos. Além disso, foi desenvolvido um ambiente de simulação virtual com o projeto da perna, tanto em 2D no *MATLAB*® *R2021a*, quanto em 3D no *Gazebo*, sendo que este último será de grande utilidade para evoluir os cenários de simulação no Laboratório de Biomecatrônica da USP.

11.1 Trabalhos futuros

Após fabricado, o atual projeto irá permitir realizar testes de algoritmos de trajetória e controle de marcha. No entanto, como já apontado anteriormente, algumas melhorias são sugeridas na continuidade deste projeto. São elas:

- Inclusão do grau de liberdade para movimento de adução/abdução do quadril;
- Expansão da modelagem para considerar dinâmica do motor e transmissão, e ainda influências dissipativas e externas;
- Estudo e simulação das juntas passivas do projeto mecânico;
- Desenvolvimento do revestimento que simula a forma humana e posterior sensoria-
- mento;
- Expansão da modelagem e simulação, tanto no *MATLAB*® *R2021a* quanto no *Gazebo*, para uma marcha tridimensional;
- Parametrização do ambiente de simulação do *Gazebo* para permitir diferentes cenários de simulação realista.

REFERÊNCIAS

- [1] Waseda University. *Humanoid History -Biped Walking Robot-*. 2000. Disponível em: <http://www.humanoid.waseda.ac.jp/booklet/kato_4.html>. Acesso em: 03/26/2020.
- [2] TAKANISHI, A. Historical perspective of humanoid robot research in asia. In: _____. *Humanoid Robotics: A Reference*. Dordrecht: Springer Netherlands, 2019. p. 35–52. ISBN 978-94-007-6046-2.
- [3] ORGANIZATION, W. H. et al. *World report on disability 2011*. [S.l.]: World Health Organization, 2011.
- [4] BUNKER, J. P. The role of medical care in contributing to health improvements within societies. *International Journal of Epidemiology*, Oxford University Press, v. 30, n. 6, p. 1260–1263, 2001.
- [5] NOGUEIRA, H. G.; REMOALDO, P. C. A. *Olhares geográficos sobre a saúde*. [S.l.]: Edições Colibri, 2010.
- [6] MATTERS, C. et al. Estimates of dale for 191 countries methods and results. global programme on evidence for health policy working paper no. 16. *World Health Organization, Geneva, Switzerland*, 2000.
- [7] IBGE, I. Censo demográfico 2010. *IBGE: Insituto Brasileiro de Geografia e*, 2010.
- [8] BRASIL, C. Cartilha do censo 2010–pessoas com deficiência. *Luzia Maria Borges Oliveira*, 2012.
- [9] KAMENETZ, H. L. A brief history of the wheelchair. *Journal of the history of medicine and allied sciences*, Oxford University Press, v. 24, n. 2, p. 205–210, 1969.
- [10] CHAIRS, S. N. *Drive Medical: Cirrus Plus Power Wheelchair*. 2018. Disponível em: <<https://www.scootersnchairs.com/products/cirrus-plus/>>. Acesso em: 19/05/2019.
- [11] MIHAILIDIS, A. et al. An intelligent powered wheelchair to enable mobility of cognitively impaired older adults: An anticollision system. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, IEEE, v. 15, n. 1, p. 136–143, 2007.
- [12] MICHAELIS, D. Bioengenharia – disponível em: <http://michaelis.uol.com.br/moderno-portugues/busca/portugues-brasileiro/bioengenharia/>. v. 11, n. 04, 2011.
- [13] WISE, D. L. *Encyclopedic Handbook of Biomaterials and Bioengineering: v. 1-2. Applications*. [S.l.]: CRC Press, 1995.
- [14] BALDI, P.; BRUNAK, S.; BACH, F. *Bioinformatics: the machine learning approach*. [S.l.]: MIT press, 2001.

- [15] JERONIMIDIS, G. Bioinspiration for engineering and architecture: Materials-structures-function. In: *Silicon+ Skin: Biological Processes and Computation. Proceedings of the 28th Annual Conference of the ACADIA*. [S.l.: s.n.], 2008. p. 26–33.
- [16] HERR, H.; WHITELEY, G. P.; CHILDRESS, D. *Cyborg Technology–Biomimetic Orthotic and Prosthetic Technology*. [S.l.]: SPIE Press, Bellingham, Washington, 2003.
- [17] CRITTER SQUAD. *What's an Exoskeleton?* 2017. Disponível em: <<https://www.crittersquad.com/portfolio/whats-an-exoskeleton/>>. Acesso em: 02/06/2019.
- [18] TECH 21st C. *Biomedicine: Robotic Exoskeletons*. 2012. Disponível em: <<https://21stcentech.wordpress.com/2012/01/19/biomedicine-part-8-robotic-exoskeletons/>>. Acesso em: 12/03/2020.
- [19] JOHANNES, M. S. et al. An overview of the developmental process for the modular prosthetic limb. *Johns Hopkins APL Technical Digest*, JHU/APL, v. 30, n. 3, p. 207–216, 2011.
- [20] SCHMITT, D. Insights into the evolution of human bipedalism from experimental studies of humans and other primates. *Journal of Experimental Biology*, The Company of Biologists Ltd, v. 206, n. 9, p. 1437–1448, 2003.
- [21] HACKEL, M. *Humanoid robots: Human-like machines*. [S.l.]: BoD–Books on Demand, 2007.
- [22] VAUGHAN, C. L.; DAVIS, B. L.; O'CONNOR, J. C. *Dynamics of human gait*. [S.l.]: Human Kinetics, 1992. v. 2.
- [23] SILVA, M. F.; MACHADO, J. T. A historical perspective of legged robots. *Journal of Vibration and Control*, Sage Publications Sage UK: London, England, v. 13, n. 9-10, p. 1447–1486, 2007.
- [24] ANON. *Logistical Vehicle Off-Road Mobility. Project TCCO*. [S.l.]: US Army Transportation Combat Developments Agency Fort Eustis, Va, 1967.
- [25] SCOPUS. *Analysis search results - Robotic Leg*. 2021. Disponível em: <www.scopus.com/term/analyzer.uri?origin=resultslist&src=s&s=TITLE-ABS-KEY%28Robotic+Leg%29&sort=cp-f&sdt=b&sot=b>. Acesso em: 25/04/2021.
- [26] MORAN, M. E. The da vinci robot. *Journal of endourology*, Mary Ann Liebert, Inc. 2 Madison Avenue Larchmont, NY 10538 USA, v. 20, n. 12, p. 986–990, 2006.
- [27] Akhtaruzzaman, M.; Shafie, A. A. Evolution of humanoid robot and contribution of various countries in advancing the research and development of the platform. In: *ICCAS 2010*. [S.l.: s.n.], 2010. p. 1021–1028.
- [28] O'HANLON, M. Can high technology bring us troops home? *Foreign Policy*, JSTOR, p. 72–86, 1998.
- [29] Wikipedia. *Leonardo's robot*. 2016. Disponível em: <https://en.wikipedia.org/wiki/Leonardo's_robot>. Acesso em: 19/03/2020.

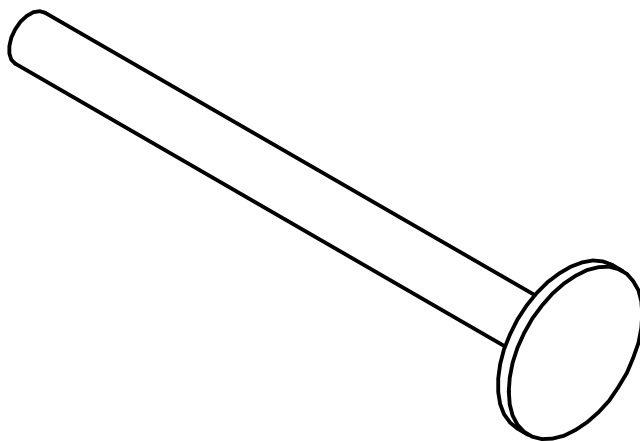
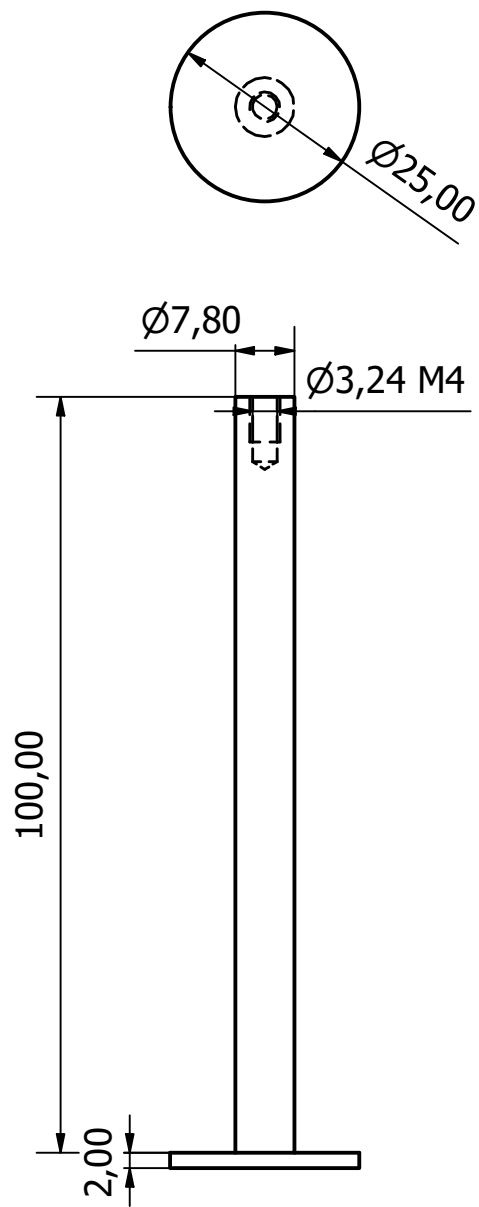
- [30] Telefonica Fundación. *Nosotros, Robots*. 2018. Disponível em: <<https://espacio.fundaciontelefonica.com/evento/nosotros-robots/>>. Acesso em: 19/03/2020.
- [31] LIVEJOURNAL. *ELEKTRO "THE MOTO MAN"1939 - RETRO ROBOTS AND ROBOTIC ART — LiveJournal*. 2010. Disponível em: <<https://true-robots.livejournal.com/213183.html>>. Acesso em: 08/04/2020.
- [32] BEZERRA, C. A. D.; ZAMPIERI, D. E. Biped robots: the state of art. In: SPRINGER. *International Symposium on History of Machines and Mechanisms*. [S.l.], 2004. p. 371–389.
- [33] MIT. *MIT Leg Lab's Spring Turkey Robot*. 2020. Disponível em: <http://www.ai.mit.edu/projects/leglab/robots/Spring_Turkey/Spring_Turkey.html>. Acesso em: 12/03/2020.
- [34] MIT. *MIT Leg Lab's Spring Flamingo Robot*. 2020. Disponível em: <http://www.ai.mit.edu/projects/leglab/robots/Spring_Flammingo/Spring_Flammingo.html>. Acesso em: 12/03/2020.
- [35] HONDA. *HondaASIMO*. 2020. Disponível em: <<https://www.honda.co.jp/ASIMO/>>. Acesso em: 08/05/2020.
- [36] KANEKO, K. et al. Humanoid robot hrp-4 - humanoid robotics platform with lightweight and slim body. In: . [S.l.: s.n.], 2011. p. 4400–4407.
- [37] KANEKO, K. et al. Humanoid robot hrp-5p: an electrically actuated humanoid robot with high power and wide range joints. *IEEE Robotics and Automation Letters*, PP, p. 1–1, 01 2019.
- [38] IEEE, R. *HRP-2 - ROBOTS: Your Guide to the World of Robotics*. 2020. Disponível em: <<https://robots.ieee.org/robots/hrp2/?gallery=photo1>>. Acesso em: 08/08/2020.
- [39] IEEE, R. *HRP-4 - ROBOTS: Your Guide to the World of Robotics*. Disponível em: <<https://robots.ieee.org/robots/hrp4/?gallery=photo1>>. Acesso em: 08/08/2020.
- [40] IEEE, R. *HRP-5P - ROBOTS: Your Guide to the World of Robotics*. 2020. Disponível em: <<https://robots.ieee.org/robots/hrp5p/>>. Acesso em: 08/08/2020.
- [41] TUM. *Humanoider Roboter LOLA - TUM-AM*. 2020. Disponível em: <<https://www.mw.tum.de/am/forschung/aktuelle-projekte/robotik/humanoider-roboter-lola/>>. Acesso em: 08/09/2020.
- [42] DARPA. *DARPA Robotics Challenge*. 2015. Disponível em: <<https://www.darpa.mil/about-us/timeline/darpa-robotics-challenge>>. Acesso em: 08/09/2020.
- [43] YANG, X. et al. State of the art: Bipedal robots for lower limb rehabilitation. *Applied Sciences*, v. 7, p. 1182, 11 2017.
- [44] IEEE, R. *Atlas - ROBOTS: Your Guide to the World of Robotics*. 2020. Disponível em: <<https://robots.ieee.org/robots/atlas2016/?gallery=interactive1>>. Acesso em: 08/09/2020.

- [45] RIBEIRO, L. N. Módulo de sensoriamento inercial aplicado à captura de movimento da marcha na paralisia cerebral. 2019.
- [46] ANDRADE, L. M. et al. Análise de marcha: protocolo experimental a partir de variáveis cinemáticas e antropométricas. [sn], 2002.
- [47] TORRICELLI, D. et al. Human-like compliant locomotion: State of the art of robotic implementations. *Bioinspiration Biomimetics*, v. 11, 08 2016.
- [48] GROSU, S. et al. Driving Robotic Exoskeletons Using Cable-Based Transmissions: A Qualitative Analysis and Overview. *Applied Mechanics Reviews*, v. 70, n. 6, 01 2019. ISSN 0003-6900. 060801.
- [49] Jeong, U.; Cho, K. Feedforward friction compensation of bowden-cable transmission via loop routing. In: *2015 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems (IROS)*. [S.l.: s.n.], 2015. p. 5948–5953.
- [50] Schiele, A. et al. Bowden cable actuator for force-feedback exoskeletons. In: *2006 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems*. [S.l.: s.n.], 2006. p. 3599–3604.
- [51] ZATSIORSKY, V.; SELUYANOV, V.; CHUGUNOVA, L. Methods of determining mass-inertial characteristics of human body segments. *Contemporary Problems of Biomechanics*, p. 272–291, 01 1990.
- [52] LEVA, P. D. Adjustments to zatsiorsky-seluyanov’s segment inertia parameters. *Journal of biomechanics*, Elsevier, v. 29, n. 9, p. 1223–1230, 1996.
- [53] WINTER, D. Biomechanics and motor control of human movement, fourth edition. 09 2009.
- [54] SIMÕES, I. F. E. *Biped gait controller with active perturbation recovery*. Tese (Doutorado) — Universidade de São Paulo.
- [55] YU, Z. et al. Disturbance rejection controller for biped walking using real-time zmp regulation. In: PARENTI-CASTELLI, V.; SCHIEHLEN, W. (Ed.). *ROMANSY 21 - Robot Design, Dynamics and Control*. Cham: Springer International Publishing, 2016. p. 179–188. ISBN 978-3-319-33714-2.
- [56] YU, Z. et al. Disturbance rejection for biped walking using zero-moment point variation based on body acceleration. *IEEE Transactions on Industrial Informatics*, v. 15, n. 4, p. 2265–2276, 2019.
- [57] TIAN, Z.; ZHAO, M. Biped robot gait control based on enhanced capture point. p. 1107–1112, 2018.
- [58] JEONG, H. et al. Biped walking stabilization based on foot placement control using capture point feedback. p. 5263–5269, 2017.
- [59] GRIFFIN, R. J. et al. Walking stabilization using step timing and location adjustment on the humanoid robot, Atlas. *IEEE International Conference on Intelligent Robots and Systems*, v. 2017-Sept, p. 667–673, 2017. ISSN 21530866.

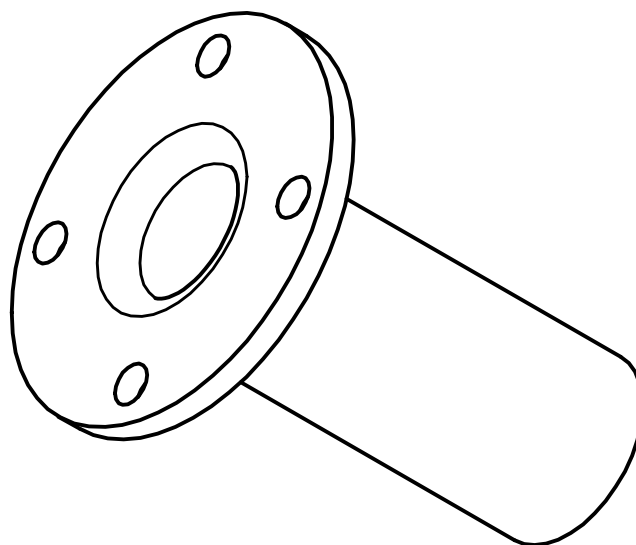
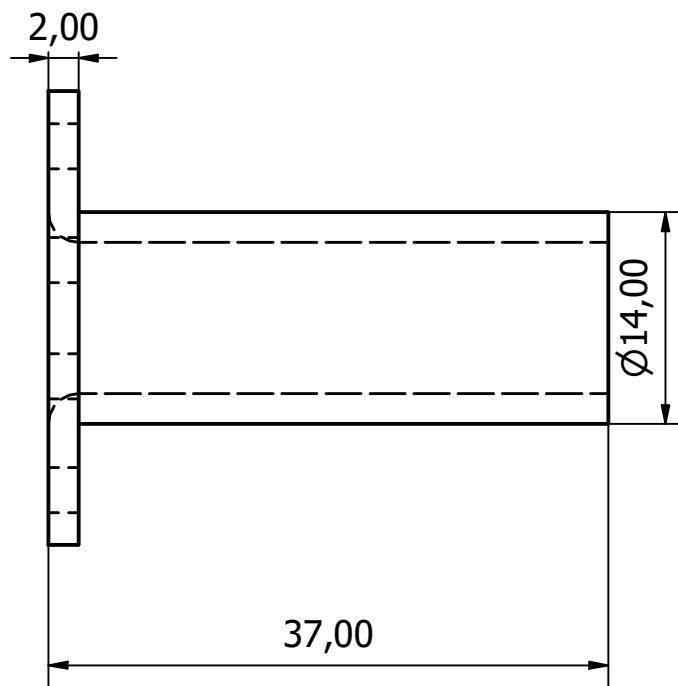
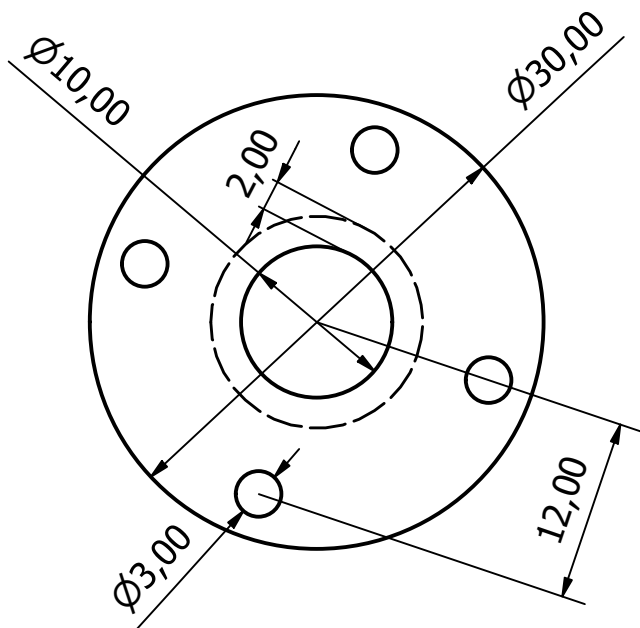
- [60] GRIFFIN, R. J.; LEONESSA, A. Model Predictive Control for Stable Walking Using the Divergent Component of Motion with Footstep Location and Yaw Adaptation. *International Journal of Humanoid Robotics*, v. 16, p. 1–37, 2019. ISSN 02198436.
- [61] PRATT, J. et al. Capturability-based analysis and control of legged locomotion, Part 2: Application to M2V2, a lower-body humanoid. *The International Journal of Robotics Research*, v. 31, n. 10, p. 1117–1133, 2012. Disponível em: <<http://journals.sagepub.com.ez67.periodicos.capes.gov.br/doi/pdf/10.1177/0278364912452762>>.
- [62] GABRIEL, T.; HAN, M.-W. Control of a humanoid robot based on the zmp method. *IFAC Proceedings Volumes*, v. 41, n. 2, p. 3065–3069, 2008. ISSN 1474-6670. 17th IFAC World Congress. Disponível em: <<https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1474667016394198>>.
- [63] Yang, B.; Lee, H.; Tanaka, E. Stable posture compensation based on zero-moment point control method for a walking assistance apparatus. In: *2018 IEEE International Conference on Cyborg and Bionic Systems (CBS)*. [S.l.: s.n.], 2018. p. 286–291.
- [64] PICOLLI, L. H. *Projeto e construção de uma perna robótica antropomórfica*. Dissertação (Trabalho de Formatura) — Universidade de São Paulo, 2017.
- [65] FORNER-CORDERO, A.; KOOPMAN, H.; HELM, F. V. D. Describing gait as a sequence of states. *Journal of biomechanics*, Elsevier, v. 39, n. 5, p. 948–957, 2006.
- [66] BAZETT-JONES, D. M. et al. Normalizing hip muscle strength: Establishing body-size-independent measurements. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, v. 92, n. 1, p. 76 – 82, 2011. ISSN 0003-9993.
- [67] OGURA, Y. et al. Development of a new humanoid robot wabian-2. In: . [S.l.: s.n.], 2006. p. 76–81.
- [68] LI, Z.; TSAGARAKIS, N.; CALDWELL, D. Walking trajectory generation for humanoid robots with compliant joints: Experimentation with coman humanoid. In: . [S.l.: s.n.], 2012. p. 836–841. ISBN 978-1-4673-1403-9.
- [69] Jianxi Li et al. Flexible foot design for a humanoid robot. In: *2008 IEEE International Conference on Automation and Logistics*. [S.l.: s.n.], 2008. p. 1414–1419.
- [70] Seo, J.; Yi, B. Modeling and analysis of a biomimetic foot mechanism. In: *2009 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems*. [S.l.: s.n.], 2009. p. 1472–1477.
- [71] KWON, S.; PARK, J. Kinesiology-based robot foot design for human-like walking. *International Journal of Advanced Robotic Systems*, v. 9, p. 1, 12 2012.
- [72] SANTOS, G. V. de C. Controle de impedância em junta rotativa atuada por cabos aplicado a exercícios fisioterapêuticos. 2018.
- [73] WU, Q. et al. Design and control of a powered hip exoskeleton for walking assistance. *International Journal of Advanced Robotic Systems*, v. 12, n. 3, p. 18, 2015.
- [74] SKF Bearing Select. Disponível em: <<https://www.skfbearingsselect.com/#/bearing-selection-start>>. Acesso em: 10/08/2020.

- [75] BAETA, V. S. Fernando da C. *Resistência dos materiais e dimensionamento de estruturas para construções rurais*. Disponível em: <<http://arquivo.ufv.br/dea/ambiagro/arquivos/resistencia.pdf>>. Acesso em: 10/05/2020.
- [76] YOSHIOKA, Y.; SIU, D.; COOKE, T. The anatomy and functional axes of the femur. *J bone joint surg* 69-a:873-880. *The Journal of bone and joint surgery. American volume*, v. 69, p. 873–80, 08 1987.
- [77] RUNGPRAI, C. et al. Foot and ankle radiographic parameters: Validation and reproducibility with a biplanar imaging system versus conventional radiography. *Foot ankle international*. / *American Orthopaedic Foot and Ankle Society [and] Swiss Foot and Ankle Society*, v. 35, 07 2014.
- [78] KIM, Y.-S. et al. Sex determination from partial segments and maximum femur lengths in Koreans using computed tomography. *Folia morphologica*, v. 73, p. 353–8, 08 2014.
- [79] PILLAI, T.; DEVI, C.; DEVI, T. Osteometric studies on human femurs. *IOSR Journal of Dental and Medical Sciences*, v. 13, p. 34–39, 01 2014.
- [80] EVERYTHING You Need To Know About Your Femur Bone. Disponível em: <<https://www.osteoporosisinstitute.org/femur/>>. Acesso em: 10/06/2020.
- [81] CRISTOFOLINI, L.; VICECONTI, M. Mechanical validation of whole bone composite tibia models. *Journal of biomechanics*, v. 33, p. 279–88, 04 2000.
- [82] TÍBIA - 1019363 - A35/3 - Modelos de esqueletos da perna e pé - 3B Scientific. Disponível em: <https://www.3bscientific.com.br/tibia-1019363-a353-3b-scientific,p_890_27395.html>. Acesso em: 10/09/2020.
- [83] O'MEARA, D. et al. The reliability and validity of a three-camera foot image system for obtaining foot anthropometrics. *Journal of applied biomechanics*, v. 26, p. 349–56, 08 2010.
- [84] MÜLLER, M. et al. The direct lateral approach: impact on gait patterns, foot progression angle and pain in comparison with a minimally invasive anterolateral approach. *Archives of orthopaedic and trauma surgery*, v. 132, p. 725–31, 02 2012.
- [85] JUNIOR, M. P. C. *Dispositivo de acoplamento bioinspirado para comutação de acionamentos em juntas robóticas de exoesqueletos*. Dissertação (Tese de mestrado) — Universidade de São Paulo, 2015.
- [86] WESTERVELT, E. R. et al. *Feedback control of dynamic bipedal robot locomotion*. [S.l.]: CRC press, 2018.
- [87] MOHLER, B. J. et al. Visual flow influences gait transition speed and preferred walking speed. *Experimental brain research*, Springer, v. 181, n. 2, p. 221–228, 2007.
- [88] AMERICANO, P. P. *Desenvolvimento e Implementação de uma Arquitetura de Controle Bioinspirada e Métrica de Estabilidade para sistemas robóticos bipedes e exoesqueletos de membro inferior*. Dissertação (Doutorado, em andamento) — Escola Politécnica da Universidade de São Paulo, 2021.

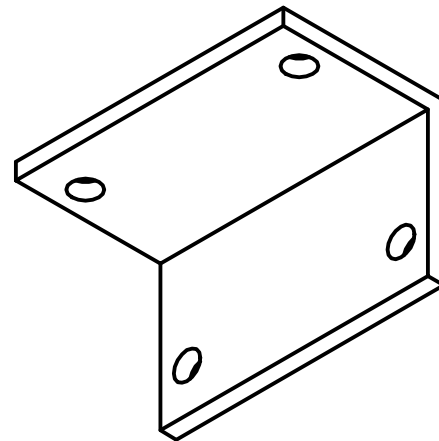
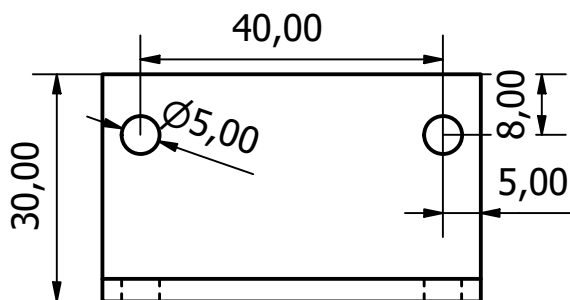
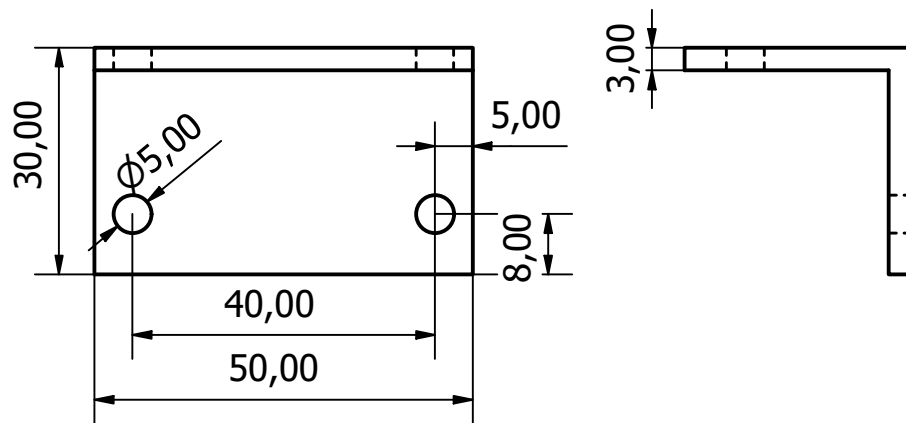
ANEXO A – DESENHOS TÉCNICOS DA BASE DE APOIO



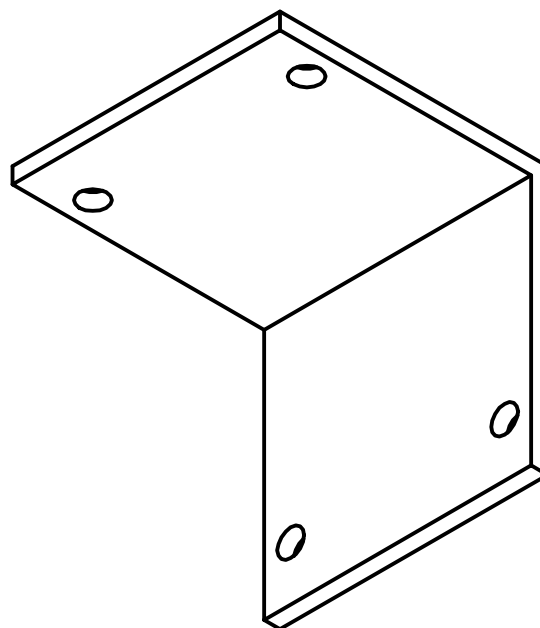
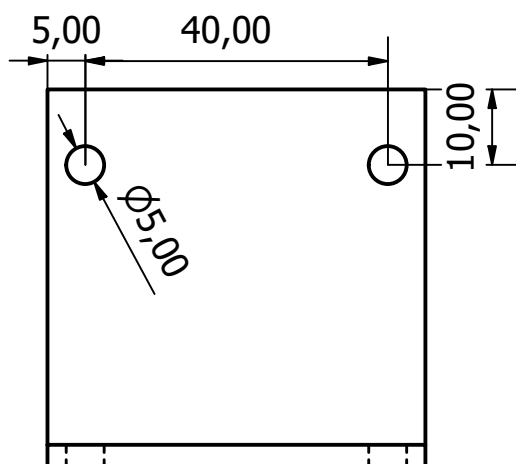
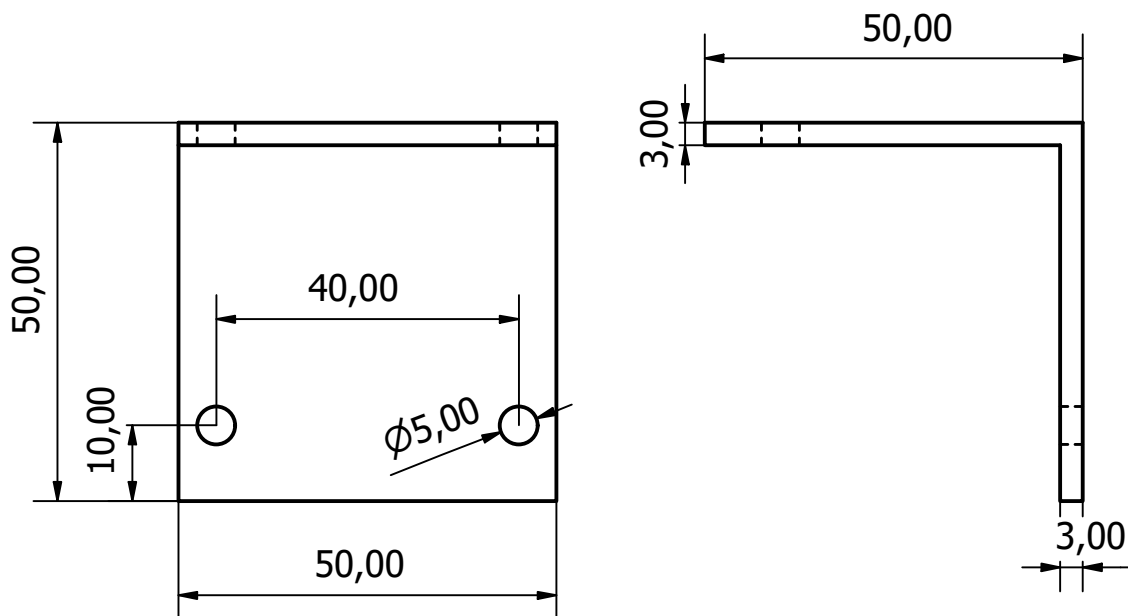
Designed by Paloma R Rocha	Checked by	Approved by	Date	Date 12/10/2020	
Laboratório Biomecatrônica USP			Guided Axis		
			Edition		Sheet 1 / 1



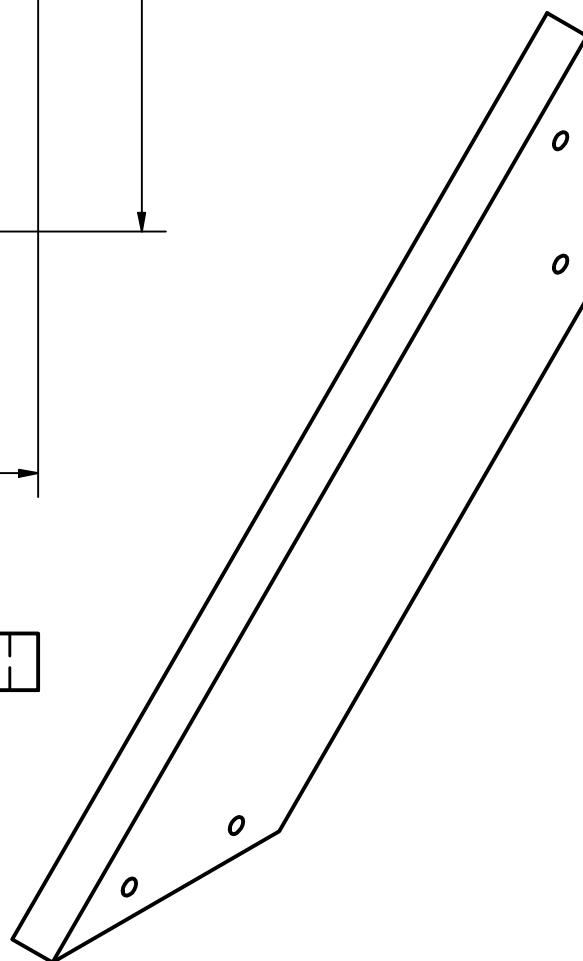
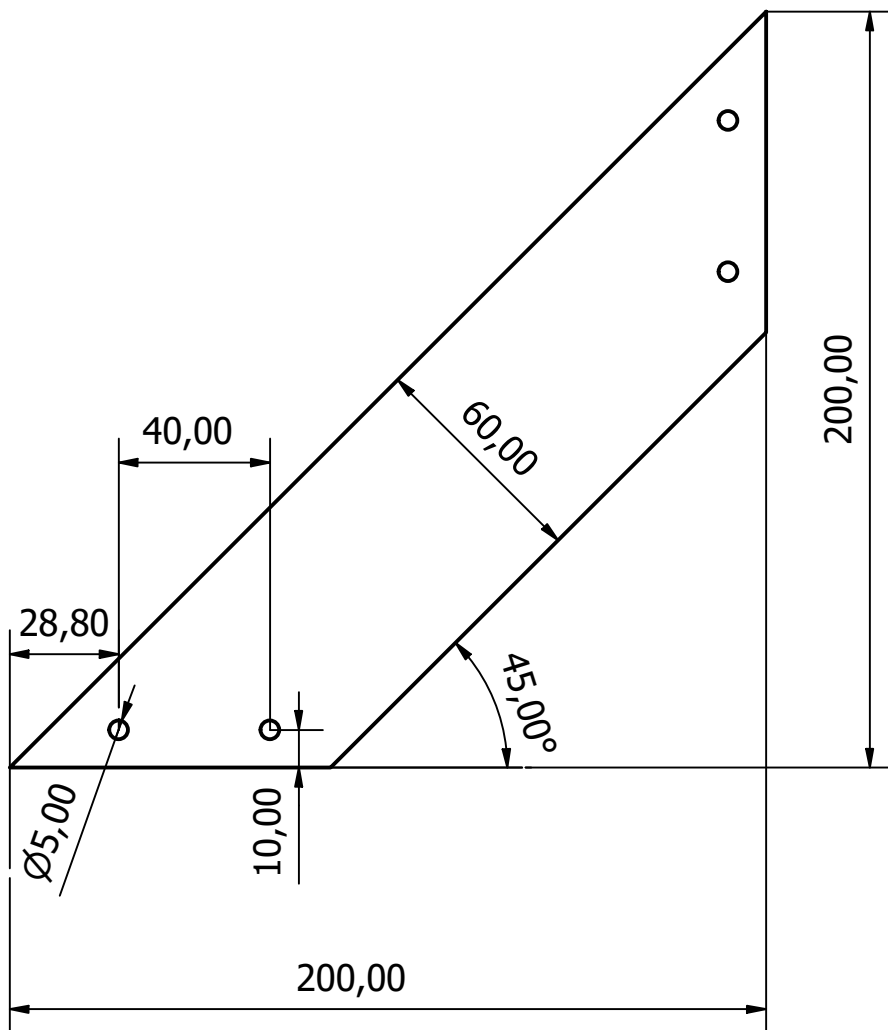
Designed by Paloma R Rocha	Checked by	Approved by	Date	Date 12/10/2020	
Laboratório Biomecatrônica USP			Guided Tube		
			Edition	Sheet 1 / 1	



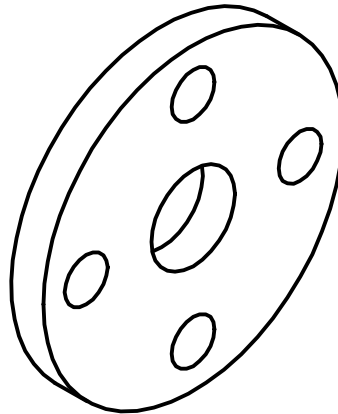
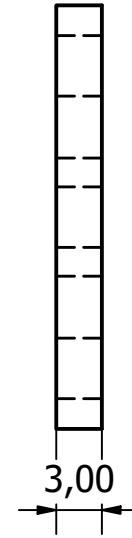
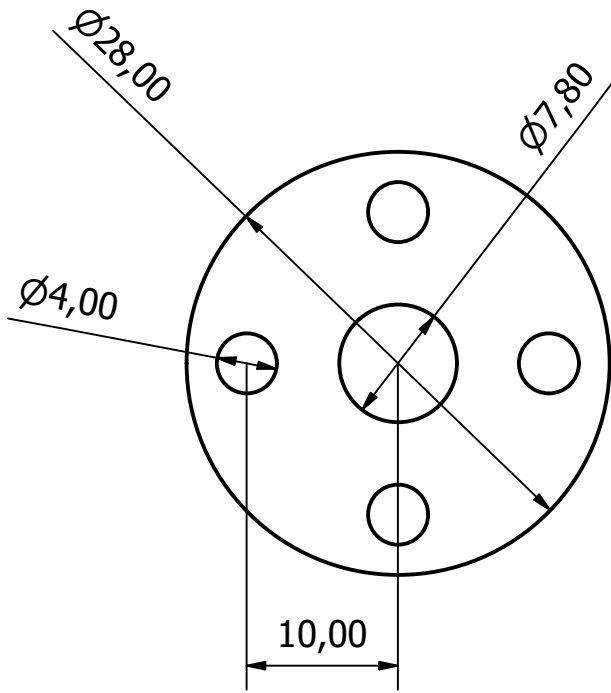
Designed by Paloma R Rocha	Checked by	Approved by	Date	Date 12/10/2020	
Laboratório Biomecatrônica USP			Corner Down Fixing Plate		
			Edition	Sheet 1 / 1	



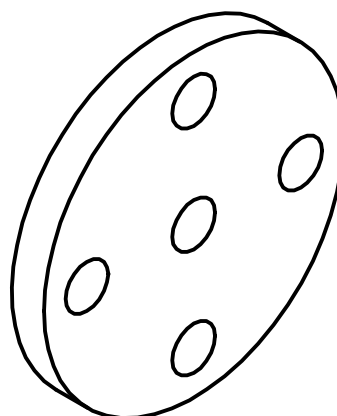
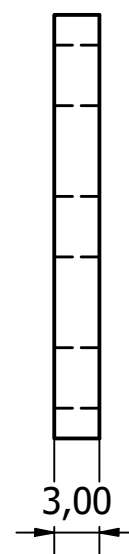
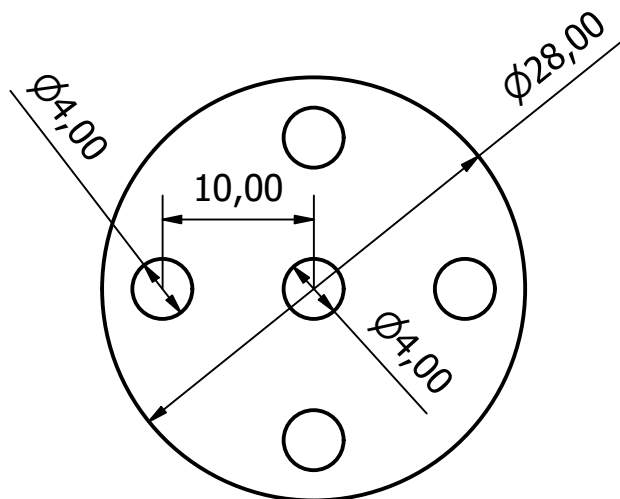
Designed by Paloma R Rocha	Checked by	Approved by	Date	Date 11/10/2020	
Laboratório Biomecatrônica USP			Corner Fixing Plate		
				Edition	Sheet 1 / 1



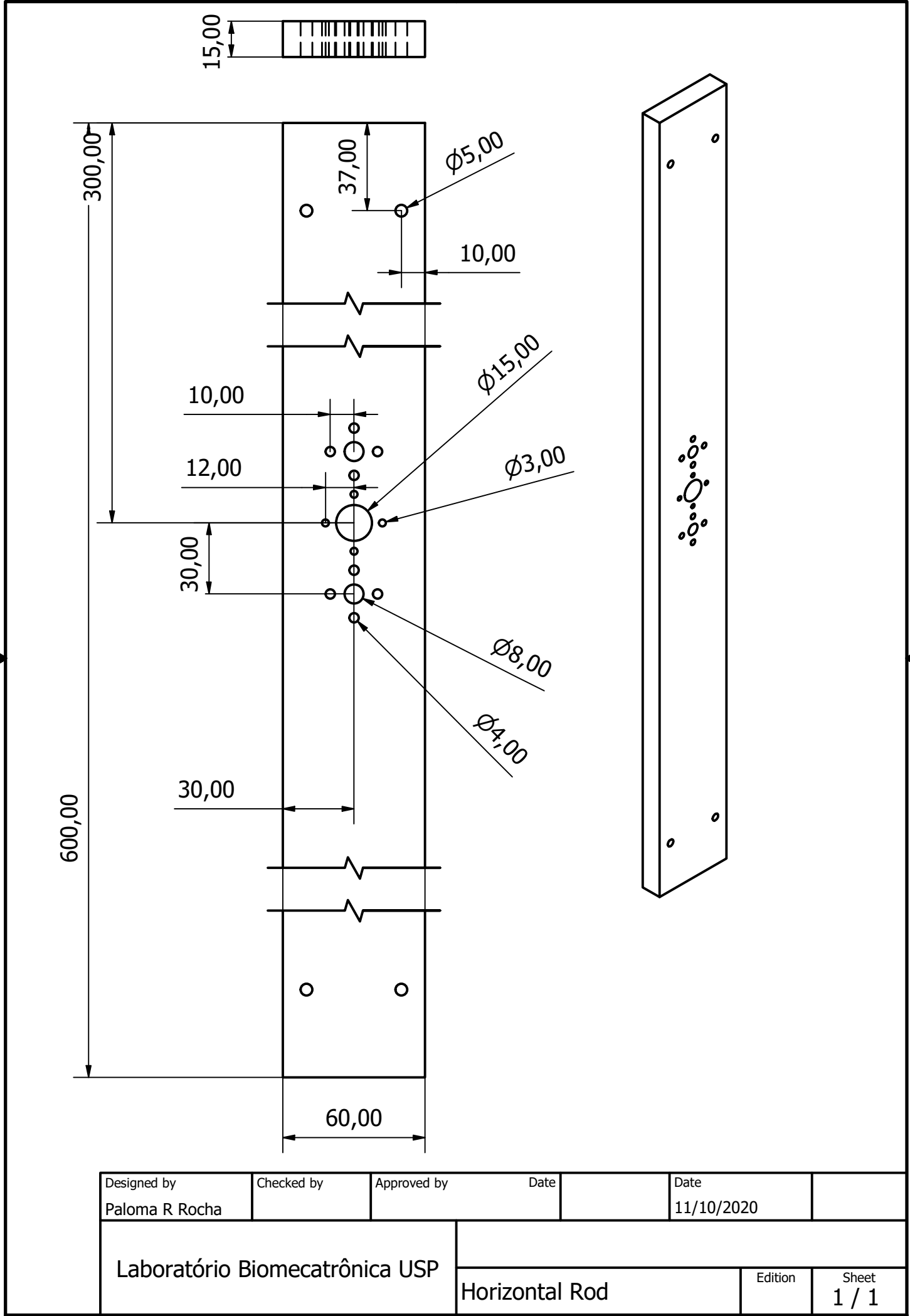
Designed by Paloma R Rocha	Checked by	Approved by	Date	Date 11/10/2020	
Laboratório Biomecatrônica USP			French Hand		
			Edition		Sheet 1 / 1

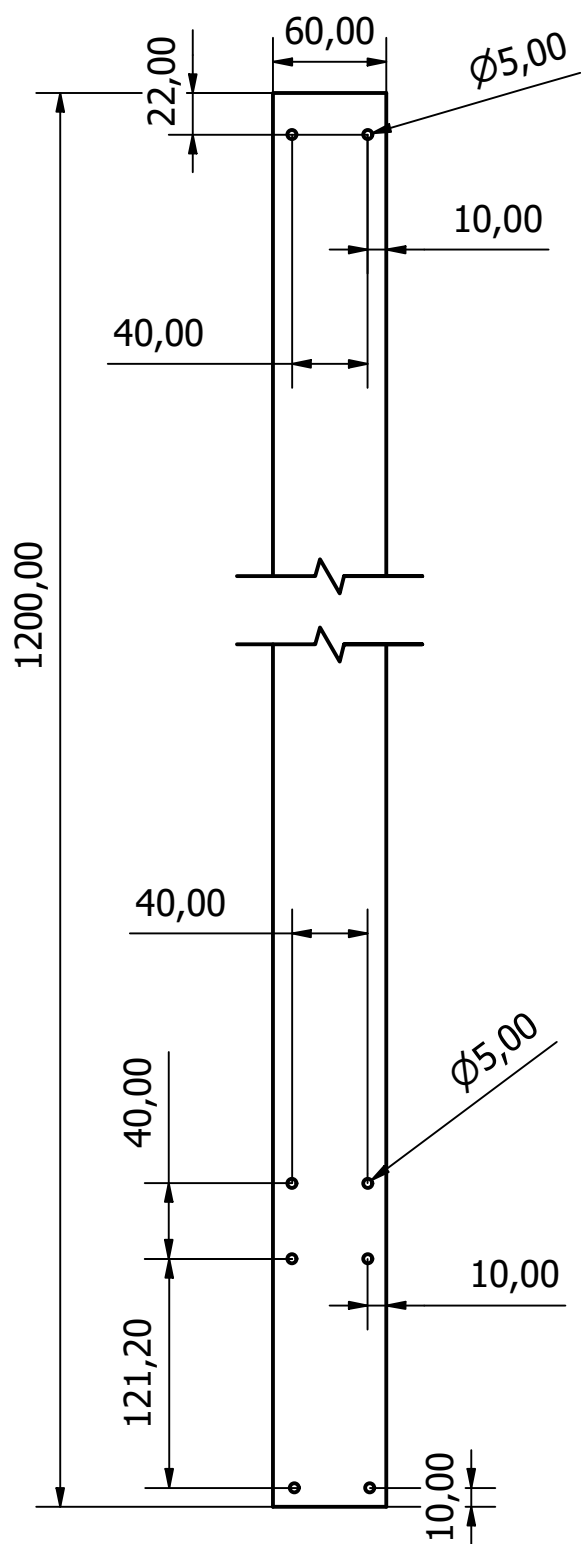


Designed by Paloma R Rocha	Checked by	Approved by	Date	Date 12/10/2020	
Laboratório Biomecatrônica USP			Guided Axis Down		
			Edition		Sheet 1 / 1

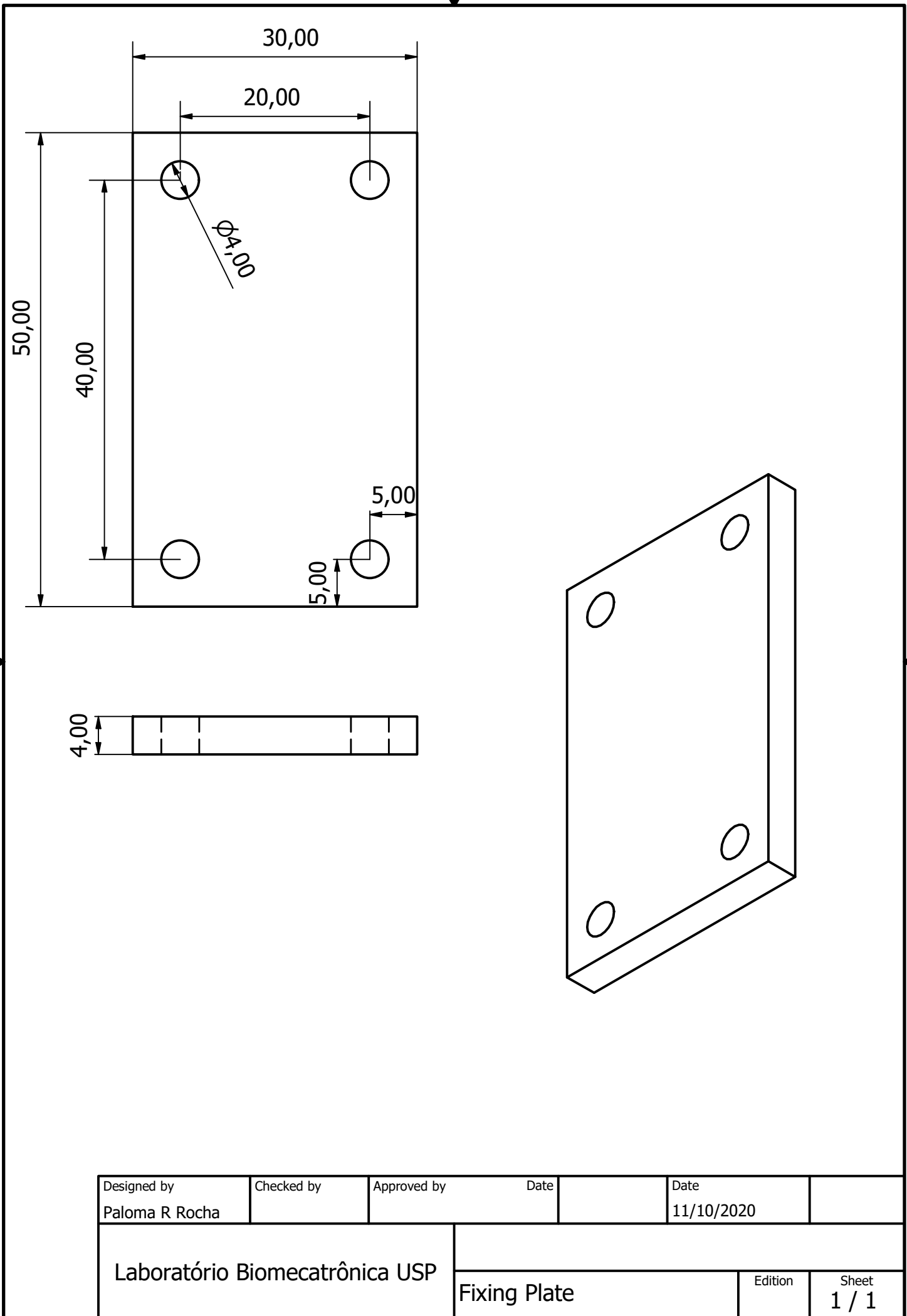


Designed by Paloma R Rocha	Checked by	Approved by	Date	Date 12/10/2020	
Laboratório Biomecatrônica USP			Guided Axis Upper		
				Edition	Sheet 1 / 1

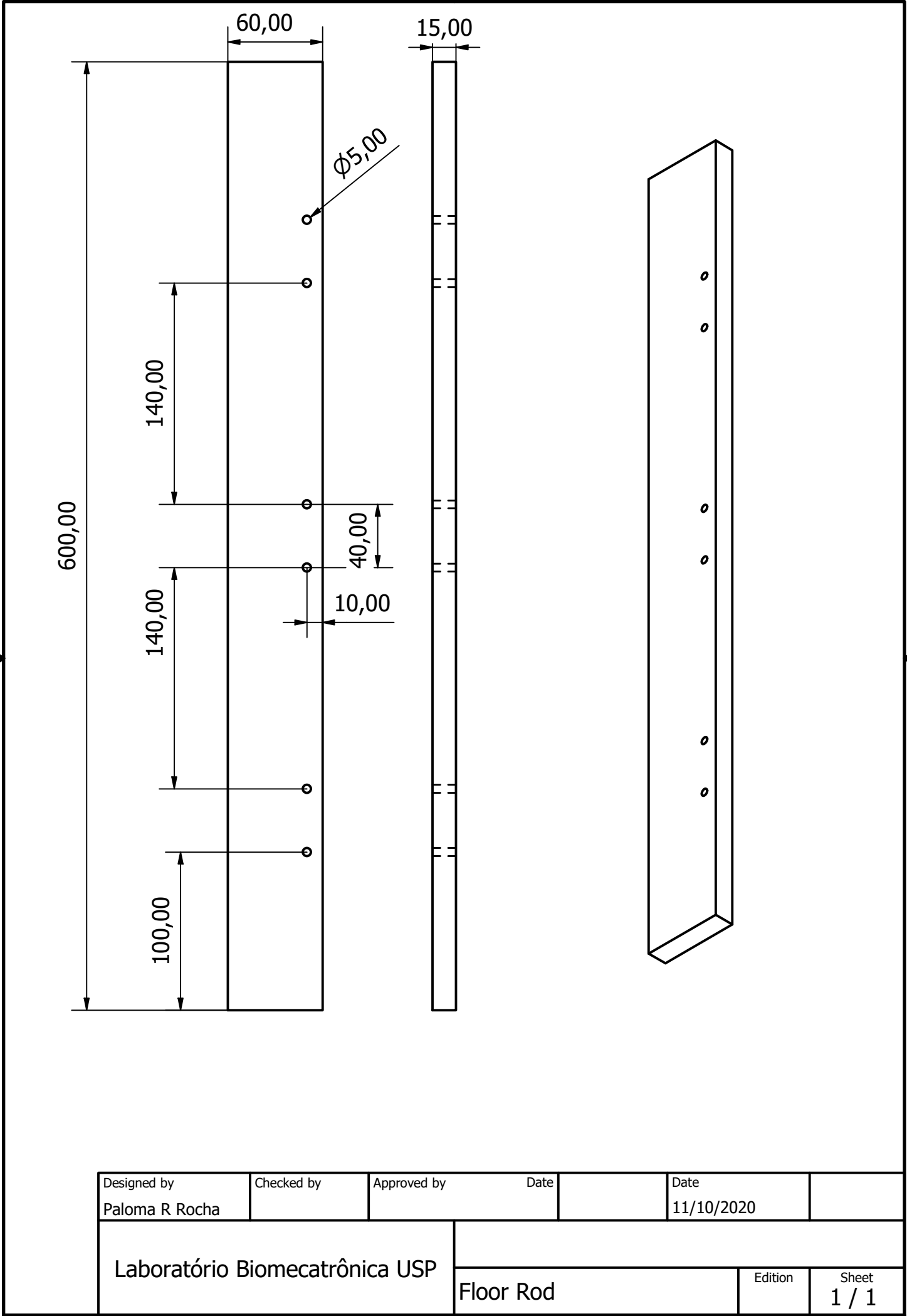




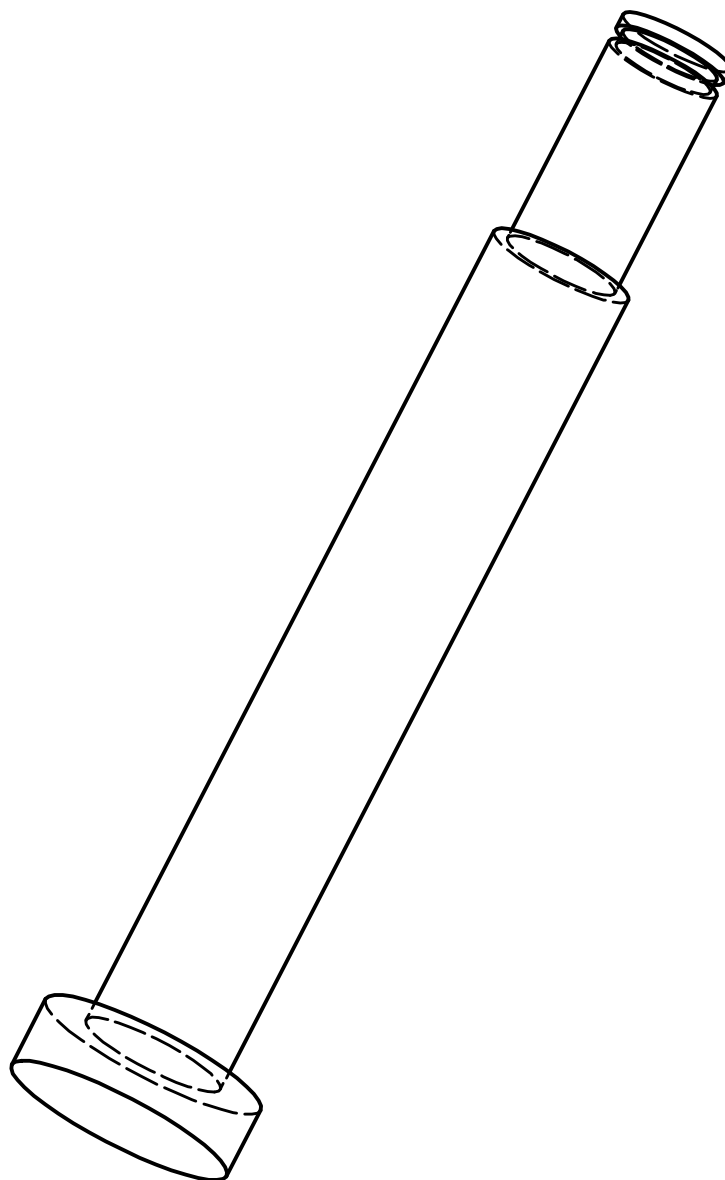
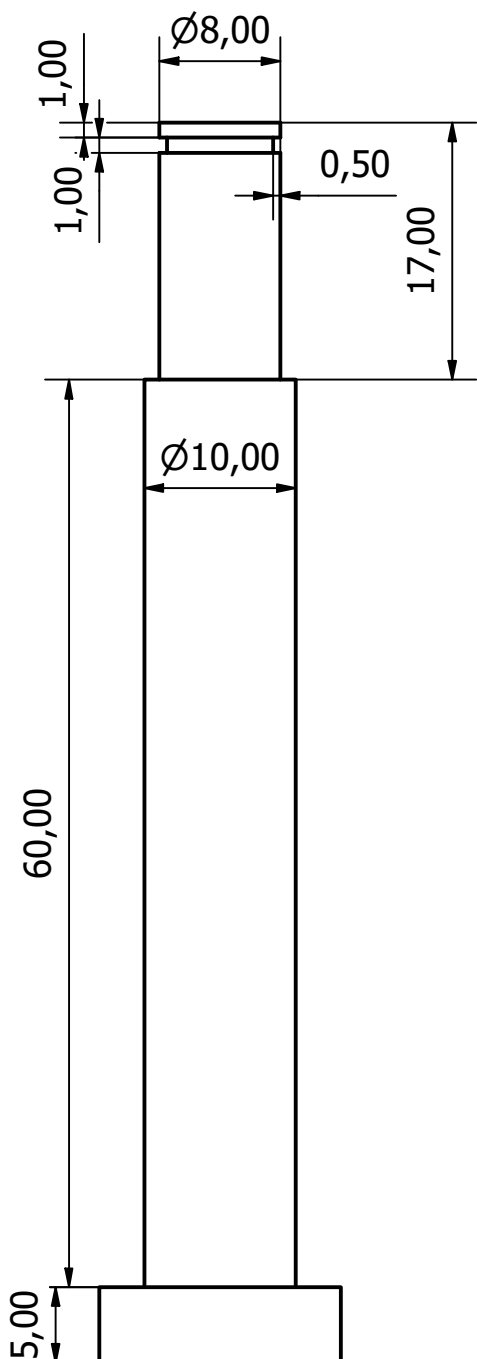
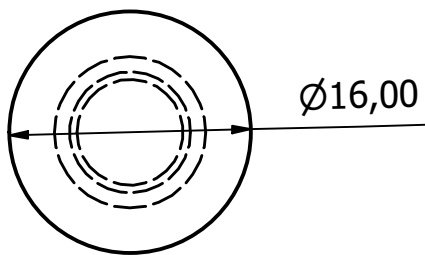
Designed by Paloma R Rocha	Checked by	Approved by	Date	Date 11/10/2020	
Laboratório Biomecatrônica USP			Vertical Rod		
			Edition		Sheet 1 / 1



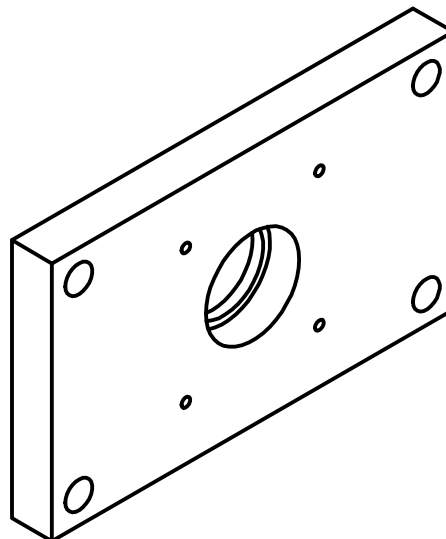
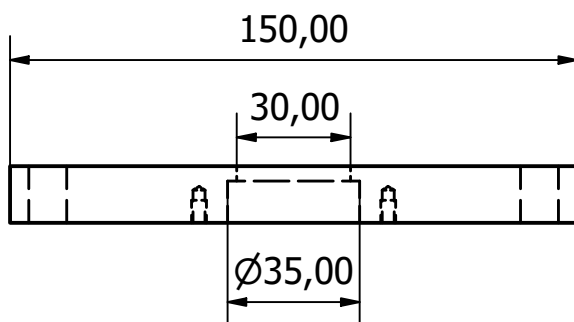
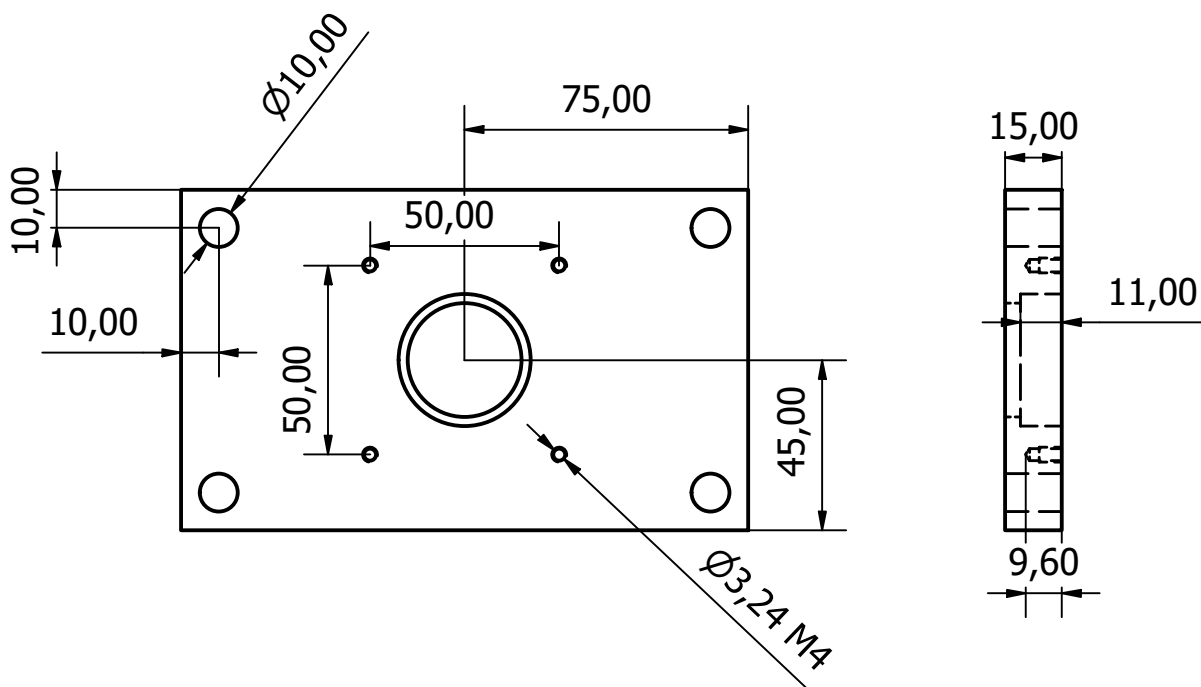
Designed by Paloma R Rocha	Checked by	Approved by	Date		Date	11/10/2020	
Laboratório Biomecatrônica USP				Fixing Plate			
				Edition		Sheet 1 / 1	



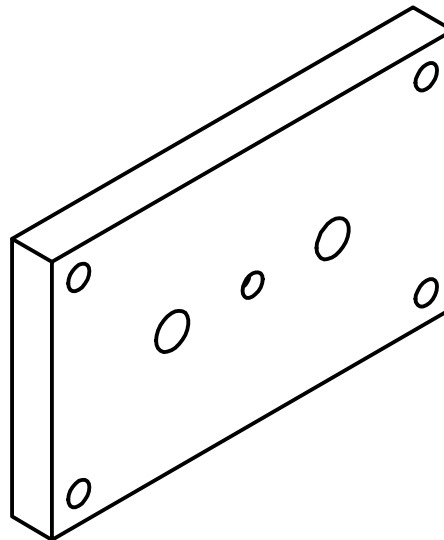
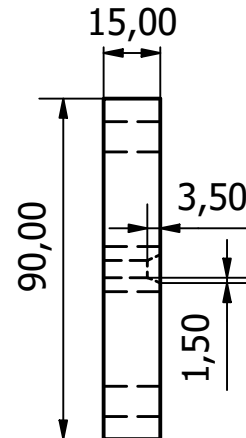
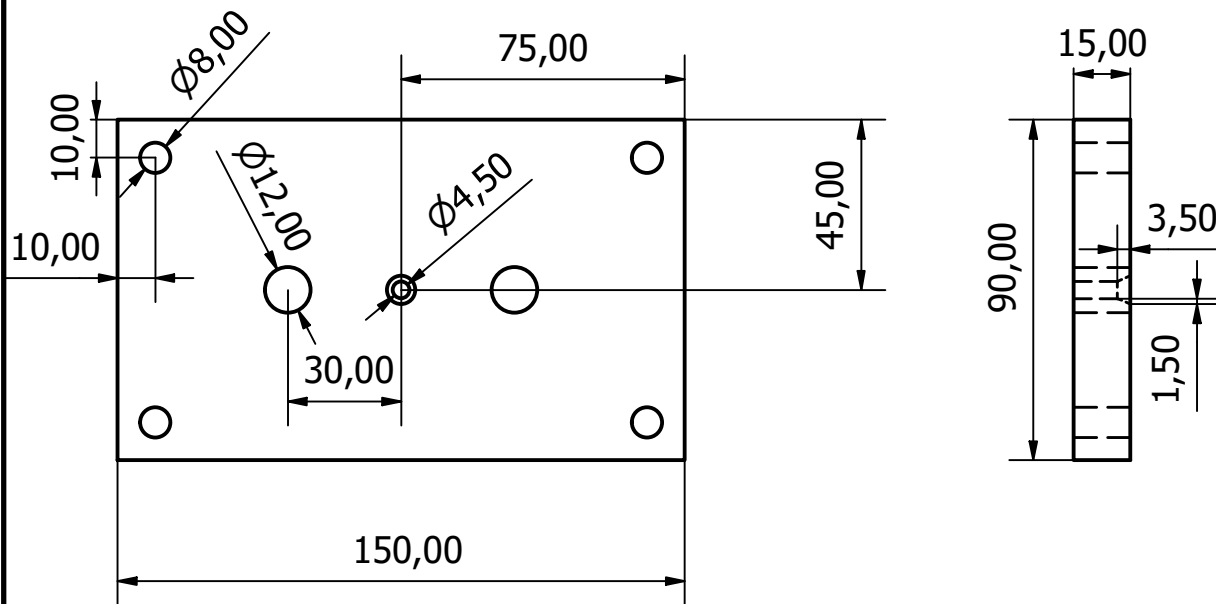
ANEXO B – DESENHOS TÉCNICOS DO ELEVADOR



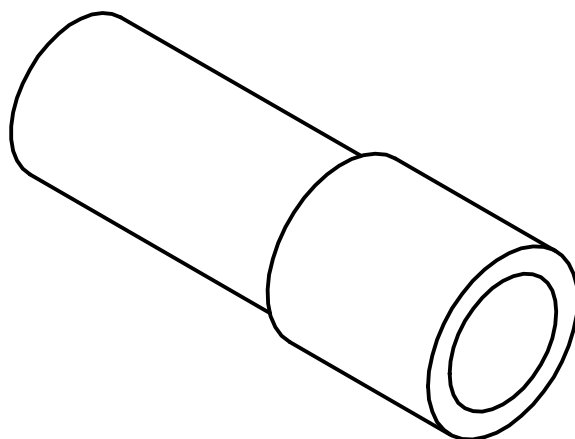
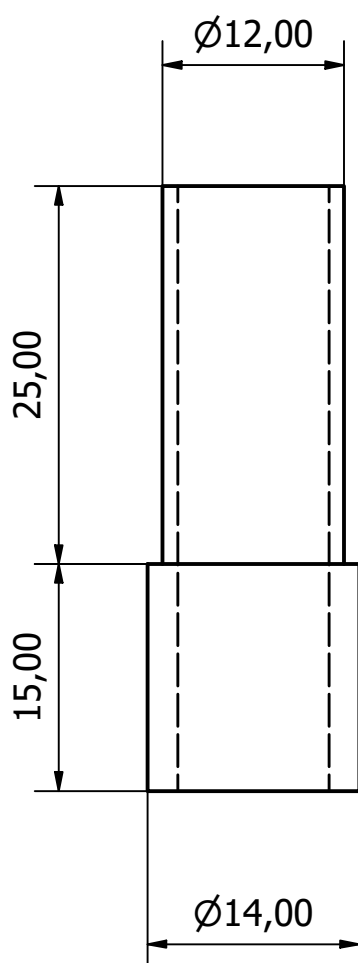
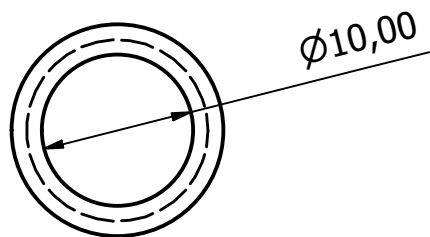
Designed by Paloma R Rocha	Checked by	Approved by	Date	Date 12/10/2020	
Laboratório Biomecatrônica USP			Elevador Axis		
			Edition		Sheet 1 / 1



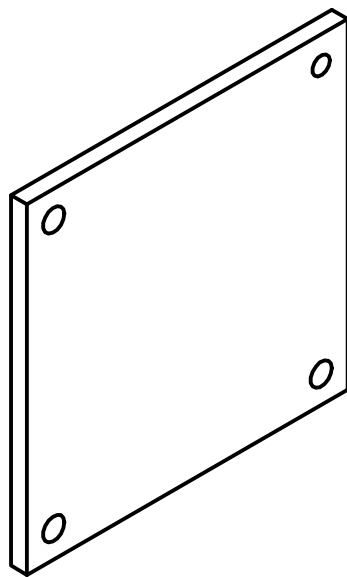
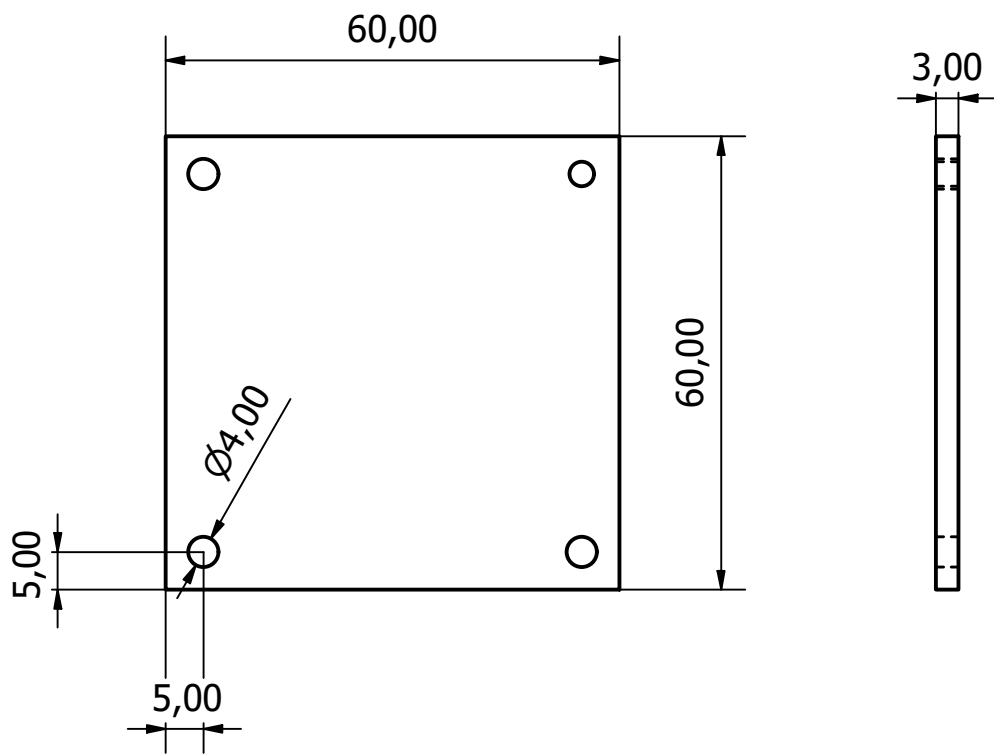
Designed by Paloma R Rocha	Checked by	Approved by	Date	Date 12/10/2020	
Laboratório Biomecatrônica USP			Elevador Down Side		
				Edition	Sheet 1 / 1



Designed by Paloma R Rocha	Checked by	Approved by	Date	Date 12/10/2020	
Laboratório Biomecatrônica USP			Elevador Upper Side		
			Edition	Sheet 1 / 1	

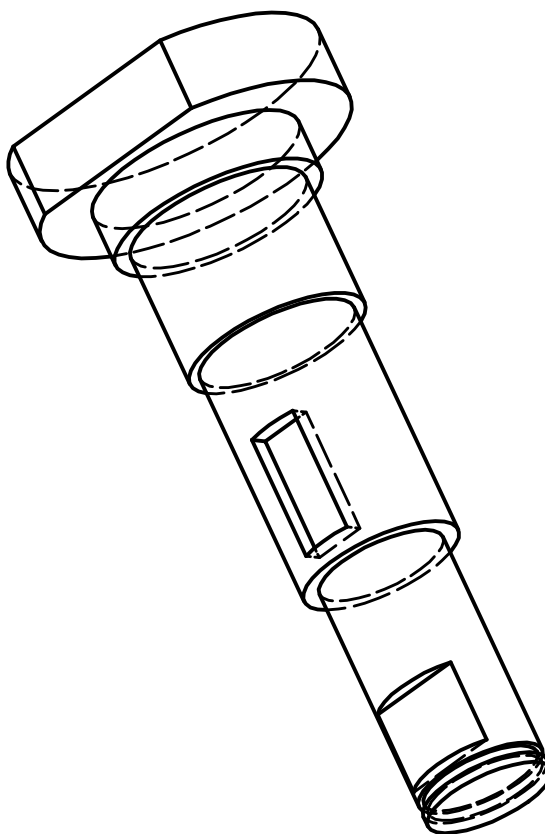
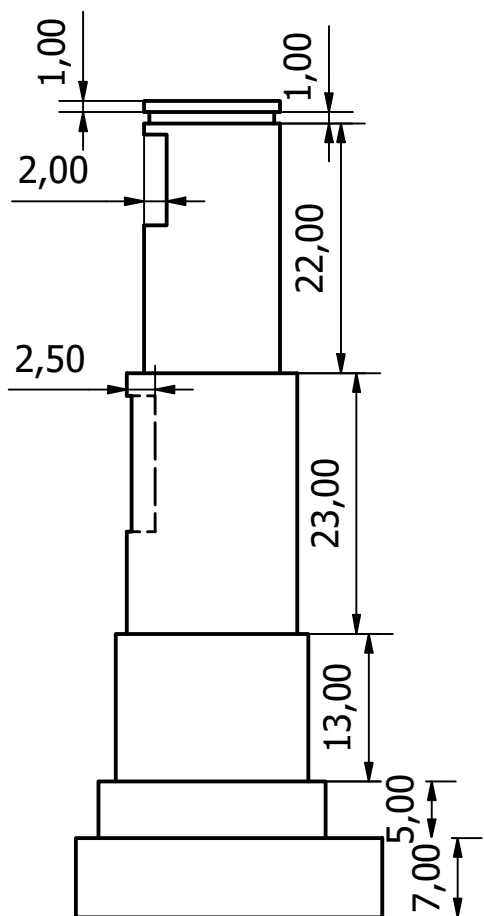
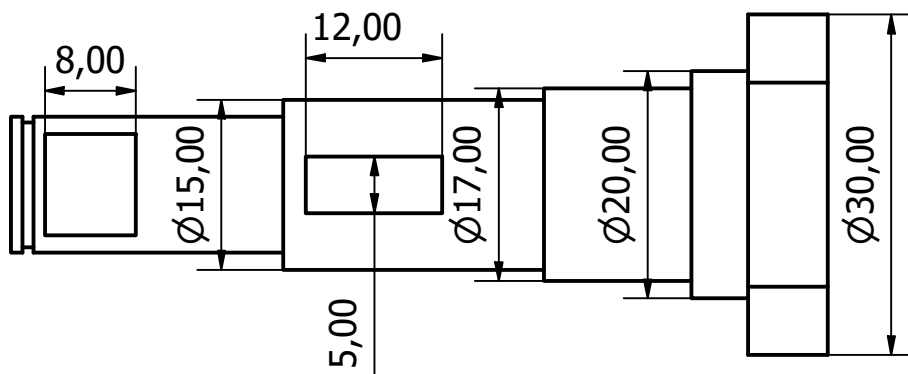
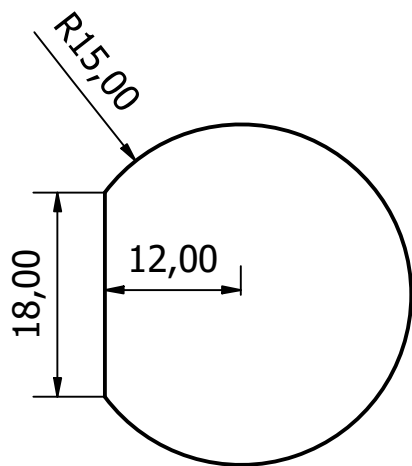


Designed by Paloma R Rocha	Checked by	Approved by	Date	Date 12/10/2020	
Laboratório Biomecatrônica USP			Sleeve Elevator		
			Edition	Sheet 1 / 1	

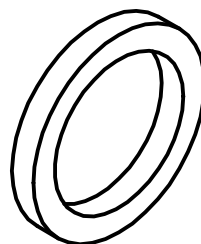
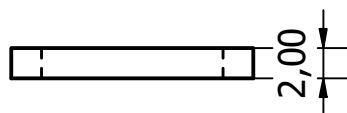
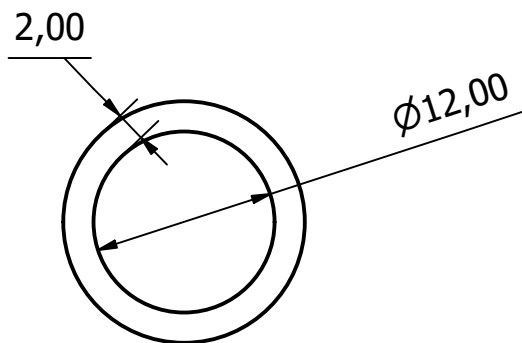


Designed by Paloma R Rocha	Checked by	Approved by	Date		Date	12/10/2020	
Laboratório Biomecatrônica USP				Bearing protection			
				Edition		Sheet 1 / 1	

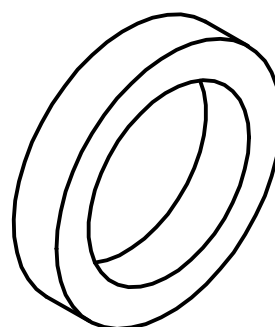
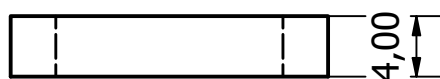
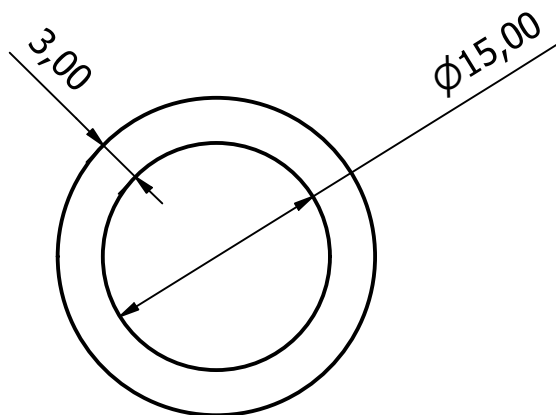
ANEXO C – DESENHOS TÉCNICOS DA JUNTA



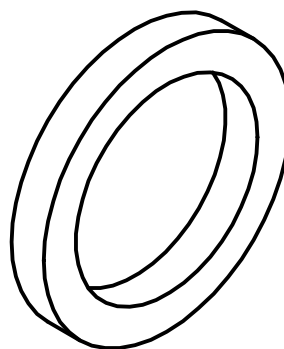
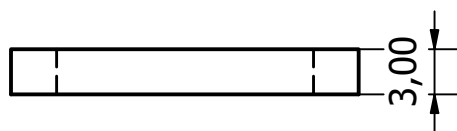
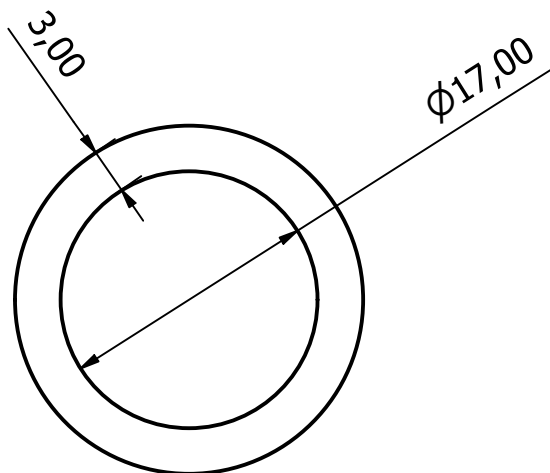
Designed by Paloma R Rocha	Checked by	Approved by	Date	Date 12/10/2020	
Laboratório Biomecatrônica USP			Hip axis_v2		
			Edition	Sheet 1 / 1	



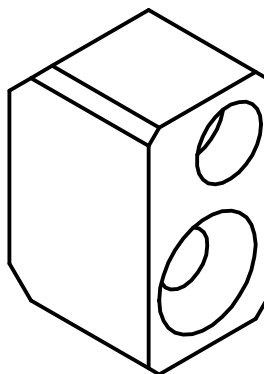
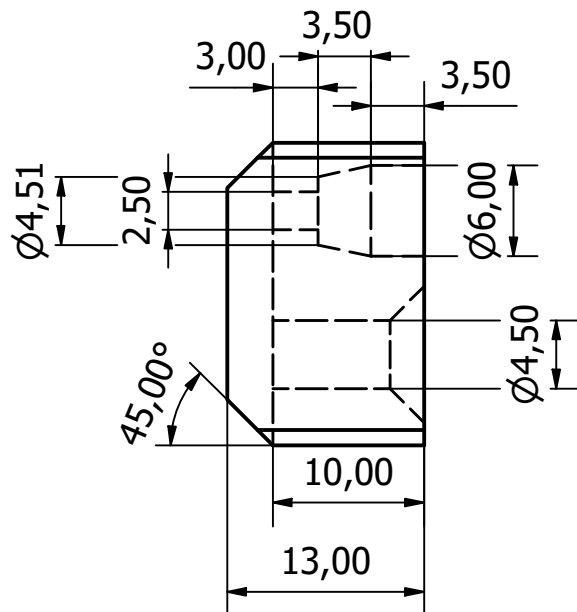
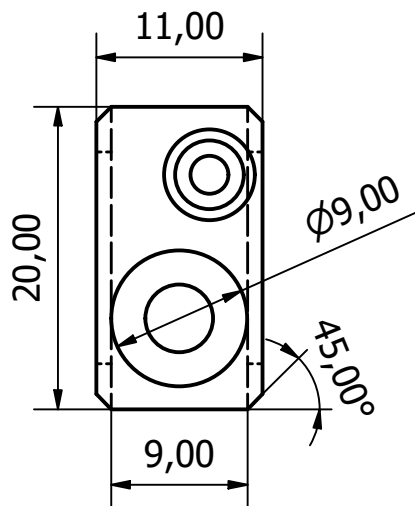
Designed by Paloma R Rocha	Checked by	Approved by	Date	Date 12/10/2020	
Laboratório Biomecatrônica USP			Joint Spacer 1		
				Edition	Sheet 1 / 1



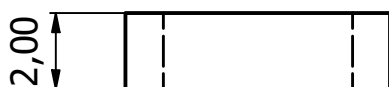
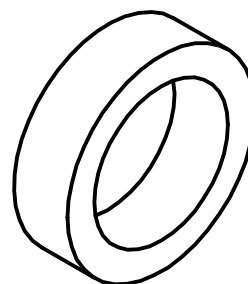
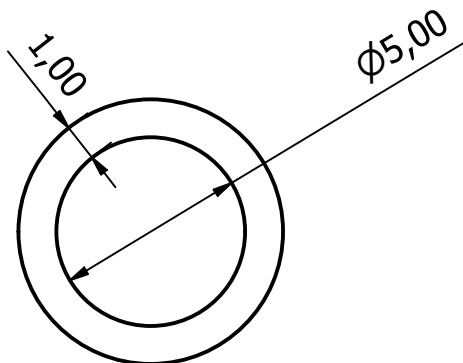
Designed by Paloma R Rocha	Checked by	Approved by	Date	Date 12/10/2020	
Laboratório Biomecatrônica USP			Joint Spacer 2		
				Edition	Sheet 1 / 1



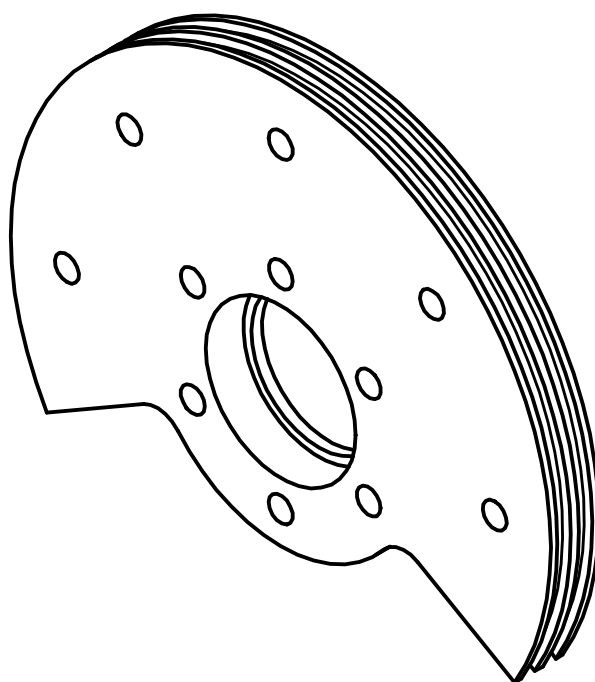
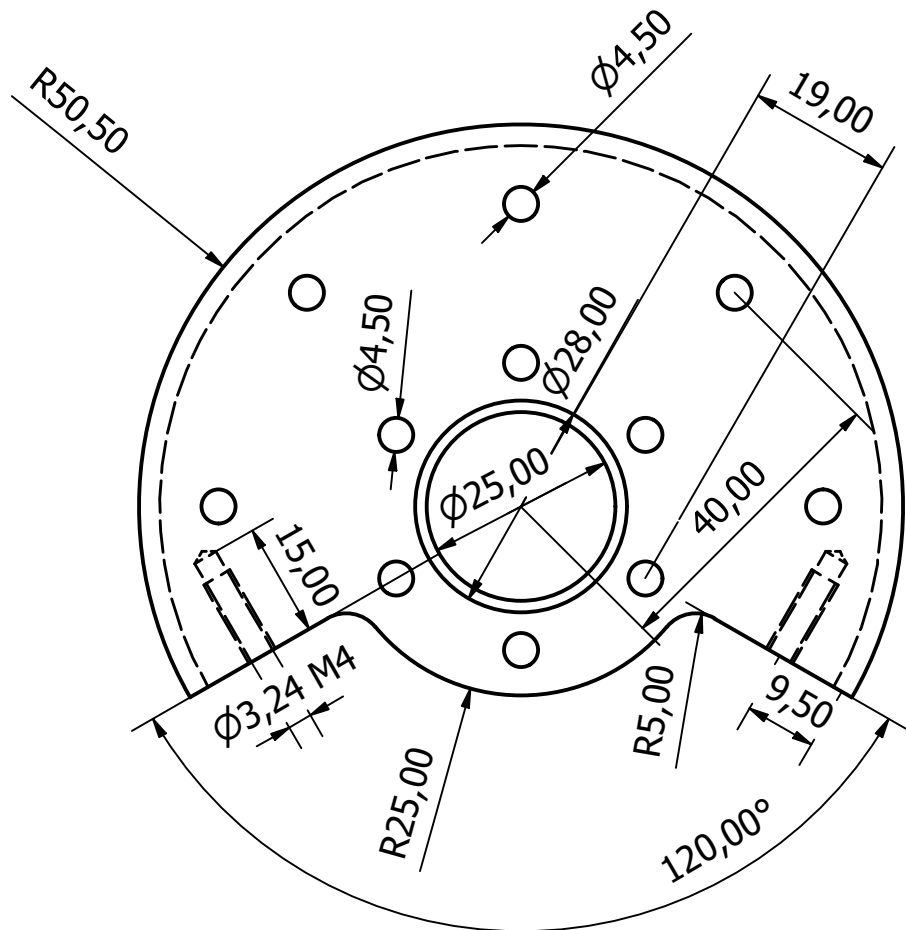
Designed by Paloma R Rocha	Checked by	Approved by	Date	Date 12/10/2020	
Laboratório Biomecatrônica USP			Joint Spacer 3		
				Edition	Sheet 1 / 1



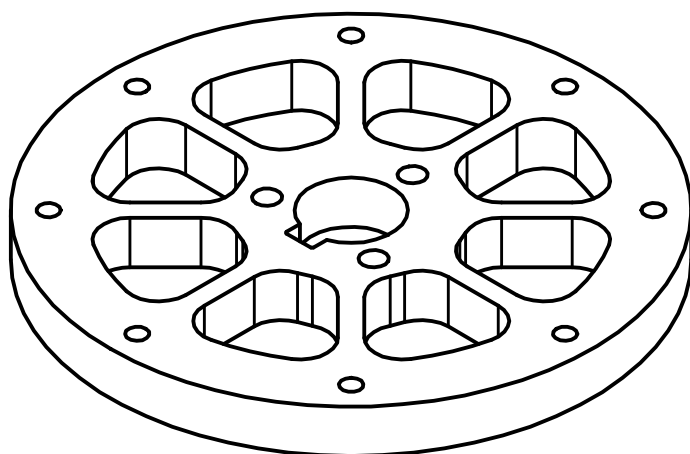
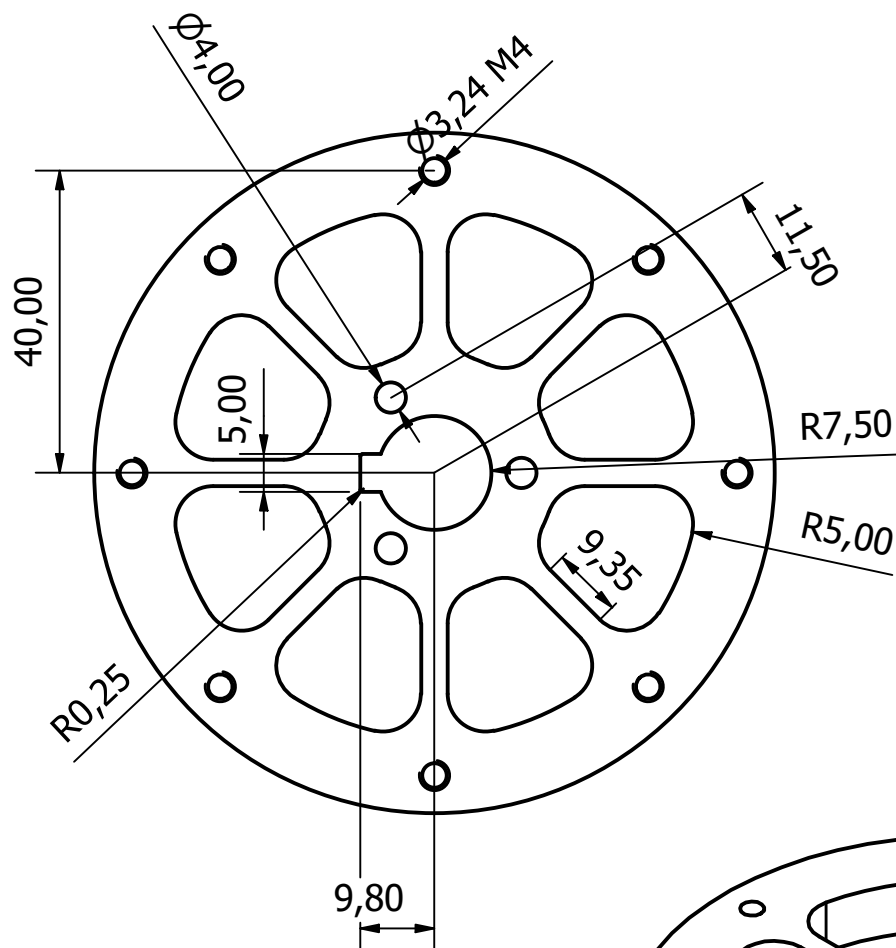
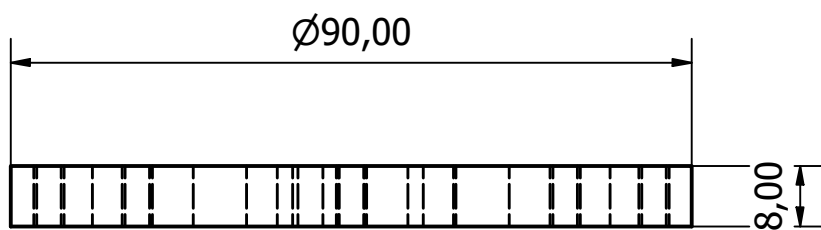
Designed by Paloma R Rocha	Checked by	Approved by	Date	Date 12/10/2020	
Laboratório Biomecatrônica USP			Pulley Bowden Support		
			Edition	Sheet 1 / 1	



Designed by Paloma R Rocha	Checked by	Approved by	Date	Date 12/10/2020	
Laboratório Biomecatrônica USP			Pulley Spacer		
				Edition	Sheet 1 / 1

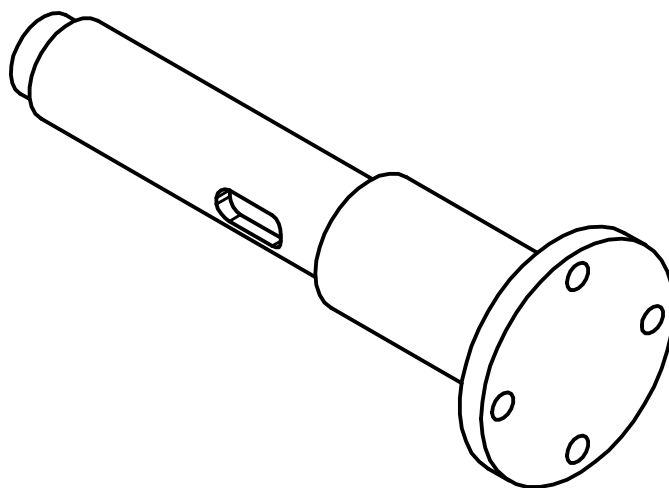
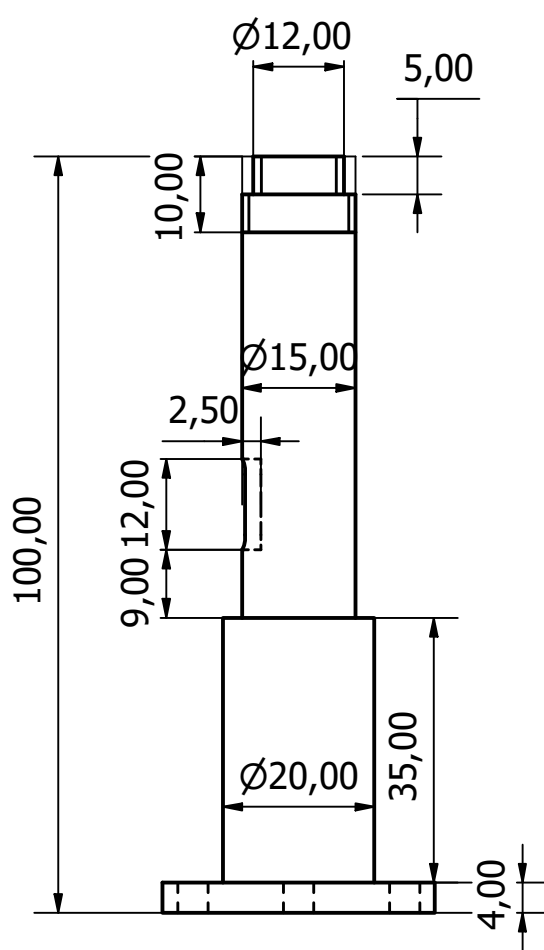
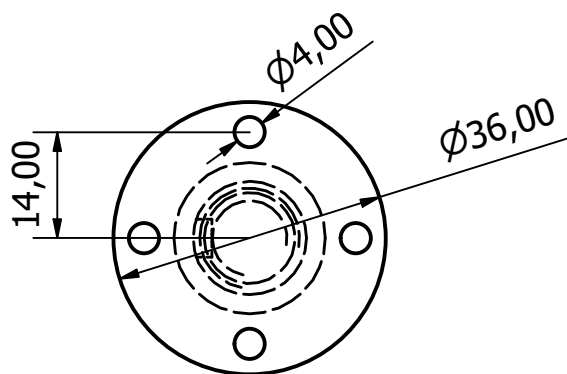


Designed by Paloma R Rocha	Checked by	Approved by	Date	Date 12/10/2020	
Laboratório Biomecatrônica USP					
		Pulley	Edition	Sheet 1 / 1	

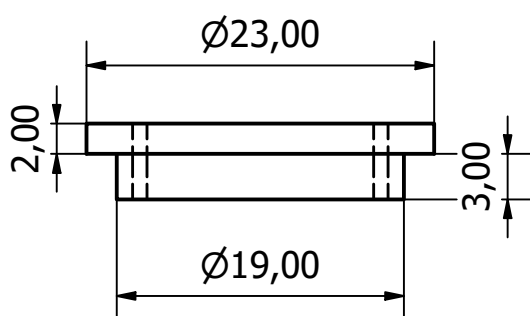
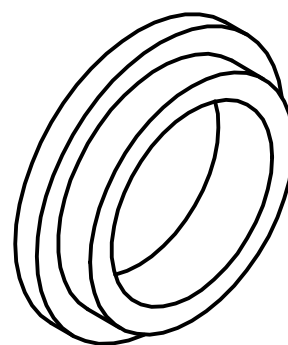
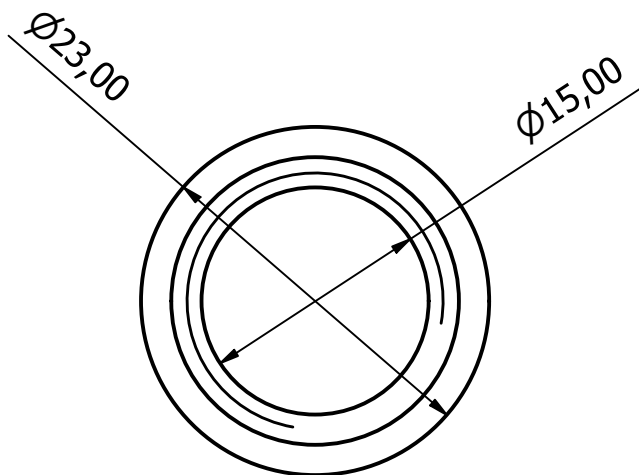


Designed by Paloma R Rocha	Checked by	Approved by	Date	Date 12/10/2020	
Laboratório Biomecatrônica USP			Torquemeter_v2		
			Edition	Sheet 1 / 1	

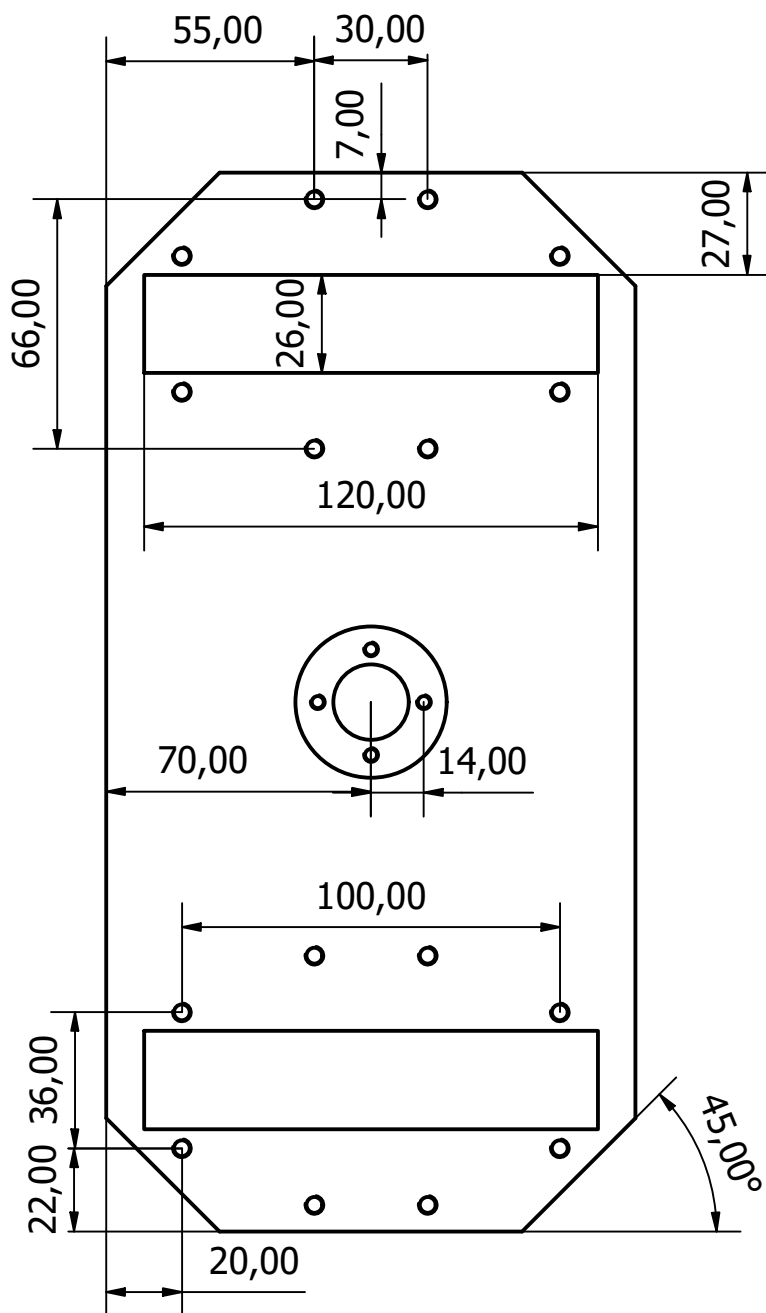
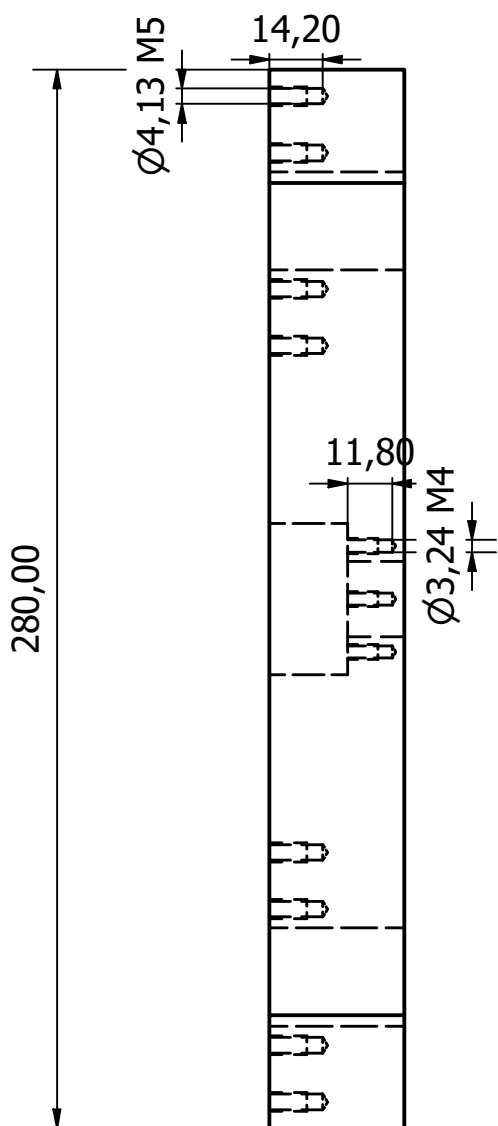
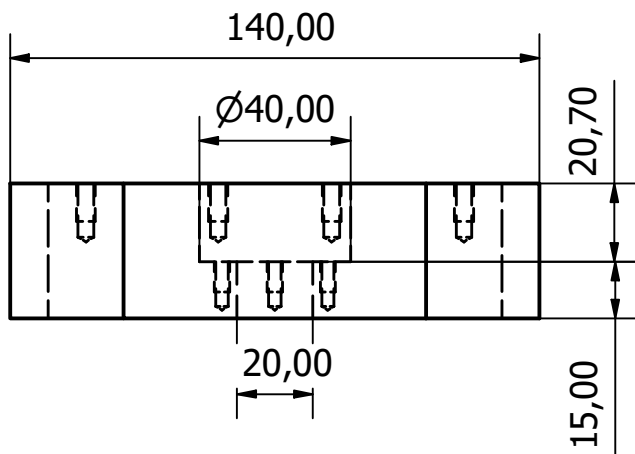
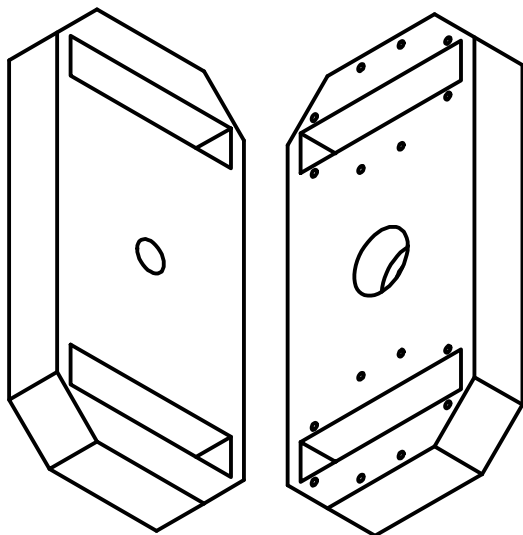
ANEXO D – DESENHOS TÉCNICOS DO QUADRIL



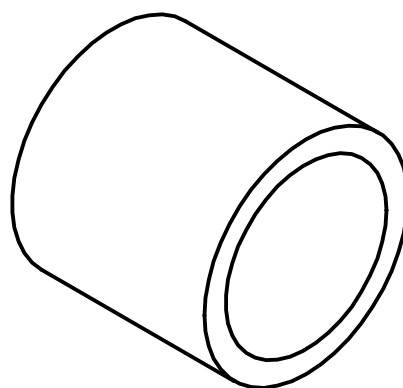
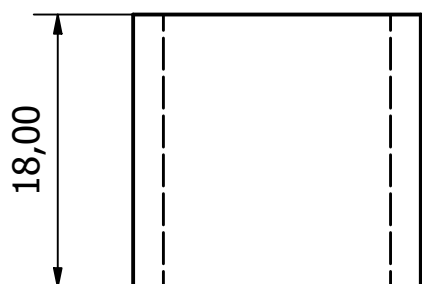
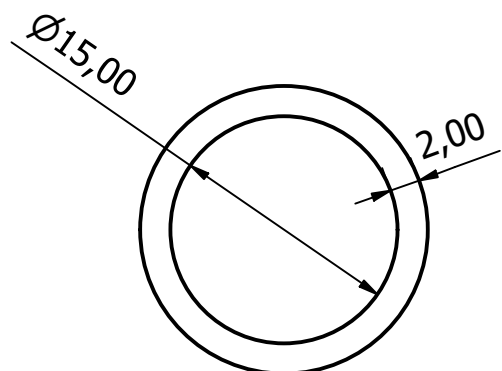
Designed by Paloma R Rocha	Checked by	Approved by	Date	Date 12/10/2020	
Laboratório Biomecatrônica USP			Waist axis		
			Edition		Sheet 1 / 1



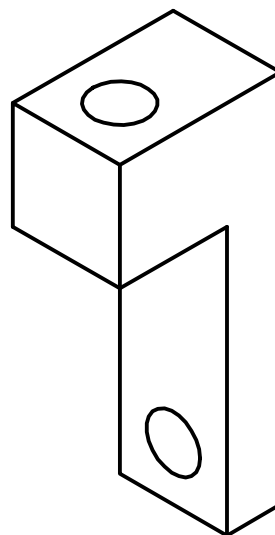
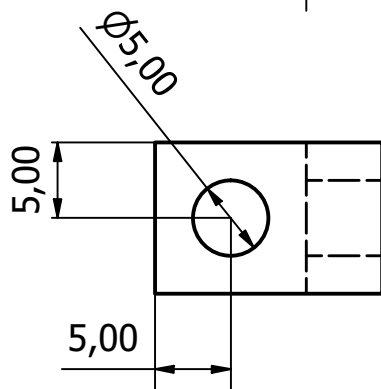
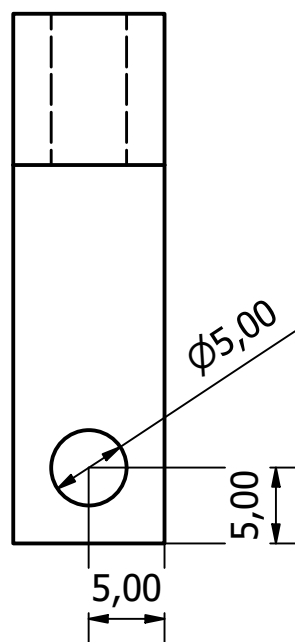
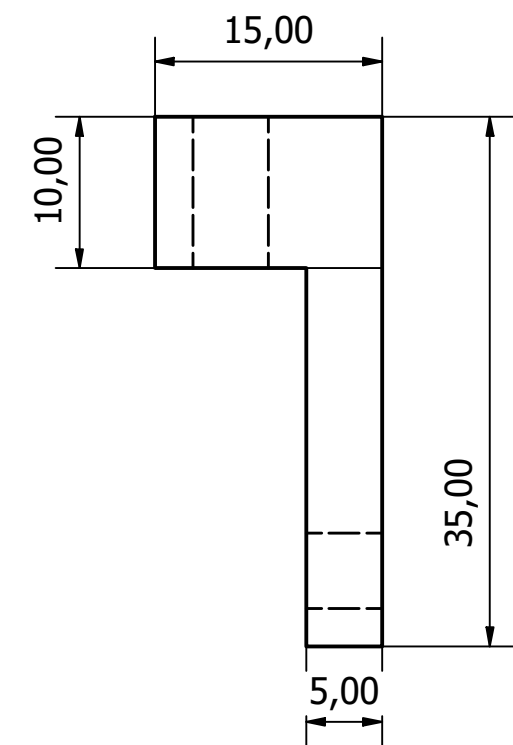
Designed by Paloma R Rocha	Checked by	Approved by	Date	Date 12/10/2020	
Laboratório Biomecatrônica USP			Waist Axis Flange		
			Edition	Sheet 1 / 1	



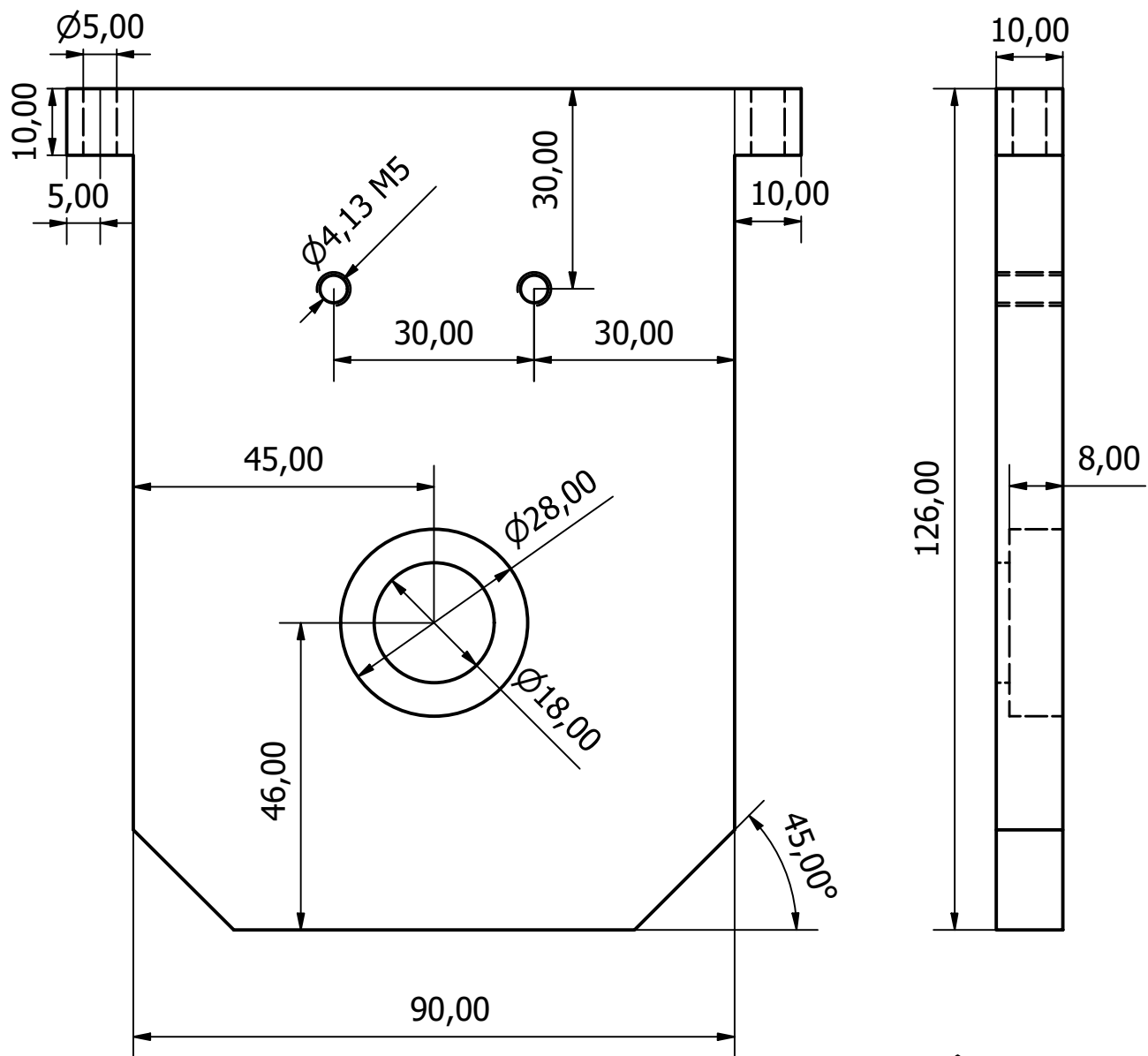
Designed by Paloma R Rocha	Checked by	Approved by	Date	Date 12/10/2020	
Laboratório Biomecatrônica USP			Hip_v2		
			Edition	Sheet 1 / 1	



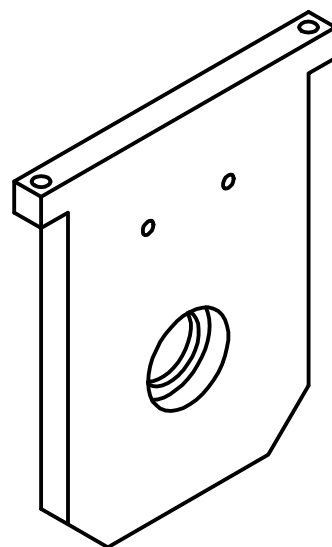
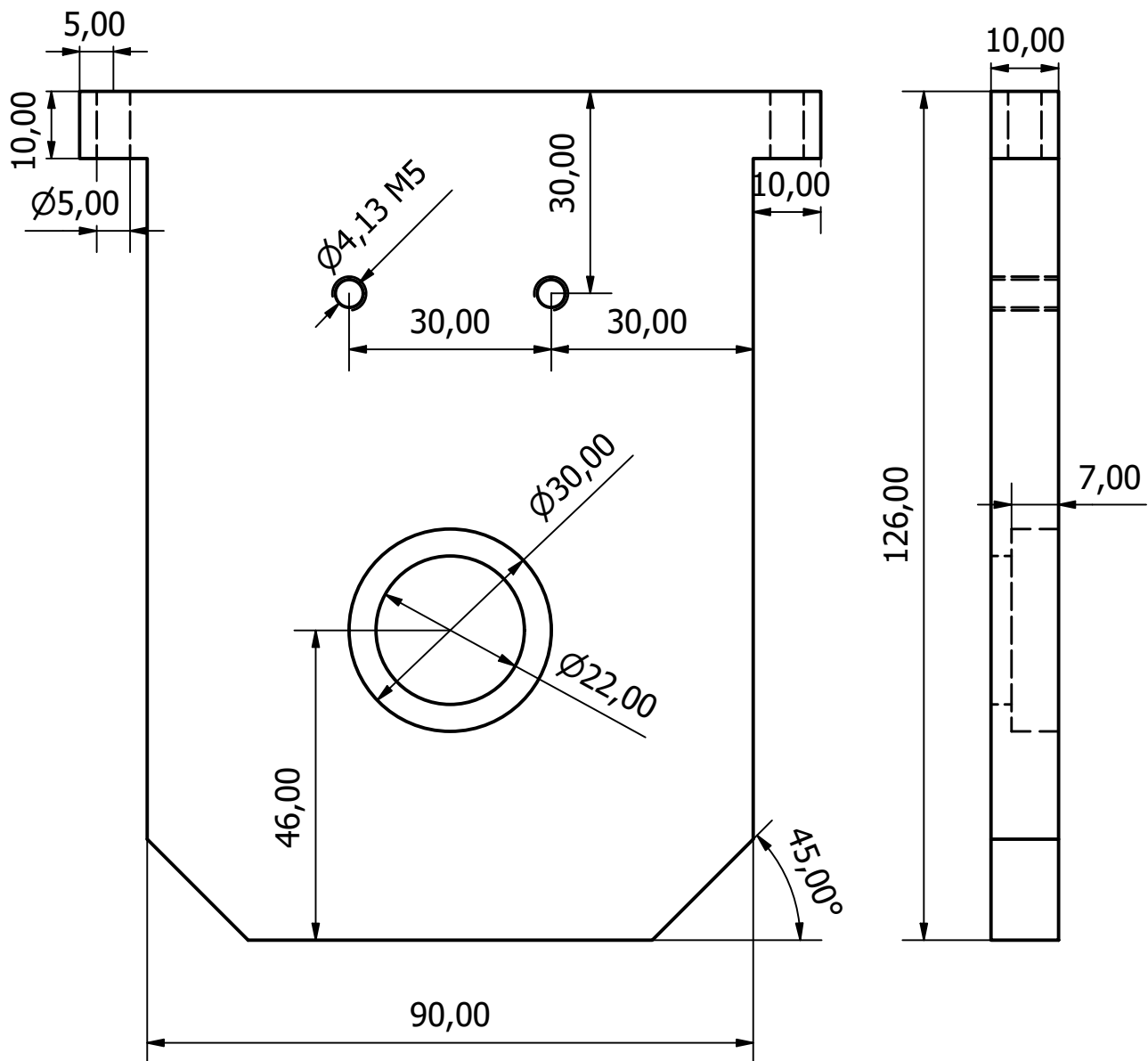
Designed by Paloma R Rocha	Checked by	Approved by	Date	Date 12/10/2020	
Laboratório Biomecatrônica USP			Waist Spacer		
				Edition	Sheet 1 / 1



Designed by Paloma R Rocha	Checked by	Approved by	Date	Date 12/10/2020	
Laboratório Biomecatrônica USP			Hip Joint Support Ribs		
			Edition	Sheet 1 / 1	



Designed by Paloma R Rocha	Checked by	Approved by	Date	Date 12/10/2020	
Laboratório Biomecatrônica USP			Hip Thigh Axis Support In		
			Edition	Sheet 1 / 1	

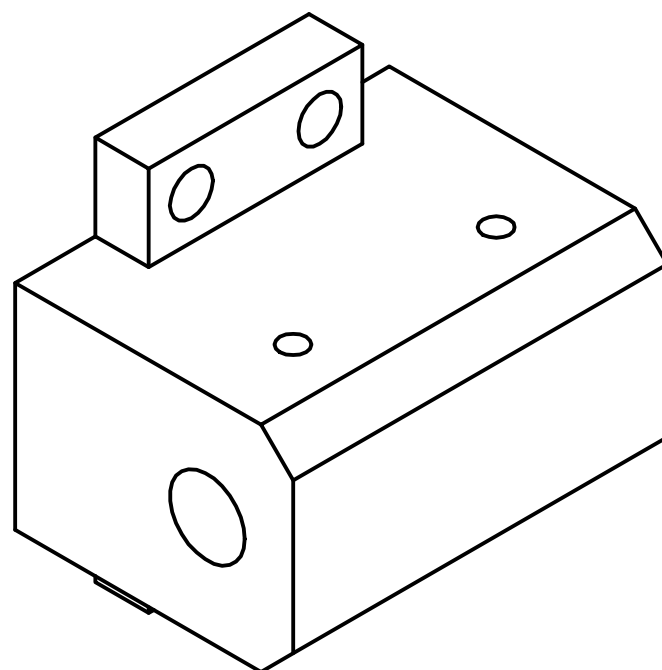
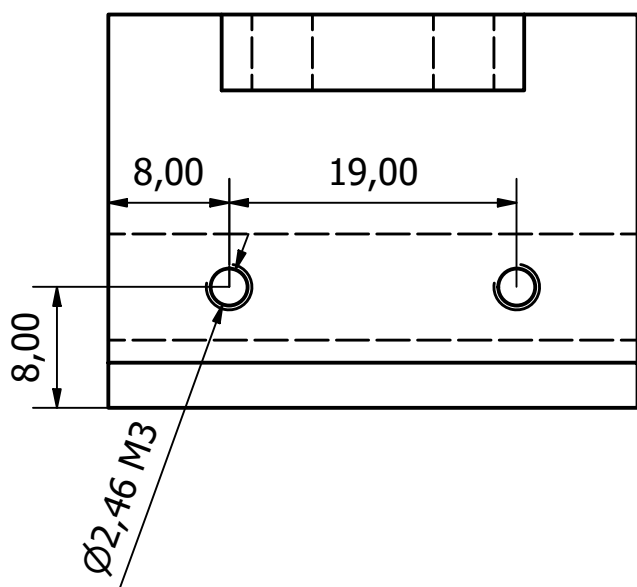
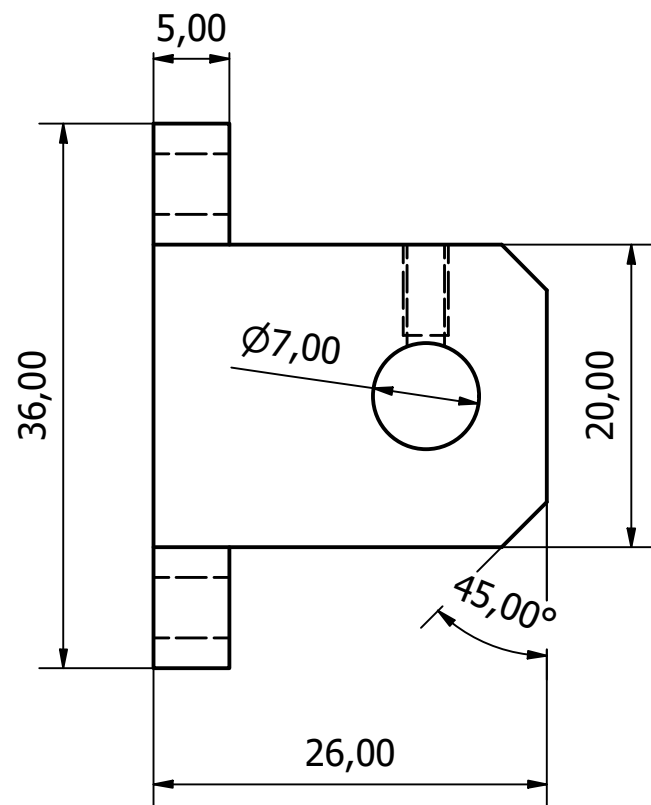
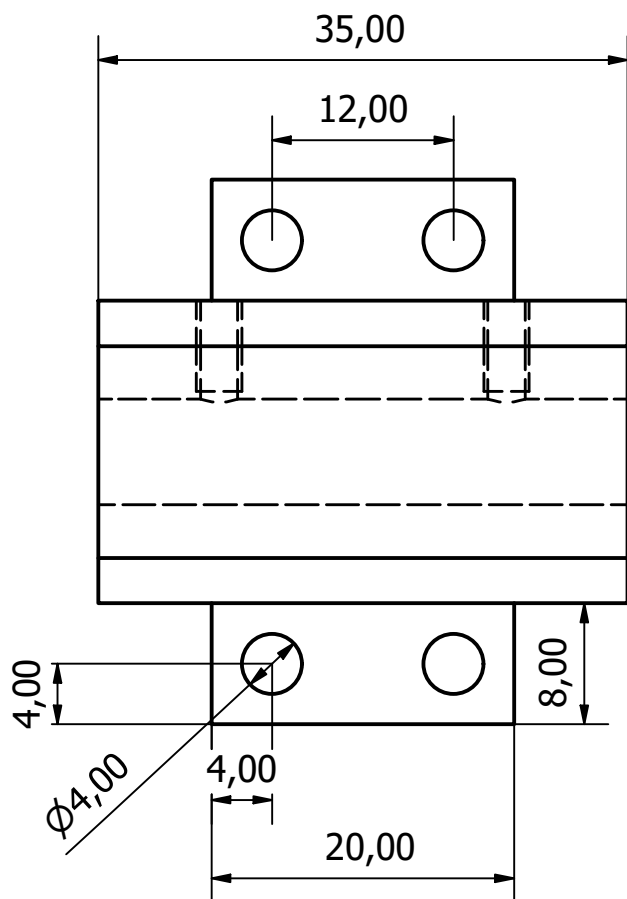


Designed by Paloma R Rocha	Checked by	Approved by	Date	Date 12/10/2020	
Laboratório Biomecatrônica USP			Hip Thigh Axis Support Out		
			Edition		Sheet 1 / 1

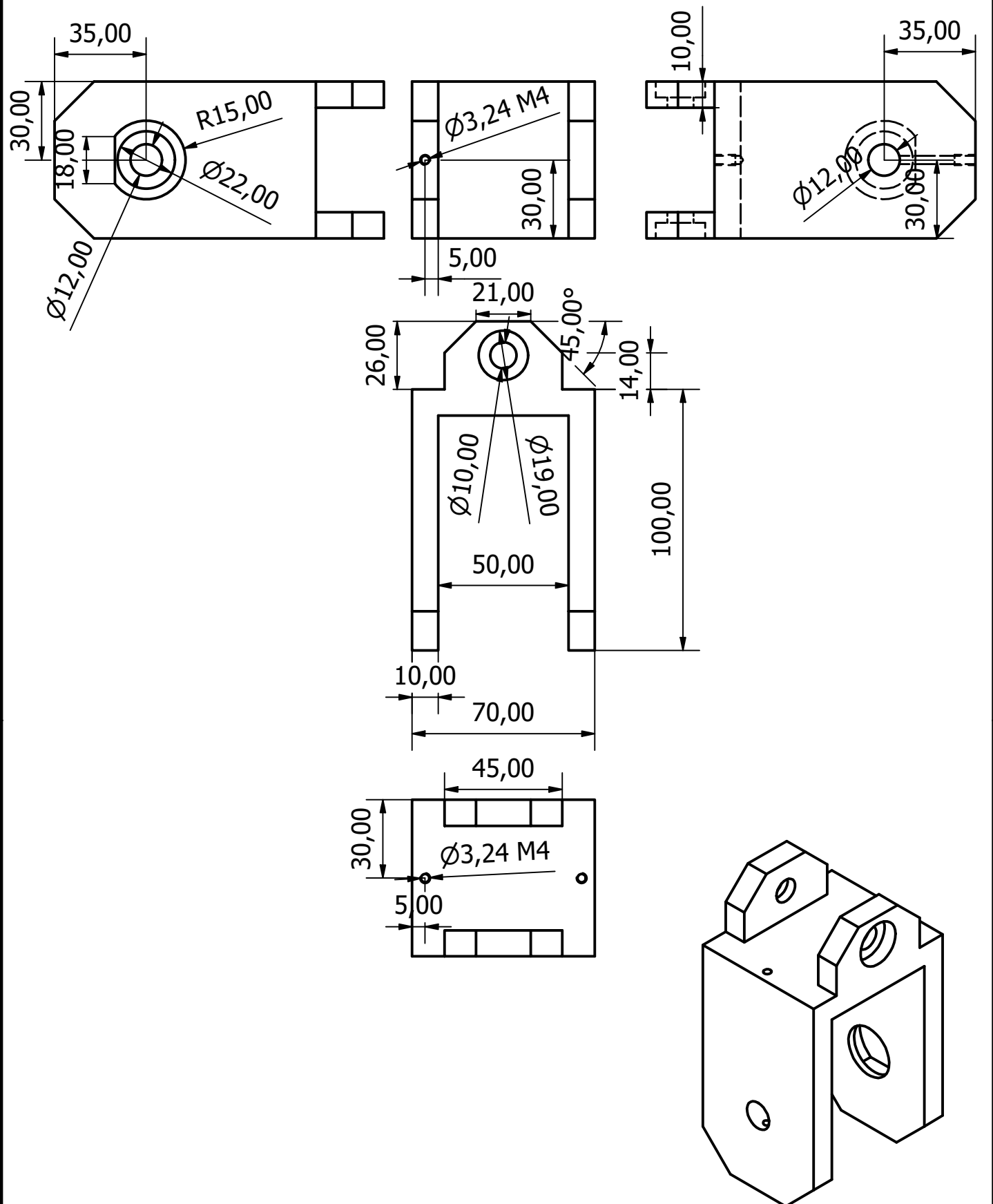
ANEXO E – DESENHOS TÉCNICOS DA COXA

ANEXO F – DESENHOS TÉCNICOS DA PANTURRILHA

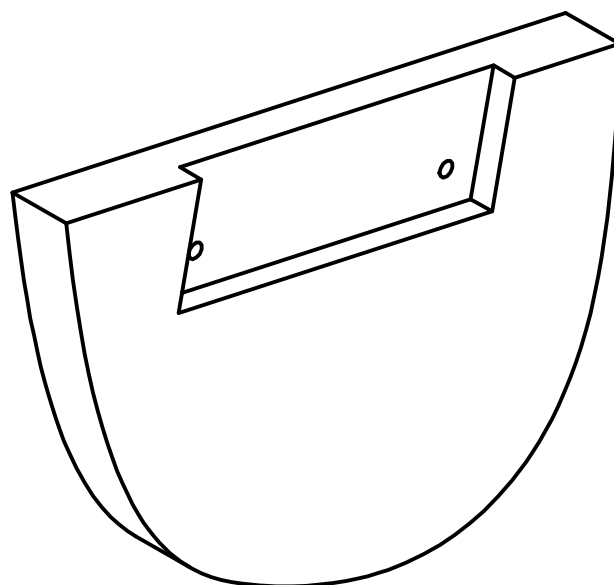
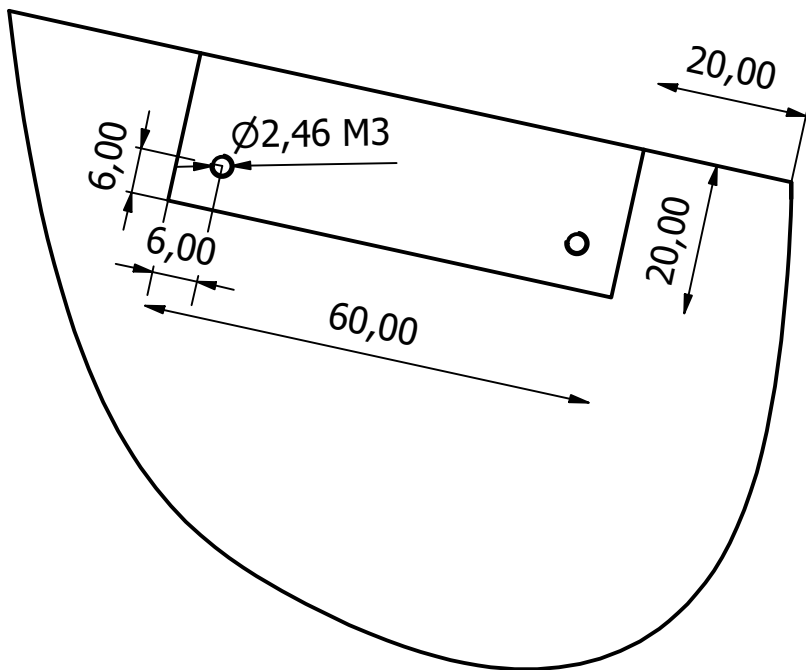
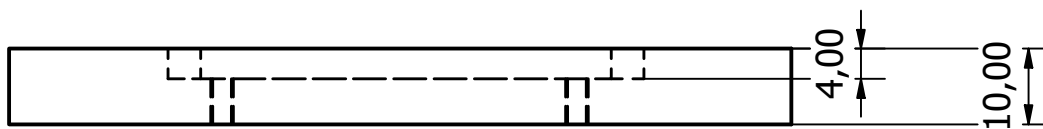
ANEXO G – DESENHOS TÉCNICOS DO PÉ



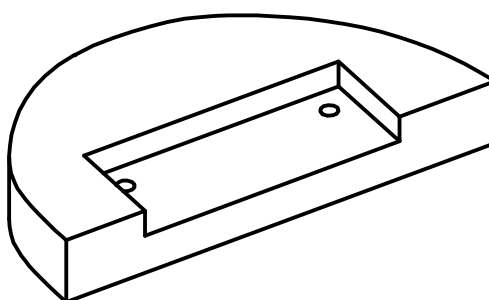
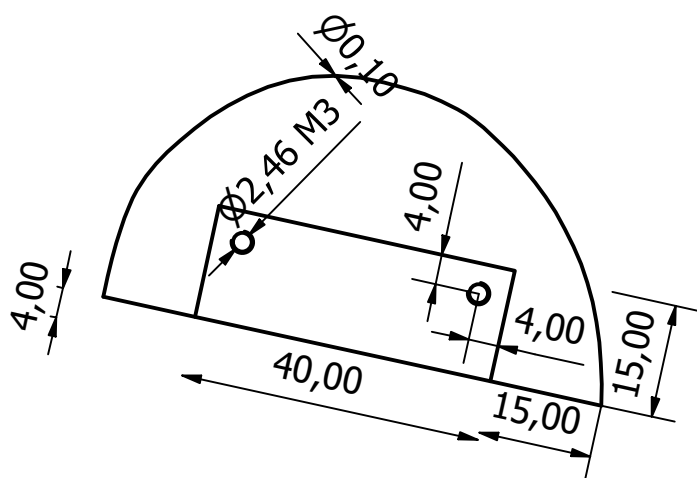
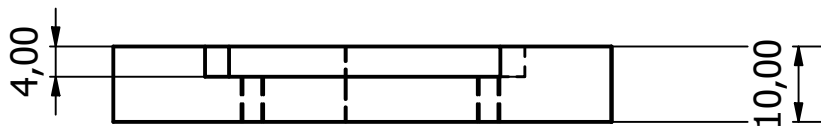
Designed by Paloma R Rocha	Checked by	Approved by	Date	Date 13/10/2020	
Laboratório Biomecatrônica USP			Foot Axis Support		
			Edition	Sheet 1 / 1	



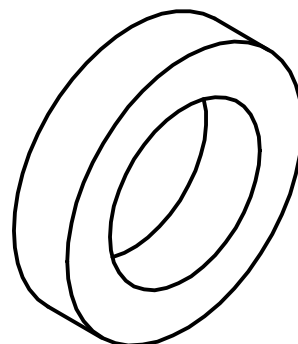
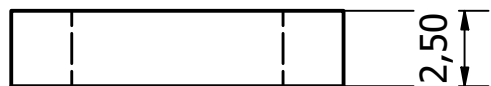
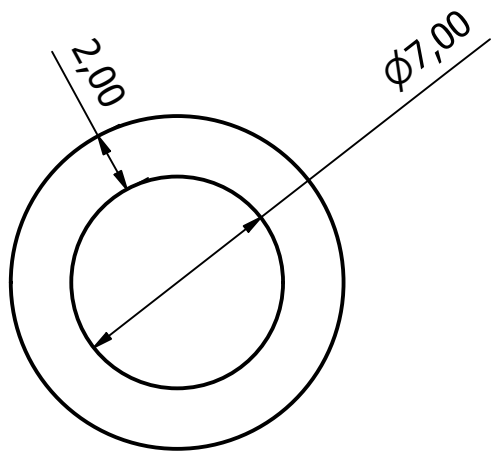
Designed by Paloma R Rocha	Checked by	Approved by	Date	Date 13/10/2020	
Laboratório Biomecatrônica USP			Ankle_v2		
			Edition	Sheet 1 / 1	



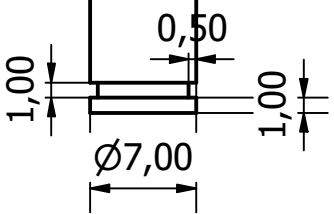
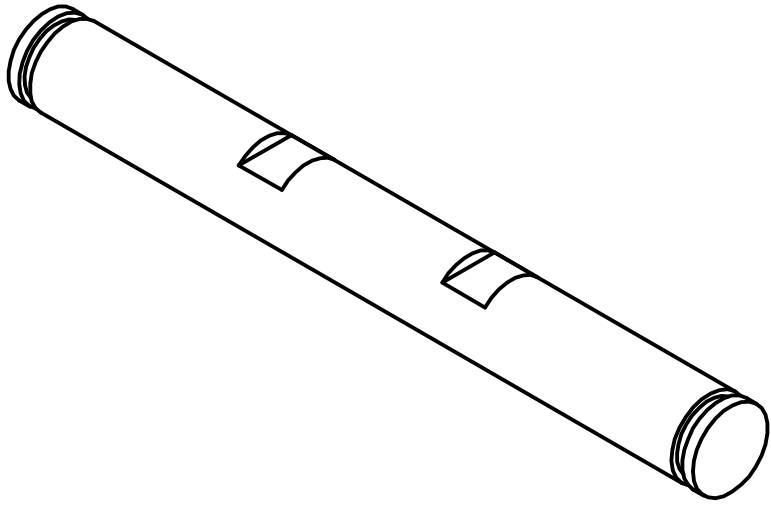
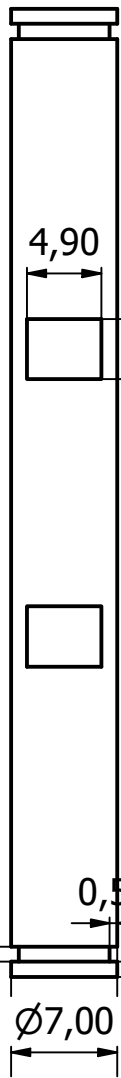
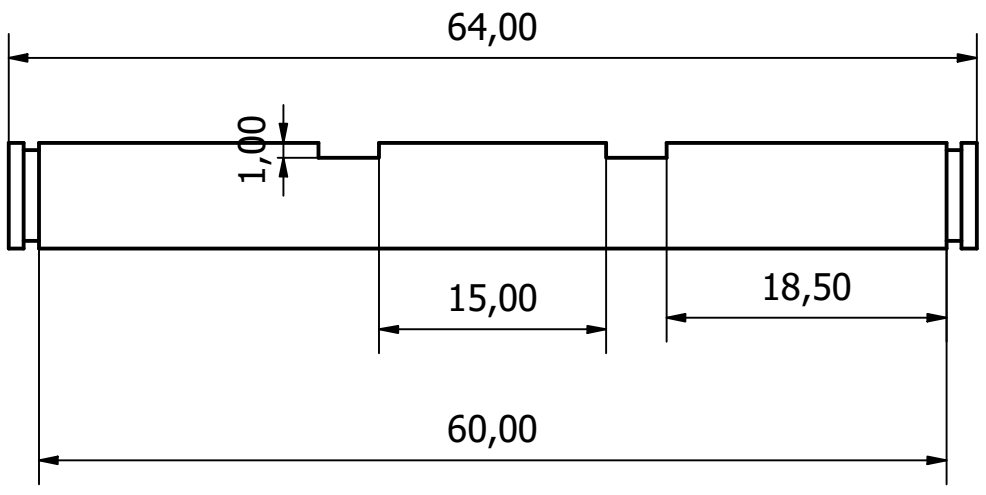
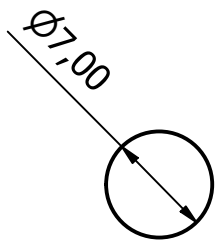
Designed by Paloma R Rocha	Checked by	Approved by	Date	Date 13/10/2020	
Laboratório Biomecatrônica USP			Foot - Front		
				Edition	Sheet 1 / 1



Designed by Paloma R Rocha	Checked by	Approved by	Date	Date 13/10/2020	
Laboratório Biomecatrônica USP			Foot - Heel		
			Edition	Sheet 1 / 1	

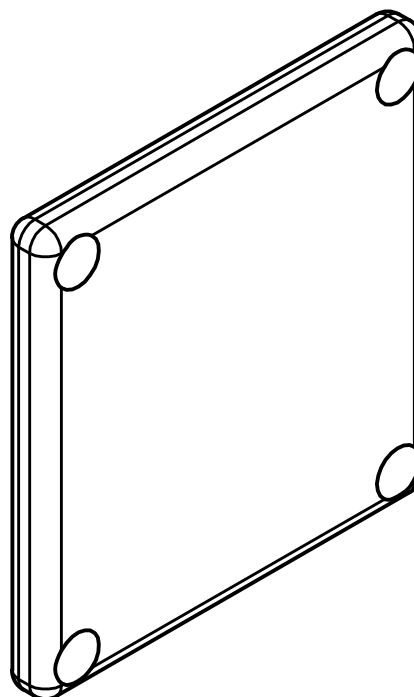
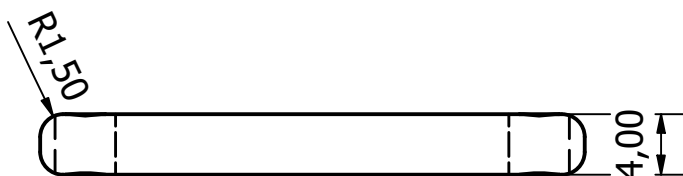
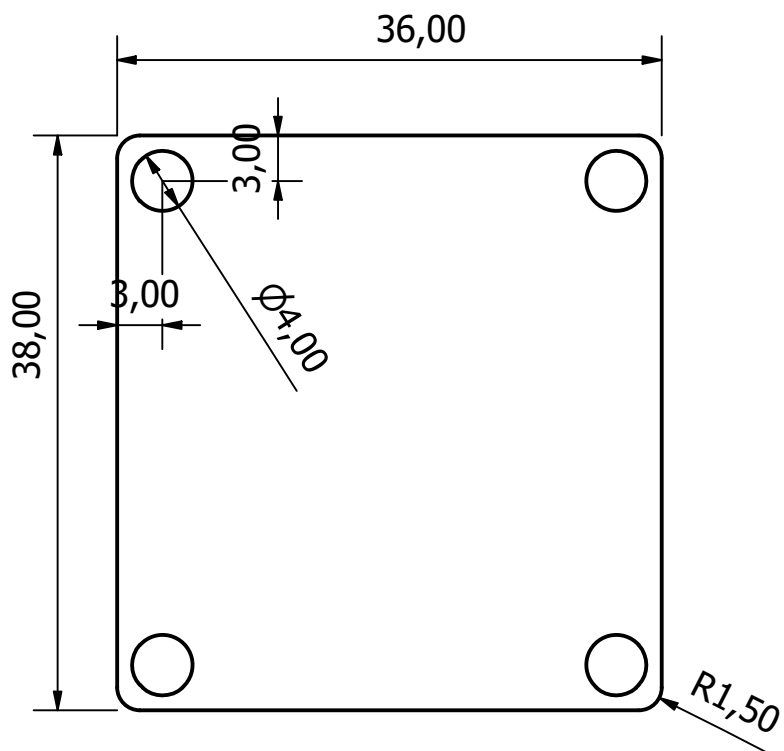


Designed by Paloma R Rocha	Checked by	Approved by	Date	Date 13/10/2020	
Laboratório Biomecatrônica USP			Foot Axis Spacer		
			Edition	Sheet 1 / 1	

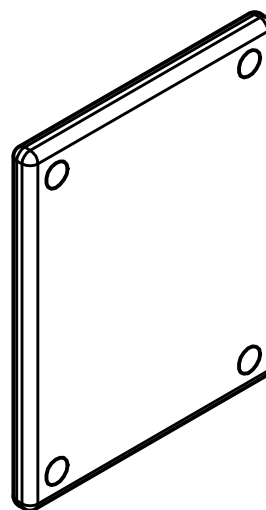
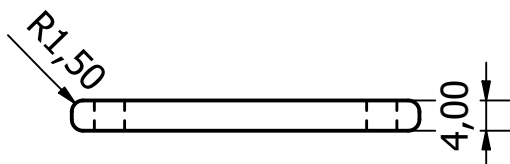
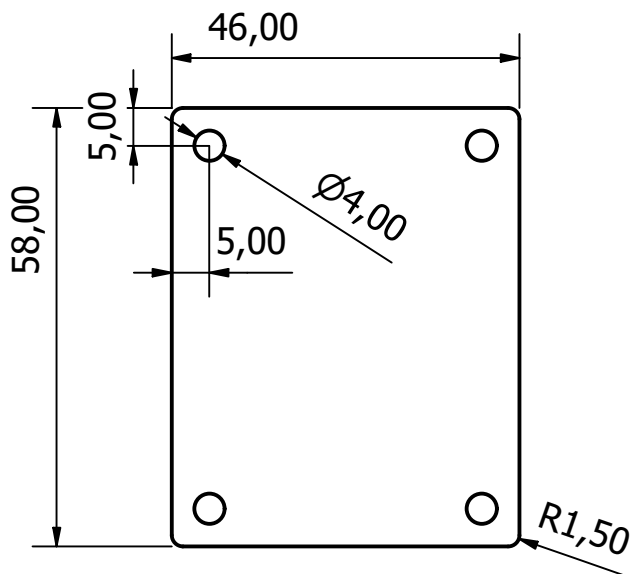


Designed by Paloma R Rocha	Checked by	Approved by	Date	Date 13/10/2020	
Laboratório Biomecatrônica USP			Foot Axis		
			Edition		Sheet 1 / 1





Designed by Paloma R Rocha	Checked by	Approved by	Date	Date 13/10/2020	
Laboratório Biomecatrônica USP			Heel		
			Edition		Sheet 1 / 1



Designed by Paloma R Rocha	Checked by	Approved by	Date	Date 13/10/2020	
Laboratório Biomecatrônica USP			Metatarso		
				Edition	Sheet 1 / 1