

UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO ESCOLA POLITÉCNICA
DEPARTAMENTO DE ENGENHARIA MECÂNICA

**PROJETO MECÂNICO DE UMA PERNA
ANTROPOMÓRFICA**

Victoria Lellis Adnet Coutinho

São Paulo
2017

UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO ESCOLA POLITÉCNICA
DEPARTAMENTO DE ENGENHARIA MECÂNICA

PROJETO MECÂNICO DE UMA PERNA ANTROPOMÓRFICA

Trabalho de Formatura apresentado à Escola
Politécnica da Universidade de São Paulo para
obtenção do título de Graduação em Engenharia

Victoria Lellis Adnet Coutinho

Prof. Dr. Arturo Forner-Cordero

Área de Concentração:
Engenharia Mecânica

São Paulo
2017

Catálogo-na-publicação

Lellis Adnet Coutinho, Victoria
PROJETO MECÂNICO DE UMA PERNA ANTROPOMÓRFICA/ V. Lellis Adnet
Coutinho –
São Paulo, 2017.
103 p.

Trabalho de Formatura – Escola Politécnica da Universidade de São Paulo
Departamento de Engenharia Mecânica.

1.Perna Mecânica 2.Marcha Humana 3.Robô bípede 4.Biomecânica I.Universidade
de São Paulo. Escola Politécnica. Departamento de Engenharia Mecânica. II.t.

RESUMO

Este trabalho tem por finalidade apresentar o desenvolvimento do projeto mecânico de uma perna capaz de reproduzir a marcha humana. Neste relatório, portanto, tem-se as etapas desenvolvidas para o projeto e fabricação mecânica. Para que se possa dimensionar ou modelar a marcha, entretanto, é preciso compreender sobre o tema por meio de um estudo de necessidade, da definição das especificações técnicas de projeto e de um pré-projeto. No estudo de necessidade, apresenta-se no contexto brasileiro a urgência de soluções de recuperação funcional, no contexto tecnológico a descrição das tecnologias mais inovadoras e atuais, que contribuíram para o avanço do estudo biomecânico da marcha e as principais referências para o embasamento teórico do trabalho. Nas especificações técnicas tem-se a limitação do escopo, definindo os requisitos e parâmetros mais imediatos que devem ser atendidos ao final do projeto. Por último, no pré-projeto, apresenta-se o direcionamento do projeto por meio do detalhamento dos componentes mecânicos necessários. A partir disso, iniciou-se o dimensionamento mecânico da perna, separando-a em partes mecânicas distintas e avaliando os principais carregamentos. Dimensionaram-se, primeiro, os membros da perna (coxa e panturrilha) e as articulações (quadril e joelho). Uma validação do dimensionamento foi feita por meio de uma análise em elementos finitos em um programa de CAD, Inventor. Utilizou-se desta ferramenta, também, para dimensionar o pé e o tornozelo, que constituem um conjunto mais complexo das partes mecânicas. Por fim, com o projeto da perna pronto, desenvolveram-se a estrutura de apoio e um conjunto de revestimentos para dar a forma antropomórfica ao mecanismo.

Palavras-chave: *Perna mecânica Marcha Humana. Exoesqueleto. Biomecânica.*

ABSTRACT

This report presents the development of a mechanical leg, capable of mimicking the human gait. This paper focuses on the mechanical design of a robotic leg. The design and mathematical model of the robotic leg requires a review of the state of the art, social and technological context. A review of the social context presents evidence and justification, a technological and scientific context, on the other hand, gives a perspective of solutions and challenges that the field might still face. It's also importante to determine the main project requirements, which are necessary to define the outline of the mechanism through a series of parameters and a predefinition of the main mechanical components. These components were then designed by analysing the most significant stress and forces applied to each part of the human leg, and were later validated with the use of a CAD program through a finite element analysis. For this purpose, the leg was divided in members (Thigh and calf) and in joints (Hip and knee). The foot and ankle, on the other hand, are part of a far more complex mechanical structure, making them the only parts designed solely by the CAD tool. Once the leg's mechanical project was ready, a support structure and a leg-like external surface were designed to attend the remainder of the project requirements.

Keywords: *Mechanical leg, Human Gait, Exoskeleton, Biomechanics*

Lista de ilustrações

Figura 1 – Pirâmide etária no Brasil (IBGE, 2009)	4
Figura 2 – Deficiência por faixa etária no Brasil (IBGE, 2009)	5
Figura 3 – Distribuição etária por tipo de deficiência (IBGE, 2009)	5
Figura 4 – Modelo físico apresentado em (RUSSI, 2012)	7
Figura 5 – Robô bípede, <i>Cassie</i> , da Universidade de Oregon (STAUTH, 2017)	8
Figura 6 – Robô bípede desenvolvido na Universidade do Arizona em 2011 (KLEIN, 2011)	9
Figura 7 – <i>Bodyweight Support Assist Device</i> , exoesqueleto da Honda (HONDA, 2010)	9
Figura 8 – Hyundai <i>Medical Exoskeleton</i> , CES 2017 (HYUNDAI, 2017) . . .	10
Figura 9 – Planos de referência do corpo humano (VAUGHAN, 1992)	11
Figura 10 – Fases da marcha (VAUGHAN, 1992)	12
Figura 11 – Eventos da marcha (VAUGHAN, 1992)	13
Figura 12 – Comprimento de segmentos do corpo relativo a altura (WINTER, 2009)	14
Figura 13 – Barra engastada com carregamentos diversos (Autoria própria) . .	15
Figura 14 – Distribuição de tensões (Autoria própria)	16
Figura 15 – Círculo de Mohr para análise apenas no plano xy (Autoria própria)	17
Figura 16 – Configuração deformada (Autoria própria)	18
Figura 17 – Carregamento crítico para algumas combinações de apoio (GERE,2012)	20
Figura 18 – Graus de liberdade do corpo humano, (TAKANISHI <i>et. al.</i> , 2007) .	24
Figura 19 – Junta de revolução, (SANTANA, 2005)	25
Figura 20 – Movimento de subida e descida do quadril com a guia (Autoria própria)	25
Figura 21 – Esboço das juntas e elementos do pé (Autoria Própria)	26
Figura 22 – Projeto idealizado de coxa e encaixe do revestimento (Autoria própria)	27
Figura 23 – Patentes americanas de modelos de pé e tornozelo, (Herr, et. al, 2014 e 2016)	28
Figura 24 – Momentos de flexão/extensão nas juntas ao longo da passada (VAUGHAN, 1992)	31
Figura 25 – Representação simplificada dos carregamentos no segmento (Auto- ria Própria)	32
Figura 26 – Campo de tensões em um ponto na superfície(Autoria Própria) . .	32
Figura 27 – Esboço da geometria da panturrilha (Autoria Própria)	35

Figura 28 – Disposição das peças nas juntas (Autoria própria)	36
Figura 29 – Modelo simétrico de carregamentos e reações atuando na junta (Autoria Própria)	36
Figura 30 – Diagrama de momento fletor no eixo (Autoria Própria)	37
Figura 31 – Posição relativa do centro de massa da coxa e da panturrilha dado por (DE LEVA,1996)	39
Figura 32 – Esboços da primeira e última versão da peça da coxa (Autoria Própria)	41
Figura 33 – Esboços da primeira e última versão da peça da panturrilha (Autoria Própria)	41
Figura 34 – Polia para as juntas (Autoria Própria)	42
Figura 35 – Elemento de guia para os cabos (Autoria Própria)	42
Figura 36 – Cantoneira para união peça-revestimento (Autoria Própria)	43
Figura 37 – Avaliação do primeiro teste - Coxa (Autoria Própria)	44
Figura 38 – Avaliação do primeiro teste - Panturrilha (Autoria Própria)	44
Figura 39 – Avaliação do segundo teste - Coxa (Autoria Própria)	45
Figura 40 – Avaliação do segundo teste - Panturrilha (Autoria Própria)	45
Figura 41 – Deformações - Coxa (Autoria Própria)	46
Figura 42 – Deformações - Panturrilha (Autoria Própria)	46
Figura 43 – Propriedade da Coxa (Autoria Própria)	47
Figura 44 – Propriedade da Panturrilha (Autoria Própria)	48
Figura 45 – Montagem dos rolamentos no eixo das juntas (Autoria Própria)	49
Figura 46 – Avaliação do primeiro teste - Junta do quadril (Autoria Própria)	49
Figura 47 – Avaliação do primeiro teste - Junta do joelho (Autoria Própria)	50
Figura 48 – Avaliação do primeiro teste - Fator de segurança (Autoria Própria)	50
Figura 49 – Avaliação do segundo teste - Junta do quadril (Autoria Própria)	51
Figura 50 – Avaliação do segundo teste - Junta do joelho (Autoria Própria)	51
Figura 51 – Avaliação da deformação na segunda avaliação (Autoria Própria)	51
Figura 52 – Elemento mecânico do tornozelo (Autoria Própria)	52
Figura 53 – Pé mecânico (Autoria Própria)	53
Figura 54 – Junta metatarsfalangeana (Autoria Própria)	53
Figura 55 – Olhal para o pé (Autoria Própria)	54
Figura 56 – Conjunto pé e tornozelo(Autoria Própria)	54
Figura 57 – Avaliação do segundo teste - eixo para rotação sagital (Autoria Própria)	55
Figura 58 – Avaliação do segundo teste - eixo para rotação frontal (Autoria Própria)	55
Figura 59 – Avaliação do segundo teste - deformações (Autoria Própria)	56

Figura 60 – Avaliação do segundo teste - Elemento mecânico do tornozelo (Autoria Própria)	56
Figura 61 – Avaliação do segundo teste - Deformação do elemento mecânico do tornozelo (Autoria Própria)	57
Figura 62 – Avaliação do segundo teste - Pé (Autoria Própria)	57
Figura 63 – Avaliação do segundo teste - Pé (Autoria Própria)	58
Figura 64 – Detalhe do conjunto pé, tornozelo e panturrilha (Autoria Própria) .	58
Figura 65 – Perna mecânica - última iteração (Autoria Própria)	59
Figura 66 – Principais elementos da estrutura de apoio (Autoria Própria)	60
Figura 67 – Estrutura de apoio completa (Autoria Própria)	60
Figura 68 – Simulação em elementos finitos da Estrutura de apoio (Autoria Própria)	61
Figura 69 – Última versão apresentada do projeto mecânico (Autoria Própria) .	63

Lista de tabelas

Tabela 1 – Parâmetros dimensionais (LEVA, 1996) e (ZATSIORSKY,1993) .	22
Tabela 2 – Parâmetros de espaço de trabalho (RENA <i>et. al.</i> , 2007)	23
Tabela 3 – Graus de liberdade escolhidos para o projeto	24
Tabela 4 – Dados de carregamentos nas juntas em (VAUGHAN, 1992)	31
Tabela 5 – Dados de dimensão de um homem médio (VAUGHAN, 1992) . . .	33
Tabela 6 – Rolamentos selecionados	39

Lista de símbolos

x	Coordenada no eixo \vec{x}
y	Coordenada no eixo \vec{y}
σ	Tensão Normal
E	Modulo de Young
ε	Deformação
k	Curvatura
ρ	Raio de curvatura
M	Momento fletor
I	Momento de inércia
F	Força
A	Área da seção transversal
τ	Tensão de cisalhamento
r	Raio
J	Momento polar de inércia
$[T]$	Tensor de tensões
\vec{n}	Direção normal ao plano
$[I]$	Matriz identidade
$v(x)$	Linha elástica
δ	Deslocamento devido a flambagem
$v'(x)$	Rotação
$v''(x)$	Curvatura
b	Base relativa ao eixo de inércia
h	Altura relativa ao eixo de inércia

SUMÁRIO

RESUMO		I
ABSTRACT		II
Lista de figuras		V
Lista de tabelas		VI
Lista de símbolos		VII
1	INTRODUÇÃO	1
1.1	Objetivo	2
1.2	Metodologia	2
2	ESTUDO DE NECESSIDADE	4
2.1	Contexto	4
2.2	Revisão Bibliográfica	5
2.2.1	Biomecânica e modelagem da marcha	6
2.2.1.1	Parâmetros inerciais e dinâmicos	6
2.2.1.2	Descrição da Marcha	6
2.2.1.3	Modelagem Matemática e Controle	7
2.2.2	Pernas Artificiais	7
3	FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA	11
3.1	A Marcha Humana	11
3.1.1	Nomenclatura e Etapas da Marcha	11
3.2	Resistência de Materiais	14
3.2.0.1	Tensão em Barras	15
3.2.0.2	Flambagem de vigas	18
4	ESPECIFICAÇÕES TÉCNICAS	21
4.1	Requisitos	21
4.1.1	Requisitos Funcionais	21
4.1.2	Requisitos Operacionais	21
4.1.3	Requisitos Construtivos	21
4.2	Parâmetros	22
5	PRÉ-PROJETO	24
5.1	Componentes mecânicos	24
5.1.1	Juntas	25

5.1.2	Estrutura	26
5.2	Materiais	28
6	DIMENSIONAMENTO MECÂNICO	30
6.1	Etapa I	30
6.1.1	Segmentos	30
6.1.1.1	Coxa	30
6.1.1.2	Panturrilha	34
6.1.2	Juntas	35
6.2	Etapa II	39
6.2.1	Segmentos	40
6.2.1.1	Resultados da análise em elementos finitos	43
6.2.2	Juntas	48
6.2.2.1	Resultados da análise em elementos finitos	49
6.2.3	Tornozelo e pé	52
6.2.3.1	Resultados da análise em elementos finitos	55
6.2.4	Estrutura de apoio	59
7	CONCLUSÃO E PRÓXIMOS PASSOS	62
	REFERÊNCIAS	64
	APÊNDICE A - CRONOGRAMA DE ATIVIDADES	67
	APÊNDICE B - MEMORIAL DE CÁLCULO DOS MEMBROS	68
	APÊNDICE C - MEMORIAL DE CÁLCULO DAS ARTICULAÇÕES	69
	APÊNDICE D - DESENHOS DE FABRICAÇÃO	71
	APÊNDICE E - DESENHOS DE CONJUNTO	91

1 INTRODUÇÃO

Um grande desafio para a área da Engenharia dedicada ao estudo mecânico de sistemas biológicos (SOUZA, 2010), a Biomecânica, é modelar e projetar sistemas mecânicos que simulem fielmente movimentos do corpo humano. É por meio desta ciência que buscam-se desenvolver mecanismos, próteses, exoesqueletos e até mesmo robôs antropomórficos para fins medicinais ou terapêuticos.

A marcha humana, por exemplo, consiste em uma sequência de movimentos rítmicos que alternam, de modo simplificado, eventos de apoio, balanço e duplo apoio (FORNER-CORDERO, 2008). Este movimento, em um ser humano saudável, se executa com o menor gasto de energia possível, com a sincronização otimizada das duas pernas (SOUZA, 2010). Por meio do estudo e compreensão deste movimento, pode-se criar soluções para pessoas com algum tipo de deficiência ou dano em tais membros.

Em vista disso, este trabalho tem por intuito apresentar o projeto mecânico de uma perna capaz de reproduzir movimentos da marcha humana. O projeto deve ser capaz de atuar com a mesma dinâmica de uma perna e deve possuir as mesmas relações dimensionais e parâmetros inercias do membro. A perna robótica terá por finalidade, portanto, permitir a simulação de diversos tipos de movimentos (caminhada, corrida, subida/descida, etc.) em diferentes condições de saúde (padrões patológicos de marcha) para servir de auxílio ao estudo da marcha humana. Deste modo, o mecanismo, servirá como suporte para o projeto do CNPq de um exoesqueleto para o Laboratório de Biomecatrônica da USP pelo Doutorando Milton Cortez, denominado ETMICA II.

Por meio de um estudo de necessidade que envolve uma breve análise de contexto, bem como estado da arte com projetos similares e uma revisão bibliográfica da literatura utilizada como referencia, podem-se definir os principais requisitos e parâmetros propostos para o trabalho.

A partir de um grupo definido de parâmetros de projeto, descreve-se a metodologia adotada para dimensionamento das peças, juntas e atuadores necessários para construção do protótipo. Vale ressaltar que este trabalho conta com a colaboração dos alunos Fernando Salhani e Luiz Piccoli da Engenharia Mecatrônica da USP, que apresentarão, como trabalho de conclusão de curso, o desenvolvimento do controle e instrumentação do projeto.

1.1 Objetivo

Existem diversas finalidades para um robô capaz de reproduzir movimentos humanos. Além de colaborar para o desenvolvimento de tecnologias de reabilitação como base para projetos exoesqueletos e próteses, um projeto mecânico da perna humana pode validar modelos matemáticos da marcha humana.

Este trabalho, por sua vez, tem como principal objetivo desenvolver um projeto mecânico de uma perna capaz de reproduzir a marcha humana em um único plano do movimento, o plano sagital.

Uma vez atendido o principal objetivo, o projeto poderá ser utilizado para várias finalidades, consideradas aqui como objetivos secundários. A primeira finalidade será a sua construção para avaliar e testar o exoesqueleto em desenvolvimento pelo doutorando do departamento de Biomecatrônica da USP, Milton Cortez. Outra finalidade importante será a de fornecer um espaço de trabalho para validação de modelos diversos de marcha e posterior estudo de patologias, como uma bancada de testes de estratégias de controle.

Para se atingir tais objetivos, portanto, uma metodologia foi desenvolvida em conjunto com os alunos Fernando Salhani e Luiz Piccoli.

1.2 Metodologia

A primeira decisão tomada foi separar o projeto em atividades e montar um cronograma de atividades (APÊNDICE A) para cada membro da equipe.

As atividades foram divididas em duas etapas principais: desenvolvimento e construção. No desenvolvimento tem-se desde dimensionamento de componentes mecânicos e elétricos até modelagem matemática e aplicação de controle por componentes eletroeletrônicos.

Neste relatório serão descritas todas etapas de dimensionamento mecânico para sua eventual construção e validação.

Para que se pudesse dar início às atividades propostas, foi necessário realizar um estudo de necessidade para contextualizar o projeto em questões sociais, de saúde e de evolução tecnológica. Estudou-se também a marcha humana e foram apresentadas as principais referências teóricas que foram utilizadas ao longo do relatório.

Uma vez que se tem um embasamento teórico, pode-se prosseguir com as atividades propostas no cronograma (Apêndice A). Apesar da ordem inicialmente sugerida, foi optado por iniciar pelo pré-projeto e dimensionamento mecânico das peças para depois desenvolver o modelo matemático. O dimensionamento, por sua vez, foi dividido

em etapas entre articulações e segmentos dos membros: estrutura de apoio, articulação do quadril e coxa, articulação do joelho e panturrilha, articulação do tornozelo e pé.

Com o dimensionamento, as peças podem ser fabricadas e a perna montada no laboratório de Biomecatrônica da USP. A validação, portanto, deve feita com um modelo matemático e adoção de um método de controle.

2 ESTUDO DE NECESSIDADE

Para mapear o desenvolvimento deste projeto, é interessante buscar referências e dados que melhor descrevam a motivação na escolha deste tema. Em decorrência disso, uma breve compreensão do contexto histórico de próteses no Brasil e uma apresentação dos principais desenvolvimentos neste campo permitem detalhar melhor o escopo deste trabalho. Além disso, uma revisão da literatura também colabora neste sentido, mostrando as referências utilizadas para o embasamento teórico do trabalho.

2.1 Contexto

De acordo com o censo realizado em 2010 no Brasil pelo IBGE, o país possui cerca de 46 milhões de pessoas com algum tipo de deficiência (29 % da população total naquele ano). Destas, 28 % possuem deficiências motoras permanentes (MINISTÉRIO DA SAÚDE, 2013).

Assim como muito outros países, o Brasil está sofrendo uma mudança na sua pirâmide etária, em que a queda na fecundidade e o aumento da expectativa de vida resultam no aumento da idade média no país, ou envelhecimento da população (figura 1).

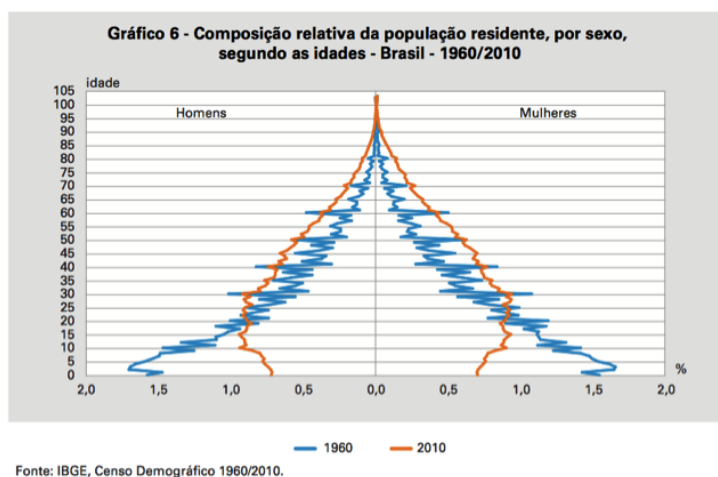


Figura 1 – Pirâmide etária no Brasil (IBGE, 2009)

O envelhecimento da população representa, pois, um maior risco de incidência de deficiências ligadas a condições de saúde, como doenças degenerativas (MINISTÉRIO DA SAÚDE, 2013). Como pode ser observado na figura 2, o percentual de pessoas com deficiência é muito maior para pessoas acima de 65 anos (67,7%).

Deficiências motoras, em especial, que incluem aquelas que afetam a caminhada, também apresentam maior incidência em pessoas com mais de 65 anos (figura 3).

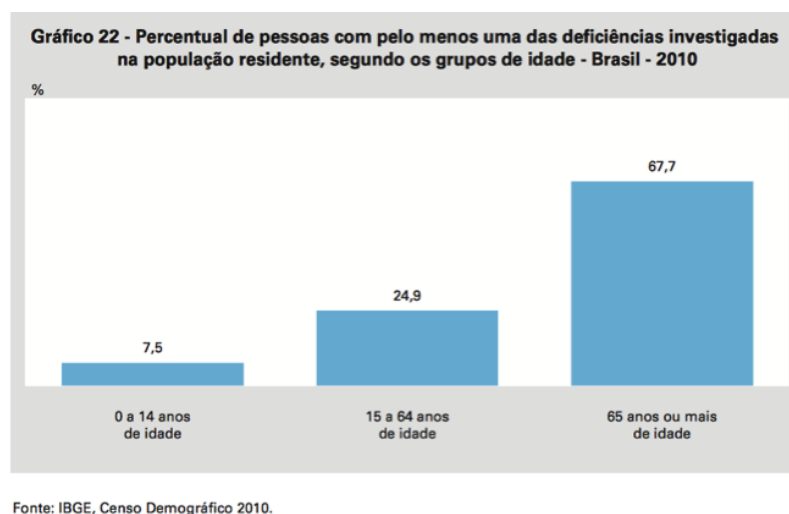


Figura 2 – Deficiência por faixa etária no Brasil (IBGE, 2009)

Tabela 8 - Distribuição percentual da população residente, por tipo de deficiência, segundo o sexo e os grupos de idade - Brasil - 2010

Sexo e grupos de idade	Distribuição percentual da população residente (%)						
	Total (1) (2)	Tipo de deficiência					
		Pelo menos uma das deficiências enumeradas (1)	Visual	Auditiva	Motora	Mental ou intelectual	Nenhuma destas deficiências (3)
Total	100,0	23,9	18,8	5,1	7,0	1,4	76,1
0 a 14 anos	100,0	7,5	5,3	1,3	1,0	0,9	92,5
15 a 64 anos	100,0	24,9	20,1	4,2	5,7	1,4	75,0
65 anos ou mais	100,0	67,7	49,8	25,6	38,3	2,9	32,3

Figura 3 – Distribuição etária por tipo de deficiência (IBGE, 2009)

Em vista disso, pode-se inferir que o estudo da marcha e o desenvolvimento de soluções para deficiências motoras são relevantes no país. Outros indícios da importância deste campo foram o Relatório Mundial Sobre Deficiência, publicado em 2011 pela OMS e o Plano Nacional dos Direitos da Pessoa com Deficiência – Plano Viver Sem Limite, publicado em 2011 no Brasil com intuito de divulgar e instruir a população sobre o assunto.

2.2 Revisão Bibliográfica

Uma vez definidos contexto e motivação para o projeto, é interessante apresentar as principais referências utilizadas no embasamento teórico.

2.2.1 Biomecânica e modelagem da marcha

2.2.1.1 Parâmetros inerciais e dinâmicos

Em (ZATSIORSKY, 1993), estuda-se, a partir de amostras de raio-X, a posição de centro de massa e o momento de inércia de vários membros do corpo de um homem de estatura média. No entanto, devido à posição do ponto de referência utilizado, é necessário buscar em (LEVA, 1996) valores de correção para os dados.

Em (WINTER, 2009), todos dados antropométricos, cinéticos e cinemáticos são apresentados em segmentos de membros. Apresentam também dados de marcha por tipo de passada, como cadência, velocidades e pico de forças. Por meio do modelo cinético dividido em segmento e articulações, tem-se o diagrama de forças e momentos específico para cada membro. Além disso, estes modelos e equacionamento foram descritos tanto para uma análise bidimensional (movimento no plano sagital) quanto tridimensional.

Em (FORNER-CORDERO, 2006), a marcha humana é estudada por meio de medições de ângulos das articulações das pernas. Estes dados fornecem uma série de estados que ocorrem durante a marcha e definem, portanto, um padrão de movimento.

Em (GERE, 2012), tem-se uma base para o estudo da mecânica de sólidos, incluindo desde o princípio de tensões e cisalhamento, até análise de deformações em barras e colunas. Nesta referência utiliza-se os fundamentos para análise de tensão em barra sob flexão pura e de flambagem de barras em compressão.

2.2.1.2 Descrição da Marcha

Em (FORNER-CORDERO, 2008), tem-se um estudo detalhado da marcha e da perna humana sob a perspectiva mecânica do movimento. Além disso, apresenta um estado da arte relevante para a tese, indicando as principais inovações e técnicas adotadas na construção de cada projeto apresentado. Observa-se até os tipos de perturbações na marcha de adultos com alguma patologia, e as possíveis correções que podem ser aplicadas.

Em (VAUGHAN, 1992), são apresentadas variações de análise da marcha humana nas principais literaturas do campo, definindo a mecânica do movimento e os termos da anatomia do membro. Apresenta também deslocamentos e forças atuantes durante o ciclo da marcha, bem como um estudo de caso para comparação do movimento em adultos saudáveis com o de adultos com alguma patologia.

2.2.1.3 Modelagem Matemática e Controle

Em (KLEIN, 2011), o modelo de marcha apresentado inclui esforços de músculos em sua análise, para introduzir dois tipos de controle CPG (*Central Pattern Generator*). Assim, pode-se verificar as influências que reflexos de músculos e carregamentos externos tem sobre a marcha. Apresentam-se também, neste trabalho, as limitações existentes em modelos de robôs bípedes convencionais.

Em (RUSSI, 2012), tem-se o desenvolvimento de um modelo matemático, pelo método de Lagrange, e controle, separados em duas etapas: fase de apoio e fase de pendulo. O primeiro é representado fisicamente por um pêndulo duplo, com duas massas concentradas (coxa e panturrilha). Neste caso, o referencial móvel é o quadril. Já na segunda fase, a representação física passa a ser um pêndulo invertido triplo, com três massas concentradas (tronco, coxa e panturrilha) e com referencial no tornozelo. Vale ressaltar que o encontro dos pêndulos representa a posição de uma articulação (figura 4).

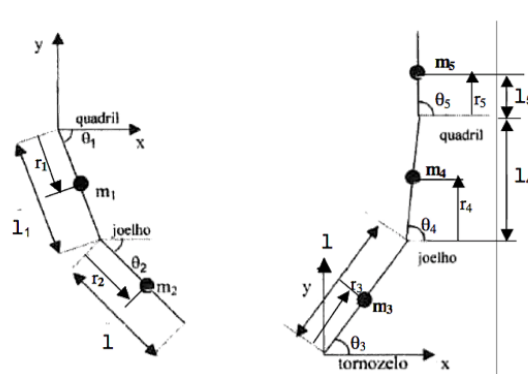


Figura 4 – Modelo físico apresentado em (RUSSI, 2012)

É válido apresentar também as principais tecnologias, os avanços no desenvolvimento e estudo de modelos, próteses, exoesqueletos e robôs que se mostraram relevantes nos últimos anos.

2.2.2 Pernas Artificiais

Pernas mecânica, ou robôs bípedes são projetados para atender diversas finalidades. A maioria tem o intuito de atender necessidades motoras do corpo, seja para desenvolvimento de próteses e órteses como para identificação de padrões de marcha para otimizar diagnóstico de pacientes. Existe também tecnologia deste âmbito criada para substituir recursos humanos em situações de risco. Um bom exemplo desta

última finalidade foi o robô Cassie (figura 4) desenvolvido na Universidade de Oregon nos Estados Unidos.

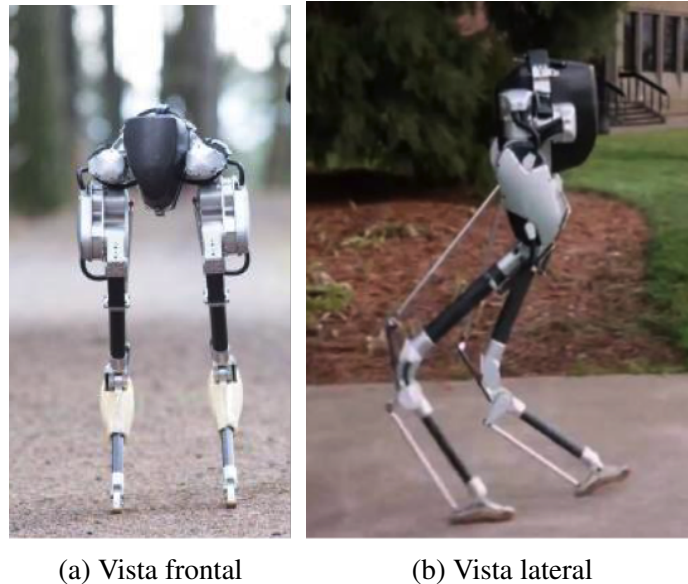


Figura 5 – Robô bípede, *Cassie*, da Universidade de Oregon (STAUTH, 2017)

Inicialmente com intuito de criar uma tecnologia para carregamento de cargas e entregas, Cassie foi um projeto adaptado de um antigo robô da empresa norte-americana, Agility Robotics (STAUTH, 2017). Com financiamento do Departamento de Defesa dos EUA, o robô se tornou uma das maiores inovações em robótica já em 2017. Foi projetado para percorrer qualquer tipo de terreno até mesmo em condições de chuva ou neve, podendo assim atuar no lugar de uma pessoa em situações de risco, como em casos de incêndio. Além disso, o robô é capaz de se equilibrar em pé, sentar, agachar, andar e correr. No entanto, a fim de atingirem a forma mais otimizada, com menor peso e consumo de energia possível, a equipe não se ateve a anatomia humana (STAUTH, 2017).

Outro robô bípede relevante foi um desenvolvido na Universidade do Arizona, também nos Estados Unidos. Assim como a proposta desta trabalho, o objetivo da pesquisa foi criar um robô bípede que simule de a marcha humana o mais próximo do real. A perna mecânica (figura 5) foi construída em 2012 e é capaz de reproduzir a caminhada com grande robustez em terrenos planos. Apesar de tratar-se de um protótipo de tamanho reduzido (altura máxima de 0,6 metros), o uso de 16 motores e 28 sensores permite simular a ação dos músculos no movimento e compensar o posicionamento do centro de gravidade durante a dinâmica (KLEIN, 2011). Entretanto, ainda foi necessário acrescentar uma estrutura de sustentação para delimitar o movimento ao plano sagital e corrigir a tendência de inclinar para frente (HONDA, 2010).

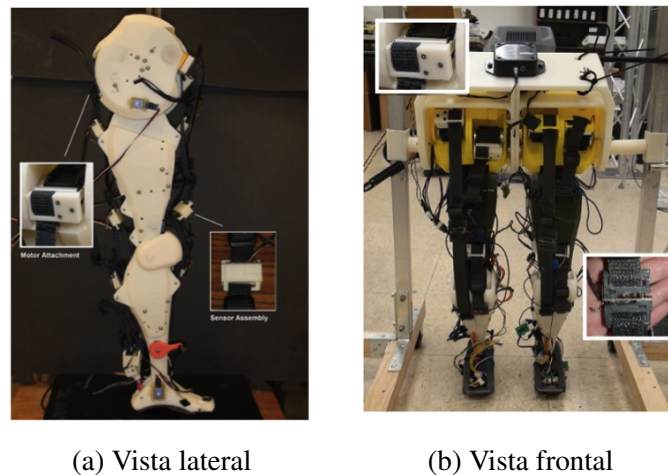


Figura 6 – Robô bípede desenvolvido na Universidade do Arizona em 2011 (KLEIN, 2011)

Tem-se também, exoesqueletos criados nos últimos anos, que evidenciam a crescente tendência deste mercado. Um projeto que mostrou-se relevante no campo foi a tecnologia desenvolvida pela empresa japonesa Honda. Um exoesqueleto da linha para auxílio a caminhada, *Walking Assist Devices*, denominado *BodyWeight Support Assist Device* (figura 6), foi desenvolvido para ajudar pessoas com fraqueza nas juntas e músculos ou alguma outra debilitação nas pernas (HONDA, 2010).



Figura 7 – *Bodyweight Support Assist Device*, exoesqueleto da Honda (HONDA, 2010)

Com esta tecnologia, o carregamento sobre as juntas são reduzidos e o usuário é capaz de andar, subir/descer escadas bem como agachar, uma vez que se direciona maior parte das cargas para o centro de gravidade do corpo. Os apoios são ajustáveis

para outros tipos de movimento e, a partir da angulação da junta do joelho, define-se quanto de suporte é necessário (HONDA, 2010).

Similar ao que foi proposto pela Honda, a empresa sul-coreana Hyundai apresentou este ano seu *Medical Exoskeleton* (figura 7). Diferente do descrito anteriormente, o equipamento, denominado CES, é somente para usuários paraplégicos e necessita do auxílio de muletas para dar estabilidade e indicar os próximos movimentos (HYUNDAI, 2017).



(a) Vista do exoesqueleto (b) Exemplo de aplicação

Figura 8 – Hyundai *Medical Exoskeleton*, CES 2017 (HYUNDAI, 2017)

3 FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

3.1 A Marcha Humana

Dado o contexto e a base teórica para o desenvolvimento deste trabalho, pode-se partir para o estudo do movimento que se deseja reproduzir. Antes de compreender a marcha em si, é importante indicar alguns conceitos importantes.

3.1.1 Nomenclatura e Etapas da Marcha

A marcha humana pode ser compreendida em três planos distintos: plano transversal, frontal e sagital (figura 9). Apesar de ocorrerem deslocamentos e comportamentos específicos da marcha em cada plano, o movimento ocorre mais expressivamente no plano sagital (VAUGHAN, 1992). Em vista disso, maior parte das análises da marcha são feitas apenas neste plano.

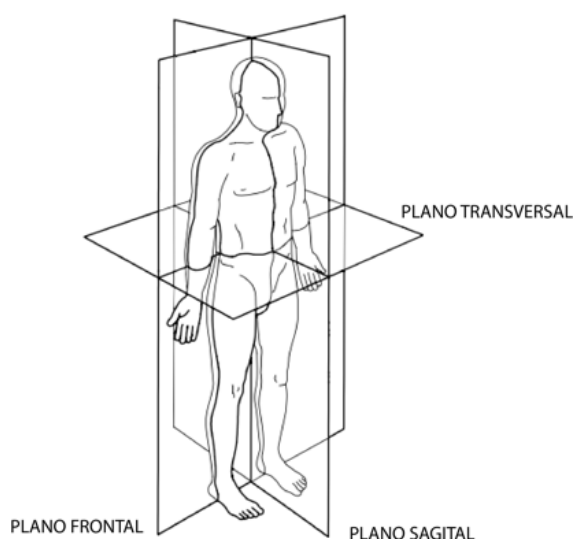


Figura 9 – Planos de referência do corpo humano (VAUGHAN, 1992)

Observa-se que existem diversos graus de liberdade relativo ao movimento em cada plano. Estes estão relacionados com movimento das articulações devido à flexão/extensão ou abdução/adução dos músculos em cada membro. Na perna, os graus liberdade podem ser descritos para cada junta.

Os graus de liberdade também são geralmente analisados no plano sagital, uma vez que movimentos nos demais planos possuem amplitudes menores. Em vista disso cada

articulação pode descrever pelo menos um grau de liberdade. No quadril, tem-se dois graus, a rotação (flexão/extensão) e o deslocamento vertical (subida/descida). No joelho, no tornozelo e nos dedos do pé, o movimento também é de rotação (flexão/extensão), resultando em um total de cinco graus de liberdade.

Utilizando plano sagital e estes graus de liberdade como referência, a marcha de um adulto saudável pode ser dividida em 2 fases e subdividida em etapas para cada perna. A primeira fase do movimento é denominada fase de apoio e a segunda, fase de balanço. Estas fases se alternam, executando o movimento com o menor gasto de energia possível (FORNER, 2010). Na fase de apoio a perna em análise está sempre em contato com o chão e pode ser descrita em três etapas: primeiro apoio duplo, apoio simples - momento em que o outro pé está em balanço - e segundo apoio duplo ou pré-balanço (VAUGHAN, 1992). Já na fase de balanço da perna, o movimento segue um comportamento similar a de um pêndulo. Estas fases estão descritas conforme a figura 10.

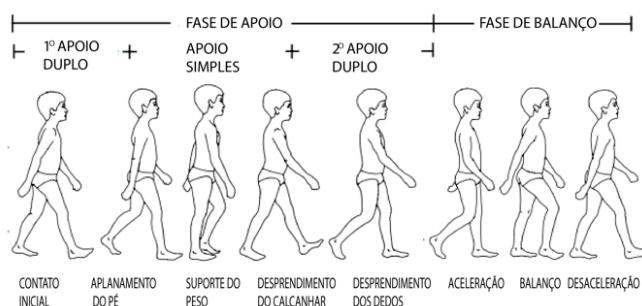


Figura 10 – Fases da marcha (VAUGHAN, 1992)

Estas fases também podem ser subdivididas em eventos da posição ou movimento do pé. Em (VAUGHAN, 1992), existem oito etapas principais que descrevem o ciclo da marcha, cinco etapas na fase de apoio, que representam por volta de 60% do ciclo, e três na fase de balanço, que representam os 40% restantes.

Os cinco eventos da fase de apoio são (FORNER, 2010):

- Toque inicial do pé (TPI ou *heel-strike*);
- Aplanamento do pé (*foot flat*);
- Suporte do peso corporal (*Midstance*);
- Desprendimento do calcanhar (*heel off*);

- Desprendimento dos dedos (*toes off*).

Os três eventos restantes descrevem a fase de balanço (VAUGHAN, 1992):

- Aceleração (*Acceleration* ou *Initial swing*);
- Balanço (*Midswing*);
- Desaceleração (*Deceleration* ou volta ao TPI).

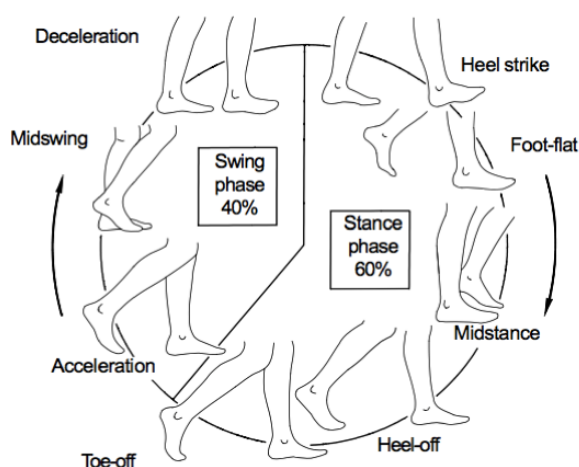


Figura 11 – Eventos da marcha (VAUGHAN, 1992)

Ao longo deste ciclo, como mencionado em (FORNER, 2010), o gasto de energia também é controlado pelos mecanismos ativos e passivos de absorção/dissipação. Os tecidos como o do calcanhar que amortecem o movimento, são considerados elementos passivos. Já movimentos como a flexão do joelho durante o suporte do peso corporal (*Midstance*) são considerados elementos ativos.

Por fim, uma vez compreendidos o ciclo, é importante destacar características usuais da marcha de um adulto saudável. Em (WINTER, 2009), sabe-se que os comprimentos médios dos membros do corpo podem ser descritos relativos à altura da pessoa, o que permite analisar movimentos específicos para o homem médio brasileiro (1,75 metros de altura (IBGE, 2009)).

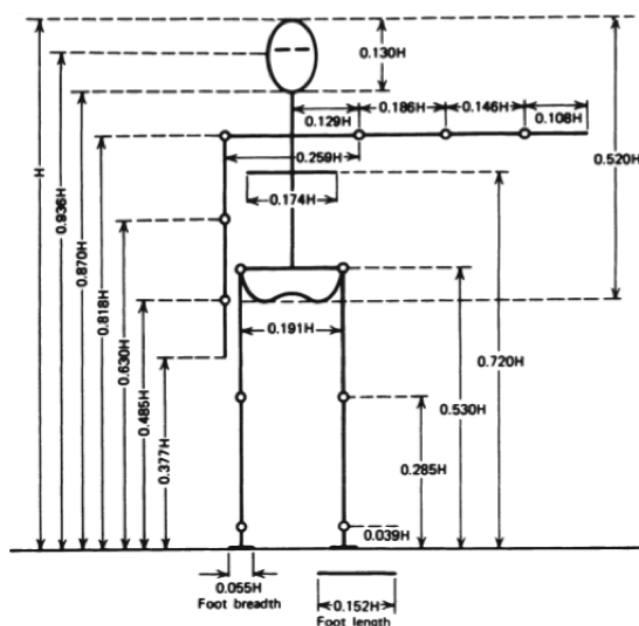


Figura 12 – Comprimento de segmentos do corpo relativo a altura (WINTER, 2009)

Além de dimensões típicas, de acordo com (WINTER, 2009), a cadência, ou frequência da passada, pode variar de 87,4 passos por minuto (marcha lenta) a 121,6 passos por minuto (marcha rápida). Considerando uma passada média de 1,4 metros para um homem brasileiro médio (SANTANA, 2005), a marcha varia em média de 1,56 a 3,35 metros por segundo, com picos de força entre 0,5 a 1,25 do peso corporal.

3.2 Resistência de Materiais

Alguns conceitos fundamentais de resistência de materiais são necessários para embasar o dimensionamento mecânico para este projeto. O dimensionamento, como será descrito mais adiante neste relatório, será feito por dois critérios de falha para analisar os esforços nos segmentos da perna.

Em primeira instância, será observada a tensão máxima no segmento e comparada à tensão de escoamento do material escolhido. Em seguida, será analisada a possibilidade de falha por flambagem, por meio da determinação de um carregamento crítico em que a falha pode ocorrer.

Em vista disso, é pertinente apresentar a teoria utilizada para aplicar estas análises.

3.2.0.1 Tensão em Barras

Tensão consiste em um vetor associado a um plano de corte resultante de uma força externa aplicada em um sólido (GERE, 2012). Para entender como cada tipo de carregamento externo afeta internamente um material, adota-se o exemplo de uma barra sofrendo esforços externos como flexão.

Sabe-se que o momento fletor e a compressão da barra contribuem para a tensão normal ao longo de seu volume. Já esforços como torção e forças cortantes contribuem com a tensão de cisalhamento (GERE, 2012).

Considerando uma barra com os carregamentos dispostos na figura 13, podem existir campos de tensões diferentes. Analisando caso a caso, é possível compreender a contribuição de cada esforço na distribuição de tensões.

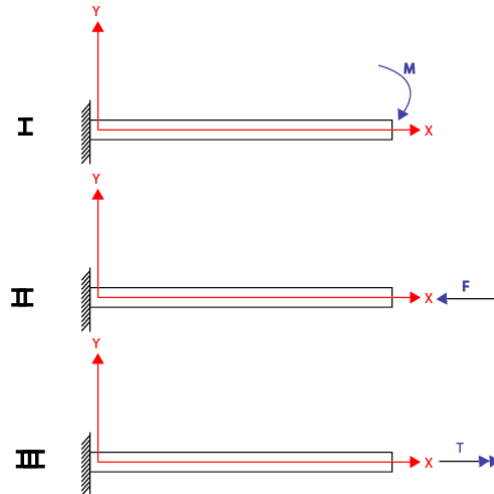


Figura 13 – Barra engastada com carregamentos diversos (Autoria própria)

Sabe-se que a linha neutra, região interna descarregada da barra coincide com o centróide (GERE, 13), e, pois, com o eixo x da figura 13.

Em I, a barra está sob flexão pura. Neste caso, o momento fletor é responsável por uma tensão que gera uma curvatura k da barra pela deformação ϵ_x (GERE, 2012).

$$\sigma_x = E \cdot \epsilon_x = E \cdot (k \cdot y) \quad (3.1)$$

$$k = \frac{1}{\rho} = \frac{M}{E \cdot I} \quad (3.2)$$

Onde σ_x é a tensão na direção \vec{x} , E , o módulo de Young do material, I o momento de inércia e y a posição relativa à linha neutra no eixo \vec{y} .

Unindo as equações 3.1 e 3.2, tem-se a relação entre o momento M aplicado e a tensão resultante, dada pela equação 3.3 (GERE,2012).

$$\sigma_x = \frac{M.y}{I} \quad (3.3)$$

Da situação II, tem-se apenas esforço normal, o que leva a equação imediata de tensão dada em (GERE,2012).

$$\sigma_x = \frac{F}{A} \quad (3.4)$$

Em que F é a normal aplicada e A , a área da seção em que a força está aplicada.

Por último em III, tem-se torção da barra. Diferente dos demais casos, a torção cria tensões de cisalhamento no interior do material, e pode ser descrita pela relação da equação 3.5.

$$\tau_{xy} = \frac{T.r}{J} \quad (3.5)$$

Em que T é a torção aplicada, τ o cisalhamento no plano, r a distância no eixo \vec{y} entre o centróide da seção e a superfície externa, e J o momento polar de inércia.

Para avaliar os valores máximos, entretanto, é necessário observar o campo de tensões em uma seção específica. Olhando um caso que tenha a aplicação dos três esforços (I, II e III), um ponto na superfície externa tem um campo de tensões como demonstrado na figura 14.

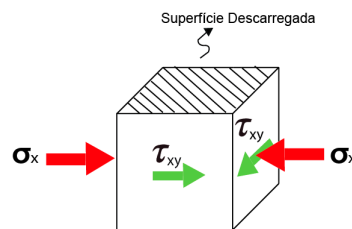


Figura 14 – Distribuição de tensões (Autoria própria)

Com isso, pode-se montar o tensor das tensões $[T]$. Este tensor permite encontrar as tensões e direções principais, que indicam os limites de tensão e o plano em que ocorrem. Para isso, encontram-se os autovalores da matriz $[T]$.

$$[T] = \begin{bmatrix} \sigma_x & \tau_{xy} \\ \tau_{xy} & \sigma_y \end{bmatrix} \quad (3.6)$$

$$[T] - \sigma \cdot [I] \cdot \vec{n} = \vec{0} \quad (3.7)$$

Os autovalores são os valores de tensão σ que permite anular a determinante, como indicado na equação 3.8.

$$\det[[T] - \sigma \cdot [I]] = 0 \quad (3.8)$$

Com os autovalores σ_1 e σ_2 , constrói-se o Círculo de Mohr, que consiste em uma ferramenta matemática para indicar o plano onde ocorrem as tensões principais relativas ao plano que se está analisando (GERE, 2012).

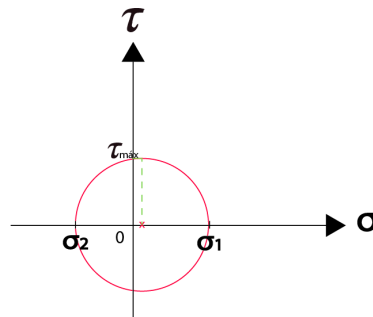


Figura 15 – Círculo de Mohr para análise apenas no plano xy (Autoria própria)

Neste gráfico temos os valores de tensão para seus respectivos planos de atuação. Para a sua leitura, é necessário determinar o plano em que ocorrem σ_1 e σ_2 . Utilizando estes autovalores na 3.5, encontram-se os vetores normais (n_1 e n_2) ao plano das suas respectivas tensões. Com o plano definido, sabe-se por (GERE,2012), que o círculo de Mohr percorre o dobro do ângulo entre um plano e outro. Isso significa que a tensão de cisalhamento máxima ocorre em um plano à 45° do plano de normal n_1 .

3.2.0.2 Flambagem de vigas

Flambagem geralmente ocorre em estruturas cuja seção transversal é pequena comparada às demais dimensões. Quanto mais esbelta, a estrutura fica mais sujeita à flambagem.

Quando se fala em falha por flambagem, deve-se compreender que este fenômeno acontece devido a uma compressão. Ao se atingir um valor crítico de esforço axial, a estrutura fica instável, deformando a peça de modo específico ao se aplicar outro carregamento externo concomitantemente (GERE, 2012).

Para analisar a estrutura do projeto para falha de flambagem, é importante adotar um modelo de apoio que proporciona não só uma representação simplificada, mas também um caso mais crítico. Garante-se, assim, um fator de segurança elevado para o projeto.

Em (GERE, 2012), a flambagem de vigas é avaliada para algumas combinações de apoio. O caso mais crítico apresentado consiste em uma barra engastada-livre, como na figura 13.

A fim de verificar o carregamento crítico, faz-se análise da linha elástica da viga de comprimento L na configuração deformada (Figura 16).

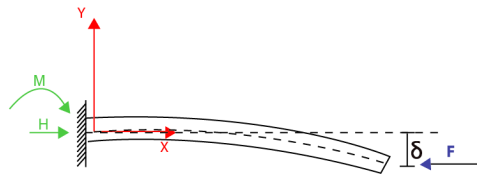


Figura 16 – Configuração deformada (Autoria própria)

O deslocamento δ na configuração deformada leva ao surgimento de um momento fletor ao longo do comprimento da viga. Este momento pode ser descrito pela equação 3.7, em que $v(x)$ representa a linha elástica da viga, ou o deslocamento da linha neutra com a deformação.

$$M(x) = F \cdot (\delta - v(x)) \quad (3.9)$$

Sabe-se por (GERE, 2012) que a curvatura k da viga pode ser equacionada como uma função da linha elástica pela equação 3.10.

$$k = \frac{v''(x)}{(1 + v'(x)^2)^{\frac{3}{2}}} \quad (3.10)$$

A derivada primeira da linha elástica consiste na rotação em radianos da deformação. Considerando pequenos deslocamentos ou uma rotação muito abaixo de 1, a curvatura pode ser reescrita apenas como a segunda derivada da linha elástica.

$$k = v''(x) \quad (3.11)$$

Em vista disso, unindo as equações 3.11 e 3.2, tem-se uma nova relação de momento com a linha elástica.

$$M(x) = v''(x).E.I \quad (3.12)$$

Das equações 3.8 e 3.12, tem-se, por fim, uma equação diferencial para determinar a linha elástica da viga deformada pela flambagem.

$$v''(x) = \frac{F}{E.I} \cdot (\delta - v(x)) \quad (3.13)$$

Como se trata de uma equação diferencial, a solução de $v(X)$ é a combinação de uma solução harmônica com uma particular.

$$v(x) = A.\sin(C.x) + B.\cos(C.x) + \delta \quad (3.14)$$

Neste caso, C é uma constante dada pela relação entre a força de compressão F e as características dimensionais da viga.

$$C^2 = \frac{F}{E.I} \quad (3.15)$$

Para resolver a equação 3.14, basta definir as condições de contorno da viga. Na origem, sabe-se que não ocorre nenhum deslocamento e a rotação no ponto é nula (Dado pelos graus de liberdade do engaste). Já na extremidade, sabe-se que o deslocamento será δ e o momento fletor será nulo.

$$v(0) = 0, \quad v'(0) = 0, \quad v(L) = \delta, \quad v''(L) = 0 \quad (3.16)$$

Da primeira e segunda condições de contorno, tem-se que:

$$B = \delta \quad (3.17)$$

$$A = 0 \quad (3.18)$$

Da terceira condição, obtém-se a seguinte equação:

$$\delta = \delta.(1 - \cos(C.L)) \quad (3.19)$$

$$\delta.\cos(C.L) = 0 \quad (3.20)$$

Para uma solução não-trivial, a única possibilidade é ter o cosseno da equação 3.20 igual a zero. Assim, encontram-se valores de $(C.L)$ que anulam a equação para qualquer valor inteiro positivo de n .

$$(C.L) = \frac{\pi}{2} \cdot (2n - 1), n = 1, 2, 3 \dots n \quad (3.21)$$

Da equação 3.21 e 3.15, encontra-se valores de carregamento crítico que levam ao estado deformado analisado. Para cada valor de n , um valor de carregamento. O mais crítico será a menor força possível, encontrada em n igual a 1.

$$F_{\text{critico}} = \frac{\pi^2}{(2.L)^2} \cdot E.I \quad (3.22)$$

O carregamento crítico, portanto, depende diretamente dos tipos de apoio e das condições de contorno do problema. Apesar da flambagem do caso engaste-livre ser o mais crítico, com menor carregamento necessário para ocorrer a deformação, é importante apresentar alguns outros casos de apoio (Figura 17).

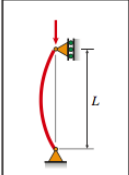
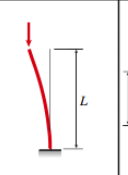
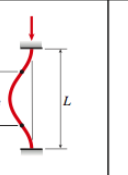
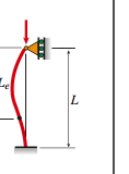
(a) Pinned-pinned column	(b) Fixed-free column	(c) Fixed-fixed column	(d) Fixed-pinned column
$P_{\text{cr}} = \frac{\pi^2 EI}{L^2}$	$P_{\text{cr}} = \frac{\pi^2 EI}{4L^2}$	$P_{\text{cr}} = \frac{4\pi^2 EI}{L^2}$	$P_{\text{cr}} = \frac{2.046 \pi^2 EI}{L^2}$
			
$L_e = L$	$L_e = 2L$	$L_e = 0.5L$	$L_e = 0.699L$
$K = 1$	$K = 2$	$K = 0.5$	$K = 0.699$

Figura 17 – Carregamento crítico para algumas combinações de apoio (GERE,2012)

4 ESPECIFICAÇÕES TÉCNICAS

A fim de orientar e limitar o escopo do trabalho, é importante definir as especificações técnicas. Estas envolvem os requisitos de projeto (funcionais, operacionais e construtivos) e os parâmetros de projeto, que descrevem quais as grandezas necessárias para se atender aos requisitos.

4.1 Requisitos

4.1.1 Requisitos Funcionais

Estes requisitos descrevem as principais funções do projeto. No caso, as principais funções da perna mecânica são:

- i. Reproduzir a marcha humana somente no plano sagital, seguindo todas as etapas do movimento (*heel strike, foot flat, heel off, toes off, etc.*), uma vez que este representa a maior parte da marcha. Como descrito na fundamentação teórica, os movimentos mais significativos, com maiores amplitudes, ocorrem no plano sagital. Dispositivos de reabilitação, por exemplo, só reproduzem ativamente neste plano.
- ii. Adaptável para possíveis modificações;
- iii. Modular (bípede). Proposto para este projeto, a construção de uma única perna mecânica que servirá como guia ou espelho para a construção da outra perna.

4.1.2 Requisitos Operacionais

Requisitos operacionais definem as condições de operação que o projeto terá de atender. O projeto deve, então, atender aos seguintes requisitos operacionais:

- i. Andar sobre uma esteira livre;
- ii. Suportar mudanças em graus de liberdade ou posição de centro de massa;
- iii. Reproduzir o ciclo de marcha implementado no controle com robustez.

4.1.3 Requisitos Construtivos

Por último, requisitos construtivos diz respeito a especificações dimensionais e de fabricação. Os requisitos construtivos a serem atendidos são:

- i. Peso e geometria próximos a valores reais da perna humana;
- ii. Fabricação simples e de baixo custo;
- iii. Fácil montagem e desmontagem (manutenção).

4.2 Parâmetros

Os parâmetros de projeto se resumem na definição dos graus de liberdade e dos dados dimensionais e dinâmicos, baseados em dados médios (RUSSI, 2010), a serem adotados.

A proposta inicial é de reproduzir três graus de liberdade atuados (flexão/extensão do quadril, joelho e tornozelo) e dois graus livres (subida da perna, rotação dos dedos no pé). A subida da perna representa o deslocamento vertical do quadril durante a marcha. Quando em balanço, o quadril tende a inclinar no plano frontal, o que implica em um pequeno deslocamento vertical para cima durante o balanço e para a posição de equilíbrio no apoio. No entanto, como será descrito mais adiante, optou-se por atuar o deslocamento vertical da perna, a fim de garantir a sincronia de cada movimento.

Os demais parâmetros podem ser descritos pelos dados obtidos (ZATSIORSKY,1993) com as correções de (LEVA, 1996) nas Tab.1 e Tab. 2. É importante destacar algumas abreviaturas utilizadas na tab. 1, para melhor compreensão dos parâmetros utilizados como referência: HAT (Head, arms and torso) representa toda porção do corpo que fica acima do quadril (cabeça, braços e tronco); VERT (Vertex) representa o ponto mais alto da cabeça; HJC (Hip joint center) e KJC (Knee joint center), o centro da junta do quadril e do joelho, respectivamente; HEEL, ponto posterior do calcanhar; e TTIP (Toe tip) representa a ponta do maior dedo no pé.

Tabela 1 – Parâmetros dimensionais (LEVA, 1996) e (ZATSIORSKY,1993)

Parâmetros de Zatsiorsky com correção de Leva

Segmento	Origem	Fim	Comprimento (mm)	Massa (kg)	Posição do Centro de Massa	
					Relativa (%)	Absoluta (mm)**
Total	-	-	1741	73.0	-	-
HAT*	VERT			53.1		
Coxa	HJC	KJC	422.2	14.16	40.95	172.9
Canela	KJC	LMAT	434.0	4.33	44.59	193.5
Pé	HEEL	TTIP	258.1	1.37	44.15	114.0

*Calculado subtraindo do total

**Medido a partir da extremidade superior de cada membro

Tabela 2 – Parâmetros de espaço de trabalho (RENA *et. al.*, 2007)

Junta	Parâmetros das Juntas					
	Posição Angular (deg)		Velocidade Angular (deg/s)		Torque (Nm/kg)	
	Max	Min	Max	Min	Max	Min
Quadril	25	-15	140	-50	2.0	-1.9
Joelho	20	-50	250	-150	1.0	-0.6
Tornozelo	55	-30	300	-300	1.8	-0.2

Alguns requisitos não podem ser representados por parâmetros definidos. Requisitos construtivos, por exemplo, serão reavaliados durante o dimensionamento das peças.

5.1.1 Juntas

Quatro juntas serão dimensionadas neste projeto. O quadril, o joelho, o tornozelo e a articulação metatarsfalangeana - articulação que permite o movimento dos dedos do pé -, com atuação somente nos três primeiros.

i. Quadril

A atuação da extensão/flexão na articulação do quadril pode ser feita por uma junta de revolução (Figura 19)

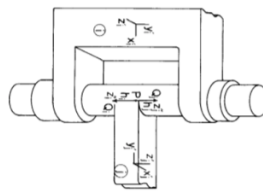


Figura 19 – Junta de revolução, (SANTANA, 2005)

Já o deslocamento vertical da perna precisou ser avaliado com mais cuidado. Para testar o movimento de uma única perna, sem auxílio do ciclo da segunda, exige a utilização de guias externas. Inicialmente, a proposta era manter o movimento livre. Entretanto, com o peso da perna em balanço, a guia tenderá a descer e, durante o apoio, a subir. Desse modo tem-se o risco do pé encostar no chão durante o balanço, como exemplificado na figura 20.

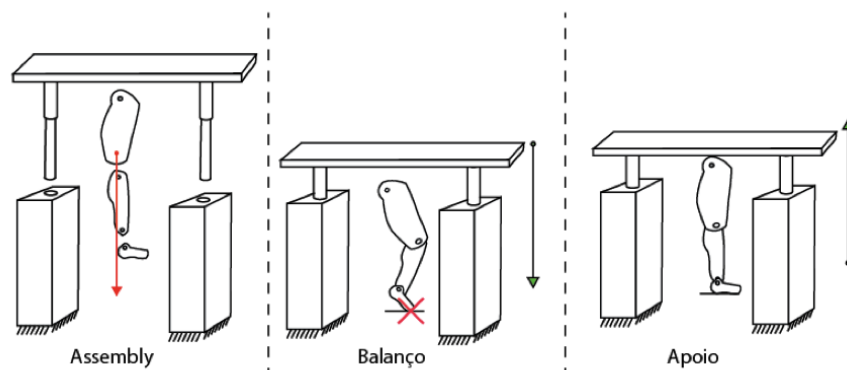


Figura 20 – Movimento de subida e descida do quadril com a guia (Autoria própria)

Para contornar o possível problema, foram propostas duas soluções: um mecanismo de came-seguidor ou um motor servo DC atuando para sincronizar o movimento correto do quadril ao longo da caminhada.

ii. Joelho, tornozelo e e junta metatarsofalangeana

Em uma primeira análise, foi definido que, assim como a flexão/extensão do quadril, o grau de liberdade destas articulações seriam atuados com o movimento de uma junta de revolução. Entretanto, para as juntas do tornozelo e a metatarsofalangeana, compreendeu-se a necessidade e a possibilidade de atribuir um novo grau de liberdade não atuado.

Para garantir a estabilidade durante a caminhada, o tornozelo deve permitir rotação no plano frontal. Logo, uma única junta de revolução não pode ser utilizada no tornozelo. O atuador do tornozelo deve controlar somente a rotação do plano sagital, deixando a rotação no plano frontal controlada de forma passiva, sem interferir no movimento principal.

Já a junta metatarsofalangeana deve ser representada por um elemento mecânico que una os dedos ao restante do pé e permita uma deformação elástica quando for necessário rotacionar no plano sagital e frontal, como exemplificado na figura 21 por uma mola passiva.

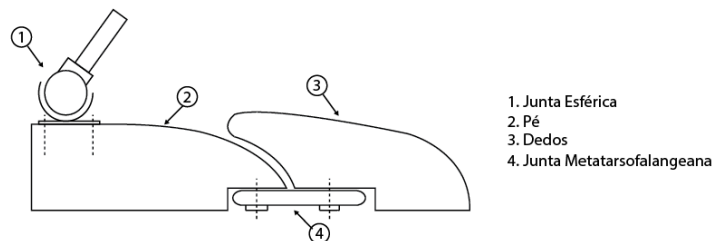


Figura 21 – Esboço das juntas e elementos do pé (Autoria Própria)

5.1.2 Estrutura

A estrutura da perna mecânica engloba desde a estrutura de apoio, uma vez que será inicialmente construída uma única perna, até os segmentos da perna, como coxa, panturrilha, pé e dedos.

i. Estrutura de Suporte

A estrutura de suporte deve sustentar o peso da perna e permitir colocá-la sob uma esteira a fim de testar a marcha. Portanto, deve ser feita uma base com

as dimensões necessárias para encaixar o projeto em uma esteira convencional de academia. O suporte servirá também para representar a massa do tronco no movimento. Além disso, devido ao grau de liberdade de deslocamento vertical do quadril, o suporte deve permitir a liberdade deste movimento, controlando apenas com uma guia.

ii. Segmentos de membro

Como um dos requisitos apresentados é semelhança geométrica com a perna humana, as peças devem ser dimensionadas considerando este aspecto. Para produzir uma peça com a forma e o peso de um segmento de perna, optou-se por reproduzir cada um dos parâmetros com elementos distintos.

O peso e posicionamento do centro de massa serão levados em conta no dimensionamento das peças metálicas, onde serão feitos os encaixes das juntas e do revestimento. Este revestimento será utilizado para dar a forma geométrica da perna, sem acrescentar muito em peso. Uma solução de encaixe possível é de ajuste forçado entre o revestimento e o segmento de perna, conforme exemplificado na figura 22.

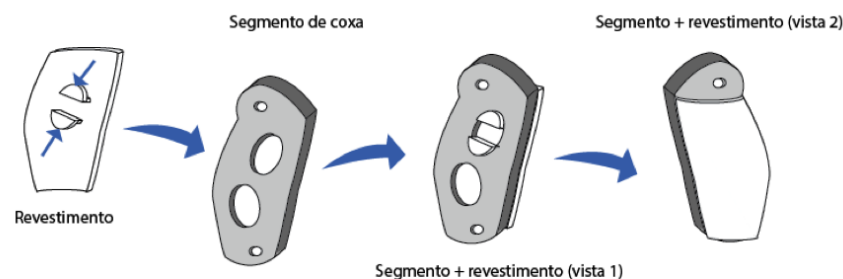
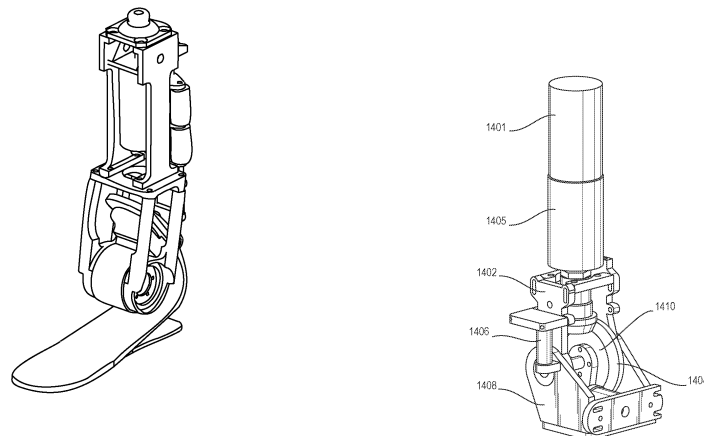


Figura 22 – Projeto idealizado de coxa e encaixe do revestimento (Autoria própria)

Adotando a coxa como uma placa de espessura reduzida (Similar à figura 21), a panturrilha poderá ser dimensionada com o formato em "U" para facilitar a junção dos segmentos com a articulação do joelho.

O pé, entretanto, possui maior dependência com a junta, tanto em peso quanto em dimensão, o que dificulta definir sua forma. Para auxiliar na definição da estrutura do pé, consultaram-se algumas patentes americanas que pudessem servir de inspiração (23).



(a) Sistema Artificial de Tornozelo com Atuador de Série Elástica, (Herr, et. al, 2014) (b) Sistema de Tornozelo com molas e amortecedores, (Herr, et. al, 2016)

Figura 23 – Patentes americanas de modelos de pé e tornozelo, (Herr, et. al, 2014 e 2016)

Na figura 23a, tem-se um sistema de tornozelo-pé unidos por uma junta de revolução comandada por meio de uma série de atuadores, denominado SEA (*Series Elastic Actuator*), molas e amortecedores para armazenar e dissipar energia, além de controlar rigidez na junta. O pé em si possui dois principais pontos de apoio, na ponta do pé e no calcanhar. Quando o peso do corpo fica sobre a perna, o segmento que representa o calcanhar se deforma, amortecendo o movimento e transformando os pontos em um único plano de apoio. Já na 23b, (Herr, et. al) desenvolveram uma atuação mais complexa do movimento que também envolve a ação conjunta de molas e amortecedores. Aqui, apresenta-se um mecanismo que adapta a rigidez da junta relativa a velocidade da passada, controla o amortecimento em movimentos como subida/descida em escadarias ou em rampas. Para isso, utiliza-se um atuador denominado *Biomimetic Hybrid Actuator*(BHA) e uma embreagem.

Ambos apresentam uma complexidade muito além do que será desenvolvido neste projeto. No entanto, os elementos e a forma como estão dispostos permitem validar ou adaptar as juntas escolhidas para o tornozelo.

5.2 Materiais

Os materiais a serem utilizados foram previamente escolhidos de acordo com alguns requisitos das peças idealizadas. Os segmentos feitos de alumínio, por exemplo, além de ser um material usinável, deve dar o peso e a resistência necessárias.

Já os revestimentos devem ser leves e fornecer apenas forma à perna. Para isso, foi sugerido o uso de PLA, um termoplástico utilizado em impressões 3D. A impressão 3D permitiria desenvolver a forma da perna com maior facilidade sem problemas de usinagem ou fabricação. Entretanto, o uso destes materiais será melhor avaliado durante o dimensionamento mecânico.

6 DIMENSIONAMENTO MECÂNICO

O dimensionamento foi elaborado a partir dos segmentos da perna, seguido das juntas e, por último, a estrutura de apoio. Além disso, dividiu-se em duas principais etapas complementares: uma avaliação de flambagem e escoamento do material em modelos simplificados e uma avaliação por elementos finitos em um programa de CAD.

6.1 Etapa I

6.1.1 Segmentos

Os segmentos foram separados de acordo com o proposto no pré-projeto: coxa, panturrilha e pé. Estes segmentos por sua vez foram dimensionados um a um por meio de duas abordagens. A primeira foi uma análise simples utilizando valores típicos de dimensão e carregamentos sobre a estrutura e avaliando se a escolha do material permitiria atingir e suportar os requisitos. A segunda foi utilizar a ferramenta de design *Inventor* para uma análise em elementos finitos com as dimensões e material da peça, o que validaria a primeira abordagem.

6.1.1.1 Coxa

Para avaliar a coxa, foi observado quais os principais carregamentos que atuam sobre ela. De acordo com (VAUGHAN, 1992), analisando a passada de uma única perna, tem-se valores máximos de momentos na figura 24 e valores médios de forças nos três principais planos, conforme descrito na tabela 4, em que cada carregamento é definido pelo plano perpendicular à sua linha de ação. Na figura 24, tem-se uma perspectiva dos momentos apenas no plano sagital devido ao movimento de flexão/extensão da perna, o que não permitiu o autor obter dados de carregamentos adequados após 1,4 segundos de simulação.

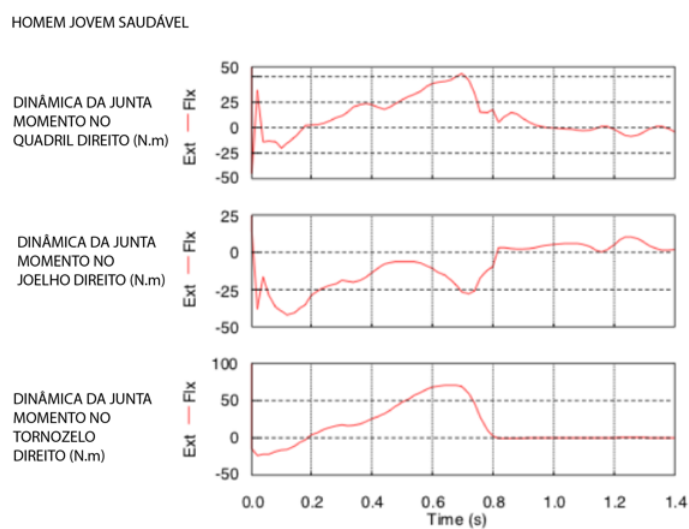


Figura 24 – Momentos de flexão/extensão nas juntas ao longo da passada (VAUGHAN, 1992)

Tabela 4 – Dados de carregamentos nas juntas em (VAUGHAN, 1992)

JUNTA	Fsagital	Ffrontal	Ftransversal	Msagital	Mfrontal	Mtransversal
Quadril Direito	-10	-34	-674	6.1	49.5	3
Quadril Esquerdo	6	-38	-111	-2.1	-0.6	-0.4
Joelho Direito	-76	85	-599	-19.5	15.3	-0.7
Joelho Esquerdo	1	33	-32	-7.8	-0.9	-0.2
Tornozelo Direito	-45	-568	57	17.9	1.6	-6.4
Tornozelo Esquerdo	1	-6	-9	0	0.2	0.1

Nota: Forças em newtons (N) e momentos em newton.metro (N.m)

Como se pode observar, os maiores esforços são devido ao movimento de extensão/flexão que ocorre no plano sagital. Para este dimensionamento, portanto, utilizaram-se os dados da tabela 4 da perna direita.

A coxa está submetida aos esforços no quadril e aos esforços no joelho. Logo, pode-se representar como dois momentos e duas forças aplicados nas extremidades do membro como representado na figura 25.

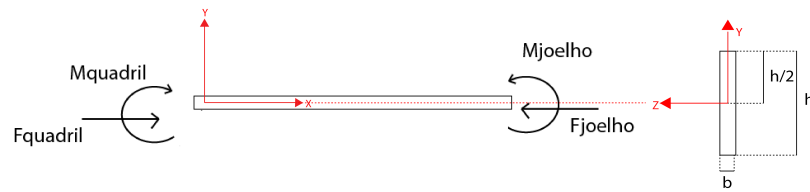


Figura 25 – Representação simplificada dos carregamentos no segmento (Autoria Própria)

Abordando o segmento de coxa como uma barra sob compressão e flexão, pode-se determinar máximas tensões ao longo do comprimento para posteriormente verificar, por meio de critérios de resistência, o material e as dimensões do segmento. Para isso, utilizam-se os eixos Oxy passando pelo centróide da barra (Eixo longitudinal coincide com a linha neutra), como representados na figura.

Neste caso, como disposto na figura 14, sabe-se que a tensão ficará em um único eixo. Analisando um ponto na superfície, tem-se a disposição de tensões da figura 26.

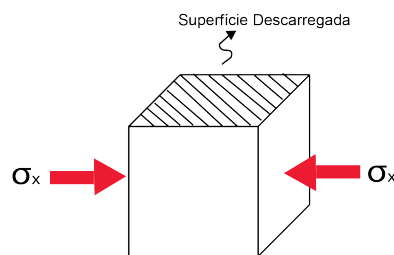


Figura 26 – Campo de tensões em um ponto na superfície (Autoria Própria)

Pelas equações apresentadas em (GERE, 2012), as tensões em uma barra carregada conforme a representação simplificada (figura 25) podem ser descritas como:

$$\sigma_x = \frac{M \cdot I_x}{y} + \frac{F_x}{A} \quad (6.1)$$

Em que M é o momento fletor aplicado na barra, F_x a força normal, I_x o momento de inércia da seção na direção da tensão aplicada e y , a distância no eixo vertical à linha neutra. Devido à simetria da representação adotada, a linha neutra coincide com o eixo x .

Para determinar a tensão, é necessário calcular o momento de inércia da seção transversal do segmento. Uma vez que foram adotados valores de carregamento de

(VAUGHAN, 1992), utilizaram-se dimensões típicas médias da coxa encontradas na mesma referência para determinar o momento de inércia (Tabela 5).

Tabela 5 – Dados de dimensão de um homem médio (VAUGHAN, 1992)

MEDIDAS ANTROPOMÉTRICAS	VALOR	UNIDADE
MASSA CORPORAL TOTAL	64.90	kg
COMPRIMENTO COXA DIREITA	0.460	m
COMPRIMENTO COXA ESQUERDA	0.465	m
CIRC. MEIA ALTURA COXA DIREITA	0.450	m
CIRC. MEIA ALTURA COXA ESQUERDA	0.440	m
COMPRIMENTO PANTURRILHA DIREITA	0.430	m
COMPRIMENTO PANTURRILHA ESQUERDA	0.430	m
CIRC. PANTURRILHA DIREITA	0.365	m
CIRC. PANTURRILHA ESQUERDA	0.365	m
DIÂMETRO JOELHO DIREITO	0.108	m
DIÂMETRO JOELHO ESQUERDO	0.112	m
COMPRIMENTO PÉ DIREITO	0.260	m
COMPRIMENTO PÉ ESQUERDO	0.260	m
ALTURA TORNOZELO DIREITO	0.060	m
ALTURA TORNOZELO ESQUERDO	0.060	m
LARGURA TORNOZELO DIREITO	0.074	m
LARGURA TORNOZELO ESQUERDO	0.073	m
LARGURA PÉ DIREITO	0.098	m
LARGURA PÉ ESQUERDO	0.096	m

Como o segmento foi definido como uma barra, vamos assumir que as dimensões são de 0,143 metros de altura (Calculado a partir do perímetro da circunferência da coxa) e 0,460 metros de comprimento (VAUGHAN, 1992). A seção transversal terá, portanto, o momento de inércia dado pela equação 6.2, devido a sua simetria.

$$I_x = \frac{b.h^3}{12} \quad (6.2)$$

Em que b representa a dimensão na direção do eixo (Espessura) e h , a dimensão perpendicular ao eixo (Altura).

Para definir a espessura, por sua vez, utilizou-se o *Microsoft Excel* para iterar o cálculo das equações de momento de inércia e o da tensão, verificando com a tensão de escoamento do alumínio um fator de segurança adequado (Memorial de cálculo, Apêndice B). Além disso, uma vez definida a espessura, tem-se o peso do segmento que pode ser comparado ao peso final desejado para a coxa.

Para que o segmento tenha o peso de uma coxa de um homem de 70kg, deve-se pesar 6kg (VAUGHAN, 1992). Isso implica que a espessura necessária, escolhido o

alumínio como material do segmento ($\rho = 2700\text{kg/m}^3$), é por volta de 40 milímetros. Com isso, tem-se uma tensão de 0,16 MPa. Supondo a escolha de um alumínio da série 6000 que possui propriedades adequadas para o projeto, como usinabilidade e tensão de escoamento entre 40 e 490 MPa (Material Property Data, *MatWeb.com*), o segmento fica superdimensionado.

Por outro lado, como se deve contabilizar o peso dos atuadores, do revestimento e da junta, o segmento deve pesar menos que o peso total da coxa. Assumindo, inicialmente, que o segmento pesa pelo menos um terço do peso total, atinge-se uma espessura de 13 milímetros e uma tensão de 0.5 MPa. Pode-se observar que o material escolhido nesta primeira abordagem garante um fator de segurança elevado.

Pela análise apresentada na referência teórica, sabe-se que o tensor de tensões deste modelo terá uma tensão principal em zero e outra no valor de σ_x , implicando que a tensão encontrada representa de fato a maior tensão normal no plano analisado. Dessa forma, garante-se a resistência do segmento à tensão interna máxima.

Outra análise importante é determinar o carregamento crítico de flambagem. Para o modelo adotado na figura 25, a carga crítica não será a mais baixa possível. Em decorrência disso, fez-se a análise para a barra com um lado engastado e outro livre, para simular a situação mais crítica.

Neste caso, utilizando a equação 3.21, tem-se um carregamento crítico de 2500 kN. Este carregamento leva então a uma tensão crítica de 1,33 GPa, o que é significativamente maior que a tensão normal na barra.

6.1.1.2 Panturrilha

Um procedimento similar foi feito para este segmento. Entretanto, como a panturrilha deve ser ligada a coxa por uma junta, foi importante definir a geometria da peça para permitir essa junção.

Uma vez que o movimento de flexão/extensão do joelho será representado por uma junta de revolução, idealizou-se um segmento em formato de "H" para um primeiro dimensionamento. Desse modo aproveita-se o próprio segmento para formar os mancais nas juntas (Figura 27).

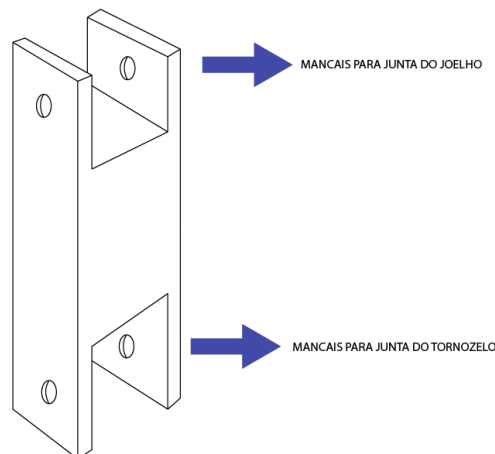


Figura 27 – Esboço da geometria da panturrilha (Autoria Própria)

Aproveitando as equações de (GERE, 2012) e o desenvolvimento feito para a coxa, adotou-se o mesmo procedimento de cálculo (Apêndice B). Com isso, no caso da análise de tensões, foi obtido uma tensão de 3 MPa. Ainda que elevada quando comparada à coxa, a tensão não supera a tensão de escoamento do Alumínio da serie 6000.

No caso da flambagem, também reproduzindo o método utilizado na coxa, encontrou-se um carregamento crítico próximo a 288 kN, com uma tensão crítica de 1 GPa. Como esperado, a panturrilha tem valores críticos menores e, portanto, mais decisivos para a seleção de material. Isso se deve pela maior diferença de esforços aplicados em cada extremidade da peça relativa à coxa. No entanto, estes valores críticos ainda permitem o uso do material escolhido, já que não serão atingidos durante a marcha em análise.

Uma vez verificados ambos segmentos, observa-se que o modelo adotado é bastante simplificado e pode ter desprezado outros fatores que podem colaborar com a falha das peças. Para refinar este estudo, é interessante utilizar uma ferramenta de CAD capaz de estudar os esforços, tensões e deformações internas de forma mais precisa.

6.1.2 Juntas

O dimensionamento das juntas consistiu em uma análise mecânica de eixos. Cada eixo com o comprimento máximo para a junta que representa.

O procedimento adotado exigiu detalhar como seria a disposição dos segmentos e atuadores na junta.

Devido ao peso dos atuadores, foi optado por utilizar uma sistema de cabos e polias para aplicar o torque nas juntas, como descrito em (PICOLLI e SALHANI, 2017). Desse modo, os atuadores foram retirados da estrutura da perna, reduzindo a inércia e a massa total. É importante ressaltar que toda a avaliação da dinâmica da perna

para a seleção de atuadores e sensores deste projeto foi desenvolvido em (PICOLLI e SALHANI, 2017).

Para evitar um movimento indesejado, ou um "jogo", nos planos frontal e transversal, a união das peças será feita como uma dobradiça. O segmento inferior a junta terá a polia solidária a ele para rotacioná-lo no eixo da articulação. A disposição das peças ficará, portanto, como exemplificado na figura 28.

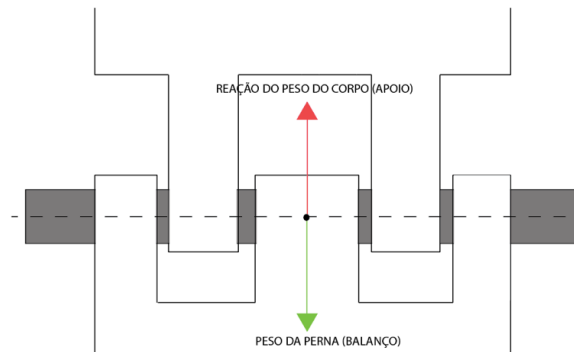


Figura 28 – Disposição das peças nas juntas (Autoria própria)

Com a polia solidária ao segmento inferior, a peça superior fixa em relação à junta e o uso de rolamentos para permitir a rotação, a torção no eixo fica reduzida. Assim, existe apenas o carregamento do peso da perna agindo na junta.

Para determinar o diâmetro mínimo de cada articulação, foi assumida uma disposição simétrica dos carregamentos e reações no eixo (Figura 29).

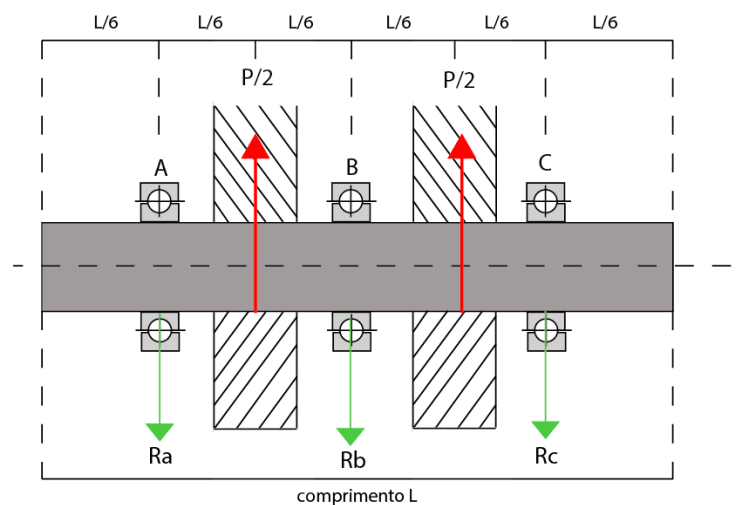


Figura 29 – Modelo simétrico de carregamentos e reações atuando na junta (Autoria Própria)

Pela simetria, portanto, tem-se que as reações R_a , R_b e R_c iguais a um terço de peso ($P/3$).

O diâmetro mínimo, então, pode ser calculado a partir do ponto mais solicitado. Para isso, monta-se o diagrama de momentos ao longo de eixo (Figura 30).

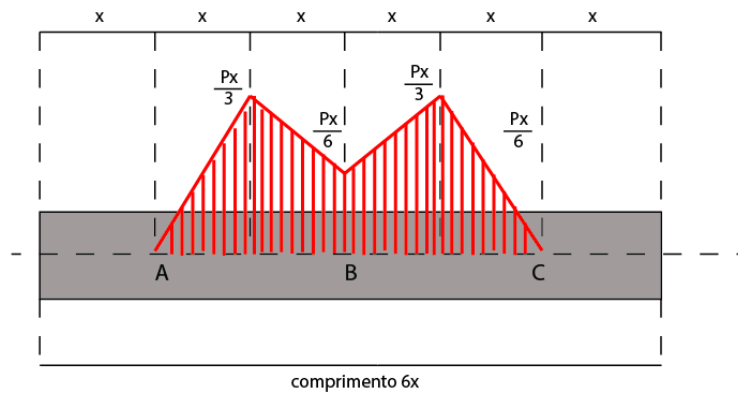


Figura 30 – Diagrama de momento fletor no eixo (Autoria Própria)

Uma vez encontrados os pontos com maior momento fletor, pode-se considerar como incógnita a inércia do eixo a fim de determinar o diâmetro mínimo.

$$\sigma = \frac{M \cdot I_x}{y} \quad (6.3)$$

$$I_x = \frac{\sigma_e \cdot y}{M} \quad (6.4)$$

Para uma geometria cilíndrica de diâmetro d , a inércia relativa ao seu eixo central longitudinal é dada pela equação 6.5.

$$I_x = \frac{\pi \cdot d^4}{64} \quad (6.5)$$

Considerando a superfície externa ($y=d/2$) e a tensão de escoamento do Aço SAE 8620 - material comum para esta aplicação - encontra-se o diâmetro a partir da equação 6.6

$$d = \left(\frac{32 \cdot \sigma_e}{M \cdot \pi} \right)^{1/3} \quad (6.6)$$

Adotando este procedimento para todas as juntas, com o mesmo carregamento dado pelo peso total do corpo (73 kg) e com um fator de segurança igual a 2, obtiveram-se diâmetro mínimos próximos de 7 mm (Apêndice C).

Uma vez que se têm o diâmetro mínimo e o comprimento das juntas, pode-se selecionar os rolamentos necessários para a rotação desejada das juntas. Com este intuito, utilizou-se o procedimento apresentado no catálogo da SKF, que seleciona o componente por meio da capacidade de carga básica C no rolamento e de sua vida nominal L_h .

A vida nominal escolhida como padrão são 12000 horas e permite definir a carga básica pela equação 6.7.

$$L_h = 500 \cdot f_h^3 \quad (6.7)$$

Em que f_h representa o coeficiente de vida dado pela relação entre a carga básica e a carga no rolamento P (Equação 6.8).

$$f_h = f_n \cdot \frac{C}{P} \quad (6.8)$$

Logo, é calculado o coeficiente de vida a partir do coeficiente de velocidade f_n que, por sua vez, depende da rotação por minuto (n) da junta (Equação 6.9)

$$f_n = (0,03 \cdot n)^{-1/3} \quad (6.9)$$

Utilizando este procedimento, determinou-se uma carga básica próxima de 800 N em cada junta. Desse modo, selecionaram-se rolamentos com carga básica de 1 kN com o diâmetro interno acima do diâmetro mínimo calculado para as juntas. Para garantir a fixação dos rolamentos nos eixo, optou-se por utilizar alguns rebaixos no eixo, mantendo o diâmetro sempre superior ao valor mínimo. Definiram-se, portanto, três rolamentos que serão utilizados nas articulações do projeto (Tabela 6).

Tabela 6 – Rolamentos selecionados

ROLAMENTO I	D. interno	D. externo
SKF 609-RSL	9 mm	24 mm
ROLAMENTO II	D. interno	D. externo
SKF 6000-RSL	10 mm	26 mm
ROLAMENTO III	D. interno	D. externo
SKF 6001-RSL	12 mm	28 mm

Assim como os segmentos dimensionados, as juntas serão avaliadas em elementos finitos no programa de CAD, *Inventor*. Deste modo, refina-se o dimensionamento das peças e permite observar a dinâmica entre elas.

O desenho em CAD também será utilizado para posicionar com maior precisão o centro de massa de cada componente, bem como da perna como um todo.

6.2 Etapa II

Nesta etapa, utilizou-se o programa de CAD, *Inventor* da *Autodesk*, para desenhar as peças com as dimensões corretas e verificar de modo mais preciso a escolha do material.

Foi necessário cuidado no posicionamento do centro de massa de cada segmento, para que se obtivesse uma posição aproximada ao que foi apresentado por (ZATSI-ORSKY, 1993) com correções de (DE LEVA, 1996) na figura 31.

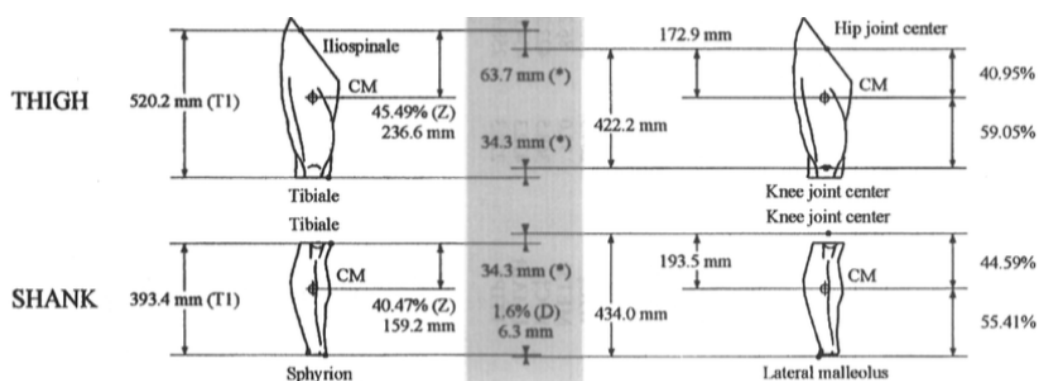


Figura 31 – Posição relativa do centro de massa da coxa e da panturrilha dado por (DE LEVA, 1996)

Bem como descrito na primeira etapa, esta análise também se dividiu pelos segmentos da perna. Entretanto, o processo foi mais iterativo entre uma peça e outra para

que o projeto pudesse respeitar os requisitos e parâmetros de fabricação e montagem.

Além disso, o posicionamento e seleção dos atuadores e sensores desenvolvidos em (PICOLLI e SALHANI, 2017), influenciaram na disposição e desenho das peças.

6.2.1 Segmentos

Os dois principais segmentos, coxa e panturrilha, foram desenhados levando em conta a posição dos centros de massa, as dimensões antropométricas, o peso e a junção entre eles. Como referência para as dimensões e o peso, utilizaram-se os valores médios dos membros do corpos apresentados em (WINTER, 2009), figura 12, em (VAUGHAN, 1992), tabelas 5 e 1, e (ZATSIORSKY, 1990), figura 31.

Nota-se que os centros de massa de cada membro da perna encontram-se sempre mais próximos porção superior. As peças projetadas devem, portanto, concentrar sua massa acima do seu centro geométrico. Devido a decisão de utilizar um revestimento para dar o formato à perna e de focar o movimento no plano sagital, a primeira dimensão limitante foi a circunferência média e o comprimento dos membros. A espessura, por sua vez, limitou-se pelo diâmetro necessário em cada junta que garantisse um mancal resistente.

Após diversas iterações do desenho, alguns detalhes foram se tornando relevantes. As juntas e o alinhamento dos cabos, por exemplo, exigiram adaptações. Para isso, cada iteração foi seguida de uma análise em elementos finitos para certificar que as soluções testadas não fragilizariam a peça.

As juntas mostram-se como o maior desafio, uma vez que sofreram algumas alterações. Inicialmente idealizada apenas como uma junta de revolução, os cabos de atuação seriam fixados direto em algum ponto da peça. Entretanto, foi observado que o torque seria dificultado caso a perna iniciasse seu movimento totalmente ereta.

Em vista disso, a última iteração exigiu o projeto de uma polia para cada segmento. Apesar da necessidade de ser solidária ao que realiza o movimento, a polia foi pensada como uma peça a parte para possibilitar e facilitar a fabricação. Essa adaptação pode ser observada nas mudanças entre o esboço da primeira versão e da última versão do projeto nas figuras 32 e 33.

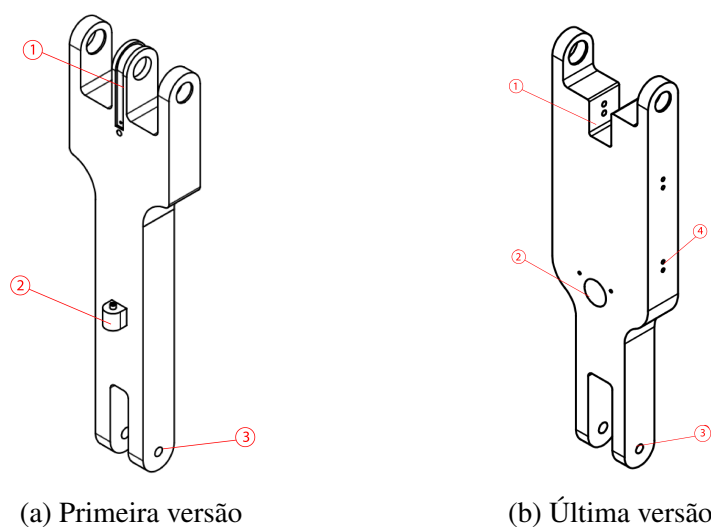


Figura 32 – Esboços da primeira e última versão da peça da coxa (Autoria Própria)

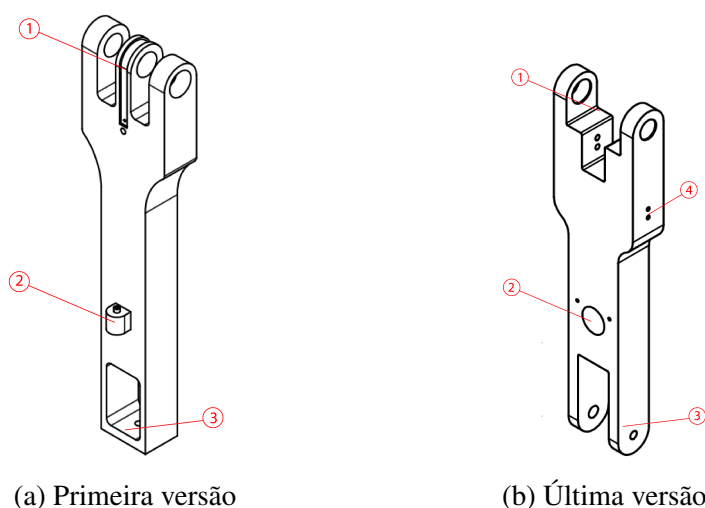
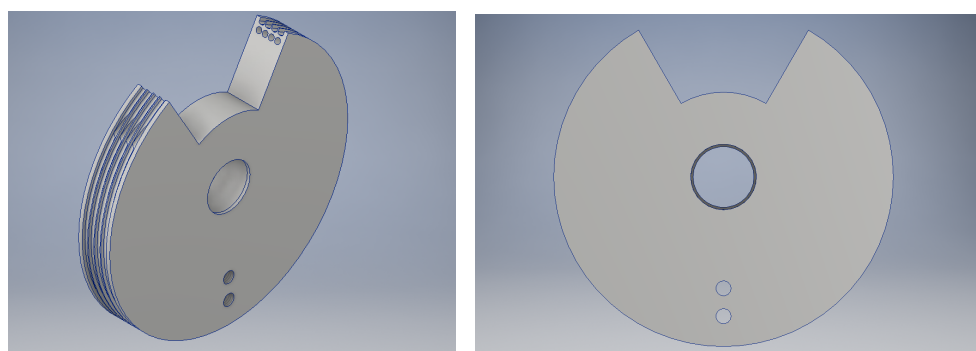


Figura 33 – Esboços da primeira e última versão da peça da panturrilha (Autoria Própria)

As adaptações mais evidentes foram: disposição dos mancais das juntas (1), comprimento total, posicionamento e separação dos elementos mecânicos de rotação (1 e 3) e de guia dos cabos (2), e encaixe do revestimento (4).

A disposição dos mancais e a separação do mecanismo de rotação ocorreram pelo motivo descrito acima, inclusão de uma polia externa que será fixa ao segmento. Nesta polia, serão fixados quatro cabos. Dois cabos serão responsáveis para a rotação em um sentido, e os outros dois para o sentido contrário. Para permitir a fixação e passagem de todos os cabos, projetou-se a polia conforme a figura 34.



(a) Vista isométrica

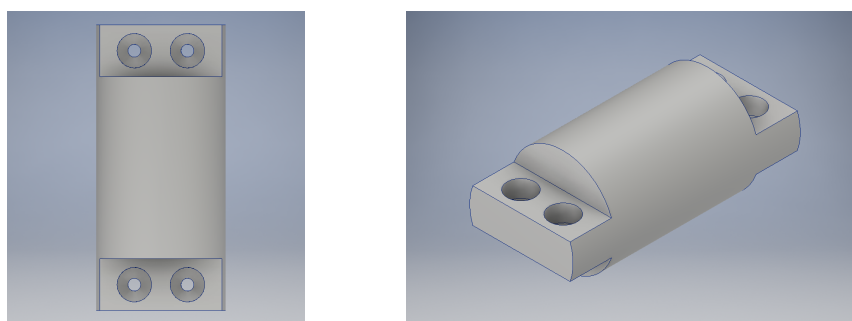
(b) Vista frontal

Figura 34 – Polia para as juntas (Autoria Própria)

Os furos inferiores permitem fixar a polia, por meio de parafusos, à peça inferior, que fará o movimento de rotação ao redor da junta. A abertura permite prender os cabos ao final de uma volta na polia sem que este se danifique, ao mesmo tempo que garante um braço constante para o torque aplicado na junta.

Já o posicionamento e separação do elemento de guia dos cabos, visível pela substituição deste na versão 1 das figuras 32 e 33 por furo na face de maior área na última versão, ocorreu simplesmente por razões de fabricação e montagem. Além disso, foi necessário aplicar um desalinhamento entre a guia do elemento na coxa e na panturrilha para evitar que os cabos responsáveis pela rotação do joelho e do tornozelo não se sobrepusessem.

Os cabos de atuação escolhidos - cabo do tipo *bowden* - possuem um encapsulado livre, um envoltório, que isola o cabo enquanto permite o movimento em seu interior. O elemento de guia, portanto, deve direcionar o cabo para a polia ao mesmo tempo que apoia o envoltório (figura 35). Semelhante à polia, o elemento de guia foi projetado como uma peça separada que será fixada ao seu respectivo segmento, facilitando a fabricação das peças.



(a) Vista superior

(b) Vista isométrica

Figura 35 – Elemento de guia para os cabos (Autoria Própria)

A alteração do encaixe de revestimento também consistiu em mudança do projeto das peças. Em uma primeira etapa, idealizou-se uma fixação por meio de discos, ligando o revestimento à peça. Na última iteração, porém, foi necessário rever a forma de fixação, uma vez que os discos acrescentavam muito peso à peça, que ultrapassava o limite determinado para o membro. Em vista disso, optou-se pelo uso de uma cantoneira (figura 36), que permite fixar o revestimento à peça mecânica sem alterações consideráveis quanto a peso e forma.

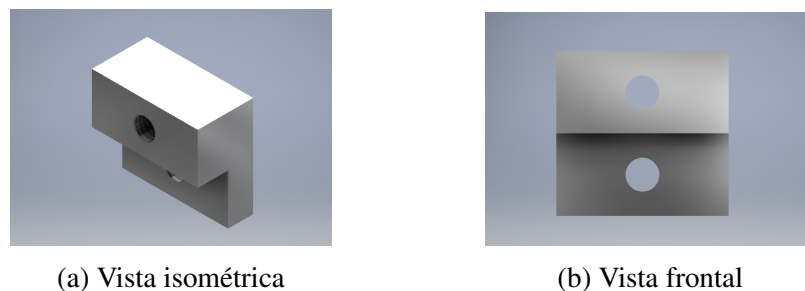


Figura 36 – Cantoneira para união peça-revestimento (Autoria Própria)

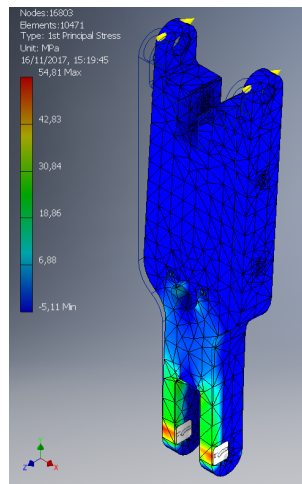
A mudança no comprimento, visto nas figuras 32 e 33, bem como na junta inferior (3) da panturrilha se devem, especialmente, pelas alterações feitas no tornozelo e no pé, que serão descritas mais adiante.

A última iteração do projeto mecânico foi avaliada pelo recurso de elementos finitos do *Inventor* para garantir que o elemento resistirá aos esforços do movimento humano. Esta avaliação consistiu em três testes que permitiram analisar tanto as tensões na peça como os deslocamentos e deformações nos pontos de concentração de tensão. O primeiro teste é o pior caso possível quanto a flambagem da peça, ou seja, uma ponta engastada e outra carregada. O segundo teste avalia situações reais que deverão ocorrer durante o movimento da passada. A avaliação final apenas consistiu em verificar o peso da peça e o seu centro de massa.

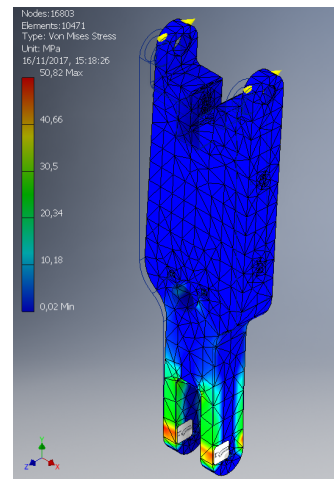
6.2.1.1 Resultados da análise em elementos finitos

i. Avaliação I

Nesta avaliação, as peças foram engastadas em uma ponta e submetidas a um carregamento de 730N na outra, representando o peso do corpo sobre o elemento.



(a) Tensão equivalente de Von Mises

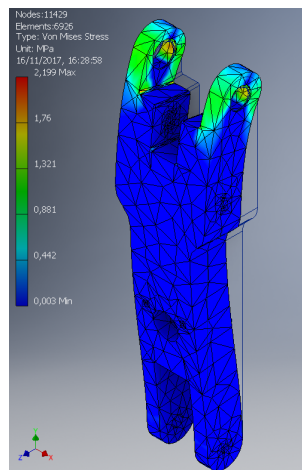


(b) Tensão principal

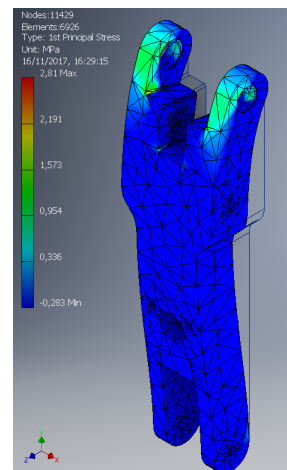
Figura 37 – Avaliação do primeiro teste - Coxa (Autoria Própria)

A tensão equivalente de Von Mises e a tensão principal permitem utilizar dois critérios de falha: critério da máxima energia de distorção e o critério da máxima tensão cisalhante - ou critério de Tresca -, respectivamente (figura 37). Desse modo, pode-se certificar que a peça atende inclusive critérios mais conservadores como o de Tresca.

Utilizando ambos critérios, a peça da coxa não escoa e obtém fatores de segurança muito acima de 1. Na panturrilha, obtém-se um resultado similar (figura 38).



(a) Tensão equivalente de Von Mises

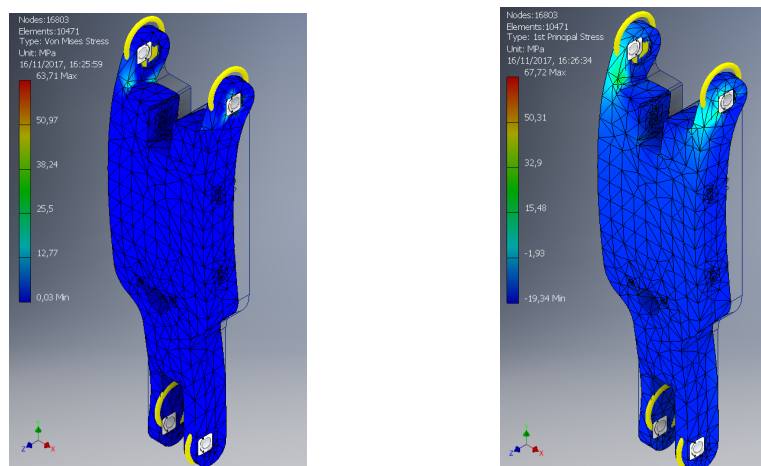


(b) Tensão principal

Figura 38 – Avaliação do primeiro teste - Panturrilha (Autoria Própria)

ii. Avaliação II

Na avaliação II, foi simulado um instante crítico da passada, em que as juntas estão girando no mesmo sentido, e a peça encontra-se perpendicular ao plano frontal do corpo. Assim, tem-se reações nos mancais no sentido da gravidade, que representam o peso da perna, e pequenos torques nas juntas, caso o atrito não seja nulo.

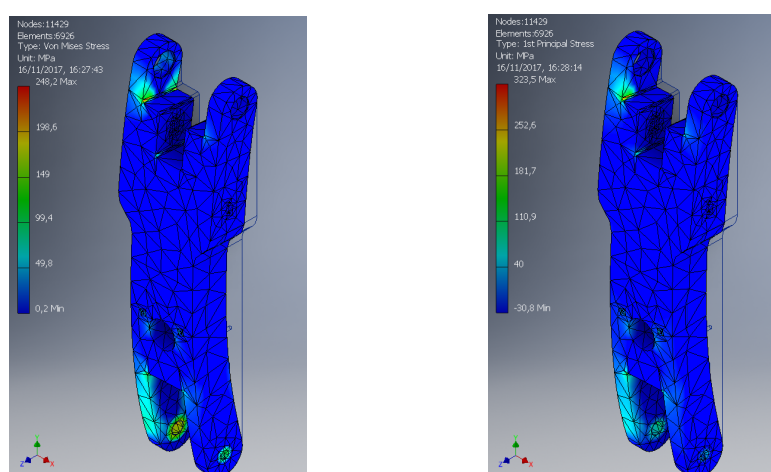


(a) Tensão equivalente de Von Mises

(b) Tensão principal

Figura 39 – Avaliação do segundo teste - Coxa (Autoria Própria)

Utilizando ambos critérios (figura 39), a peça não escoia e obtém fatores de segurança acima de 1, com o valor mínimo ao redor de 5 encontrado próximo a junta do joelho.



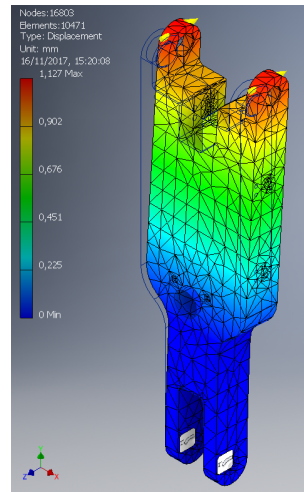
(a) Tensão equivalente de Von Mises

(b) Tensão principal

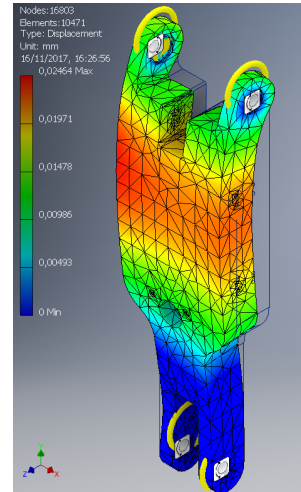
Figura 40 – Avaliação do segundo teste - Panturrilha (Autoria Própria)

Na panturrilha (figura 40), entretanto, devido ao torque elevado no tornozelo, o critério de máxima tensão de cisalhamento (Critério de Tresca), por ser mais conservador, apontou um fator de segurança mínimo por volta de 1,2. Apesar de baixo, ainda satisfaz o critério.

É importante também entender a deformação máxima que pode ocorrer nos casos apresentados em cada avaliação, como apresentados nas figuras 41 e 42.

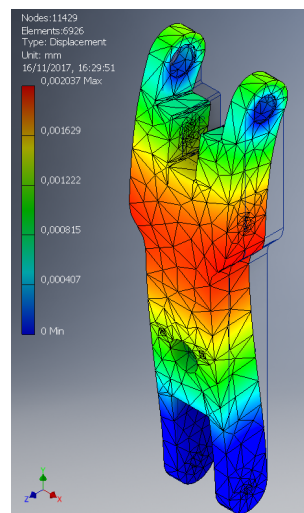


(a) Deformação na avaliação I

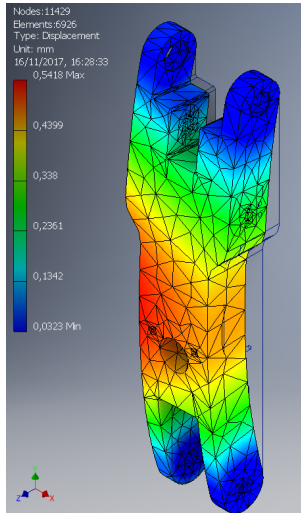


(b) Deformação na avaliação II

Figura 41 – Deformações - Coxa (Autoria Própria)



(a) Deformação na avaliação I



(b) Deformação na avaliação II

Figura 42 – Deformações - Panturrilha (Autoria Própria)

Como identificado na análise de tensões, as deformações da avaliação II na panturrilha (figura 42) se mostraram um tanto elevadas. Isso se deve pela majoração das cargas utilizadas para fazer estas simulações, em especial do torque nos mancais.

iii. Avaliação III

Por fim, tem-se a avaliação da posição do centro de massa e o peso total das peças.

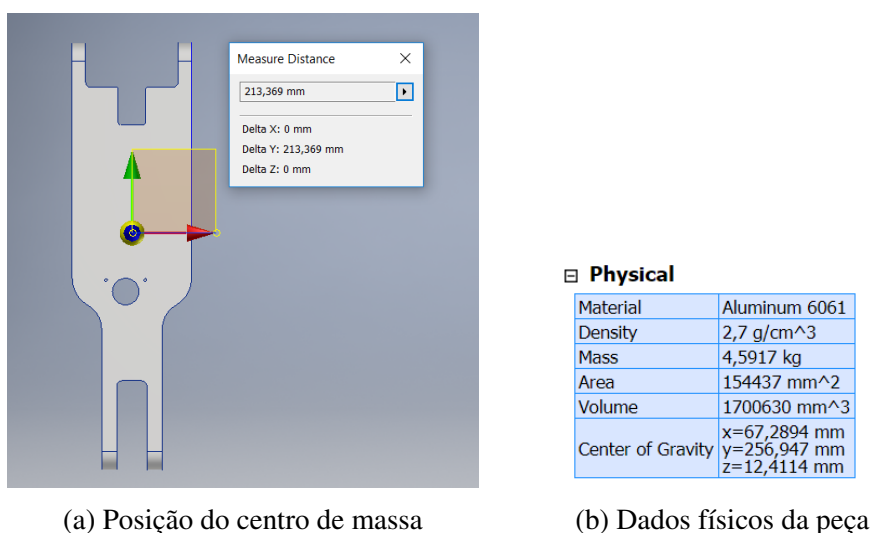


Figura 43 – Propriedade da Coxa (Autoria Própria)

Na figura 43, no eixo y, da altura total da peça da coxa, o centro de massa encontra-se a aproximadamente 54%, próximo aos 55% previstos em (ZATSIORSKY, 1990).

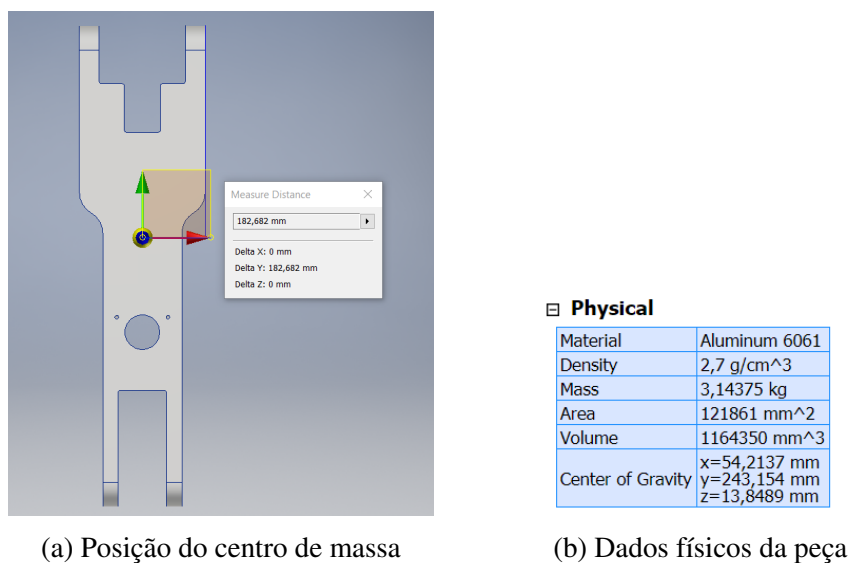


Figura 44 – Propriedade da Panturrilha (Autoria Própria)

Na figura 44, no eixo y, da altura total da peça da panturrilha, o centro de massa encontra-se a aproximadamente 58,7%, próximo aos 59% previstos em (ZATSIORSKY, 1990).

6.2.2 Juntas

Para projetar as juntas, aproveitou-se o dimensionamento feito anteriormente com os diâmetros mínimos e os rolamentos selecionados.

Neste caso, foi importante definir como os rolamentos seriam mantidos em sua posição no eixo. Para isso, fizeram-se rebaixos nos eixos e nos mancais da peça, travando o movimento transversal do mancal nos dois sentidos, como mostrado na figura 45. Nesta figura é possível verificar também como será feita a fixação da polia na junta.

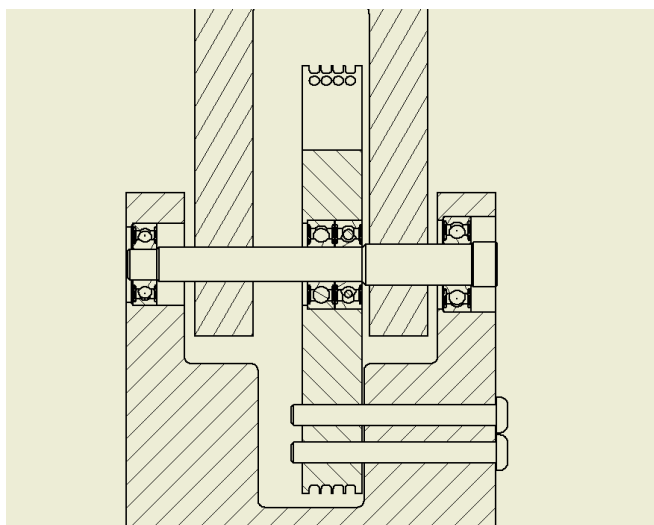


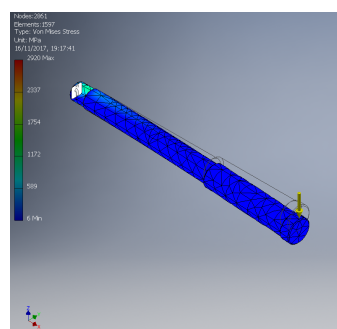
Figura 45 – Montagem dos rolamentos no eixo das juntas (Autoria Própria)

A mesma abordagem da análise anterior foi feita para avaliar a peça projetada. Logo, verificaram-se nas juntas do quadril e do joelho as tensões e as deformações.

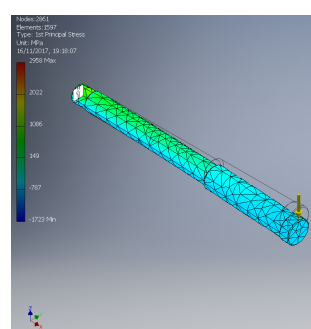
6.2.2.1 Resultados da análise em elementos finitos

i. Avaliação I

Da avaliação I (figura 46 e 47), têm-se os eixos engastados de um lado e carregados do outro com o peso do corpo escolhido para o projeto (73kg).

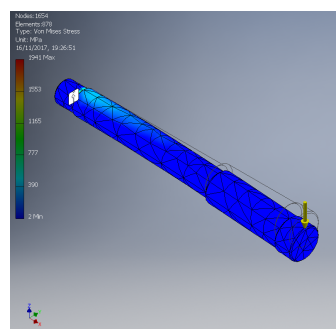


(a) Tensão equivalente de Von Mises

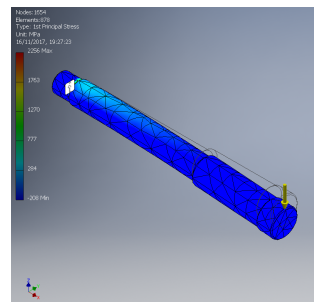


(b) Tensão principal

Figura 46 – Avaliação do primeiro teste - Junta do quadril (Autoria Própria)



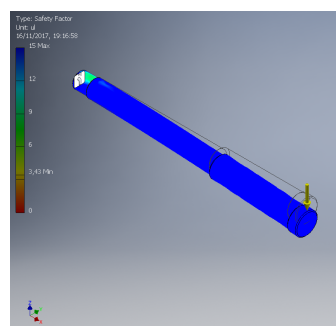
(a) Tensão equivalente de Von Mises



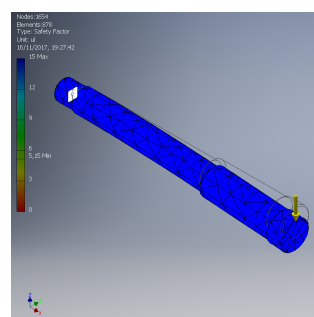
(b) Tensão principal

Figura 47 – Avaliação do primeiro teste - Junta do joelho (Autoria Própria)

Como esperado, ambos eixos resistem aos esforços, apresentando fatores de segurança bem elevados (figura 48).



(a) Junta do quadril

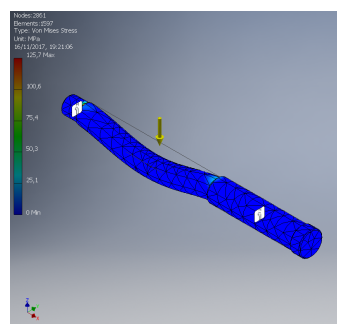


(b) Junta do joelho

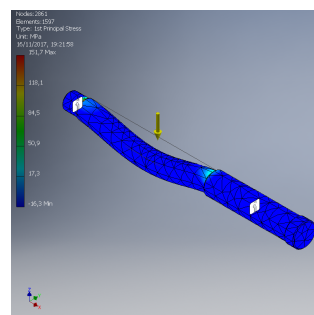
Figura 48 – Avaliação do primeiro teste - Fator de segurança (Autoria Própria)

ii. Avaliação II

Para esta avaliação, foi importante notar que estas juntas não giram em seu próprio eixo, apenas unem as peças para permitir o movimento de rotação entre elas. Isso é possível por meio dos rolamentos selecionados, que não transmitem o torque das peças para o eixo. Logo, os principais carregamentos adotados na segunda avaliação foram as forças transversais transmitidas pelos mancais.

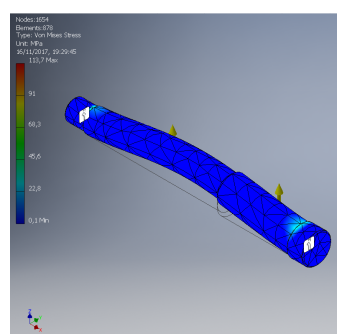


(a) Tensão equivalente de Von Mises

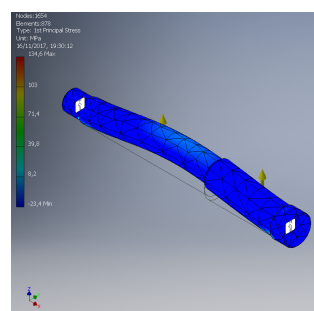


(b) Tensão Principal

Figura 49 – Avaliação do segundo teste - Junta do quadril (Autoria Própria)



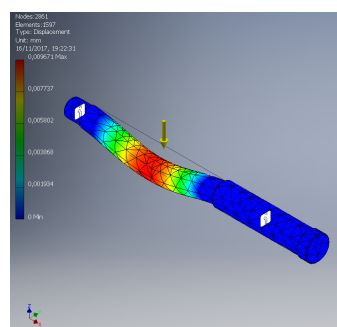
(a) Tensão equivalente de Von Mises



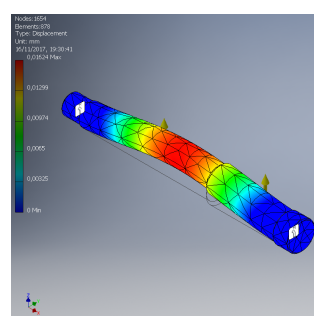
(b) Tensão Principal

Figura 50 – Avaliação do segundo teste - Junta do joelho (Autoria Própria)

Apesar dos rebaixos, não foi possível identificar nenhum concentrador de tensão crítico nos eixos analisados nas figuras 49 e 50, o que resulta em fatores de segurança elevados. A análise da deformação também obteve resultados satisfatórios (figura 51), com deslocamentos inferiores aos vistos nos segmentos.



(a) Junta do quadril



(b) Junta do joelho

Figura 51 – Avaliação da deformação na segunda avaliação (Autoria Própria)

Devido a complexidade do mecanismo do tornozelo e do pé, os eixos utilizados serão analisados separadamente.

6.2.3 Tornozelo e pé

Tanto o mecanismo do tornozelo quanto as peças que compõem o pé sofreram algumas alterações. O primeiro sofreu mudanças com a escolha do tipo de junta para o tornozelo. Inicialmente, optou-se por utilizar uma junta esférica ou uma junta universal. Entretanto, a dificuldade para definir um sensor que pudesse medir apenas a rotação no plano sagital influenciou na escolha de um outro elemento mecânico. Ao fim, projetaram-se duas juntas de revolução no mesmo mecanismo, visto na figura 52, para evitar aumento exagerado de peso e volume.

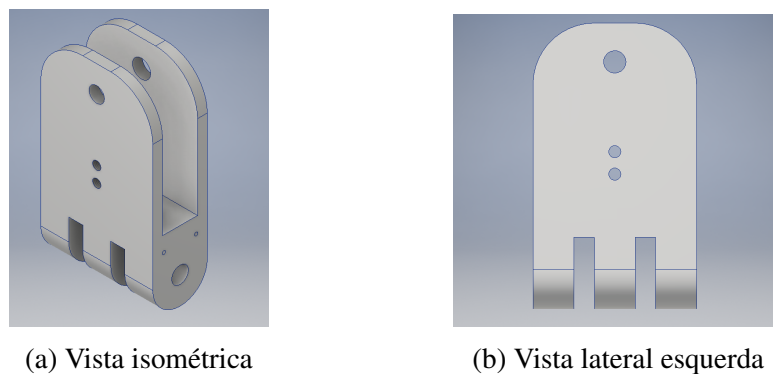


Figura 52 – Elemento mecânico do tornozelo (Autoria Própria)

Na parte superior, tem-se a junta ligada à panturrilha, que permite a rotação no plano sagital. Na parte inferior, a junta que permite a rotação no plano frontal e que fica, portanto, ligada ao pé.

Já no pé, o maior desafio veio da complexidade de fabricação das peças para os equipamentos disponíveis na Oficina de Usinagem da Engenharia Mecânica da USP que pudesse representar o membro. Isso impossibilitou geometrias mais complexas, o que também limitou o membro a uma geometria quadrada e elevou o peso do conjunto pé-tornozelo. Em vista disso, buscou-se como alternativa o laboratório de Inovação da Escola Politécnica que possui equipamentos CNC capazes de usinar uma geometria mais próxima de um pé humano. Assim, o pé foi remodelado e adaptado para, em conjunto com o mecanismo de tornozelo, atender aos requisitos do projeto.

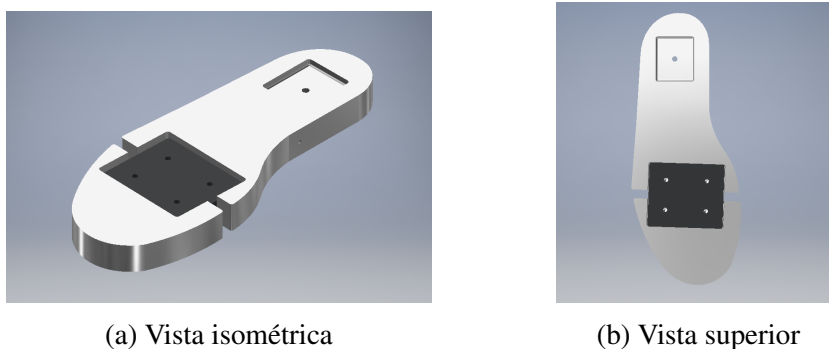


Figura 53 – Pé mecânico (Autoria Própria)

Na figura 53, é possível observar que o pé é composto por três principais elementos: uma parte traseira, que representa o calcanhar e a planta do pé; uma placa, que representa a junta metatarsofalangeana (figura 54); e uma parte dianteira, que representa os dedos do pé. Como a junta deve permitir uma leve rotação entre a parte dianteira e traseira, optou-se por utilizar um aço mola ao invés do alumínio. Assim, a espessura da placa não precisou ser tão elevada para resistir o carregamento na junta, e ainda permitiu uma leve deformação elástica.

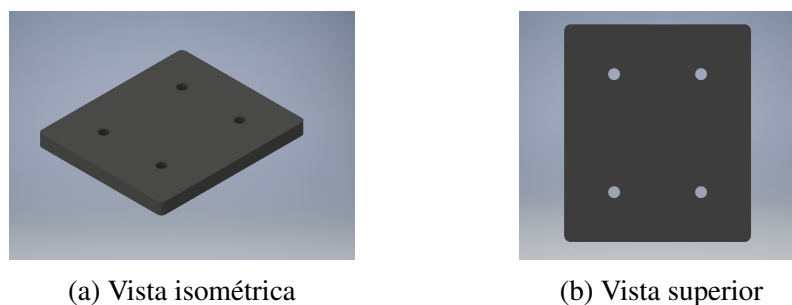
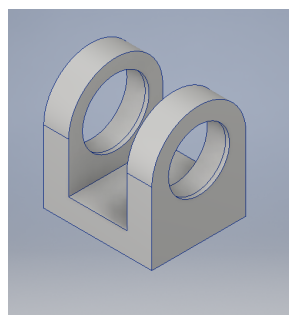
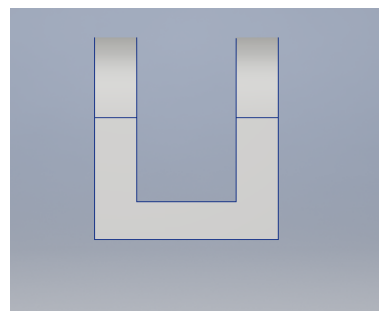


Figura 54 – Junta metatarsofalangeana (Autoria Própria)

Importante notar o rebaixo na parte traseira, que servirá de ponto para fixação de um olhal para o mecanismo do tornozelo (figura 55).



(a) Vista isométrica

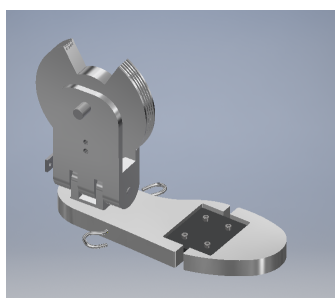


(b) Vista frontal

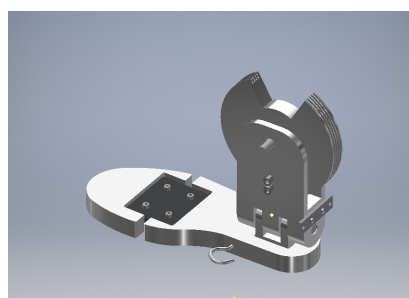
Figura 55 – Olhal para o pé (Autoria Própria)

Este olhal permite a rotação no plano frontal. Como tal movimento não será atuado, o controle será feito por um elemento elástico acoplado ao pé.

O conjunto pé-tornozelo, portanto, também atuado por meio de cabos e da polia desenvolvida na figura 34, atendeu aos requisitos de projeto quanto a fabricação e montagem. A geometria e as dimensões do tornozelo ainda ficaram prejudicados do ponto de vista antropométrico, como pode ser observado na figura 56.



(a) Vista isométrica 1



(b) Vista isométrica 2

Figura 56 – Conjunto pé e tornozelo(Autoria Própria)

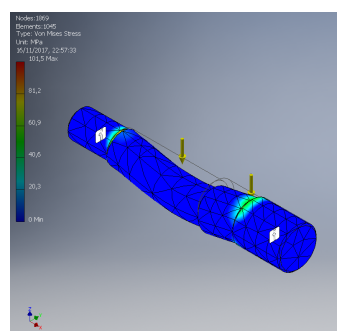
Os pontos de fixação do elemento elástico para controle da rotação no plano frontal podem ser identificados na figura 56b, onde ficam visíveis os ganchos no pé e uma pequena placa com furos na parte traseira do elemento do tornozelo.

Outro detalhe relevante nesta estrutura é a sola do pé. Para diminuir o impacto da passada no chão, faz-se necessário colocar uma camada de borracha ou espuma na parte inferior do pé.

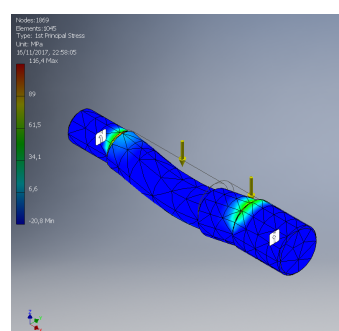
Para análise em elementos finitos, simulou-se o que foi descrito como segundo teste na seção anterior, ou seja, somente os carregamentos que devem ocorrer durante a caminhada da perna.

6.2.3.1 Resultados da análise em elementos finitos

Analizando primeiro os eixos no tornozelo, sabe-se que os principais carregamentos nos eixos são transversais e, neste caso, são máximos quando o corpo encontra-se na etapa de apoio. Assim, aplica-se todo o peso do corpo sobre uma única perna, conforme simulado nas figuras 57 e 58 em ambos os eixos do tornozelo.

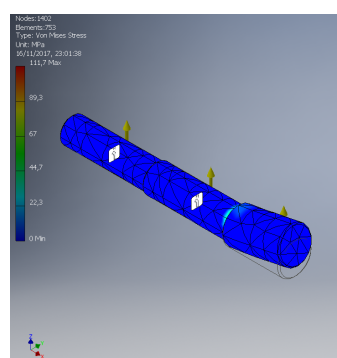


(a) Tensão equivalente de Von Mises

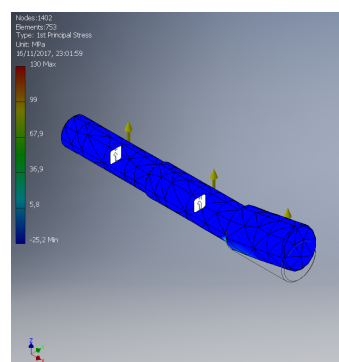


(b) Tensão principal

Figura 57 – Avaliação do segundo teste - eixo para rotação sagital (Autoria Própria)

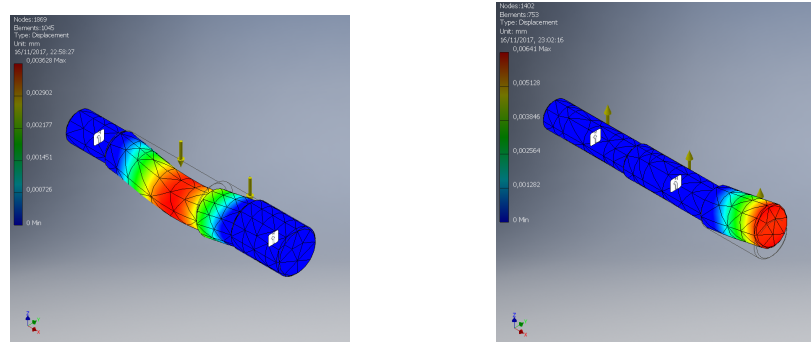


(a) Tensão equivalente de Von Mises



(b) Tensão principal

Figura 58 – Avaliação do segundo teste - eixo para rotação frontal (Autoria Própria)

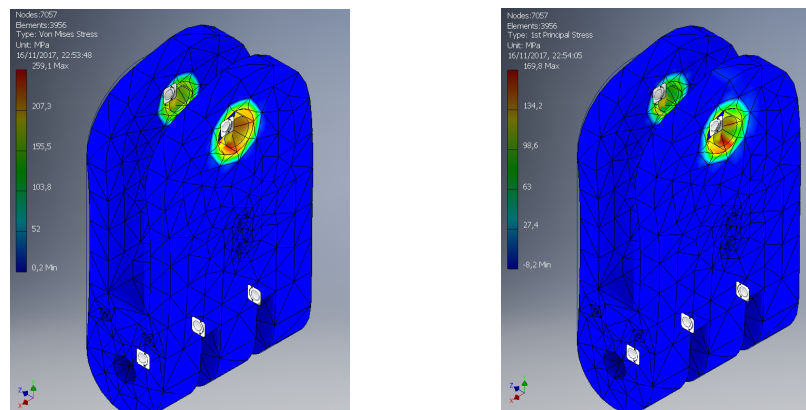


(a) Eixo para rotação no plano sagital (b) Eixo para rotação no plano frontal

Figura 59 – Avaliação do segundo teste - deformações (Autoria Própria)

Como pode ser observado, ambos eixos atendem os dois critérios de falha e apresentam pequenas deformações (Figura 58), atingindo um fator de segurança mínimo por volta de 2. Certifica-se, dessa maneira, a escolha do material (Aço SAE8620) e seu dimensionamento.

Para a análise do elemento do tornozelo, é necessário ressaltar que, apesar de idealmente não ter torção nos mancais, a simulação (Figura 59) incluiu uma pequena reação para simular um atrito diferente de zero. Do mesmo modo que foi feito para as simulações dos segmentos de coxa e panturrilha.



(a) Tensão equivalente de Von Mises

(b) Tensão principal

Figura 60 – Avaliação do segundo teste - Elemento mecânico do tornozelo (Autoria Própria)

Observa-se novamente que, pela escolha do material, o elemento atende ambos critérios de falha (Tresca e Von Mises). Contudo, a torção no mancal gerou altas tensões que, por sua vez, geraram deformações elevadas.

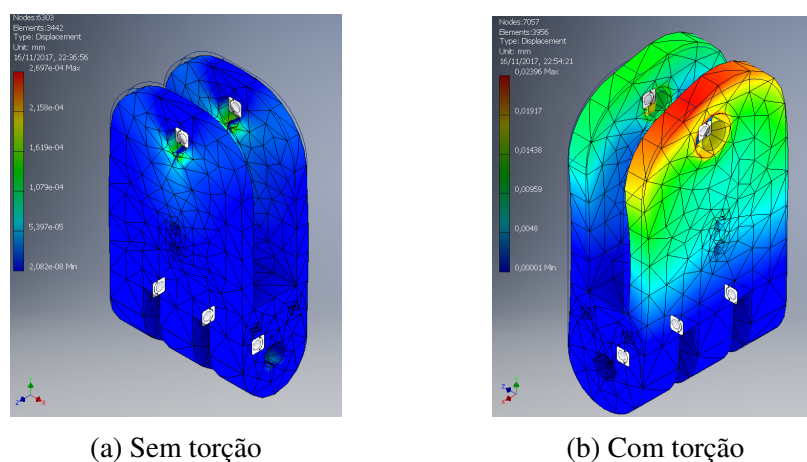


Figura 61 – Avaliação do segundo teste - Deformação do elemento mecânico do tor-nozelo (Autoria Própria)

Essa deformação fica ainda mais evidente quando se comparam o caso ideal (figura 61a), sem torção no mancal com a simulação feita na figura 60. Apesar disso, o fator de segurança mínimo ainda ficou acima de 1.

Por último, fez-se a análise nos elementos do pé montados. Com as demais análises, é possível identificar como uma peça afeta a outra e, caso estejam juntas, como resistem ao movimento do pé durante a caminhada.

Para este teste, foi simulado o momento de descolamento do calcanhar, em que o corpo se apoia parcialmente sobre a junta metatarsofalangeana e os dedos do pé.

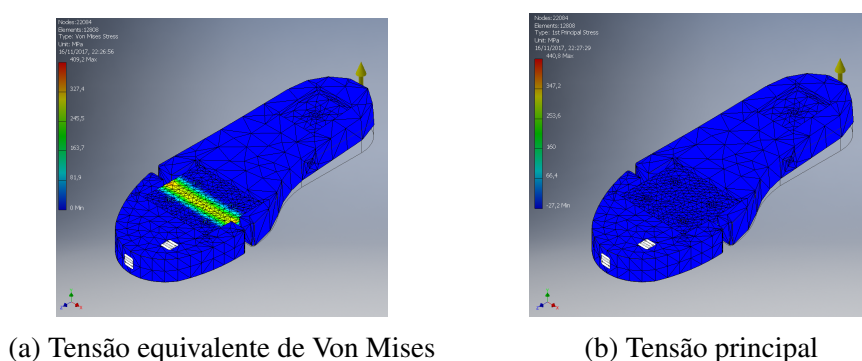
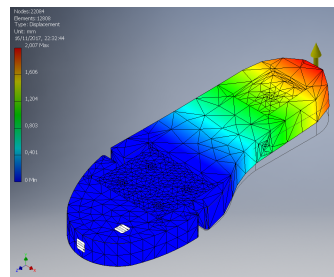


Figura 62 – Avaliação do segundo teste - Pé (Autoria Própria)

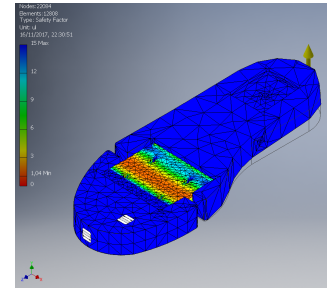
Como é possível observar na figura 62, as maiores tensões concentram-se na junta. Apesar de apresentar valores elevados, o material escolhido não apresenta falha por nenhum dos critérios utilizados.

Diferente das demais análises, buscou-se aumentar a deformação da junta metatarsofalangeana (figura 63a), diminuindo sua espessura, mesmo que prejudicasse um

pouco o fator de segurança (figura 63b). Dessa forma, tem-se a rotação no pé durante a passada sem a ocorrência de falha do aço-mola.



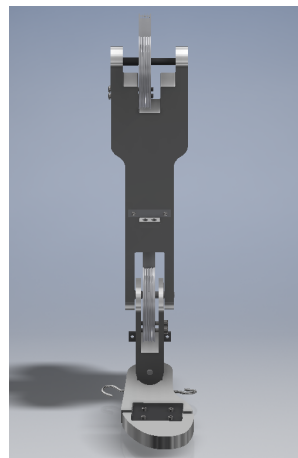
(a) Deformação na peça



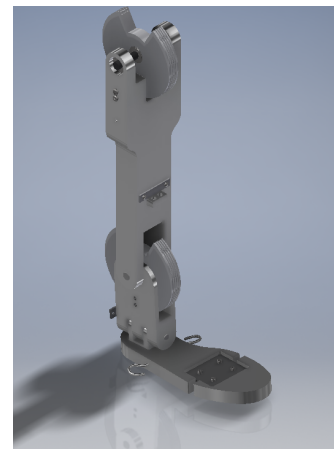
(b) Fator de segurança

Figura 63 – Avaliação do segundo teste - Pé (Autoria Própria)

Uma vez que os elementos mais críticos foram verificados pelos critérios de falha apresentados, tem-se o conjunto final de peças conforme apresentados nas figuras 64 e 65.

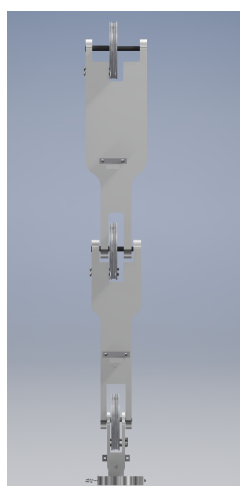


(a) Vista frontal

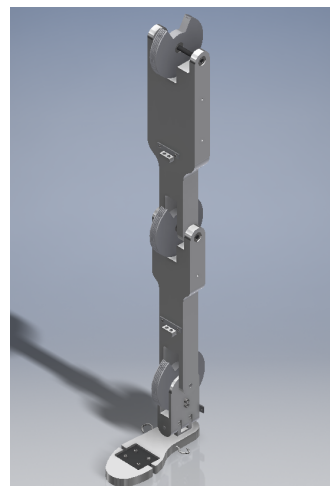


(b) Vista isométrica

Figura 64 – Detalhe do conjunto pé, tornozelo e panturrilha (Autoria Própria)



(a) Vista frontal



(b) Vista isométrica

Figura 65 – Perna mecânica - última iteração (Autoria Própria)

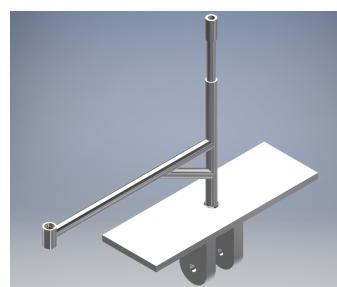
É importante ressaltar que, apesar de apresentar a última iteração não significa que estas são as iterações finais. Algumas modificações no projeto mecânico ainda deverão ser feitas quando o projeto mecatrônico for desenvolvido.

Para posterior fabricação do projeto, todos desenhos de fabricação se encontram anexos no apêndice D.

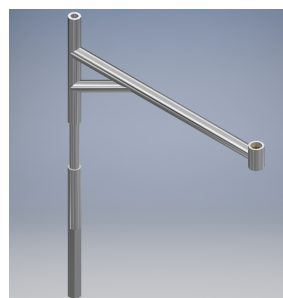
6.2.4 Estrutura de apoio

O apoio foi a última etapa do projeto mecânico. Diferente do que foi apresentado para as peças anteriores, este foi elaborado pensando no aproveitamento de material que sobrou de outros trabalhos no laboratório de Biomecatrônica da USP.

Logo, foram escolhidos tubos de alumínio de 6061 com 3/4 e 5/8 de polegada de diâmetro e 1/8 de polegada de espessura. Este material permitiu criar uma estrutura de tubos que desliza um sobre o outro para realizar o movimento de subida/descida da perna durante a caminhada (figura 66).



(a) Estrutura de apoio I



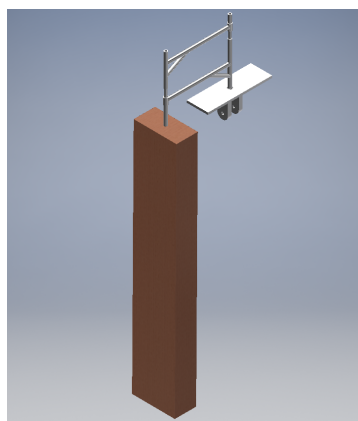
(b) Estrutura de apoio II

Figura 66 – Principais elementos da estrutura de apoio (Autoria Própria)

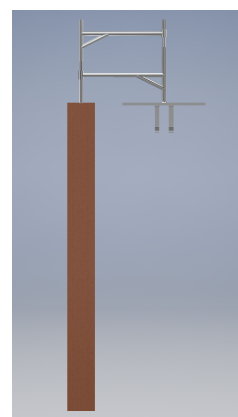
A utilização de buchas de latão e o afinamento de porções do tubo facilitam o movimento entre as estruturas I e II. Como tratam-se de tubos finos, optou-se por soldar as peças de alumínio para fazer a fixação. Na figura 66a, a placa de alumínio e os olhais inferiores também estão soldados para construir a estrutura apresentada.

Contudo, com o intuito de facilitar a montagem e desmontagem desta estrutura, os tubos afinados serão encaixados dentro nos tubos inferiores, e limitados por um rebaixo no interior do tubo inferior. Para evitar um jogo entre os tubos, pode-se usar o conjunto para que o encaixe seja um ajuste forçado.

Além disso, a fim de certificar que a perna possa caminhar sobre uma esteira, como proposto nos requisitos de projeto, é necessário acrescentar uma base de apoio para os tubos, vide estrutura de madeira na figura 67.



(a) Vista isométrica



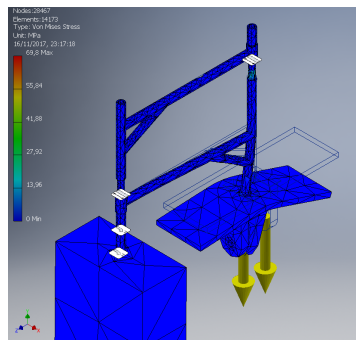
(b) Vista frontal

Figura 67 – Estrutura de apoio completa (Autoria Própria)

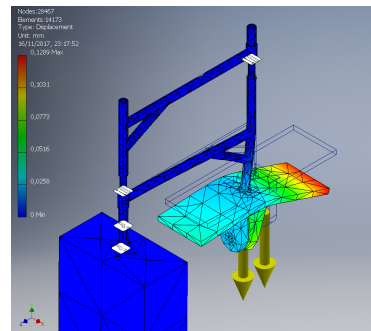
Similar ao proposto nos tubos, o encaixe entre a estrutura de apoio II (figura 66a) e a de madeira pode ser um ajuste forçado. Juntamente com um furo quadrado, por exemplo, impede-se a rotação entre elas, mesmo após uma deformação na madeira.

Para verificar a validade deste projeto, fez-se uma análise em elementos finitos, de forma a obter as máximas tensões e deformações. Assim como realizado na análise do pé, estas estruturas foram avaliadas em conjunto (estrutura de apoio I, II e estrutura de madeira), com o intuito de estudar o efeito de uma peça sob a outra.

Utilizando o critério de falha menos conservador, critério da máxima energia de distorção, fica evidente que não ocorrerá escoamento da estrutura, apesar de notarem-se deformações na figura 68b.



(a) Tensão equivalente de Von Mises



(b) Deformação total

Figura 68 – Simulação em elementos finitos da Estrutura de apoio (Autoria Própria)

Com a perna e a estrutura de apoio validadas, resta dimensionar o atuador e o came necessários para erguer a perna até a altura apropriada, na frequência correta.

7 Conclusão e próximos passos

Desenvolvido ao longo do último ano da graduação, este projeto de conclusão de curso permitiu aprofundar em análises típicas de dimensionamento mecânico, bem como relembrar o papel de vários elementos de máquina - fixação, transmissão, apoio, etc. - que foi estudado no curso de engenharia mecânica. Aplicando estes conceitos ao estudo biomecânico do movimento humano, foi possível compreender a complexidade de movimentos tão banais como andar.

Para embasar o trabalho, um estudo do movimento por um modelo matemático possibilitou simplificar a perna humana em elementos mecânicos básicos e iniciar o projeto básico para um primeiro protótipo.

Apesar de não ter atingido o objetivo final proposto para o trabalho, o projeto mecânico teve todas as etapas desenvolvidas, desde o estudo de necessidade e embasamento teórico até o dimensionamento por meio de uma análise em elementos finitos. Entrega-se, portanto, um primeiro protótipo do projeto, completo com desenhos para fabricá-lo.

O trabalho em conjunto com uma equipe de alunos da Engenharia Mecatrônica, Fernando Salhani e Luiz Piccoli, mostrou-se fundamental para atingir os objetivos do trabalho. De fato, a contribuição de cada membro da equipe forneceu espaço para adotar uma espiral de projeto, permitindo evoluir e adaptar o projeto mecânico com as necessidades identificadas para o projeto mecatrônico.

Necessitando somente de alguns ajustes para atender um projeto mecatrônico, a última versão apresentada ao Professor Orientador Arturo Forner-Cordero, sem o revestimento, ficou como exposto na figura 69.

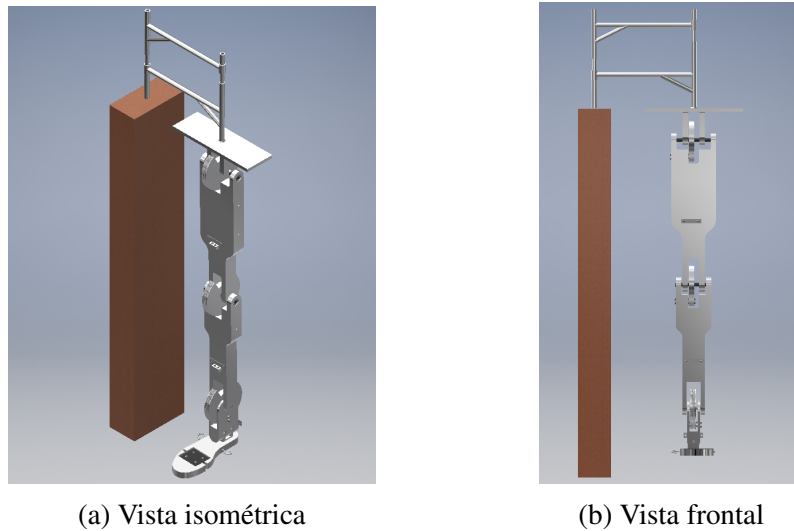


Figura 69 – Última versão apresentada do projeto mecânico (Autoria Própria)

Para dar continuidade ao projeto, sugere-se seguir os passos inicialmente propostos para o trabalho. Logo, a próxima etapa consistirá em dimensionar e selecionar o conjunto de came e atuador para replicar o movimento vertical da perna durante a caminhada.

Em seguida, vem as adaptações ao projeto mecatrônico, que exigirão mudanças na disposição de alguns elementos para permitir acoplar sensores e demais atuadores. Com isso, parte-se para duas novas etapas: a adaptação para um modelo matemático para posterior desenvolvimento do sistema de controle, e a fabricação do projeto. Finalizadas estas etapas, pode-se montar e testar a perna mecânica, assim validando o projeto.

REFERÊNCIAS

- DE LEVA, P. *Adjustments to Zatsiorsky–Seluyanov’s segment inertia parameters*. Journal of Biomechanics, pp.1223–1230. 1996.
- FORNER-CORDERO, A., KOOPMAN, H., VANDERHELM, F. *Describing gait as a sequence of states*. Journal of Biomechanics, v. 39, p. 948-957. 2006.
- FORNER-CORDERO, A. Kinematics and dynamics of wearable robots. In: PONS, J. L. (Wearable Robots:Biomechatronics Exoskeletons). Madrid, Espanha: John Wiley and Sons, 2008. p.47-83.
- FORNER-CORDERO, A. (Biomecatrônica e biorrobótica: aproximação ao estudo do movimento humano desde a perspectiva da engenharia de controle e suas aplicações em reabilitação e robótica). 2010. 73 f.Tese (Livre Docência) - Escola Politécnica de Engenharia, Universidade de São Paulo, São Paulo. 2010.
- GERE, J. M., GOODNO, B. J. *Mechanics of Materials*, Cengage Learning, Stanford.Eighth Edition. 2012.
- HONDA *Honda Bodyweight Support Assist Device Selected for Innovation Exhibit at Smithsonian’s Cooper-Hewitt, National Design Museum*. Corporate News, Honda. Maio de 2010. Disponível em: <<http://world.honda.com/worldnews/2010/c100512Bodyweight-Support-Assist-Device.html>>. Acesso em: 20 Março de 2017.
- HYUNDAI *Hyundai Medical Exoskeleton H-MEX*. Corporate News, HYUNDAI. Hyundai Universal Medical Assist. Janeiro de 2017. Disponível em:<<https://www.hyundai.news/eu/technology/review-hyundai-motor-at-2017-ces-video/>>. Acesso em: 20 Março de 2017.
- INSTITUTO BRASILEIRO DE GEOGRAFIA E ESTATÍSTICA - IBGE *Indicadores Sociodemográficos e de Saúde no Brasil*. Estudos e Pesquisas, Informações demográficas e socioeconômicas número 25, IBGE. 2009.
- KLEIN, T. *A Neurorobotic Model of Humanoid Walking*. The University of Arizona. 2011. Disponível em: <<http://arizona.openrepository.com/arizona/handle/10150/203434>>. Acesso em: 20 de Março 2017.
- MASSACHUSETTS INSTITUTE OF TECHNOLOGY - Cambridge, MA, USA -

Hugh M. Herr, Kwok Wai Samuel Au, Daniel Joseph Paluska, Peter Dilworth. **Artificial Ankle-Foot System with Spring, Variable-Damping and Series-elastic Actuator Componentes**. A61F 2/6607. US 2014/0257519 A1. 11 Setembro 2014.

MASSACHUSETTS INSTITUTE OF TECHNOLOGY - Cambridge, MA, USA - Hugh M. Herr, Daniel Joseph Paluska, Peter Dilworth. **Artificial Human Limbs and Joints Employing Actuators, Springs and Variable Damper Elements**. A61F 2/664. US 2016/0228265 A1. 11 Agosto 2016.

MATWEB- MATERIAL PROPERTY DATA *Overview of Materials for Aluminum Alloy*. Disponível em: <<http://www.matweb.com/>>. Acesso em: 14 de Maio 2017.

MINISTÉRIO DA SAÚDE *Confecção e manutenção de órteses, próteses e meios auxiliares de locomoção*. Secretaria de Gestão do Trabalho e da Educação na Saúde, Departamento de Gestão de Educação na Saúde. Brasília. 2013.

RENA, L., JONES, R., HOWARD, D. *Predictive modelling of human walking over a complete gait cycle*. Journal of Biomechanics. 2007.

RUSSI, P. *Estudo de um modelo dinâmico para avaliação física do corpo humano*. Dissertação apresentada à Faculdade de Engenharia de Guaratinguetá da Universidade Estadual Paulista. Engenharia Mecânica. Orientador: Prof. Dr. Tamotsu Hirata. Guaratinguetá. 2002.

SALHANI, F., PICOLLI, L. *Projeto e construção de uma perna robótica antropomórfica*. EPUSP: São Paulo. 2017.

SANTANA, R. *Projeto de um robô bípede para a reprodução da marcha humana*. EPUSP: São Paulo. 2005.

SOUZA, A., TAVARES, J. *Marcha humana: Abordagem biomecânica*. Departamento de biomecânica, Universidade do Porto, Porto, Portugal, 2010.

STAUTH, D. *Agility Robotics evolves from OSU research, aims to revolutionize robot mobility*. Oregon State University (OSU). Setembro de 2017. Disponível em: <<http://oregonstate.edu/ua/ncs/archives/2017/feb/agility-robotics-evolves-osu-research-aims-revolutionize-robot-mobility>>. Acesso em: 18 de Março 2017.

TAKANISHI, A., OMER, A., OGURA, Y., KONDO, H., MORISHIMA, A., CAR-

BONE, G., CECCARELLI, M., LIM, H. *Development of A Humanoid Robot Having 2-DOF Waist and 2-DOF Trunk*. 5th IEEE-RAS International Conference on Humanoid Robots, pp. 333-338. Tsukuba, Japan. December, 2005.

VAUGHAN, C., DAVIS, B., O'CONNOR, J. *Dynamics of Human Gait*. University of Cape Town, Western Cape, South Africa. Second Edition. 1992.

WINTER, D. *Biomechanics and motor control of human movement*. University of Waterloo, Onatrio, canada. Fourth Edition. 2009.

ZATSIORSKY, V. *Kinetics of Human Motion*. Human Kinetics. ISBN 0-7360-3778-0. 2002.

ZATSIORSKY, V., RAIT SIN, L., SELUYANOV, V., ARUIN, A., PRILUTZKY, B. *Biomechanical characteristics of the human body*. In Biomechanics and Performance in Sport, pp. 71-83. Bundeninstitut fur Sportwissenschaft, Germany. 1993.

ZATSIORSKY, V., SELUYANOV, V., CHUGUNOVA, L. *Methods of determining mass-inertial characteristics of human body segments*. In Contemporary Problems of Biomechanics, pp. 272-291. CRC Press, Massachusetts. 1990.

APÊNDICE A - CRONOGRAMA DE ATIVIDADES PROPOSTO

ATIVIDADES	2016			2017											
	O U T	N O V	D E Z	J A N	F E V	M A R	A B R	M A I	J U N	J U L	A G O	S E T	O U T	N O V	D E Z
Revisão Bibliográfica	X	X	X												
Definição de Parâmetros de projeto	X	X	X												
Definição do Pré-projeto (Especificações Técnicas)	X	X	X												
Dimensionamento do Atuador			X	X											
Estudo do controle do atuador				X	X										
Dimensionamento da Estrutura						X	X								
Dimensionamento: Quadril/Coxa						X	X	X							
Sensoriamento								X							
Simulação de controle I								X							
Dimensionamento: Joelho/Tíbia								X	X						
Sensoriamento									X						
Simulação de controle II									X						
Dimensionamento: Tornozelo/Pé								X	X						
Sensoriamento									X						
Simulação de controle III									X						
Projetar revestimento										X					
Modelo Matemático															
Implementação do modelo de controle										X	X				
Construção do protótipo											X	X	X	X	X
Testes com protótipo											X	X	X	X	X

Todos
 Fernando e Luiz
 Victoria

APÊNDICE B - MEMORIAL DE CÁLCULO DOS MEMBROS

MEMORIAL DE CÁLCULO - COXA

Propriedades do Material		
Aluminio serie 6000		
Tensão de Escoamento (min)	40	MPa
Densidade	2700	kg/m ³
Módulo de Young	67	GPa

Propriedades Dimensionais		
Espessura	0.0131	m
Circ. Da Coxa	0.4500	m
Raio Coxa	0.0716	m
Altura média	0.1432	m
Comprimento	0.4600	m
Área da ST	0.0019	m ²
Volume	0.0009	m ³

Propriedades da Coxa		
Peso (kg)	7.00	kg
Momento Flexão (Quadril)	52.14	N.m
Força Normal (Quadril)	-702.89	N
Momento Flexão (Joelho)	-41.71	N.m
Força Normal (Joelho)	-624.67	N

Cálculos		
Meia Altura (y)	0.0716	m
Momento de inercia	0.000003212	m ⁴
Tensão	-0.4741	MPa
Espessura (calculada)	0.0393	m
Peso (calculado)	2.3333	kg
Fator de Segurança I	84	-

Cálculos - Flambagem		
k	3.4148	
P/EI	11.6607	
Pcrit	2509.5607	kN

MEMORIAL DE CÁLCULO - PANTURRILHA

Propriedades do Material		
Aluminio serie 6000		
Tensão de Escoamento (min)	40	MPa
Densidade	2700	kg/m ³
Módulo de Young	67	GPa

Propriedades Dimensionais		
Espessura	0.0025	m
Circ. Da Panturrilha	0.3650	m
Raio Panturrilha	0.0581	m
Altura média	0.1162	m
Comprimento	0.4300	m
Área da ST	0.0003	m ²
Volume	0.0001	m ³

Propriedades da Panturrilha		
Peso (kg)	2.00	kg
Momento Flexão (Joelho)	-41.71	N.m
Força Normal (Joelho)	-624.67	N
Momento Flexão (Tornozelo)	70.00	N.m
Força Normal (Tornozelo)	59.44	N
Normal (Total)	-684.11	N

Cálculos		
Meia Altura (y)	0.0581	m
Momento de inercia	0.00000032296	m ⁴
Tensão	3.1191	MPa
Espessura (calculada)	0.0148	m
Peso (calculado)	0.3333	kg
Fator de Segurança I	13	-

Cálculos - Flambagem		
k	3.6530	
P/EI	13.3445	
Pcrit	288.7560	kN
Tensão Crítica	1.0057	GPa

APÊNDICE C - MEMORIAL DE CÁLCULO DAS ARTICULAÇÕES

MEMORIAL DE CÁLCULO - QUADRIL

Propriedades do Material		
Aço SAE8620		
Tensão de Escoamento (min)	360	MPa
Densidade	7850	kg/m ³
Módulo de Young	205	GPa
Propriedades Dimensionais		
Comprimento	0.1340	m
Propriedades do Corpo		
Peso (kg)	73.0000	kg

Cálculos		
Fator de Segurança	2	-
Tensão Majorada	180000000	Pa
Diâmetro mínimo (calculado)	0.006707	m
Peso (calculado)	0.03716	kg

Carregamento		
Momento fletor	5.3312	N.m

MEMORIAL DE CÁLCULO - JOELHO

Propriedades do Material		
Aço SAE8620		
Tensão de Escoamento (min)	360	MPa
Densidade	7850	kg/m ³
Módulo de Young	205	GPa
Propriedades Dimensionais		
Comprimento	0.1080	m
Propriedades do Corpo		
Peso (kg)	73.0000	kg

Cálculos		
Fator de Segurança	2	-
Tensão Majorada	180000000	Pa
Diâmetro mínimo (calculado)	0.006242	m
Peso (calculado)	0.02594	kg

Carregamento		
Momento fletor	4.2968	N.m

MEMORIAL DE CÁLCULO - TORNOZELO PLANO SAGITAL

Propriedades do Material		
Aço SAE8620		
Tensão de Escoamento (min)	360	MPa
Densidade	7850	kg/m ³
Módulo de Young	205	GPa

Propriedades Dimensionais		
Comprimento	0.0680	m

Propriedades do Corpo		
Peso (kg)	73.0000	kg

Cálculos		
Fator de Segurança	2	-
Tensão Majorada	180000000	Pa
Diâmetro mínimo (calculado)	0.006124	m
Peso (calculado)	0.01572	kg

Carregamento		
Momento fletor	4.0581	N.m

MEMORIAL DE CÁLCULO - TORNOZELO PLANO FRONTAL

Propriedades do Material		
Aço SAE8620		
Tensão de Escoamento (min)	360	MPa
Densidade	7850	kg/m ³
Módulo de Young	205	GPa

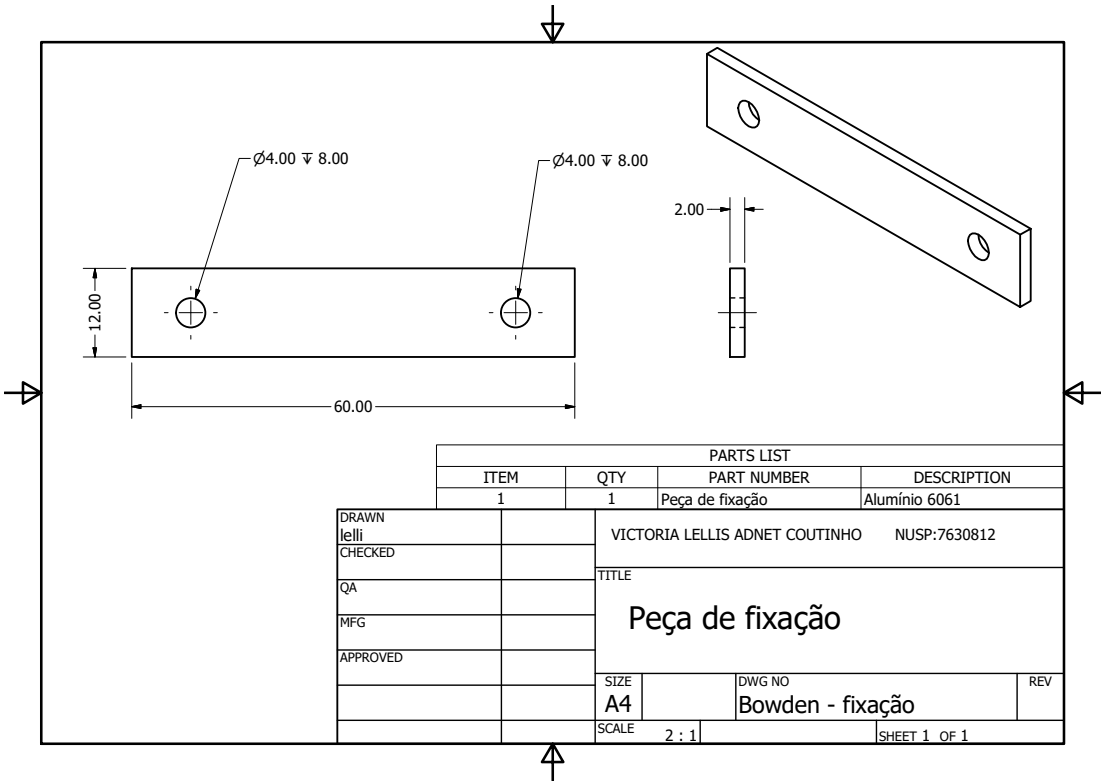
Propriedades Dimensionais		
Comprimento	0.0800	m

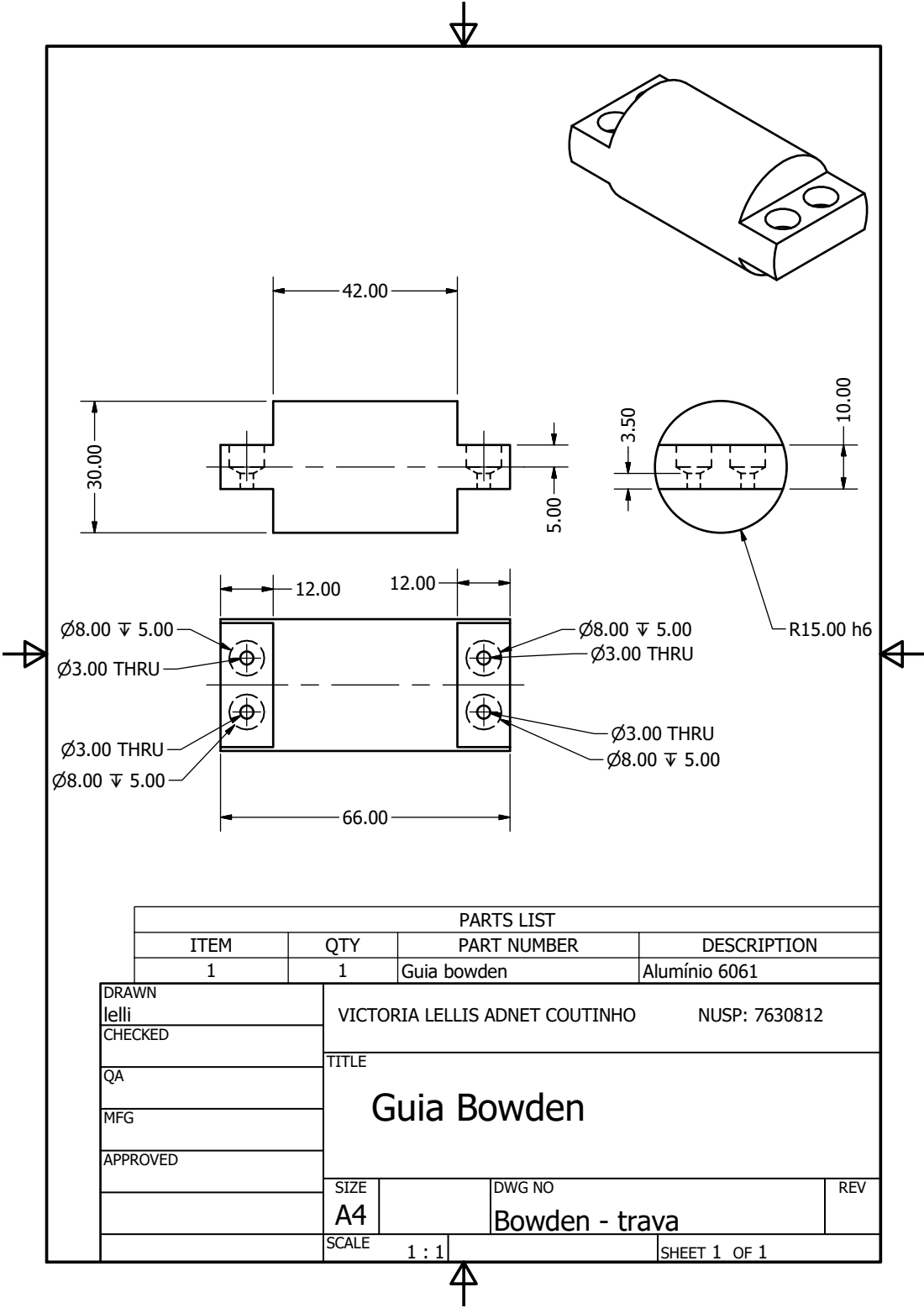
Propriedades do Corpo		
Peso (kg)	73.0000	kg

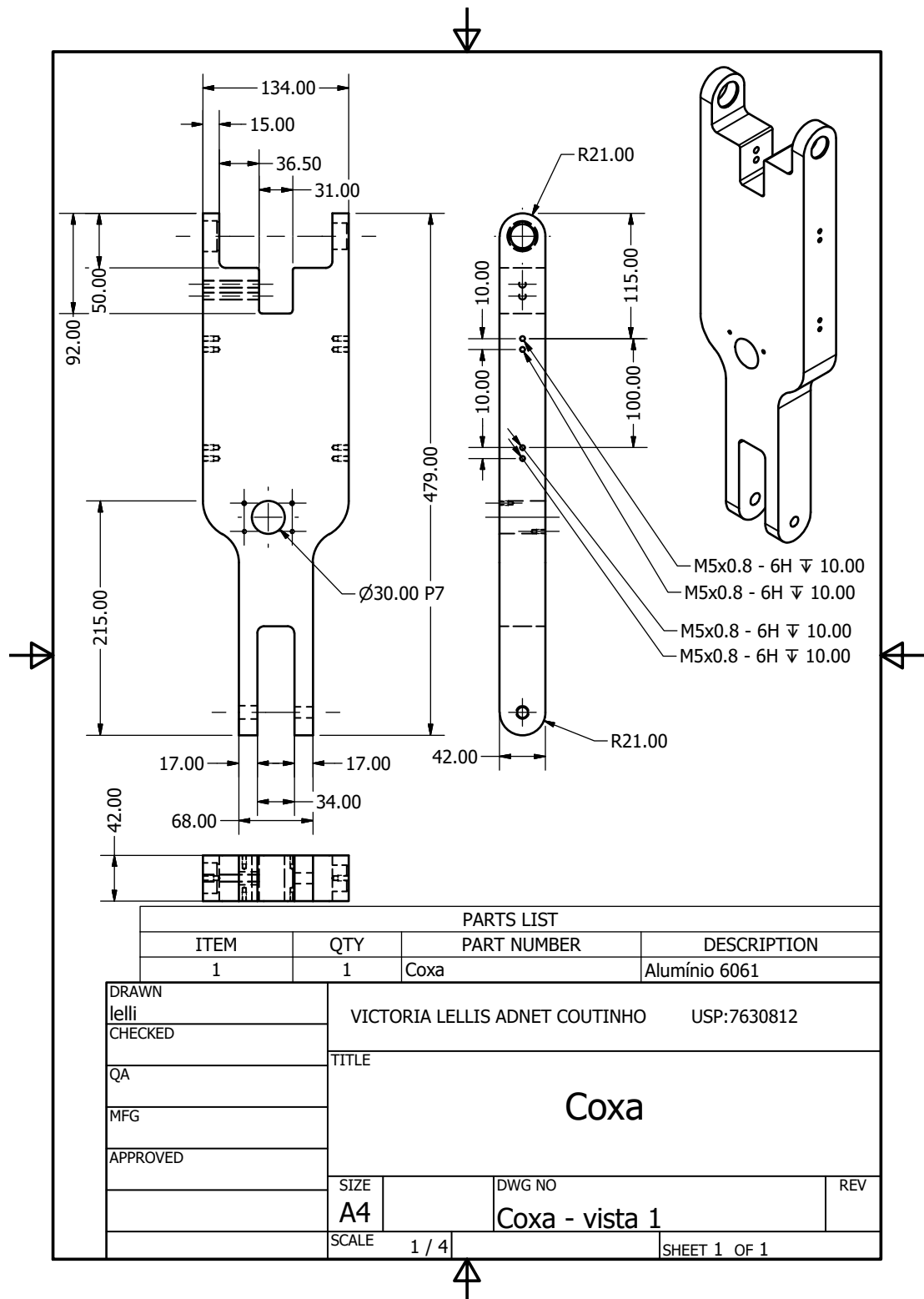
Cálculos		
Fator de Segurança	2	-
Tensão Majorada	180000000	Pa
Diâmetro mínimo (calculado)	0.006870	m
Peso (calculado)	0.02328	kg

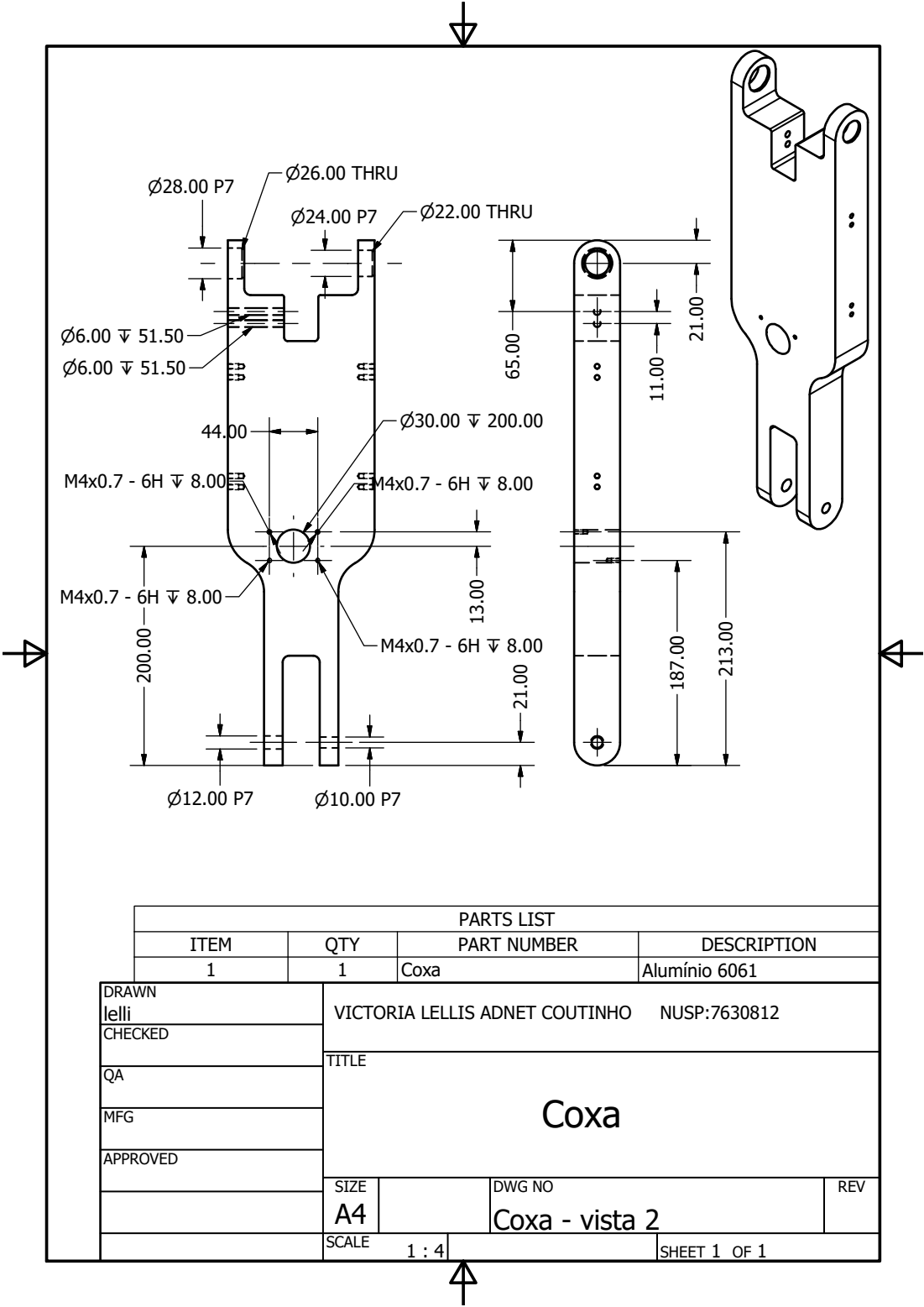
Carregamento		
Momento fletor	5.7290	N.m

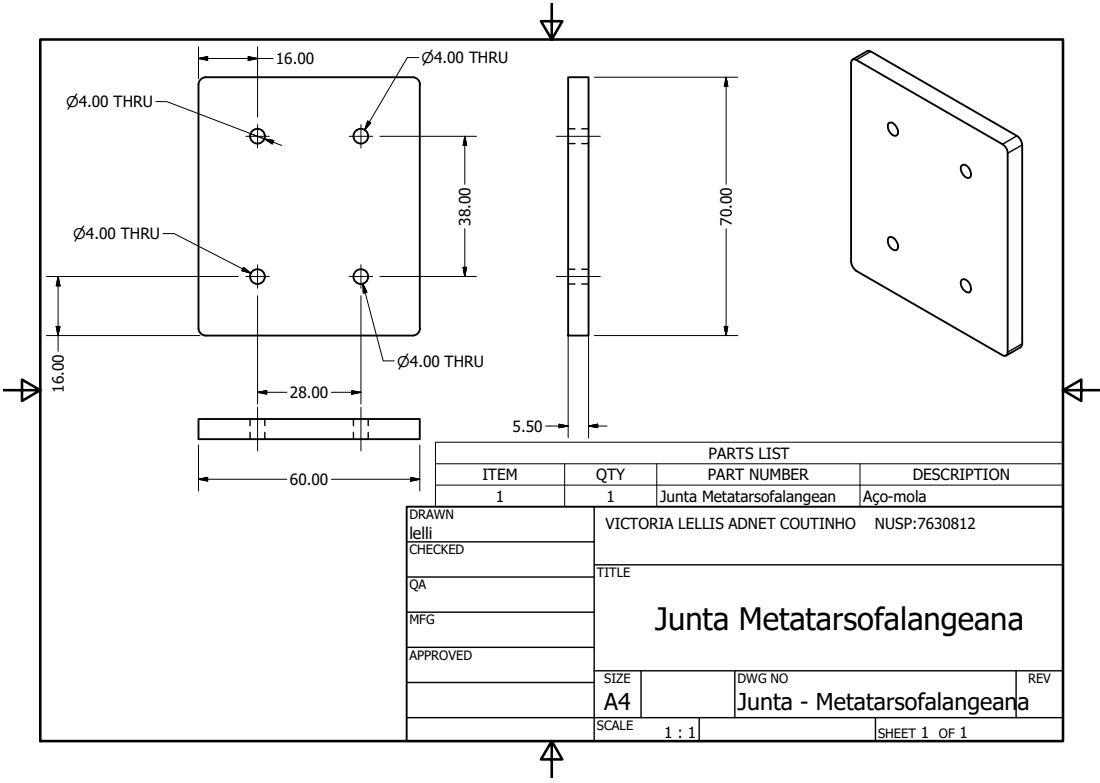
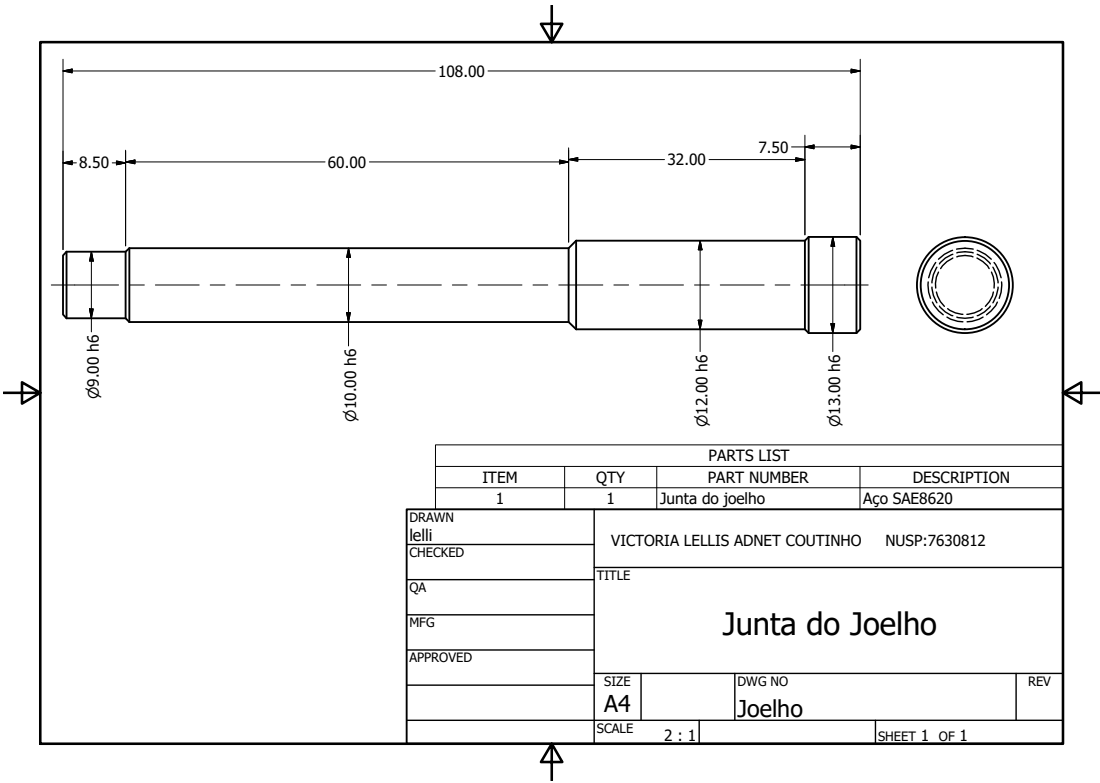
APÊNDICE D - DESENHOS DE FABRICAÇÃO

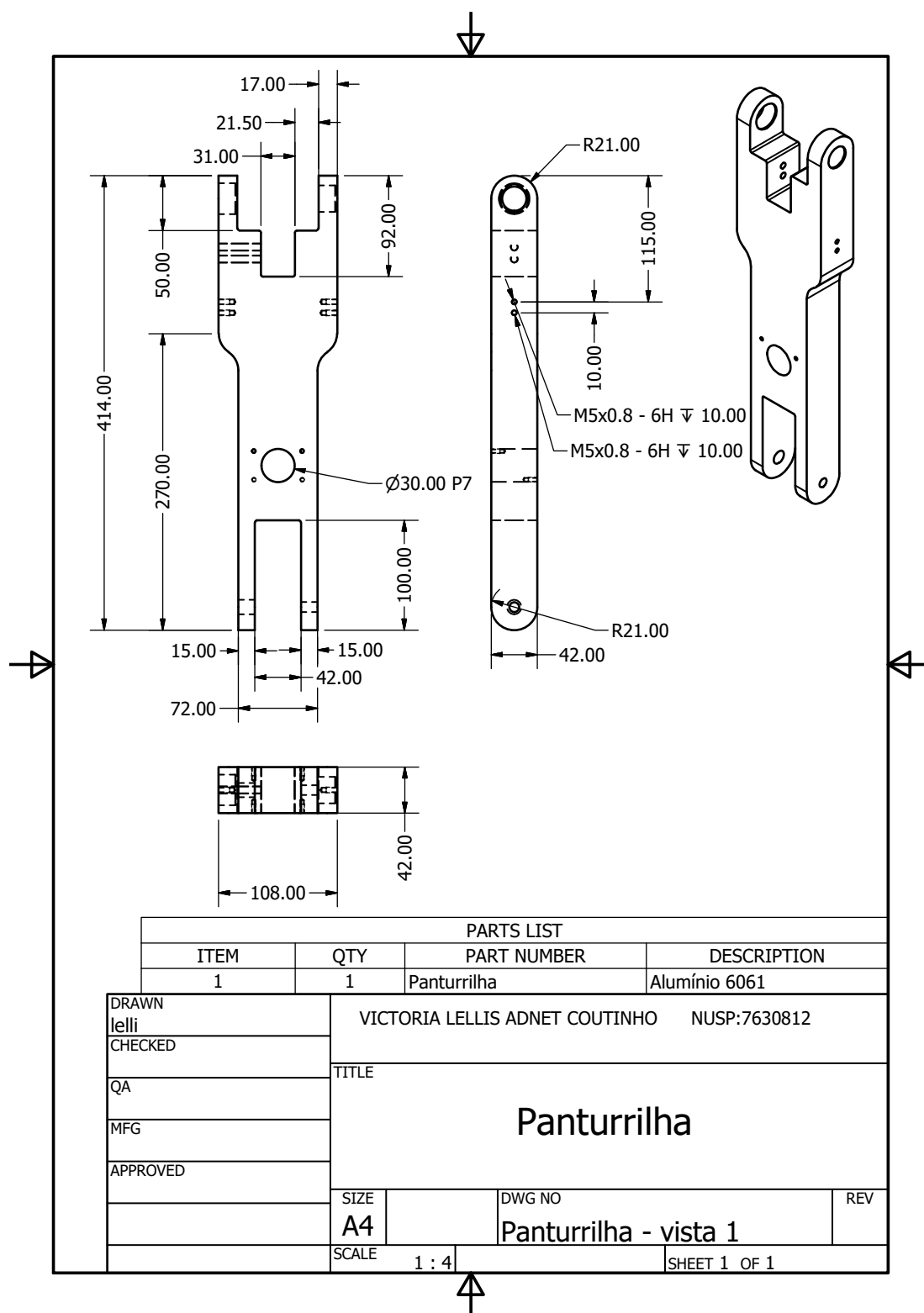


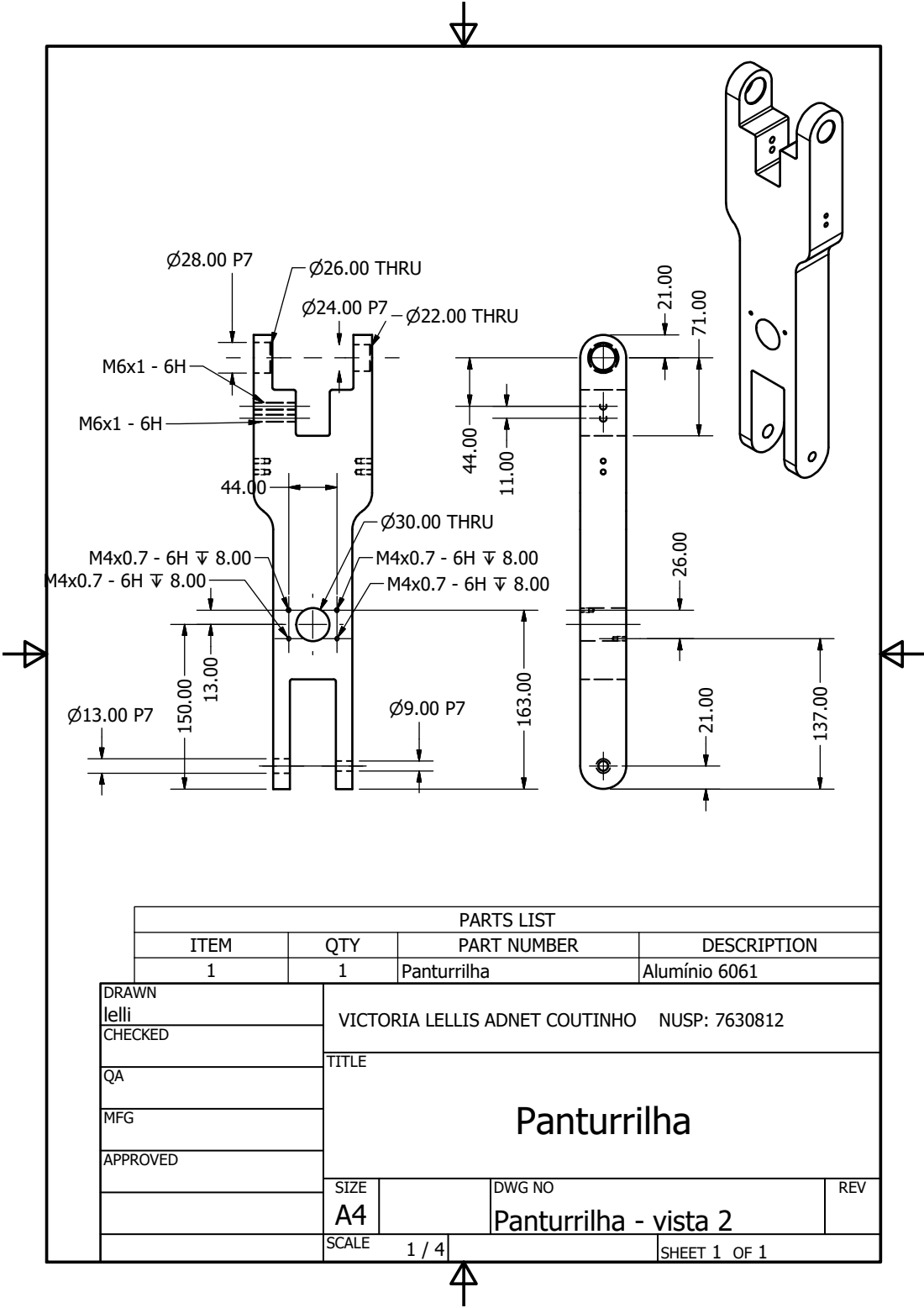


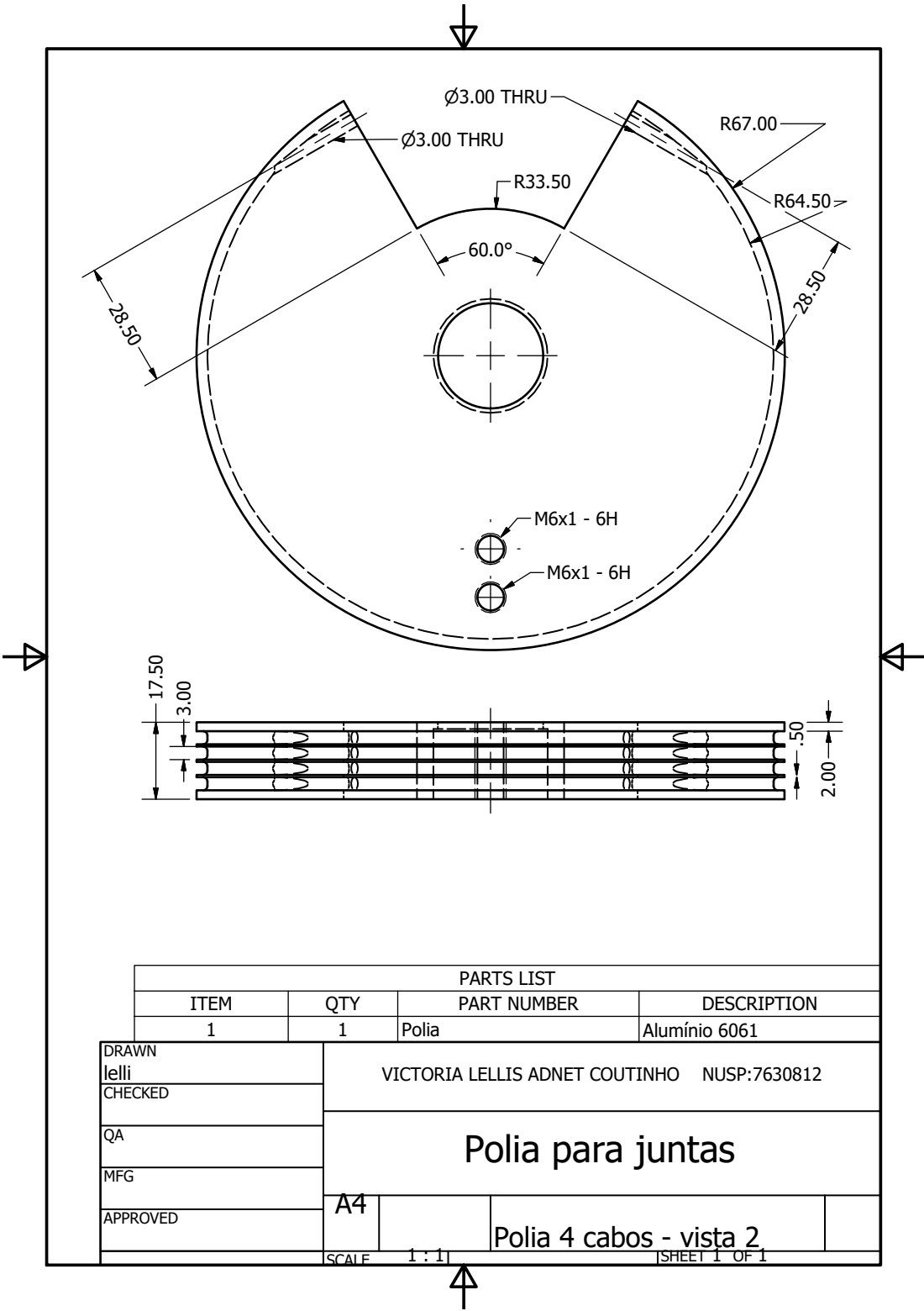


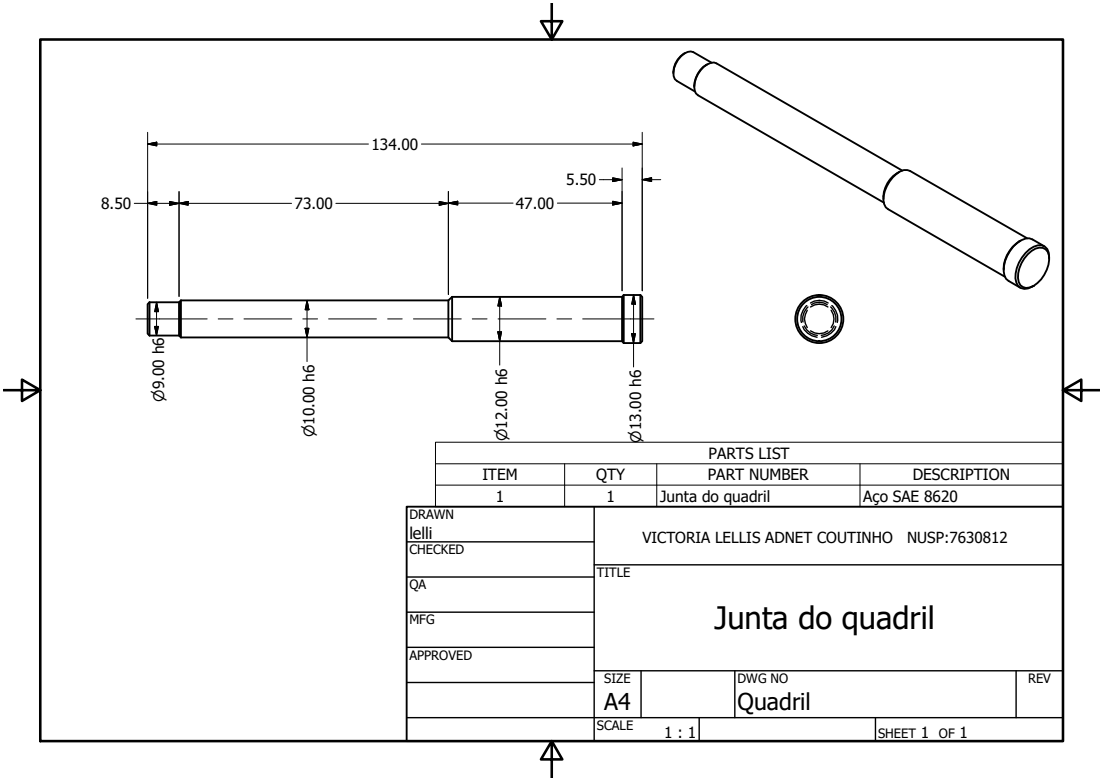
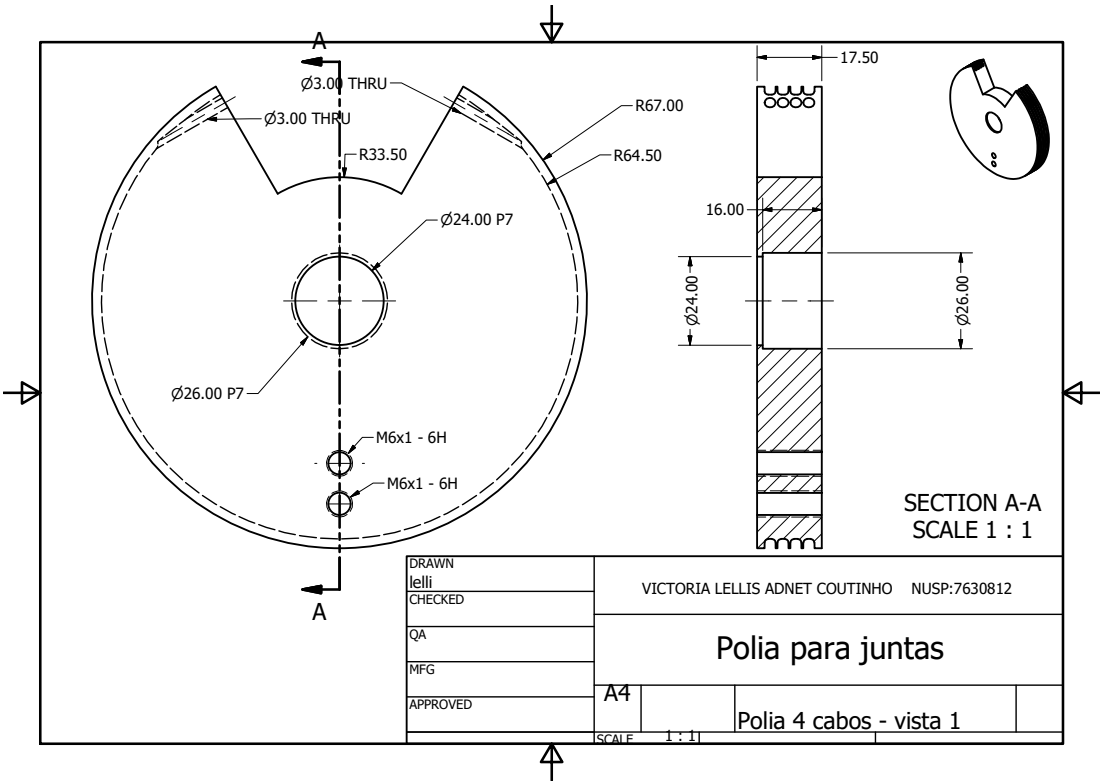


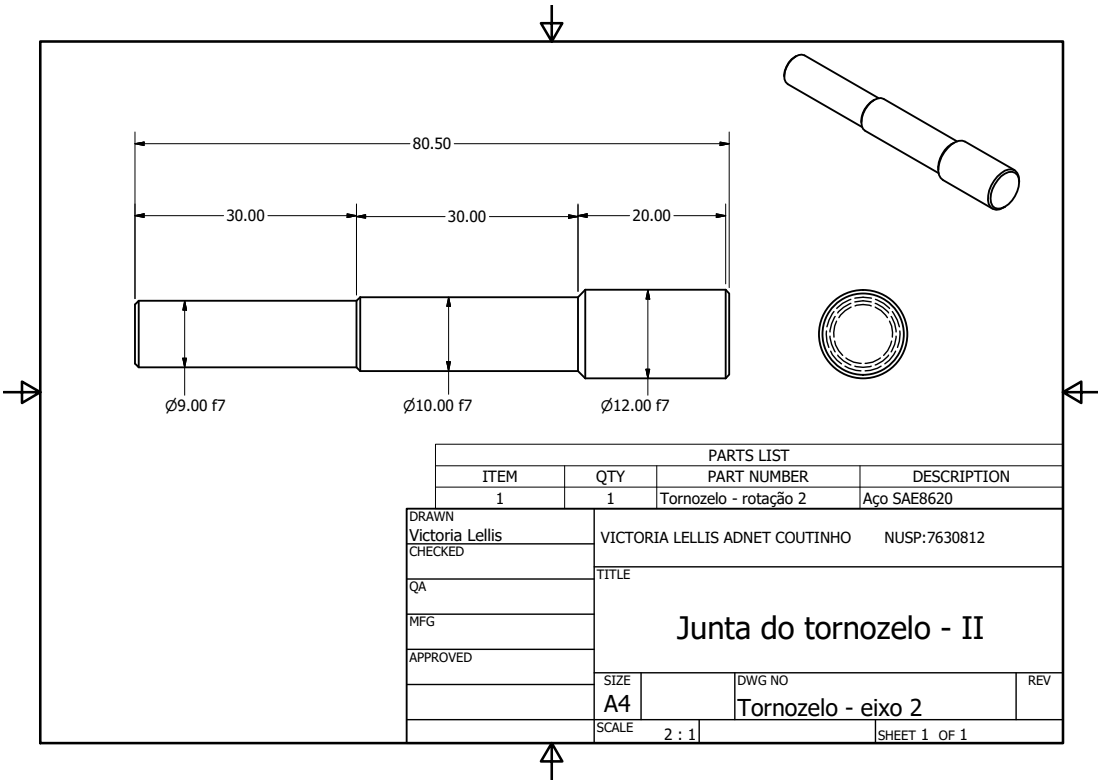
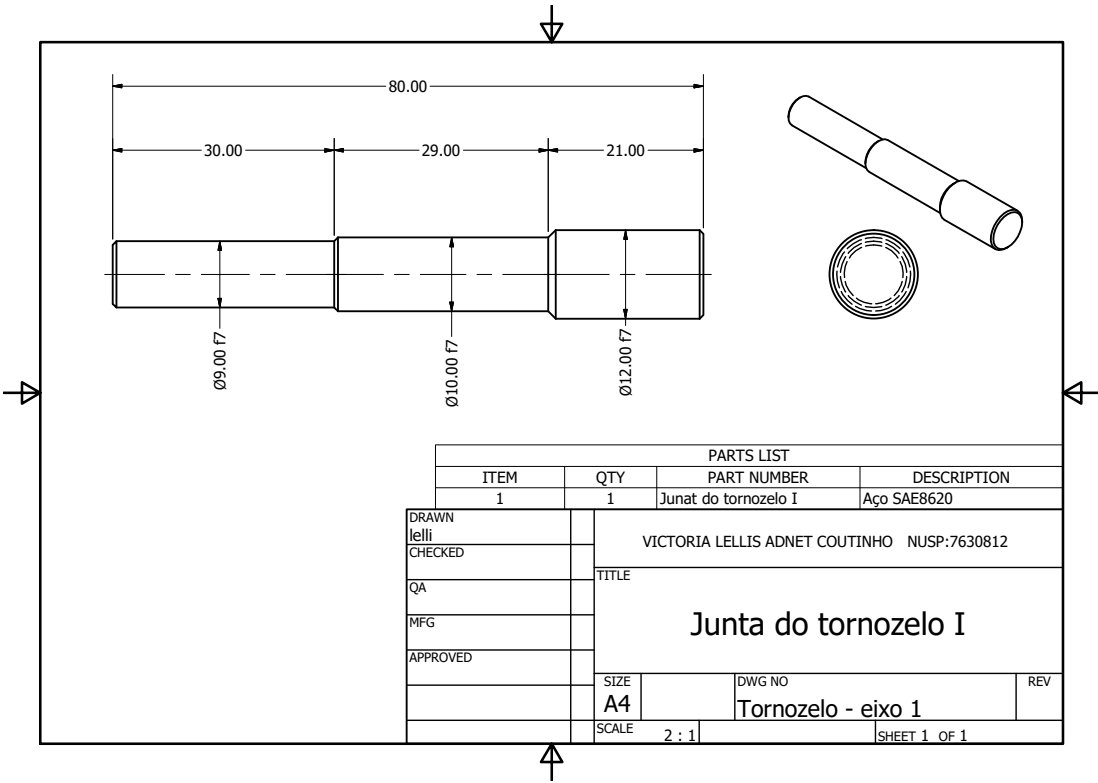


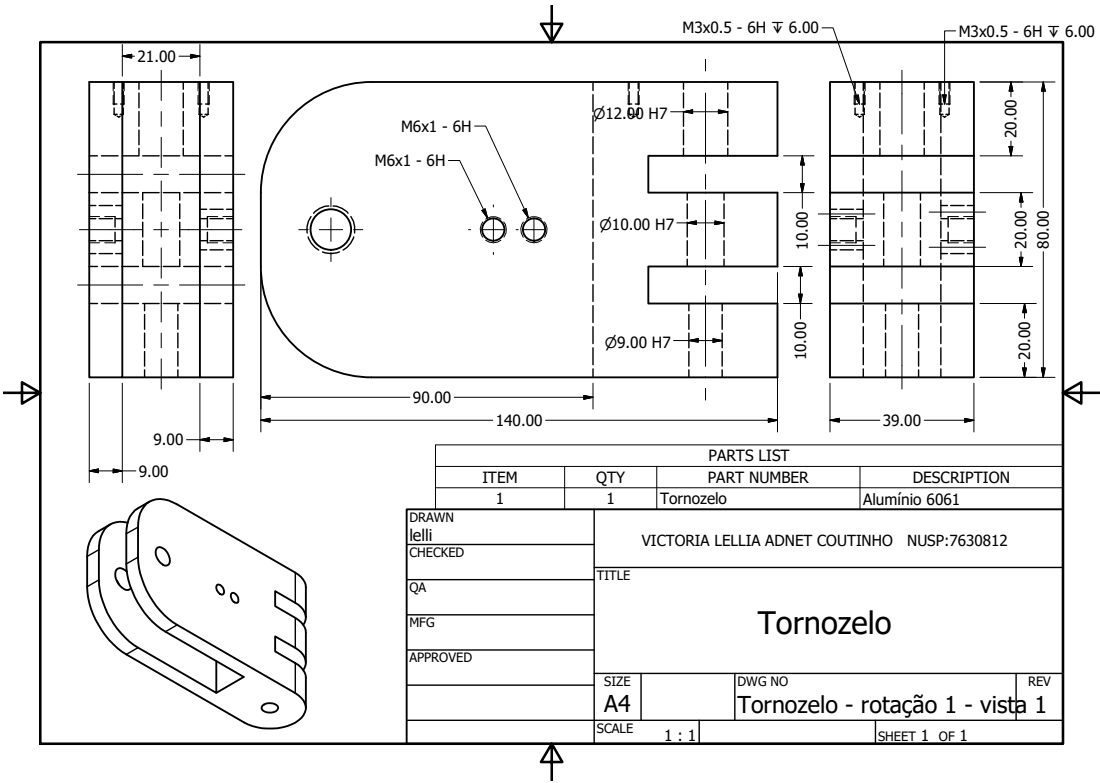


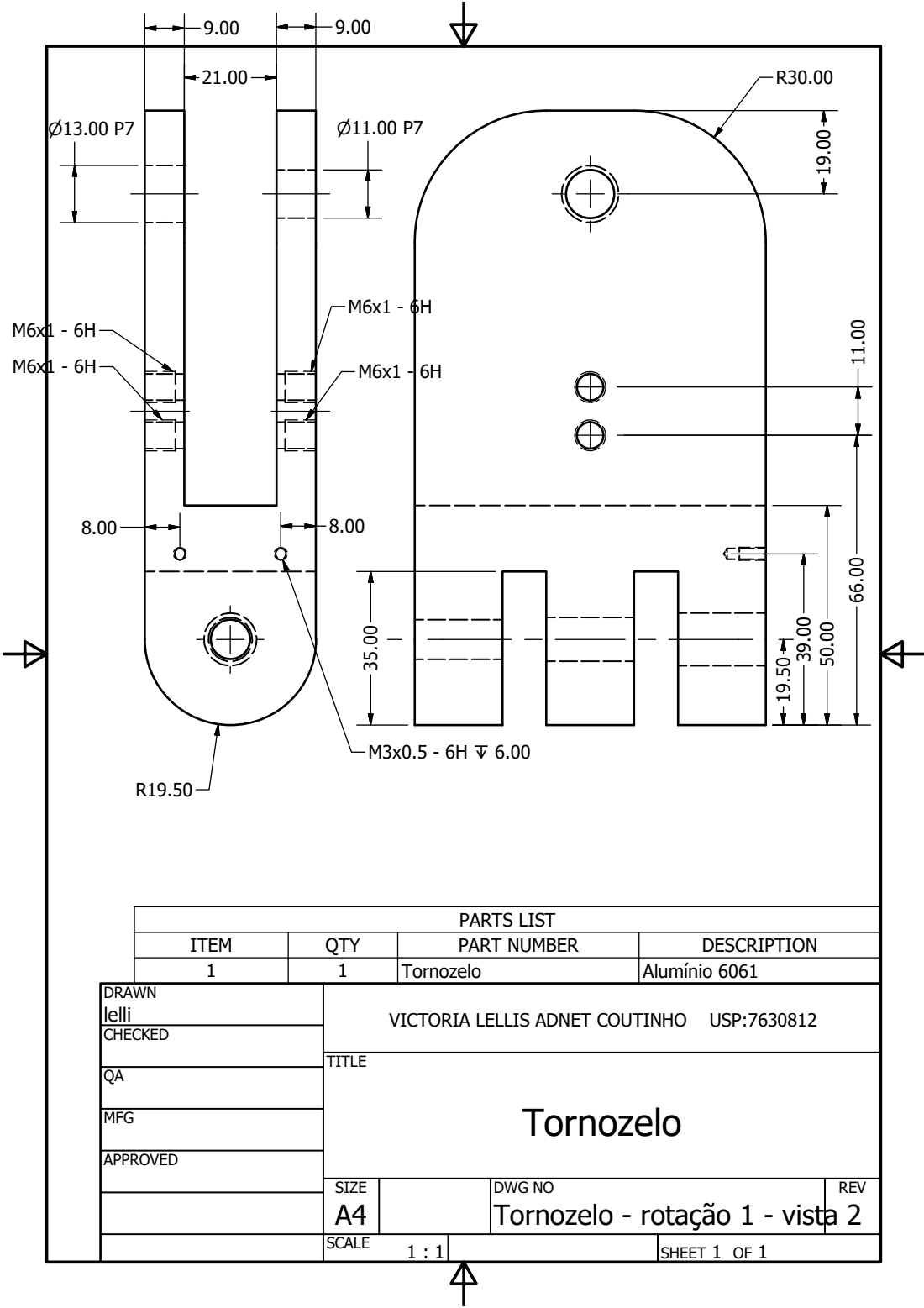


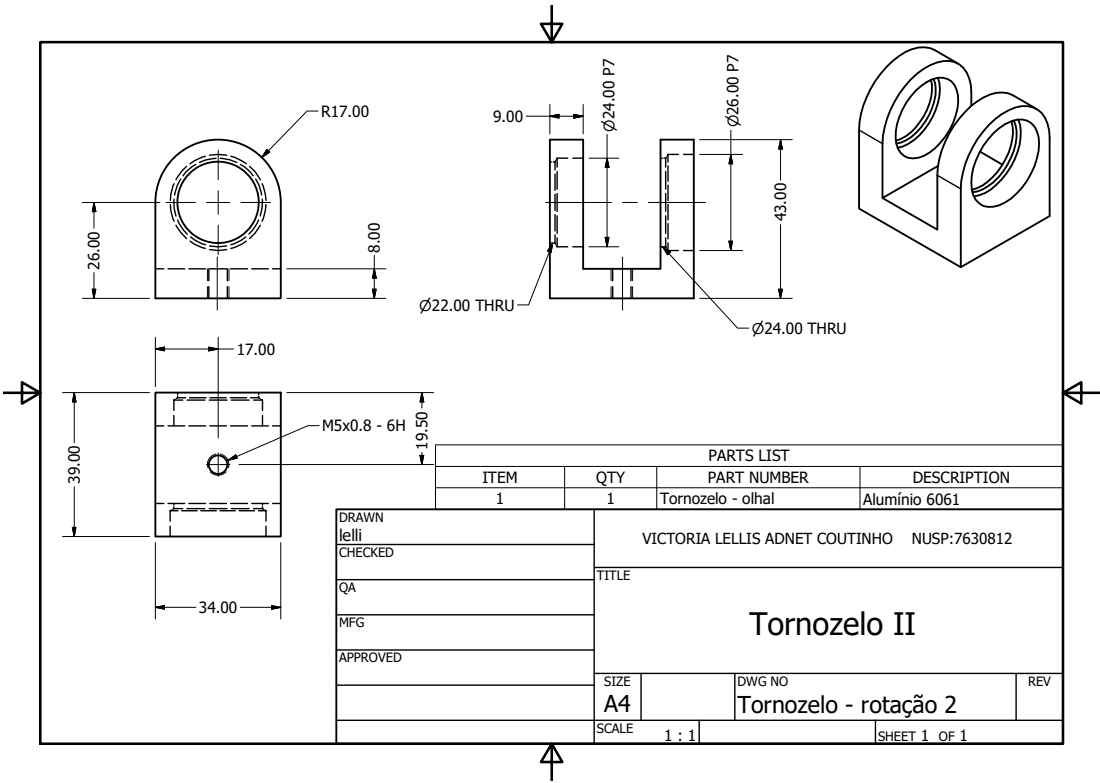


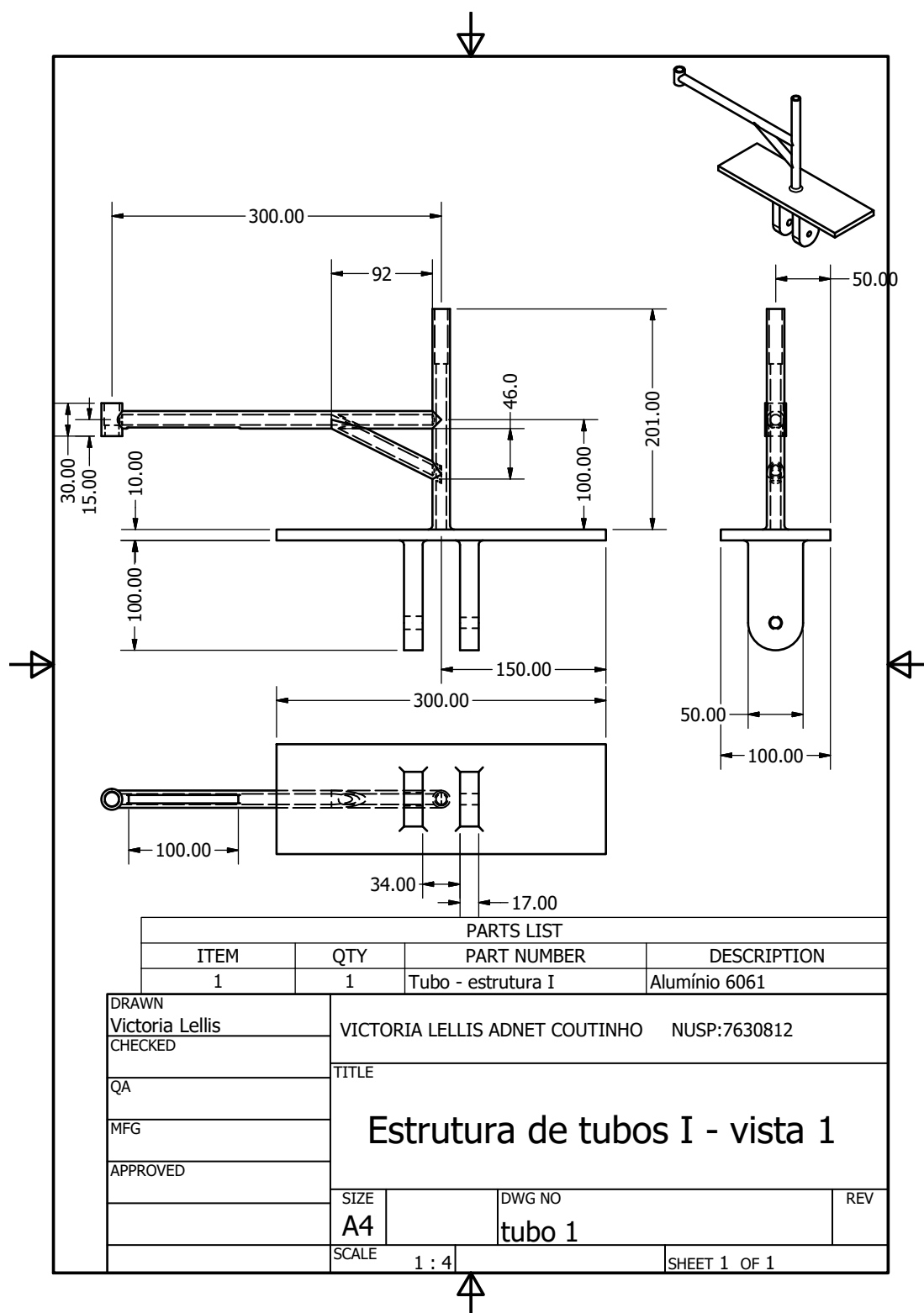


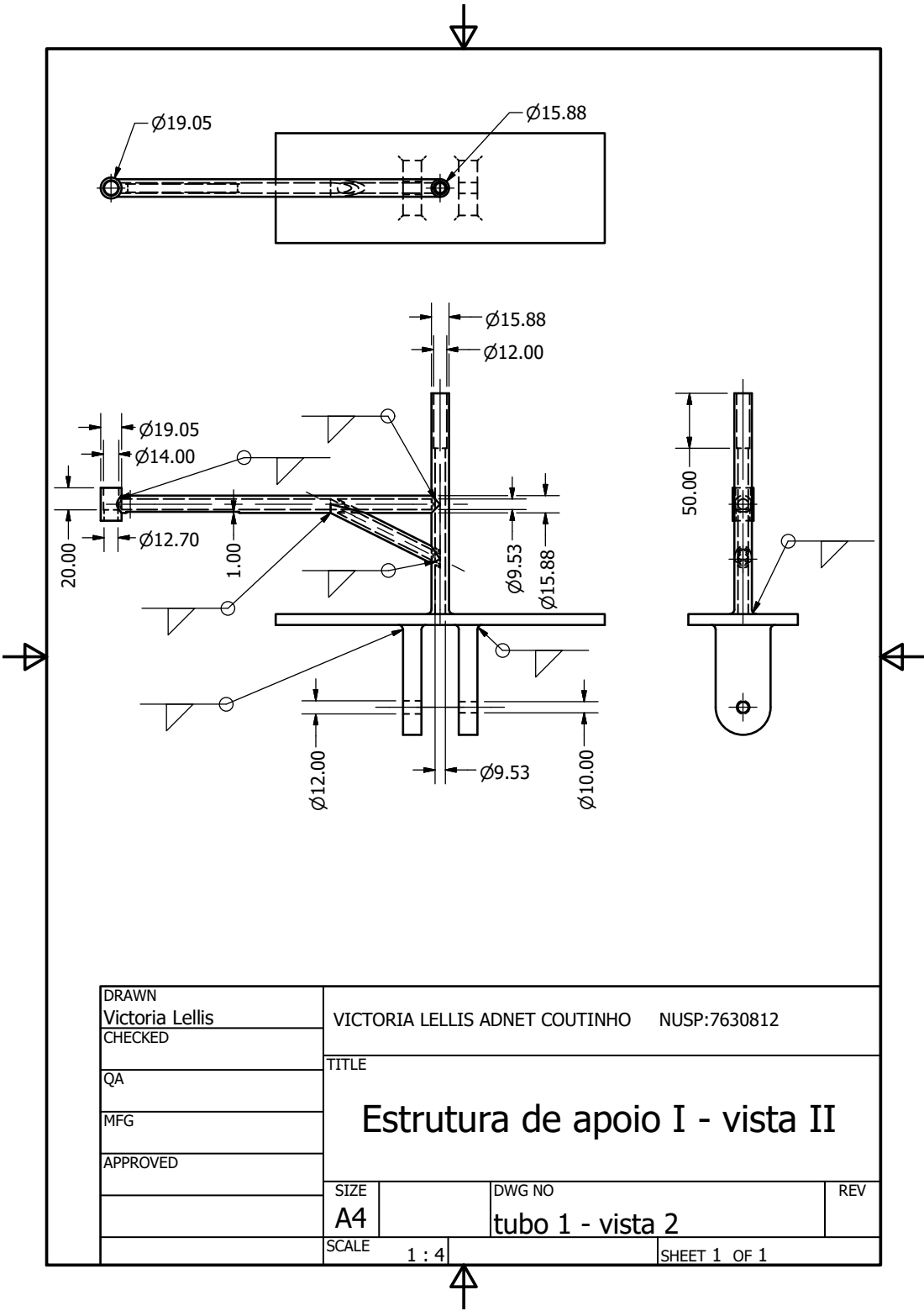


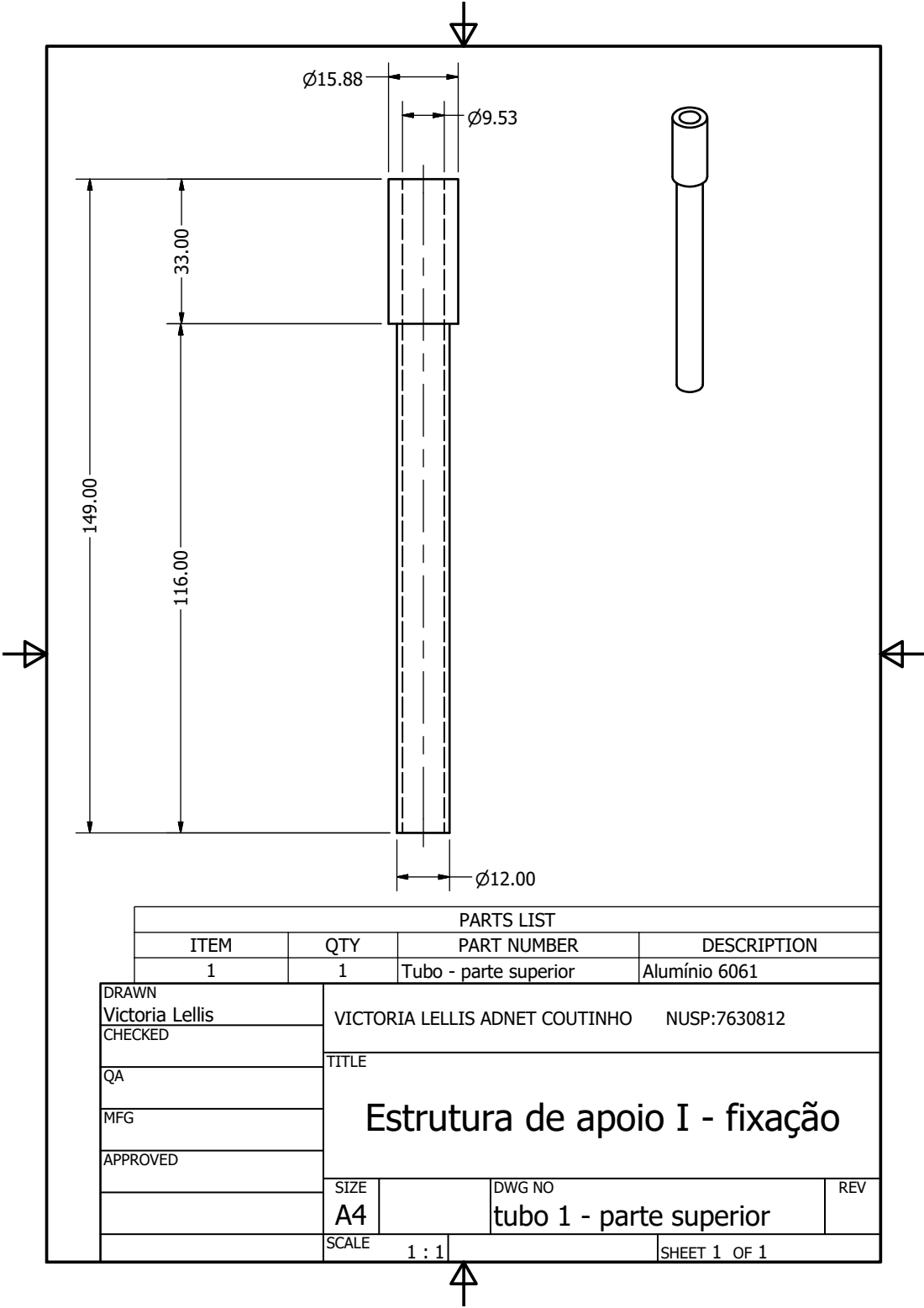


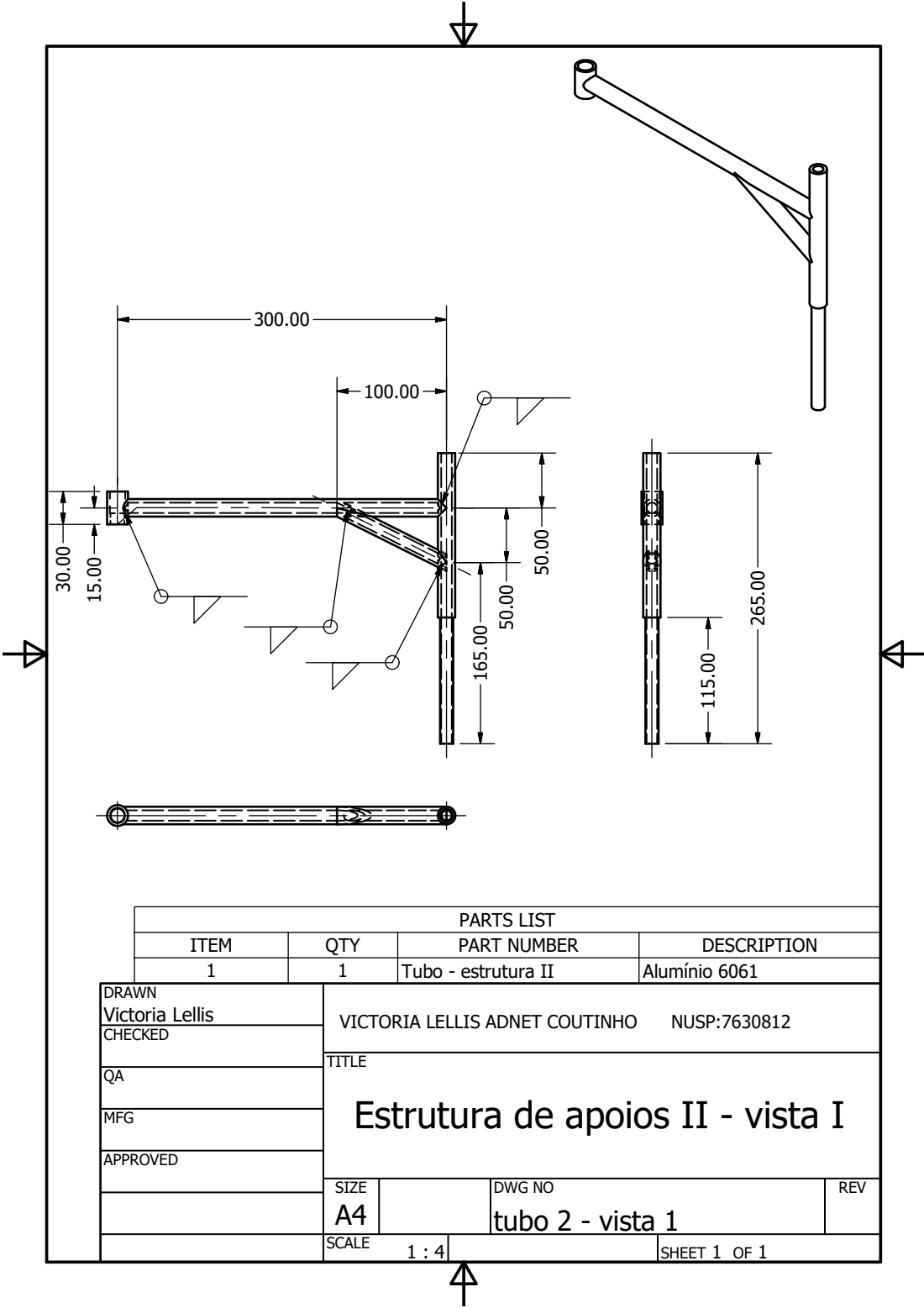


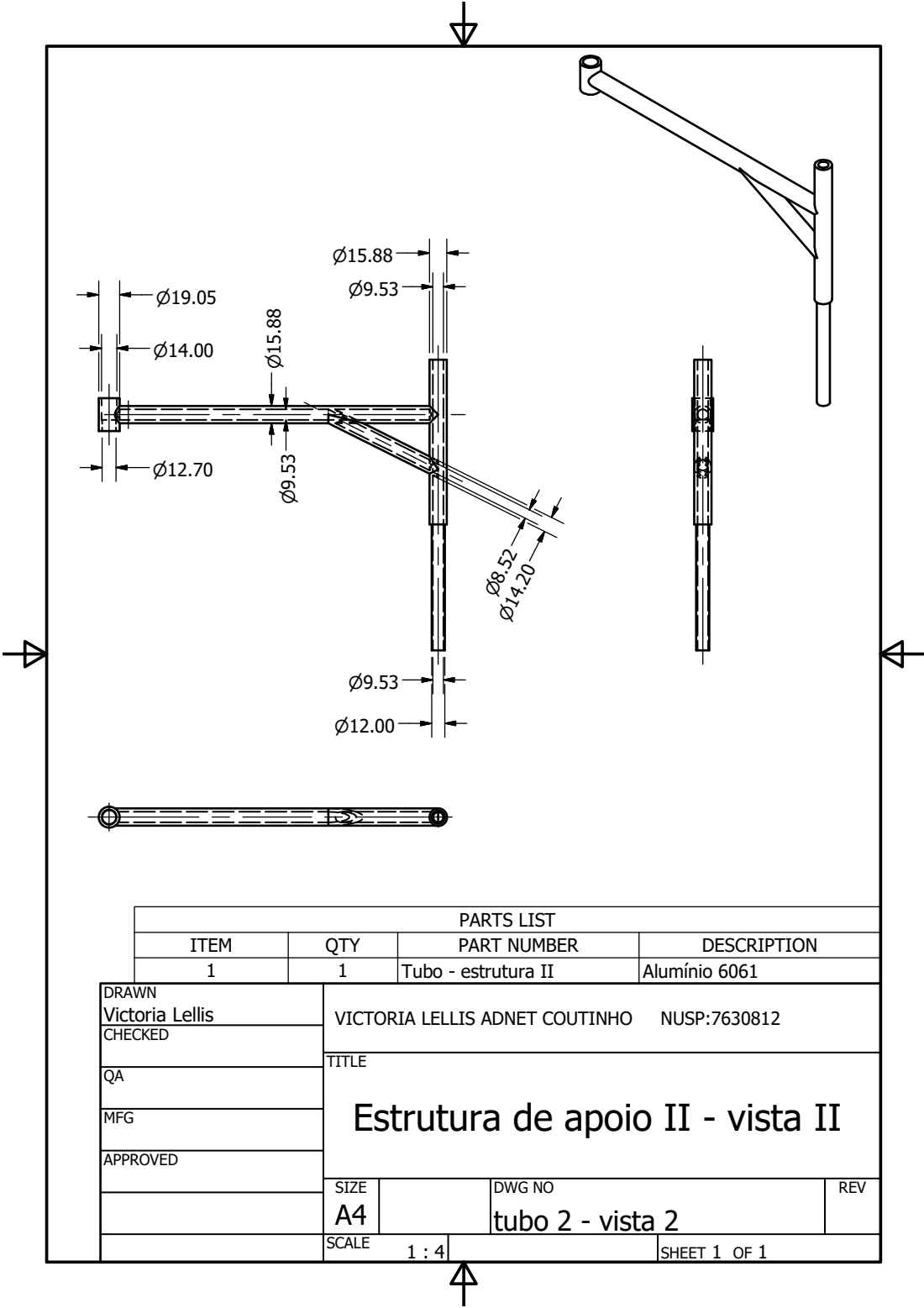


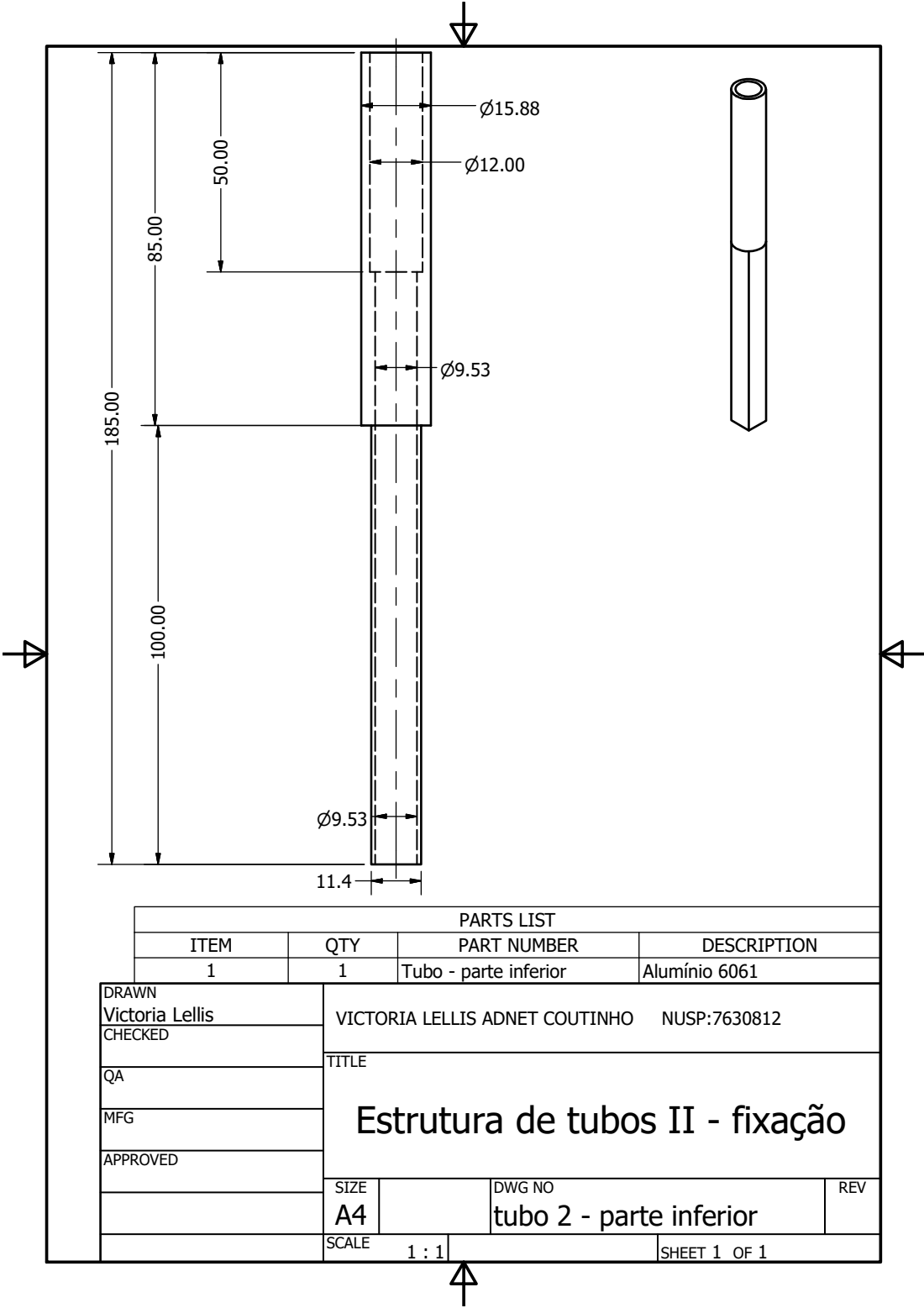












APÊNDICE E - DESENHOS DE CONJUNTO