



UNIVERSIDADE FEDERAL DO TRIÂNGULO MINEIRO

PROGRAMA DE MESTRADO PROFISSIONAL EM INOVAÇÕES E TECNOLOGIAS

LEANDRO RIBEIRO ALVES

**DESENVOLVIMENTO DE UMA CADEIRA INCLINÁVEL PARA AVALIAÇÃO DA
SUBJETIVA VERTICAL POSTURAL EM PACIENTES COM COMPROMETIMENTO
NEUROLÓGICO**

Uberaba

2024



LEANDRO RIBEIRO ALVES

**DESENVOLVIMENTO DE UMA CADEIRA INCLINÁVEL PARA AVALIAÇÃO DA
SUBJETIVA VERTICAL POSTURAL EM PACIENTES COM COMPROMETIMENTO
NEUROLÓGICO**

Dissertação apresentada ao Programa de Mestrado Profissional em Inovações e Tecnologias, área de concentração Processos Tecnológicos, da Universidade Federal do Triângulo Mineiro como requisito parcial para obtenção do título de mestre em Inovações e Tecnologias.

Orientador: Prof. Dr. Marcos Massao Shimano

Uberaba

2024

**Catálogo na fonte: Biblioteca da Universidade Federal do
Triângulo Mineiro**

A48d	Alves, Leandro Ribeiro Desenvolvimento de uma cadeira inclinável para avaliação da Subjetiva Vertical Postural em pacientes com comprometimento neurológico / Leandro Ribeiro Alves. – 2024. 127 p. : il., graf., tab. Dissertação (Mestrado Profissional em Inovações e Tecnologias) -- Universidade Federal do Triângulo Mineiro, Uberaba, MG, 2024 Orientador: Prof. Dr. Marcos Massao Shimano 1. Distúrbios da postura. 2. Equilíbrio postural. 3. Cadeiras - Projetos. 4. Máquinas – Projetos. 5. Engenharia. I. Shimano, Marcos Massao. II. Universidade Federal do Triângulo Mineiro. III. Título. CDU 616.8-009.18:645.413
------	---

LEANDRO RIBEIRO ALVES

**DESENVOLVIMENTO DE UMA CADEIRA INCLINÁVEL PARA AVALIAÇÃO DA SUBJETIVA VERTICAL POSTURAL
EM PACIENTES COM COMPROMETIMENTO NEUROLÓGICO**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-graduação Profissional em Inovação Tecnológica da Universidade Federal do Triângulo Mineiro como requisito parcial para obtenção do título de mestre.

Uberaba, 21 de novembro de 2024

Banca Examinadora:

Dr. Marcos Massao Shimano – Orientador
Universidade Federal do Triângulo Mineiro

Dr. Ricardo Humberto de Oliveira Filho
Universidade Federal de Uberlândia

Dra. Luciane Aparecida Pascucci Sande de Souza
Universidade Federal do Triângulo Mineiro



Documento assinado eletronicamente por **MARCOS MASSAO SHIMANO, Professor do Magistério Superior**, em 21/11/2024, às 16:08, conforme horário oficial de Brasília, com fundamento no § 3º do art. 4º do [Decreto nº 10.543, de 13 de novembro de 2020](#) e no art. 34 da [Portaria Reitoria/UFTM nº 215, de 16 de julho de 2024](#).



Documento assinado eletronicamente por **LUCIANE APARECIDA PASCUCI SANDE DE SOUZA, Professor do Magistério Superior**, em 21/11/2024, às 16:08, conforme horário oficial de Brasília, com fundamento no § 3º do art. 4º do [Decreto nº 10.543, de 13 de novembro de 2020](#) e no art. 34 da [Portaria Reitoria/UFTM nº 215, de 16 de julho de 2024](#).



Documento assinado eletronicamente por **Ricardo Humberto de Oliveira Filho, Usuário Externo**, em 22/11/2024, às 13:44, conforme horário oficial de Brasília, com fundamento no § 3º do art. 4º do [Decreto nº 10.543, de 13 de novembro de 2020](#) e no art. 34 da [Portaria Reitoria/UFTM nº 215, de 16 de julho de 2024](#).



A autenticidade deste documento pode ser conferida no site http://sei.uftm.edu.br/sei/controlador_externo.php?acao=documento_conferir&id_orgao_acesso_externo=0, informando o código verificador **1369837** e o código CRC **07F6954C**.

AGRADECIMENTOS

Primeiramente, agradeço a Deus por ter me proporcionado saúde e paz para realizar este trabalho.

Ao meu orientador, Prof. Dr. Marcos Massao Shimano, pela disponibilidade, pelos ensinamentos, pela paciência e pela dedicação na construção do trabalho.

Ao professor Dr. Gustavo José Luvizutto, por nos apresentar o desafio de construção do equipamento objeto deste estudo, por contribuir com opiniões sobre a ergonomia da cadeira e por financiar a aquisição dos insumos necessários.

À Camilla Marques, minha esposa, que sempre acreditou em mim apoiando-me em todos os momentos desta jornada de estudos.

À Lenice Ribeiro Alves, minha mãe, por tudo em minha vida e pela grande contribuição na confecção do cinto de segurança da cadeira inclinável.

Ao Me. Raphael Silva Lins, pelo incentivo constante, por não me deixar desanimar diante das dificuldades encontradas e também pelas dicas gerais sempre muito úteis.

Ao professor Dr. Tobias Anderson Guimarães, pela grande ajuda e orientação nos cálculos analíticos e simulações computacionais que foram de suma importância para a realização deste trabalho.

Ao aluno de graduação em engenharia mecânica da UFTM, Fábio Somera, pela grande contribuição na construção do equipamento objeto deste trabalho.

Ao professor Dr. Alexandre de Oliveira Dias pela ajuda na etapa inicial na soldagem de peças e pelo incentivo de sempre.

Ao professor Dr. Guilherme Azevedo Oliveira pelo apoio e disponibilidade em ajudar em diversas questões.

À Ma. Flávia Guirro Zuliani, pela ajuda na testagem do equipamento no laboratório de fisioterapia da UFTM e demais contribuições.

Aos professores Dr. Ricardo Humberto de O. Filho e Dra. Luciane Aparecida Pascucci S. de S., pelas dicas e orientações nas etapas de qualificação e defesa.

E a todos os professores, secretários e colegas de turma do Programa de Mestrado Profissional em Inovações e Tecnologias da UFTM pelos ensinamentos, pelas orientações e pelo compartilhamento de experiências.

A todos, deixo aqui a minha sincera gratidão.

RESUMO

Deficiências no controle postural dificultam a capacidade de manter o equilíbrio e estabilidade corporal em uma pessoa, tanto em movimento quanto em posições estáticas. Indivíduos com algum tipo de comprometimento neurológico geralmente são os mais afetados, sendo a Subjetiva Vertical Postural (SVP) uma percepção subjetiva que a pessoa tem da verticalidade corporal do tronco que está relacionada aos receptores da coluna vertebral e do sistema vestibular, trazendo aos centros de saúde muitos pacientes que buscam auxílio e tratamento para reabilitação. O Departamento Didático-Científico de Fisioterapia Aplicada (DFAP) da Universidade Federal do Triângulo Mineiro (UFTM) atende diariamente pacientes que apresentam distúrbios de equilíbrio corporal, porém o laboratório responsável não possui um equipamento próprio capaz de realizar o exame da SVP. Após pesquisas em bases de dados nacionais e internacionais de artigos e patentes sobre o tema, verificou-se que as cadeiras utilizadas no exame da SVP não obedecem a um padrão construtivo, sendo algumas de estrutura muito simples e outras bastante complexas. Considerando as questões investigadas e as necessidades de pesquisas fisioterápicas da UFTM, o presente trabalho teve como objetivo desenvolver, construir e testar uma cadeira de assento inclinável, motorizada, ergonomicamente confortável, fácil de ser operada e transportada, de custo relativamente acessível e que fosse capaz de realizar com segurança e confiabilidade o exame da SVP. Para isso, foram utilizados critérios de funcionamento estabelecidos por referências da área da saúde e também conceitos de engenharia aplicados ao projeto de máquinas. Os dimensionamentos mecânicos e elétricos resultaram em condições de conformidade com normas e referências, trazendo conforto e segurança para os pacientes e operadores do equipamento. Ao final da montagem completa da cadeira, o equipamento foi testado em 53 indivíduos dentre os laboratórios de engenharia e de fisioterapia da universidade. Os resultados práticos mostraram que as angulações, as velocidades e os desempenhos das estruturas e componentes do equipamento atenderam as expectativas, evidenciando que a cadeira pode ser utilizada para examinar a SVP. A cadeira teve um custo total de produção no valor de R\$ 3.978,64, ficando à disposição da universidade para atender às suas necessidades e servindo de referência para novos estudos e iniciativas.

Palavras-chave: cadeira inclinável, SVP, projeto de máquinas, controle postural, esforços mecânicos.

ABSTRACT

Deficiencies in postural control hinder a person's ability to maintain balance and body stability, both in movement and in static positions. Individuals with some type of neurological impairment are generally the most affected, with Subjective Vertical Posture (SVP) being a subjective perception that a person has of the verticality of the body of the trunk that is related to the receptors of the spine and the vestibular system, bringing many patients to health centers seeking help and treatment for rehabilitation. The Scientific-Didactic Department of Applied Physiotherapy (DFAP) of the Federal University of Triângulo Mineiro (UFTM) sees patients with body balance disorders on a daily basis, but the laboratory responsible does not have its own equipment capable of performing the SVP exam. After researching national and international databases of articles and patents on the subject, it was found that the chairs used in the SVP exam do not follow a construction standard, with some having a very simple structure and others quite complex. Considering the issues investigated and the needs of physiotherapy research at UFTM, the present study aimed to develop, build and test a motorized, ergonomically comfortable, easy to operate and transport, relatively affordable chair with a tilting seat that would be capable of safely and reliably performing the SVP examination. For this purpose, operating criteria established by references in the health area and also engineering concepts applied to machine design were used. The mechanical and electrical dimensions resulted in conditions that complied with standards and references, providing comfort and safety for patients and equipment operators. After the complete assembly of the chair, the equipment was tested on 53 individuals from the university's engineering and physiotherapy laboratories. The practical results showed that the angles, speeds and performances of the equipment's structures and components met expectations, evidencing that the chair can be used to examine SVP. The chair had a total production cost of R\$3,978.64, and is available to the university to meet its needs and serve as a reference for new studies and initiatives.

Keywords: tilt chair, SVP, machine design, postural control, mechanical efforts.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 - Planos sagital e frontal do corpo humano.....	21
Figura 2 - Cadeira inclinável utilizada por Fukata e colaboradores em 2020.....	22
Figura 3 - Cadeira inclinável utilizada por Fukata e colaboradores em 2019.....	23
Figura 4 - Cadeira inclinável utilizada por Saeys e colaboradores em 2010.....	23
Figura 5 - Cadeira inclinável utilizada por Baggio e colaboradores em 2016.....	24
Figura 6 - Cadeira inclinável utilizada por Pérennou e colaboradores em 2008.....	24
Figura 7 - Cadeira inclinável utilizada por Israël e Giannopulub em 2012.....	25
Figura 8 - Cadeira inclinável desenvolvida por Thomas.....	26
Figura 9 - Cadeira inclinável desenvolvida por Ozkul e Ozkul.....	27
Figura 10 - Cadeira inclinável desenvolvida por Budagher e Michael.....	27
Figura 11 - Realimentações e iterações presentes nas fases de um projeto mecânico.....	30
Figura 12 - Fatores de Segurança sugeridos por Norton.....	32
Figura 13 - Estruturas da cadeira. A - Parte superior. B - Parte inferior.....	34
Figura 14 - Banco de fibra de vidro modelo AF001.....	35
Figura 15 - Junta de articulação universal HJU813.....	36
Figura 16 - Componente fabricado 01. A - Vista isométrica. B - Montagem.....	37
Figura 17 - Componente fabricado 02. A - Vista isométrica. B - Montagem.....	38
Figura 18 - Componentes fabricados para o atuador. A - Componente fabricado 03. B - Componente fabricado 04.....	40
Figura 19 - Montagem do atuador, juntas e componentes fabricados 03 e 04 nos perfis da estrutura.....	40
Figura 20 - Montagem e distâncias dos atuadores lineares.....	41
Figura 21 - Exemplo de inclinação de 30° do assento para frente.....	41
Figura 22 - Componente fabricado 05. A - Vista isométrica. B - Montagem.....	42
Figura 23 - A - Apoios de segurança. B - Atuação na inclinação para frente.....	43
Figura 24 - Montagem dos tubos extensores e coxins niveladores.....	44
Figura 25 - A - Componente . B - Montagem dos suportes e inclinômetros digitais..	45
Figura 26 - Cintos de segurança. A - Montagem. B - Utilização.....	46
Figura 27 - Desenho 3D do controle remoto com dimensões em milímetros.....	46
Figura 28 - Montagem na inclinação zero grau, localização do centro de massa e engaste das três juntas.....	49
Figura 29 - Montagem na inclinação 30° para frente.....	50
Figura 30 - Montagem na inclinação 30° para trás.....	50
Figura 31 - Montagem na inclinação 30° para esquerda.....	51
Figura 32 - Montagem na inclinação 30° para direita.....	51
Figura 33 - Esforço de tração em parafusos M6.....	53
Figura 34 - Cisalhamento em parafuso M6.....	55
Figura 35 - Esforço de flexão nas abas.....	59
Figura 36 - Comprimento da coluna sujeito a flambagem.....	64

Figura 37- Equilíbrio estável e instável de um corpo.....	68
Figura 38 - Gráfico de convergência das forças de reação Y na base da junta central do assento.....	72
Figura 39 - Gráfico de convergência das forças de reação Y na base da junta lateral do assento.....	73
Figura 40 - Gráfico de convergência das forças de reação Y na base da junta traseira do assento.....	73
Figura 41 - Resultado das concentrações de tensão.....	75
Figura 42 - Resultado dos deslocamentos.....	75
Figura 43 - Atuador elétrico linear escolhido.....	76
Figura 44 - Esforço de flexão composta na seção transversal da coluna.....	83
Figura 45 - Gráfico de convergência das tensões no apoio de inclinação.....	84
Figura 46 - Concentração de tensões para o apoio de inclinação.....	84
Figura 47 - Deslocamentos para o apoio de inclinação.....	85
Figura 48 - Posição do CM na inclinação para frente, vista frontal.....	86
Figura 49 - Posição do CM na inclinação para frente, vista lateral direita.....	86
Figura 50 - Posição do CM na inclinação para frente, vista isométrica.....	87
Figura 51 - Controle remoto com fio finalizado.....	90
Figura 52 - Esquema elétrico geral da cadeira inclinável.....	91
Figura 53 - Acessório fabricado 01. A - Desenho CAD. B - Montagem na cadeira...	92
Figura 54 - Acessório fabricado 02. A - Desenho CAD. B - Montagem na cadeira...	93
Figura 55 - Acessório fabricado 03. A - Desenho CAD. B - Montagem na cadeira...	93
Figura 56 - Acessório fabricado 04. A - Desenho CAD. B - Montagem na cadeira...	94
Figura 57 - Instalação de mantas de EVA no assento e encosto do banco de fibra..	94
Figura 58 - Montagem da cadeira no laboratório de engenharia.....	95
Figura 59 - Cadeira finalizada. A - Vista lateral esquerda. B - Vista lateral direita. C - Vista isométrica.....	97
Figura 60 - Exame da SVP sendo realizado em um paciente.....	98
Figura 61 - Listagem de estruturas e componentes. Vista Frontal.....	99
Figura 62 - Listagem de estruturas e componentes. Vista lateral esquerda.....	100

LISTA DE TABELAS E QUADROS

Tabela 1 - Instruções para avaliação das percepções de verticalidade na SVP.....	21
Quadro 1 - Considerações de projeto.....	31
Quadro 2 - Descrição, massa e peso dos elementos analisados.....	49
Quadro 3 - Valores finais calculados das forças de reação vertical.....	74
Quadro 4 - Dados do cálculo do esforço de tração.....	77
Quadro 5 - Dados do cálculo do esforço de cisalhamento.....	78
Quadro 6 - Dados do cálculo do esforço de esmagamento.....	79
Quadro 7 - Dados do cálculo do esforço de flexão nas abas.....	79
Quadro 8 - Dados do cálculo da pressão crítica de flambagem.....	80
Quadro 9 - Dados do cálculo da tensão crítica de flambagem.....	81
Quadro 10 - Dados do cálculo do esforço de compressão na coluna.....	81
Quadro 11 - Dados do cálculo do esforço de flexão composta na coluna.....	82
Quadro 12 - Resultado do dimensionamento dos cabos dos atuadores.....	88
Quadro 13 - Resultado do dimensionamento dos cabos da fonte.....	89
Quadro 14 - Resultado do dimensionamento pelo método de instalação.....	89
Quadro 15 - Resultado das angulações e velocidades de inclinação.....	96
Quadro 16 - Lista de principais estruturas, componentes e acessórios.....	101
Quadro 17 - Lista de insumos e custos utilizados na cadeira, parte 1.....	102
Quadro 18 - Lista de insumos e custos utilizados na cadeira, parte 2.....	103
Quadro 19 - Lista de insumos e custos utilizados na cadeira, parte 3.....	104

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

A - Amperes

ABS - Acrylonitrile Butadiene Styrene (Acrilonitrila Butadieno Estireno)

ISI - American Iron and Steel Institute

AVC - Acidente Vascular Cerebral

CM - Centro de Massa

DFAP - Departamento Didático-Científico de Fisioterapia Aplicada

EPO - European Patent Office

FS - Fator de Segurança

HC - Hospital de Clínicas

INPI - Instituto Nacional de Propriedade Intelectual

MEF - Método dos Elementos Finitos

NBR - Norma Brasileira Regulamentadora

PVC - Policloreto de Vinilo

SUS - Sistema Único de Saúde

SVH - Subjetiva Vertical Háptica

SVP - Subjetiva Vertical Postural

SVV - Subjetiva Vertical Visual

UFTM - Universidade Federal do Triângulo Mineiro

USPTO - United State Patent and Trademark Office

V - Volts

VCA - Volts de Corrente Alternada

VCC - Volts de Corrente Contínua

VPPB - Vertigem Posicional Paroxística Benigna

W - Watts

WIPO - World Intellectual Property Organization

LISTA DE SÍMBOLOS

m - metro

cm - centímetro

mm - milímetro

m² - metro quadrado

mm² - milímetro quadrado

s - segundo

mm/s - milímetro por segundo

MPa - megapascal

GPa - gigapascal

kg - quilograma

kg/m³ - quilograma por metro cúbico

h - altura

° - grau

°C - graus celsius

® - marca Registrada

% - porcentagem

N - newton

± - mais ou menos

≥ - maior ou igual

d - diâmetro

d_r - diâmetro menor

d_m - diâmetro maior

t - espessura

L - comprimento

P - passo da rosca do parafuso

F - carga aplicada

A - área

I - momento de inércia

V - força cortante aplicada

K - fator de comprimento efetivo

E - módulo de elasticidade

M - momento fletor

M_x - momento fletor no eixo X

M_z - momento fletor no eixo Z

c - distância do centróide da seção transversal à fibra mais distante

ΔV - máxima queda de tensão admissível

Ω - medida de resistência elétrica

ρ - resistividade

r - raio de giração

π - constante pi

τ_{cis} - tensão cisalhante

σ - tensão equivalente pelo critério de Von Mises

σ_n - tensão normal de tração ou compressão

σ_t - tensão de tração

σ_e - tensão de esmagamento

σ_f - tensão de flexão

σ_{comp} - tensão de compressão

σ_{fc} - tensão máxima de flexão composta

σ_{fx} - tensão de flexão em torno do eixo X

σ_{fz} - tensão de flexão em torno do eixo Z

σ_{cr} - tensão crítica de flambagem

FS_{cis} - fator de segurança de cisalhamento

FS_f - fator de segurança de flexão

FS_t - fator de segurança de tração

FS_{flamb} - fator de segurança de flambagem

FS_e - fator de segurança de esmagamento

FS_{comp} - fator de segurança de compressão

FS_{fc} - fator de segurança de flexão composta

P_{cr} - carga crítica de flambagem

P_{real} - carga real aplicada

S_y - limite de escoamento do material

I_e - corrente elétrica

V_e - tensão elétrica

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO.....	16
2 OBJETIVOS.....	19
2.1 OBJETIVO GERAL.....	19
2.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS.....	19
3 REFERENCIAL TEÓRICO.....	20
3.1 AVALIAÇÃO DA SUBJETIVA VERTICAL POSTURAL (SVP).....	20
3.2 BUSCA DE PATENTES.....	25
3.3 PROJETO DE ENGENHARIA.....	28
4 MATERIAIS E MÉTODOS.....	33
4.1 ESTRUTURA PRINCIPAL DA CADEIRA.....	34
4.2 AQUISIÇÃO E FABRICAÇÃO DE COMPONENTES E MECANISMOS.....	35
4.3 VERIFICAÇÃO DE ESFORÇOS MECÂNICOS PARA APROVAÇÃO DE ESTRUTURAS E COMPONENTES ESCOLHIDOS.....	47
4.3.1 Forças de reação nos apoios e integridade mecânica da estrutura superior....	48
4.3.2 Especificação de carga e modelo do atuador linear.....	52
4.3.3 Esforço de tração nos parafusos da junta conectada ao perfil do assento.....	52
4.3.4 Esforço de cisalhamento em parafuso travante do atuador.....	55
4.3.5 Esforço de esmagamento em furo transversal de componente fabricado.....	57
4.3.6 Esforço de flexão nas abas do perfil do assento.....	58
4.3.7 Esforço de flambagem e compressão na coluna central da cadeira.....	61
4.3.8 Esforço de flexão na coluna central da cadeira.....	65
4.3.9 Tensões e deslocamentos dos apoios de segurança de inclinação.....	67
4.3.10 Verificação da estabilidade de equilíbrio da cadeira.....	67
4.4 SELEÇÃO DE COMPONENTES ELÉTRICOS DA CADEIRA.....	68
4.5 ACESSÓRIOS DE ACABAMENTO.....	70
4.6 MONTAGEM TOTAL, TESTES PRÁTICOS E ENTREGA DA CADEIRA.....	70
4.7 DESENHO DA CADEIRA COMPLETA E LISTA DE INSUMOS E CUSTOS.....	71
5 RESULTADOS.....	72
5.1 ESFORÇOS MECÂNICOS.....	72
5.1.1 Forças de reação vertical e integridade mecânica.....	72
5.1.2 Escolha dos atuadores lineares.....	76
5.1.3 Esforço de tração.....	77
5.1.4 Esforço de cisalhamento.....	78
5.1.5 Esforço de esmagamento.....	78
5.1.6 Esforço de flexão nas abas.....	79
5.1.7 Esforço de flambagem.....	80
5.1.8 Esforço de flexão na coluna.....	82
5.1.9 Apoio de inclinação máxima.....	83
5.1.10 Equilíbrio e tombamento.....	85
5.2 COMPONENTES ELÉTRICOS.....	87

5.3 ACABAMENTO.....	91
5.4 MONTAGEM COMPLETA, EXPERIMENTOS EM LABORATÓRIO, ENTREGA E UTILIZAÇÃO FINAL.....	95
5.5 VISTAS DA CADEIRA E LISTAGEM DE CUSTOS.....	99
6 DISCUSSÃO.....	105
6.1 REFERENCIAMENTO.....	105
6.2 CONSTRUÇÃO E UTILIZAÇÃO.....	105
6.3 COMPORTAMENTO MECÂNICO.....	107
6.4 LIMITAÇÕES DO ESTUDO.....	107
6.5 SUGESTÕES PARA TRABALHOS FUTUROS.....	108
7 CONCLUSÃO.....	110
REFERÊNCIAS.....	111
APÊNDICES.....	114

1 INTRODUÇÃO

Déficits no controle de postura referem-se à incapacidade ou dificuldade de uma pessoa em manter o equilíbrio e a estabilidade corporal. O controle postural de um indivíduo é uma variável bem ampla que está relacionada ao equilíbrio dinâmico (durante movimentos), equilíbrio estático (parado em pé ou sentado) e a verticalidade subjetiva, dentre outros fatores. Esses déficits podem ocorrer devido a disfunções em sistemas fundamentais para o equilíbrio, como o sistema vestibular, visual, e proprioceptivo, que trabalham juntos para fornecer informações sobre a posição do corpo no espaço. Problemas nesse controle podem surgir de lesões neurológicas, envelhecimento, doenças vestibulares ou lesões musculoesqueléticas. A falta de percepção correta da verticalidade subjetiva pode impactar significativamente a capacidade de uma pessoa manter o equilíbrio adequado, podendo o corpo alinhar-se incorretamente em relação à gravidade, o que leva a instabilidade, quedas frequentes, e dificuldade em realizar atividades cotidianas, como caminhar, permanecer em pé, ou até mesmo sentar com segurança (Bronstein, 2009; Ferreira *et al.*, 2021; Bisdorff *et al.*, 1996).

A maneira pela qual uma pessoa percebe a orientação vertical a partir de estímulos visuais é chamada de Subjetiva Vertical Visual (SVV). Em essência, é a habilidade de reconhecer qual direção é vertical em relação à gravidade, utilizando apenas a visão e o sistema vestibular, que juntos ajudam a manter a orientação espacial e o equilíbrio para determinar se os objetos estão alinhados verticalmente sem um ponto de referência visual. Alterações na SVV são comuns em indivíduos com problemas vestibulares ou neurológicos, como aqueles que sofreram um AVC ou possuem doenças vestibulares. Nessas condições, a percepção incorreta da verticalidade pode resultar em desequilíbrio ou na sensação de que o ambiente ao redor está inclinado, mesmo que ele esteja corretamente posicionado (Ferreira *et al.*, 2021; Bronstein, 2009).

A Subjetiva Vertical Háptica (SVH) refere-se à percepção da verticalidade baseada no sentido tátil e proprioceptivo, ou seja, na sensação de toque e na posição do corpo no espaço, sem o uso da visão. Este conceito é estudado principalmente em situações onde as informações visuais estão indisponíveis, e o indivíduo precisa se orientar pela sensação de contato com superfícies ou pela

posição das articulações do corpo. A SVH é crucial para o equilíbrio e a orientação espacial, especialmente em pessoas com deficiências visuais ou em ambientes onde as referências visuais são mínimas ou ausentes. Ela está associada à capacidade de discernir a posição correta do corpo ou de um objeto em relação à gravidade apenas com base em informações sensoriais somáticas (Ferreira *et al.*, 2021; Bisdorff *et al.*, 1996).

A Subjetiva Vertical Postural (SVP) é a percepção subjetiva que uma pessoa tem da verticalidade corporal do tronco, ou seja, a capacidade de identificar qual é a posição correta e alinhada do corpo em relação à gravidade. Esse conceito está relacionado principalmente ao equilíbrio e à orientação espacial, e envolve a integração de diferentes sistemas sensoriais, como os receptores da coluna vertebral e o sistema vestibular. Distúrbios nessa percepção são comuns em pacientes com lesões vestibulares ou com algum tipo de comprometimento neurológico, e podem afetar significativamente o equilíbrio e a postura. A percepção da vertical pode ser avaliada clinicamente utilizando métodos que analisam como o paciente percebe o alinhamento de seu corpo, especialmente em situações onde as pistas visuais ou táteis são limitadas, não permitindo que outros sentidos do corpo humano afetem a medição (Bisdorff *et al.*, 1996; Conceição *et al.*, 2018).

Avaliações frequentes sobre a percepção da verticalidade incluem os testes de SVV e SVP, ambos frequentemente comprometidos em pacientes com doenças neurológicas, como o AVC. A percepção prejudicada da verticalidade pode ser causada por informações sensoriais inadequadas, com destaque para o papel das informações somatossensoriais na determinação da SVP. Evidências recentes mostram que o teste de percepção da verticalidade no plano de rotação influencia significativamente o controle postural e a funcionalidade. Por isso, a avaliação sistemática da SVP é recomendada como foco de estratégias de reabilitação para melhorar o controle postural em pacientes com comprometimento neurológico (Saeys *et al.*, 2012; Baggio *et al.*, 2016).

Estudos mostram que programas de reabilitação, como exercícios de equilíbrio, coordenação e treinamento funcional, podem melhorar a estabilidade postural e a qualidade de vida de uma pessoa, sendo esses tratamentos oferecidos por centros de saúde especializados.

O Departamento Didático-Científico de Fisioterapia Aplicada (DFAP), pertencente ao complexo do Hospital de Clínicas (HC) da Universidade Federal do Triângulo Mineiro (UFTM) é uma unidade acadêmica composta por professores doutores especializados em fisioterapia que tem a responsabilidade de oferecer e lecionar as matérias e componentes curriculares necessários para a formação dos estudantes de graduação em fisioterapia, e também dos programas de pós-graduação onde são desenvolvidas diversas pesquisas em áreas afins (UFTM, 2023). Dentro do DFAP estão situados o Grupo de Neurociências Aplicada à Reabilitação e o Laboratório de Neurociências e Controle Motor que atendem pacientes de diversas enfermidades que apresentam distúrbios de equilíbrio corporal de origem neurológica. Estes atendem de 50 a 60 pacientes semanalmente, incluindo as unidades de saúde do Ambulatório e do HC da UFTM e do Centro de Reabilitação da Prefeitura de Uberaba-MG.

Nos atendimentos de pacientes com comprometimento neurológico realizados pelo DFAP da UFTM, percebe-se que muitos destes desenvolvem problemas de controle postural decorrentes de AVC (De Souza *et al.*, 2021), de Covid-19 (Fonseca *et al.*, 2023) e de demais enfermidades. Para diagnosticar e tratar estes indivíduos, os profissionais da área de fisioterapia neurológica do DFAP utilizam os exames da SVV e da SVH que demandam equipamentos mais simples e de fácil aquisição. Porém, para ter uma medida mais precisa e confiável no diagnóstico do desequilíbrio vertical de postura sentado, o exame mais indicado é o da SVP. Entretanto, o Laboratório de Neurociências e Controle Motor do DFAP não possui um equipamento capaz de realizar este exame em seus pacientes, visto que para isso necessita-se de um aparelho específico, geralmente de onerosa aquisição ou fabricação e que dificilmente é encontrado em centros de saúde de universidades públicas brasileiras. A falta da posse de um equipamento deste tipo também impede a realização de pesquisas sobre o tema, prejudicando o entendimento do comportamento da Subjetiva Vertical Postural na população e a elaboração de estratégias terapêuticas personalizadas para a reabilitação dos pacientes.

2 OBJETIVOS

2.1 OBJETIVO GERAL

Diante do observado nas referências sobre déficit de controle postural e nas necessidades do DFAP da UFTM, o presente trabalho possui o objetivo de desenvolver, construir e testar um equipamento que consiste numa cadeira inclinável, motorizada, ergonomicamente confortável, fácil de ser operada e transportada, de custo relativamente acessível e que seja capaz de realizar com segurança e confiabilidade as inclinações e velocidades necessárias para a realização do exame da SVP.

2.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS

- a. Buscar informações a respeito de equipamentos para a examinar a SVP.
- b. Selecionar estruturas, mecanismos, componentes e acessórios a serem utilizados.
- c. Calcular esforços mecânicos em estruturas e componentes do equipamento.
- d. Fazer a montagem completa da cadeira inclinável.
- e. Efetuar testes práticos em laboratórios de engenharia e de fisioterapia para comprovar o correto funcionamento do equipamento.
- f. Instruir sobre o uso da cadeira aos profissionais responsáveis pela operação do equipamento no laboratório de fisioterapia.
- g. Ilustrar e listar os principais componentes, acessórios e estruturas do equipamento para possibilitar reprodutibilidade.
- h. Registrar e detalhar os custos financeiros do projeto.

3 REFERENCIAL TEÓRICO

3.1 AVALIAÇÃO DA SUBJETIVA VERTICAL POSTURAL (SVP)

A avaliação da SVP é realizada com os participantes sentados em uma cadeira inclinável, com os olhos fechados, e eles verbalmente orientam o examinador a ajustar a cadeira conforme sua percepção de estar em posição vertical. Essa noção perceptiva da verticalidade é a que está mais correlacionada com déficits no controle postural em pacientes que possuem lesões no sistema nervoso central (Conceição *et al.*, 2018).

De acordo com a pesquisa realizada por Conceição *et al.* (2018), após analisados 16 artigos relacionados com a avaliação da SVP em pacientes com distúrbios posturais de origem neurológica, foram observados dentre outros dados, os tipos de cadeiras utilizadas, os planos de inclinação adotados, apoio para os pés e outros detalhes de construção dos equipamentos. Percebeu-se que foram empregadas diferentes características metodológicas no funcionamento da cadeira, como acionamentos manuais e motorizados, diversas variações angulares da cadeira e diferentes velocidades de inclinação.

Devido a esta falta de padronização dos equipamentos e métodos na avaliação dos distúrbios posturais de verticalidade, Ferreira *et al.* (2021) fizeram uma revisão sistemática das práticas mais utilizadas e propuseram protocolos de avaliações da SVV, SVH e SVP para auxiliar pesquisadores clínicos na mensuração destes parâmetros de verticalidade subjetiva. Para o exame da SVP foram propostos critérios que são apresentados na Tabela 1.

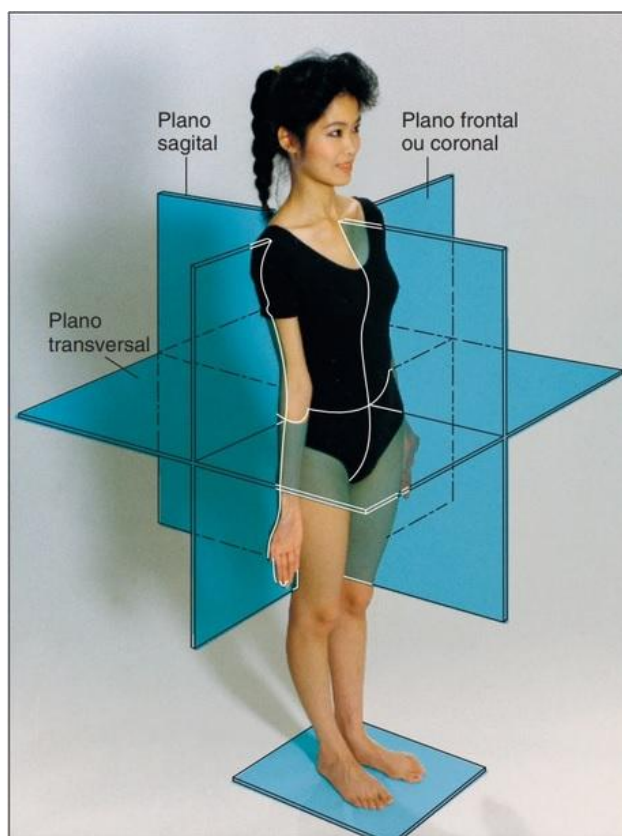
Os planos anatômicos do corpo humano são descrições imaginárias usadas para dividir o corpo em diferentes seções e são fundamentais para estudar e descrever a posição e os movimentos das estruturas do corpo. O plano sagital divide o corpo em duas metades, direita e esquerda e o sagital mediano passa exatamente pela linha média, dividindo o corpo em metades iguais. Já o plano frontal divide o corpo em partes anterior (frente) e posterior (trás), sendo um plano vertical, como uma "parede" que separa as metades anterior e posterior do corpo (Graaff, 2003). Na Figura 1 é mostrada a ilustração dos planos sagital e frontal do corpo humano, que são as instruções de orientação utilizadas no exame da SVP.

Tabela 1 - Instruções para avaliação das percepções de verticalidade na SVP.

SVP	
Dispositivo	Cadeira manual, hidráulica ou motorizada.
Posição do paciente	Sentado
Velocidade de inclinação (°/s)	1,5
Visibilidade do paciente	Com os olhos vendados
Suporte geral	Cabeça, tronco e membros fixos.
Número de repetições (intervalo)	10 (6-10)
Instruções de orientação	Planos sagital e frontal
Grau/angulação inicial (intervalo)	20 (15-45)
Análise de dados	Média

Fonte: Adaptado de Ferreira *et al.* (2021).

Figura 1 - Planos sagital e frontal do corpo humano.



Fonte: Graaff, 2003.

Observando os tipos de cadeiras empregadas nos artigos analisados por Conceição *et al.* (2018) e também nas publicações de Fukata *et al.* (2020) (Figura 2), Fukata *et al.* (2019) (Figura 3), Saeys *et al.* (2010) (Figura 4), Baggio *et al.* (2016) (Figura 5), Pérennou *et al.* (2008) (Figura 6) e Israël e Giannopoulub (2012) (Figura 7), percebe-se que os dispositivos utilizados nos exames de avaliação da SVP não obedecem a um padrão construtivo. Alguns são de uma estrutura muito simples e de operação manual, e outros bastante robustos, potencialmente de alto valor econômico e que inclinam o paciente em vários planos em até 180 graus. Todos os artigos da área da saúde analisados sobre a medição da SVP não informam detalhes sobre a construção dos equipamentos, custos financeiros e se há registro de propriedade industrial das cadeiras utilizadas.

Figura 2 - Cadeira inclinável utilizada por Fukata e colaboradores em 2020.



Fonte: Fukata *et al.*, 2020.

Figura 3 - Cadeira inclinável utilizada por Fukata e colaboradores em 2019.



Fonte: Fukata *et. al.*, 2019.

Figura 4 - Cadeira inclinável utilizada por Saeys e colaboradores em 2010.



Fonte: Saeys *et. al.*, 2010.

Figura 5 - Cadeira inclinável utilizada por Baggio e colaboradores em 2016.



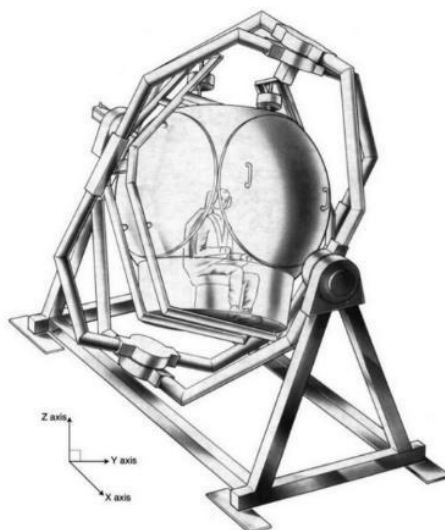
Fonte: Baggio *et al.*, 2016.

Figura 6 - Cadeira inclinável utilizada por Pérennou e colaboradores em 2008.



Fonte: Pérennou *et al.*, 2008.

Figura 7 - Cadeira inclinável utilizada por Israël e Giannopulub em 2012.



Fonte: Israël e Giannopulub, 2012.

3.2 BUSCA DE PATENTES

Para conhecer-se possíveis produtos já registrados para fazer o exame da SVP, foi realizada uma pesquisa sobre patentes de cadeiras e equipamentos em diversas bases de dados nacionais e internacionais como o Instituto Nacional de Propriedade Intelectual (INPI), a *World Intellectual Property Organization* (WIPO), a *European Patent Office* (EPO), a *United State Patent and Trademark Office* (USPTO), o *Google Patents* e o *Web Of Science*. Entretanto, não foram encontradas patentes de equipamentos com a finalidade de fazer o exame da SVP. Foram encontradas algumas patentes internacionais de cadeiras que possuem o objetivo de medir a vertigem e outros distúrbios de origem neurológica, mas que não são necessariamente utilizadas para a medição da SVP. Analisando-se os documentos das patentes encontradas, percebe-se que estas possuem limitações de informações sobre o projeto de construção, funcionamento e materiais utilizados nos equipamentos, possivelmente para tentar proteger a propriedade intelectual dos criadores.

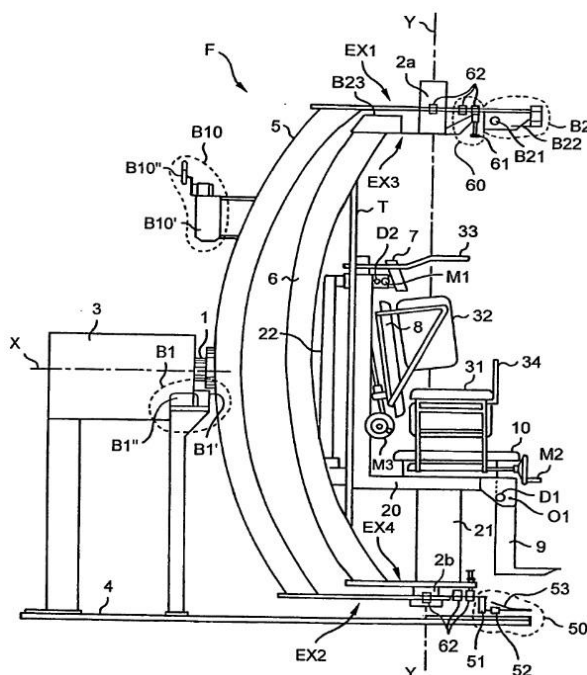
Apesar da restrição de informações nos documentos de patentes, foi possível observar na patente de Thomas (2011) que a cadeira possui uma estrutura robusta com três eixos de rotação independentes e perpendiculares entre si, contendo motores elétricos e hidráulicos, inclinando o paciente em até 180 graus em qualquer

direção, sendo desenvolvida para avaliar, em particular, a vertigem posicional, de acordo com autor. A imagem do equipamento é mostrada na Figura 8.

Na patente de Ozkul e Ozkul (2022), o foco de utilização da cadeira é no exame de diagnóstico da Vertigem Posicional Paroxística Benigna (VPPB). Para isso, o equipamento possui dispositivos de controle para fazer a inclinação em alta velocidade de manobra para estimular a vertigem e opera em até 360 graus. Também possui sensores para detectar automaticamente a tontura nos pacientes, auxiliando no diagnóstico de onde se origina a VPPB. A cadeira possui estrutura robusta, motores elétricos rotativos e apenas dois eixos de rotação, mas que quando acionados de forma combinada podem inclinar o paciente em qualquer posição desejada. A imagem do equipamento é mostrada na Figura 9.

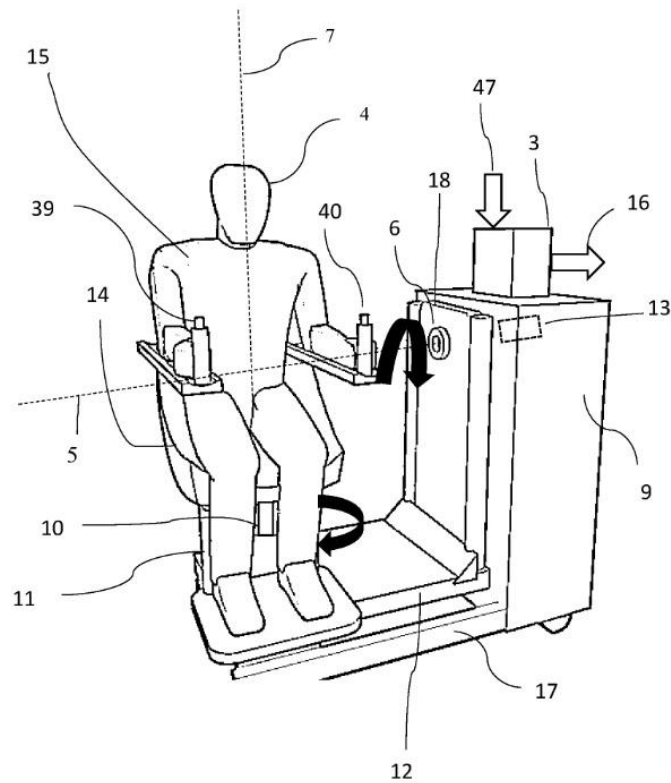
Na patente registrada em nome de Budagher e Michael (2016), notou-se que o equipamento possui três eixos rotativos de giro da cadeira compostos por quadros de movimentação acionados por motores elétricos, polias e correias, não possuindo nenhuma limitação de grau de rotação da cadeira. Possui uma estrutura robusta e também detém um sensor visual para rastrear o movimento dos olhos do paciente durante a realização do exame, com o propósito de diagnosticar e tratar o sistema vestibular humano. A imagem do equipamento é mostrada na Figura 10.

Figura 8 - Cadeira inclinável desenvolvida por Thomas.



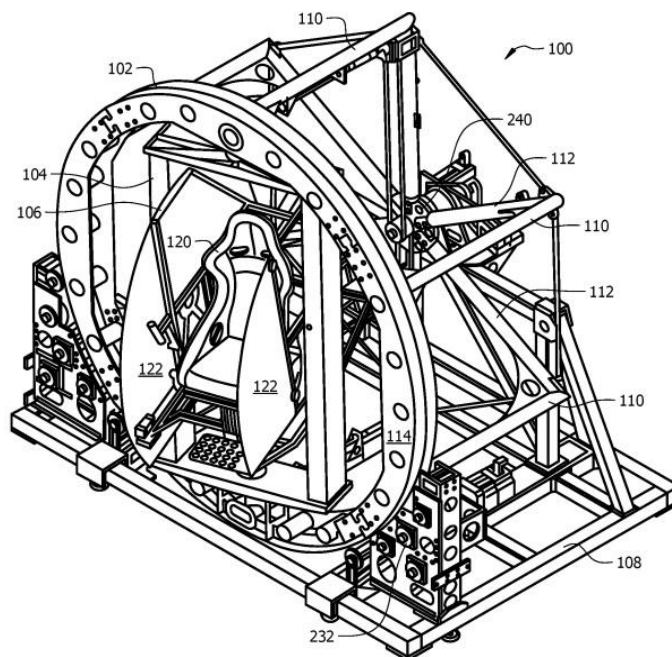
Fonte: Thomas, 2011.

Figura 9 - Cadeira inclinável desenvolvida por Ozkul e Ozkul.



Fonte: Ozkul e Ozkul, 2022.

Figura 10 - Cadeira inclinável desenvolvida por Budagher e Michael.



Fonte: Budagher e Michael, 2016.

Posteriormente às análises de todas as cadeiras médicas encontradas nos artigos científicos e nas patentes registradas, foi notada a existência de algumas lacunas na concepção de equipamentos com o objetivo de medição da SVP. A primeira delas é que para praticidade e agilidade do uso é imprescindível que a cadeira tenha um acionamento motorizado ao invés de manual. Em segundo lugar, a inclinação máxima adotada pelos profissionais de saúde na avaliação da SVP foi de 45 graus em dois planos, frontal e sagital, e que muitos equipamentos, incluindo os registrados em patentes, inclinam o paciente numa angulação além do utilizado na SVP em vários planos, podendo chegar até 360 graus. Também pode-se citar que testes e instrumentos de controle são muito importantes para garantir um movimento angular preciso na velocidade e angulação desejada. Percebeu-se que cadeiras utilizadas para a avaliação da vertigem geralmente utilizam altas velocidades de rotação, podendo ser incompatíveis com a avaliação da SVP se não houver um controle para diminuir as velocidades para valores inferiores à 1,5°/s, o que não foi informado nas patentes verificadas. Ademais, as estruturas de construção de muitas cadeiras analisadas mostraram-se bastante robustas o que pode acarretar num elevado peso do equipamento dificultando a locomoção deste para outros locais de interesse, e também podendo aumentar demasiadamente o valor econômico do dispositivo.

3.3 PROJETO DE ENGENHARIA

A concepção da construção de uma cadeira configura-se como um projeto de engenharia. De acordo com Norton (2013), projeto de engenharia pode ser conceituado como: *“O processo de aplicação das várias técnicas e princípios científicos com o intuito de definir um dispositivo, um método ou um sistema suficientemente pormenorizado para permitir sua realização”*. Já a necessidade do movimento de inclinação do assento da cadeira a torna uma máquina. A máquina pode ser definida, dentre outras formas, como *“um dispositivo que modifica a força ou o movimento”* (House, 1987). Logo, o desenvolvimento de uma cadeira inclinável configura-se como um projeto de máquina.

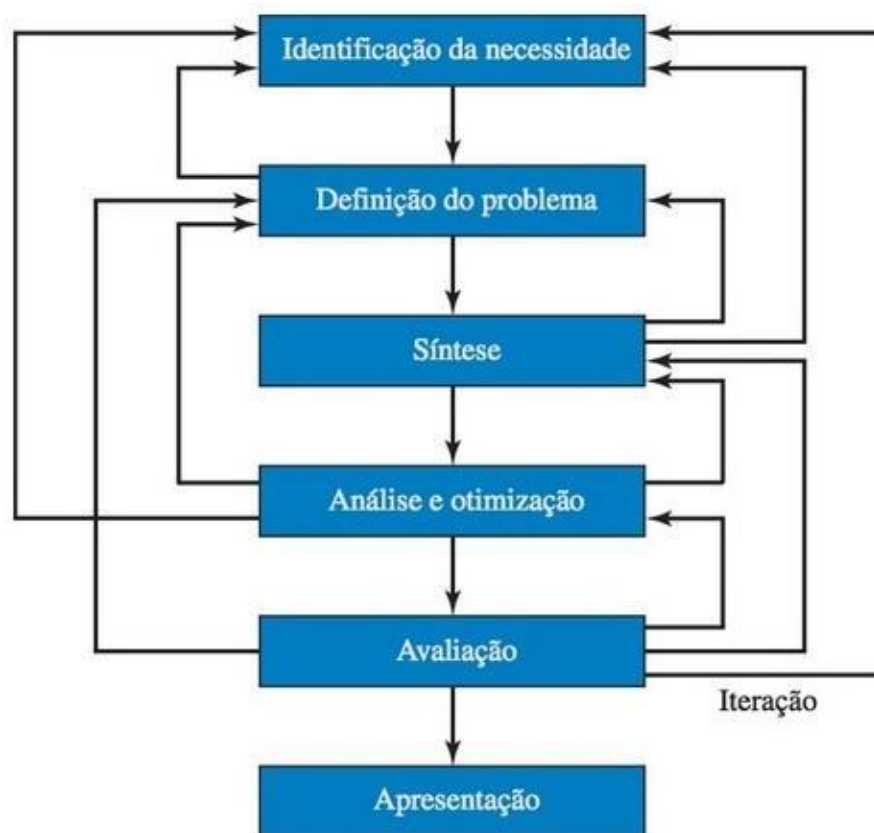
O projeto de máquinas é uma disciplina da engenharia mecânica que envolve a criação técnica e detalhada de dispositivos mecânicos. Geralmente, os objetivos

desse tipo de projeto incluem o aumento da eficiência na produção por meio da introdução de máquinas no processo, aprimoramento de equipamentos e máquinas existentes, otimização das condições de trabalho para melhorar a ergonomia, garantia da segurança dos trabalhadores, adaptação às regulamentações vigentes, bem como a busca por inovações no design e na funcionalidade das máquinas (Santos, 2022).

O desenvolvimento de um projeto mecânico é uma tarefa complexa que demanda uma variedade de habilidades. Para lidar com essa complexidade, é necessário dividir as relações amplas em várias tarefas mais simples, seguindo uma sequência que introduz e revisita conceitos importantes. Inicialmente, aborda-se a natureza do projeto em termos gerais e, em seguida, concentra-se no contexto específico da engenharia mecânica. O processo de projeto é iterativo, com várias fases interativas, e os projetistas podem contar com diversos recursos, incluindo fontes de informação e ferramentas computacionais. Além de competência técnica, os engenheiros de projeto devem cultivar uma forte ética profissional e senso de responsabilidade, atentando para padrões éticos, aspectos econômicos, segurança e responsabilidade pelo produto. A vida útil de componentes mecânicos frequentemente está relacionada a fatores como tensão e resistência. A presença constante de incertezas em projetos de engenharia é abordada por meio de fatores de projeto e segurança, tanto em abordagens determinísticas quanto estatísticas, sendo esta última direcionada à confiabilidade do projeto, requerendo dados estatísticos apropriados. Além disso, em projetos mecânicos, considerações adicionais incluem dimensões, tolerâncias, unidades de medida e cálculos precisos (Budynas e Nisbett, 2016).

De acordo com Budynas e Nisbett (2016), o ciclo completo de criação de um projeto, desde o ponto inicial até o seu término, normalmente começa com o reconhecimento de uma necessidade e a decisão de tomar medidas para resolvê-la. Após diversas rodadas de revisão e aprimoramento, o processo é encerrado com a apresentação dos planos para atender a essa demanda. Em função da complexidade da tarefa de projeto, algumas das etapas podem exigir repetições ao longo da vida útil do produto, desde o estágio inicial até o seu encerramento, como demonstrado na Figura 11.

Figura 11 - Realimentações e iterações presentes nas fases de um projeto mecânico.



Fonte: Budynas e Nisbett, 2016.

Em determinados contextos de engenharia, a resistência necessária de um componente em um sistema desempenha um papel fundamental na definição da forma e das dimensões desse componente. Nesse cenário, chamamos essa resistência de um fator de projeto significativo. Quando nos referimos à "consideração de projeto", estamos abordando qualquer característica que tenha impacto no projeto desse componente ou mesmo no sistema como um todo. Em geral, em uma situação de projeto específica, várias dessas características precisam ser identificadas e avaliadas em termos de sua importância. Muitas dessas características cruciais estão relacionadas às dimensões, ao material, ao processo de fabricação e à integração dos componentes no sistema. É relevante observar que várias dessas características podem estar interconectadas e, juntas, podem influenciar a configuração geral do sistema (Budynas e Nisbett, 2016). Uma lista com 26 considerações em projetos de engenharia é mostrada no Quadro 1.

Quadro 1 - Considerações de projeto.

1. Funcionalidade	14. Ruído
2. Resistência/tensão	15. Estilo
3. Distorção/deflexão/rigidez	16. Forma
4. Desgaste	17. Tamanho
5. Corrosão	18. Controle
6. Segurança	19. Propriedades térmicas
7. Confiabilidade	20. Superfície
8. Fabricabilidade	21. Lubrificação
9. Utilidade	22. Mercantilidade
10. Custo	23. Manutenção
11. Atrito	24. Volume
12. Peso	25. Responsabilidade pelo produto
13. Vida	26. Refabricação/recuperação de recursos

Fonte: Adaptado de Budynas e Nisbett, 2016.

No planejamento de projetos, inevitavelmente nos deparamos com incertezas e flutuações. Os níveis de carga frequentemente variam e não são conhecidos com precisão, assim como as capacidades de resistência, que podem oscilar e não serem completamente conhecidas em determinados cenários de falha ou condições de tensão específicas. Além disso, os modelos de cálculo muitas vezes incorporam suposições que podem introduzir erros na estimativa do tamanho necessário, e outras fontes de incerteza podem surgir devido a variações na qualidade da fabricação, condições de operação, métodos de inspeção e práticas de manutenção. Para garantir que o funcionamento seja seguro e confiável, mesmo diante dessas flutuações e incertezas, é comum adotar um Fator de Segurança (FS) no projeto. Esse fator de segurança é selecionado para garantir que a capacidade mínima de resistência seja sempre significativamente superior à máxima tensão ou carga prevista em todas as condições de operação previsíveis (Collins, Busby e Staab, 2019).

Quando não há uma norma específica de projeto que defina o FS para casos particulares, a decisão sobre o coeficiente de segurança torna-se uma escolha técnica. Uma abordagem sensata é identificar as maiores cargas previstas em

operação e as menores resistências esperadas dos materiais, utilizando essas informações para definir os coeficientes de segurança. Algumas diretrizes para escolher um coeficiente de segurança em projetos de máquinas podem ser baseadas na qualidade e na disponibilidade de dados confiáveis sobre as propriedades dos materiais, nas condições ambientais previstas em comparação com aquelas em que os testes dos materiais foram realizados, além da precisão dos modelos de carga e tensão desenvolvidos para as análises (Norton, 2013).

A Figura 12 traz informações de Norton (2013), apresentando uma série de fatores para materiais dúcteis que podem ser selecionados em cada uma das três categorias listadas, com base no conhecimento ou julgamento do projetista quanto à qualidade das informações disponíveis. O coeficiente de segurança global mínimo deve ser o maior entre os três fatores escolhidos e quando se trata de materiais frágeis o valor final encontrado deve ser multiplicado por dois. Devido às incertezas envolvidas, o Fator de Segurança normalmente não deve ser especificado com uma precisão superior a uma casa decimal.

Figura 12 - Fatores de Segurança sugeridos por Norton.

Fatores utilizados para determinar um coeficiente de segurança para materiais dúcteis		
Informações	Qualidade das informações	Fator
Dados das propriedades dos materiais disponíveis a partir de testes		F1
	O material realmente utilizado foi testado	1,3
	Dados representativos de testes do material estão disponíveis	2
	Dados razoavelmente representativos de testes do material estão disponíveis	3
	Dados insuficientemente representativos de testes do material estão disponíveis	5+
Condições ambientais nos quais será utilizado		F2
	São idênticas às condições dos testes de materiais	1,3
	Essencialmente igual ao ambiente de um laboratório comum	2
	Ambiente moderadamente desafiador	3
	Ambiente extremamente desafiador	5+
Modelos analíticos para forças e tensões		F3
	Os modelos foram testados em experimentos	1,3
	Os modelos representam precisamente o sistema	2
	Os modelos representam aproximadamente o sistema	3
	Os modelos são aproximações grosseiras	5+

Fonte: Norton, 2013.

4 MATERIAIS E MÉTODOS

Visando atender as necessidades das pesquisas de fisioterapia da UFTM e as recomendações de Ferreira *et al.* (2021), os pesquisadores do DFAP estabeleceram os seguintes requisitos para a cadeira inclinável que foi desenvolvida:

- Inclinação máxima do assento em $30 \pm 1^\circ$ para os 4 sentidos dos planos sagital e frontal, sendo eles para a direita, para a esquerda, para frente e para trás;
- Baixa velocidade de inclinação, inferior a $1,5^\circ/\text{s}$;
- Apoio para os pés do paciente que seja removível em caso de necessidade;
- Suportar a massa de pacientes de até 100 quilogramas (kg);
- Instalação de cinto de segurança para fixar o paciente na cadeira;
- Controle remoto fácil de ser operado.

A primeira parte do desenvolvimento da cadeira foi a elaboração de uma listagem de definições a se fazer sobre os materiais, estruturas, componentes e demais detalhes para a construção da cadeira inclinável, considerando questões de geometria, resistência, aplicabilidade, fabricabilidade, disposição comercial, sustentabilidade, massa (peso) e também disponibilidade financeira limitada para custear o projeto. Posto isto, foram definidos os seguintes pontos:

- Materiais e geometrias da estrutura base, assento e encosto da cadeira;
- Mecanismos de articulação para permitir os movimentos de inclinação;
- Motor/atuador de inclinação;
- Acomodação e fixação do paciente na cadeira;
- Dispositivos de segurança;
- Componentes elétricos de alimentação e de comando do equipamento;
- Acessórios de acabamento.

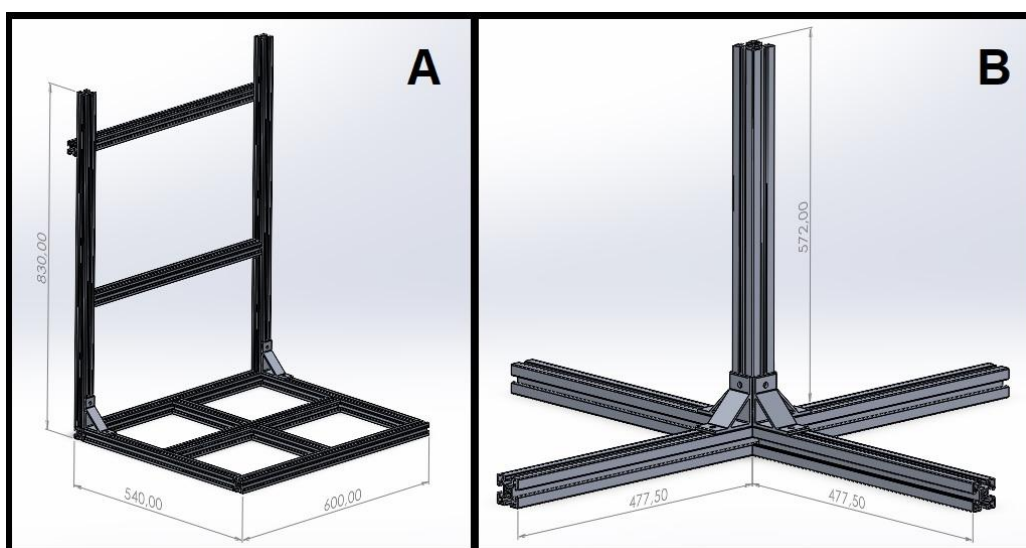
As estruturas, mecanismos e componentes foram primeiramente selecionados comercialmente ou desenvolvidos, em seguida foram realizadas as análises de esforços mecânicos e posteriormente foram feitas as fabricações e montagens das partes e também da cadeira de forma completa.

4.1 ESTRUTURA PRINCIPAL DA CADEIRA

O perfil de alumínio destaca-se pela sua versatilidade e eficiência em diversas aplicações devido à sua flexibilidade, resistência, leveza, excelente condução térmica e sustentabilidade ambiental. Esse material é facilmente acoplável a outras peças e componentes, o que facilita a montagem e fabricação, além de oferecer um acabamento estético moderno e duradouro, sendo valorizado por sua resistência e praticidade, promovendo montagens rápidas e eficientes (Coopermetal, 2023).

Considerando as questões inicialmente propostas na metodologia, o perfil estrutural de alumínio foi o material selecionado para estruturar a cadeira inclinável. Após pesquisa realizada em fabricantes de perfis estruturais de alumínio, foram escolhidos os produtos do fabricante FORSETI® com dimensões transversais de 30x30 mm para a parte superior composta pelo assento e encosto (Figura 13-A), 45x45 mm para idealizar a parte inferior da cadeira composta pelos 4 pés e coluna central (Figura 13-B). Tais perfis são acoplados uns aos outros de forma perpendicular através um sistema pino/bucha/parafuso de aço inox, possuem cantoneiras L 90° de reforço vendidos pelo próprio fabricante, sendo estes e também os perfis fabricados em alumínio 6063-T5 com as seguintes características mecânicas: módulo de elasticidade 69 GPa, limite de escoamento 145 MPa; e massa específica de $2,7 \times 10^3 \text{ kg/m}^3$.

Figura 13 - Estruturas da cadeira. A - Parte superior. B - Parte inferior.

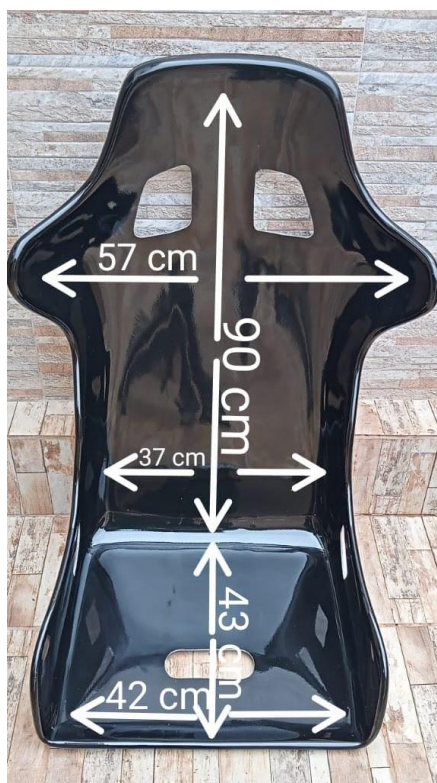


Fonte: Elaborado pelo Autor, 2024.

4.2 AQUISIÇÃO E FABRICAÇÃO DE COMPONENTES E MECANISMOS

Para acomodar o paciente de forma sentada com conforto e segurança na parte do assento e encosto da cadeira, foi escolhido o banco tipo concha (Figura 14) fabricado em fibra de vidro, modelo AF001 do fabricante ANGEL FIBRAS®, comumente utilizado em veículos automotores de competição Baja, que possui furações para permitir a instalação de cintos de segurança. A acomodação e fixação do banco de fibra à estrutura foi feita através de seis parafusos e porcas M8x1,25, sendo quatro no assento e dois no encosto.

Figura 14 - Banco de fibra de vidro modelo AF001.



Fonte: Angel Fibras, 2020.

Após a definição dos perfis da base, assento, encosto e banco de fibra, foi necessário pensar em um mecanismo articulado que fizesse a junção entre a parte inferior e superior da cadeira e que permitisse a angulação do assento em pelo menos 30° nos 4 sentidos dos planos sagital e frontal.

Juntas universais são projetadas para permitir a flexibilidade e o movimento angular entre os eixos conectados, suportando cargas de torção, forças variáveis e várias formas de esforços mecânicos, incluindo:

- Torque de Transmissão: Capazes de transmitir torque entre eixos que não estão perfeitamente alinhados.
- Carga Axial: Suportam forças que atuam ao longo do eixo da junta.
- Carga Radial: Resistência a forças que atuam perpendicularmente ao eixo da junta.

A junta universal articulada HJU813 (Figura 15) fabricada de aço carbono AISI 1045 de alta resistência, adequado para aplicações automotivas, comerciais e industriais foi o mecanismo escolhido para fazer a junção devido à sua geometria, sistema de fixação por 4 parafusos em cada extremidade e angulações atingidas.

Figura 15 - Junta de articulação universal HJU813.

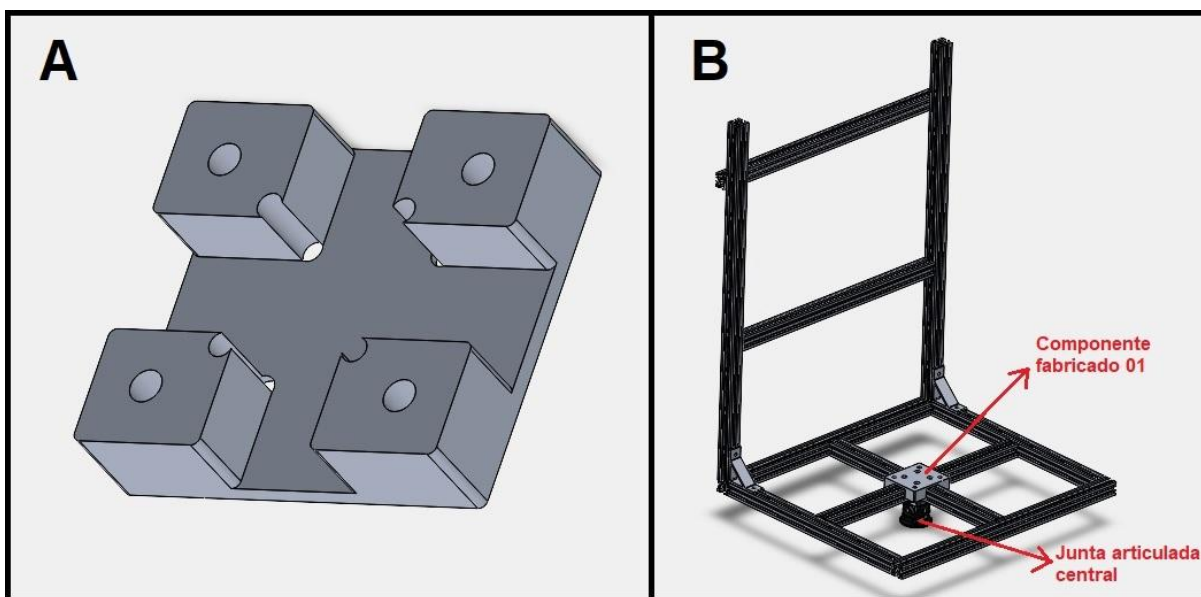


Fonte: Elaborado pelo Autor, 2024.

Para fixar a estrutura do assento de perfis de alumínio na junta universal foi necessário a elaboração de uma peça que fizesse esta função. Havendo também a necessidade de fixar o banco de fibra na parte do assento, foi desenvolvida uma peça que atendesse todas essas necessidades (chamada de componente fabricado 01), possuindo material alumínio 6063-T5, com 100 mm de comprimento, 90 mm de largura e 25 mm de espessura, 4 furos centrais com diâmetro de 6 mm para a

passagem de parafusos de fixação da junta universal e 4 furos próximos às extremidades com diâmetro de 8 mm para os parafusos de fixação da base inferior do banco. Os detalhes do componente 01 e da montagem são mostrados na Figura 16 e o desenho técnico encontra-se no Apêndice A deste trabalho.

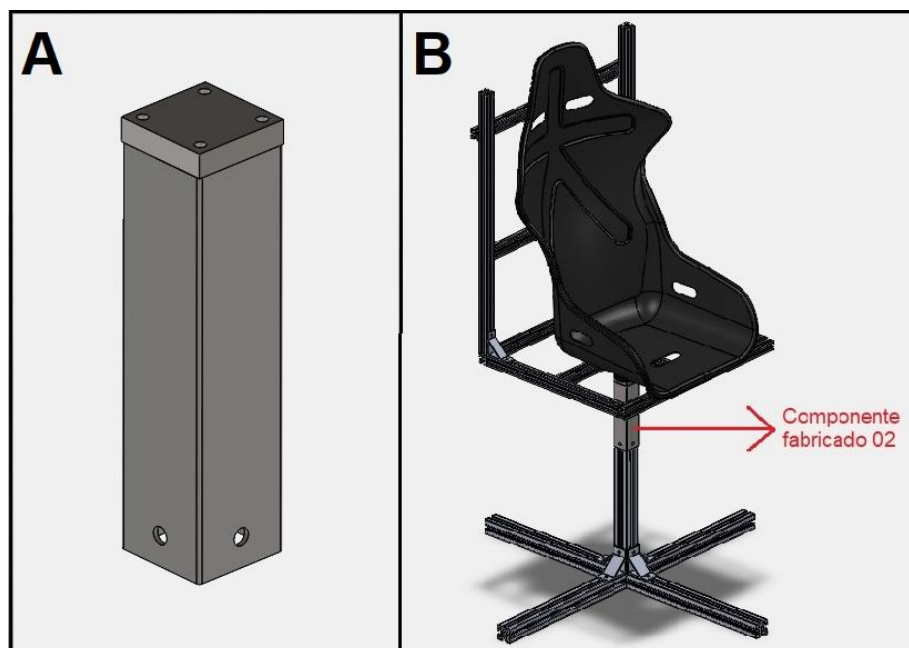
Figura 16 - Componente fabricado 01. A - Vista isométrica. B - Montagem.



Fonte: Elaborado pelo Autor, 2024.

Para conectar a junta articulada à coluna central da cadeira, foi necessário desenvolver uma peça em aço carbono AISI 1020 (componente fabricado 02). A parte inferior da peça encaixa-se com interferência ao perfil 45x45 mm da coluna e é travada por 3 parafusos M8X1,25 e porcas T. A parte superior possui uma chapa quadrada de 50x50 mm com 12 mm de espessura e 4 furos passantes roscados M6x1,00 para o travamento dos parafusos de fixação da junta. Foram utilizados 4 parafusos de aço inox AISI 304, classe A2 70, cabeça cilíndrica allen. Os detalhes do componente 02 e da montagem são mostrados na Figura 17 e o desenho técnico encontra-se no Apêndice B deste trabalho.

Figura 17 - Componente fabricado 02. A - Vista isométrica. B - Montagem.



Fonte: Elaborado pelo Autor, 2024.

Como o tipo de motor/mecanismo acionador das inclinações da cadeira, foi escolhido o atuador elétrico linear comercial. Este tipo de atuador apresenta algumas vantagens como:

- Não necessita de equipamentos complementares como bombas ou compressores;
- Baixo peso;
- Baixo consumo energético;
- Boa confiabilidade e precisão de movimentos com baixa velocidade;
- Possui um curso de haste relativamente grande dependendo do modelo;
- Baixo custo financeiro.

Posteriormente, foi estudada a quantidade ideal de atuadores, dimensões, tamanho do curso de haste, capacidade de carga e seus devidos posicionamentos na cadeira. Para permitir a inclinação do assento nos planos frontal e sagital, a quantidade mínima de atuadores lineares são dois, sendo um para atuar em cada plano. A região de trabalho deles ficou sobre os pés da base da cadeira com a haste posicionada para atuar em direção ao assento. A definição da distância de cada atuador em relação ao centro de rotação do assento, que é a junta articulada central,

depende do curso máximo da haste do atuador, da angulação total atingida pelo assento, da força exigida no atuador e da fixação adequada de suas extremidades nas estruturas da cadeira.

Para a determinação da quantidade de atuadores a ser utilizada foi considerado que com quatro dispositivos (dois para cada plano) necessitaria de uma carga menor por cada atuador, porém existem as seguintes desvantagens:

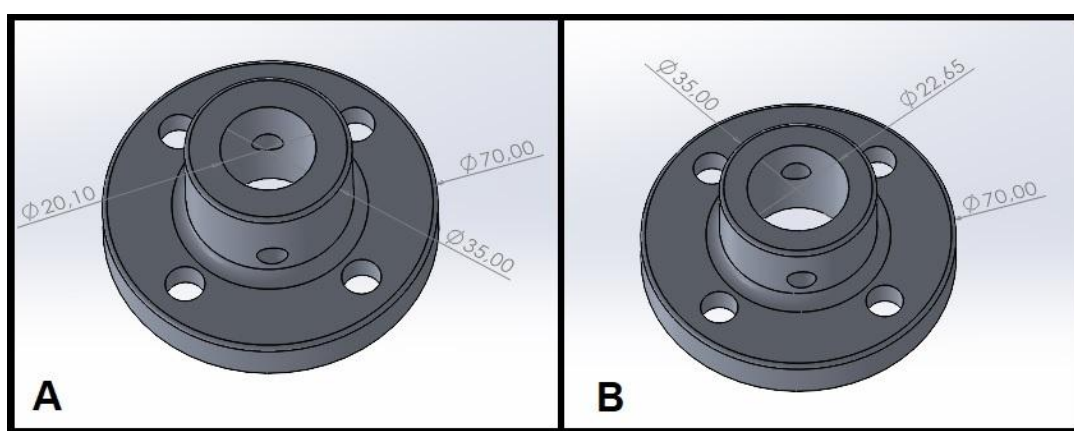
- Na inclinação do assento em determinado plano exige-se uma atuação combinada e extremamente precisa entre dois atuadores (um avançando e outro retrocedendo) para que não haja o travamento dos mecanismos, demandando um sistema de controle sofisticado;
- Um atuador na parte dianteira da cadeira pode criar um obstáculo para a passagem dos pés do paciente na inclinação do assento para frente;
- Maior custo financeiro.

Em vista dos pontos abordados optou-se por trabalhar com dois atuadores lineares elétricos para toda a cadeira. Para fixar a extremidade inferior (base) e superior (haste) dos atuadores nos perfis estruturais de alumínio, necessitou-se de um mecanismo que se articulasse em duas direções para acompanhar os movimentos de angulação do perfil do assento e de leve inclinação do próprio atuador. Para essa finalidade foi utilizado a junta do mesmo modelo da articulação central do assento. Em seguida, para fixar as extremidades dos atuadores nas juntas articuladas foram desenvolvidas duas peças adaptadoras (Figura 18) em alumínio 6063-T5 (componentes fabricados 03 e 04) que são fixadas em cada extremidade do atuador através da passagem de um parafuso com diâmetro de 6 mm de aço inox AISI 304 de classe A2 70 de cabeça cilíndrica allen e porca autotravante, e acoplada na junta por 4 parafusos M6X1,00 de aço inox classe A2 70 de cabeça cilíndrica allen e porcas autotravantes. Já as juntas são fixadas nos canais dos perfis de alumínio através de porcas tipo T e dois parafusos M8x1,25 A2 70 na base e dois parafusos M6X1,00 A2 70 no assento. A imagem da montagem completa é mostrada na Figura 19 e os desenhos técnicos dos componentes fabricados 03 e 04 encontram-se nos Apêndices C e D respectivamente.

Considerando o uso de um atuador comercial para cada plano de inclinação, a altura da coluna e as dimensões da estrutura do assento, determinou-se que o

curso de deslocamento ideal total da haste foi de 250 mm (125 mm avançando e 125 mm retrocedendo). As distâncias foram de 258,8 mm (A) do atuador lateral para a junta central e de 255,8 mm (B) para o atuador traseiro, conforme representado na Figura 20, para conseguir-se atingir a inclinação do assento em pelo menos 30° para cada direção nos limites dos cursos dos atuadores. Na Figura 21 é mostrada a representação da inclinação de 30° do assento para frente.

Figura 18 - Componentes fabricados para o atuador. A - Componente fabricado 03.
B - Componente fabricado 04.



Fonte: Elaborado pelo Autor, 2024.

Figura 19 - Montagem do atuador, juntas e componentes fabricados 03 e 04 nos perfis da estrutura.



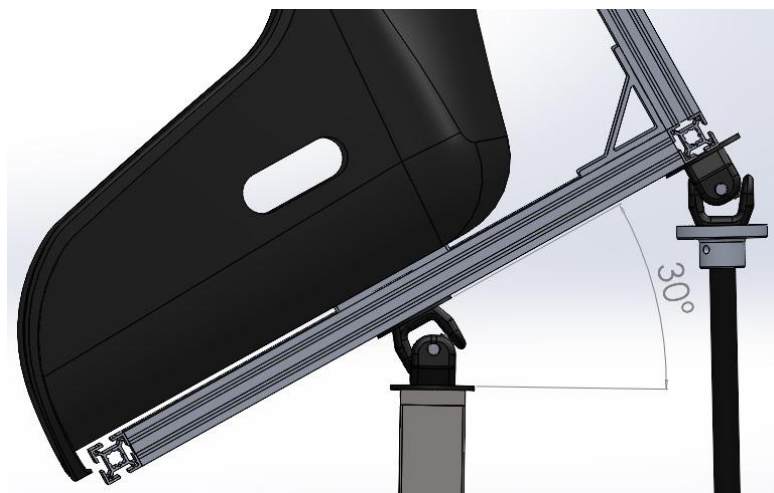
Fonte: Elaborado pelo Autor, 2024.

Figura 20 - Montagem e distâncias dos atuadores lineares.



Fonte: Elaborado pelo Autor, 2024.

Figura 21 - Exemplo de inclinação de 30° do assento para frente.



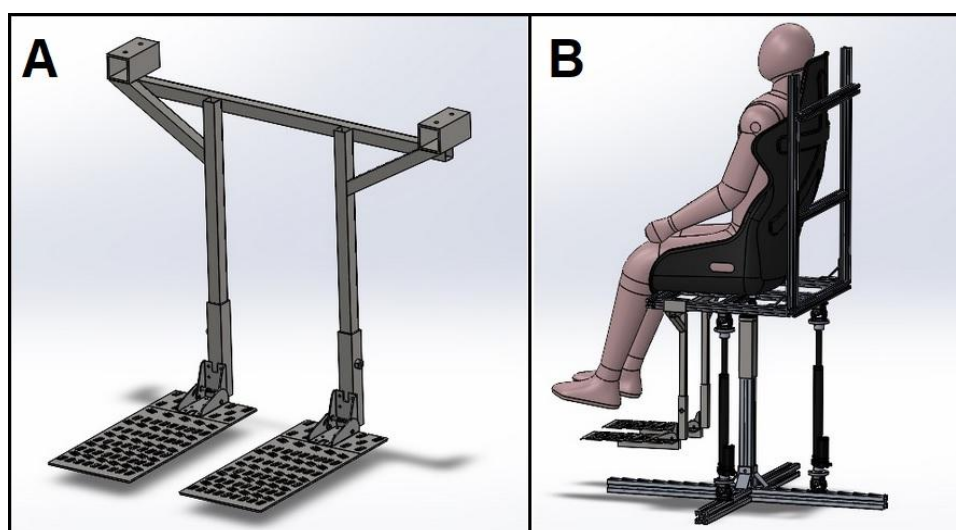
Fonte: Elaborado pelo Autor, 2024.

Em seguida, como um dos requisitos estabelecidos da cadeira, foi desenvolvido um suporte de apoio para os pés do paciente sentado, que fosse removível da cadeira em caso de não utilizá-lo (componente fabricado 05). Sendo este componente projetado apenas para suportar os pés de uma pessoa sentada, entende-se que este não sofre esforços consideráveis e que sua hipotética falha não

acarreta risco ao paciente e ao equipamento. O mecanismo foi projetado para conter duas plataformas de aço carbono simples (baixa porcentagem de carbono) com ranhuras em xadrez, dimensões de 335x150 mm, chapa #12 (2,65 mm de espessura) conectadas por dobradiças 90° de aço com trava a dois tubos deslizantes verticalmente. Para regular a altura desejada das plataformas aos pés do paciente faz-se o aperto de um parafuso M8 com manípulo de plástico instalado lateralmente. Foram empregados tubos quadrados de aço carbono 40x40 mm chapa #11 (3 mm de espessura) para a seção acoplada nos perfis do assento da cadeira, de 20x20 mm chapa #19 (1,06 mm de espessura) para a estrutura principal do suporte, de 25x25 mm chapa #18 (1,25 mm de espessura) para os tubos deslizantes e de 30x20 mm chapa #18 para as vigas de apoio nas bases das plataformas.

Quanto à disposição e montagem do suporte de apoio para os pés foram observados os seguintes pontos importantes: o mecanismo é preso nos perfis laterais do assento e preso na estrutura através de quatro parafusos M6x1,00 e porcas T; a distância entre as duas plataformas foi de 90 mm para que as mesmas não colidam com o pé frontal da cadeira no movimento de inclinação para frente; no caso de optar-se por não utilizar o apoio, as plataformas podem ser dobradas e travadas para dentro da cadeira através das dobradiças 90° ou então os dois conjuntos podem ser retirados completamente do suporte. As imagens do componente 05 e da montagem são mostradas na Figura 22 e o desenho técnico encontra-se no Apêndice E deste trabalho.

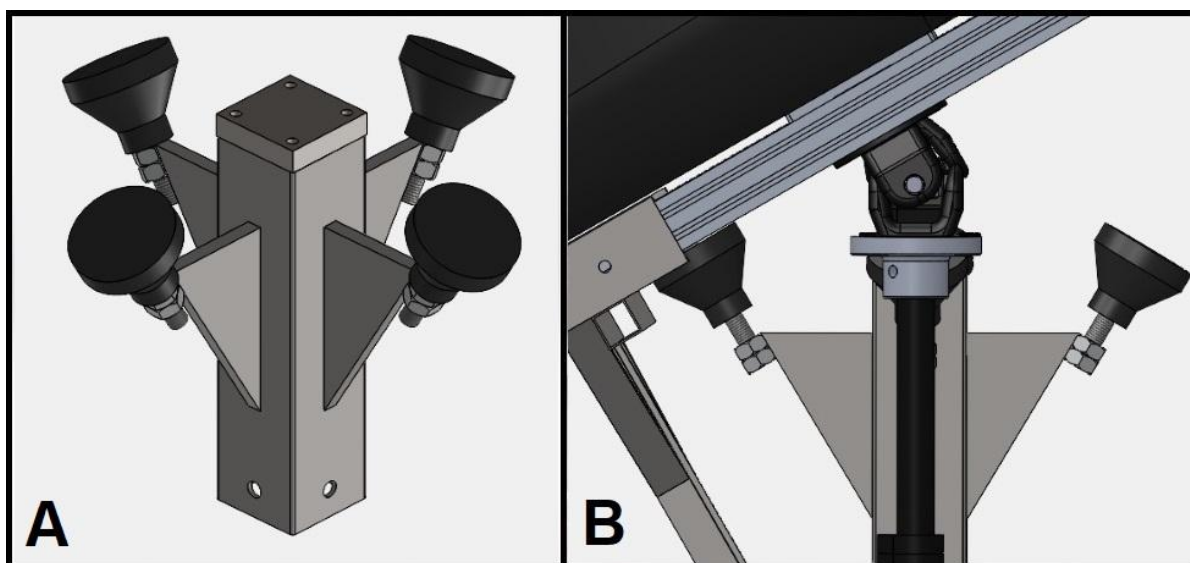
Figura 22 - Componente fabricado 05. A - Vista isométrica. B - Montagem.



Fonte: Elaborado pelo Autor, 2024.

Visando trazer maior segurança durante as inclinações da cadeira, foram desenvolvidos quatro apoios de segurança (componente fabricado 06) para evitar que o assento ultrapasse a angulação máxima nos quatro sentidos em caso de falha dos atuadores. Cada mecanismo é composto por uma chapa de aço carbono AISI 1020 em formato de triângulo retângulo medindo 100x60x116,62 mm e espessura 5/16" (7,94 mm) soldada ao componente fabricado 02, contendo na extremidade superior da hipotenusa duas porcas sextavadas M10 soldadas e um coxim de borracha de diâmetro 54 mm e parafuso M10x1,5 com 50 mm de comprimento, sendo utilizado o processo de soldagem MIG em todas as soldas. Cada coxim possui limite de carga de 100 kg segundo o fabricante. Ele é rosqueado de cima para baixo nas porcas soldadas e posicionado em uma altura que a base do coxim fique imediatamente abaixo do perfil inclinado do assento. A imagem do dispositivo e sua atuação na cadeira são mostrados na Figura 23 e o desenho técnico encontra-se no Apêndice F deste trabalho.

Figura 23 - A - Apoios de segurança. B - Atuação na inclinação para frente.

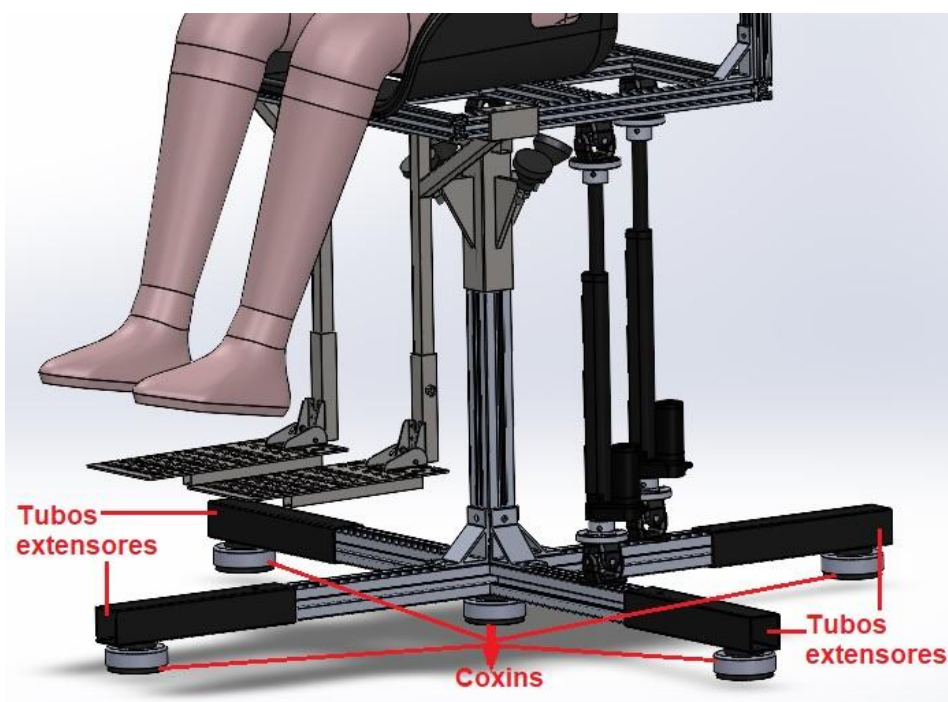


Fonte: Elaborado pelo Autor, 2024.

Com o objetivo de permitir a possibilidade de regulação de altura de cada ponto de apoio da cadeira ao solo para a mesma poder ser instalada em pisos desnivelados e ao mesmo tempo aumentar a base de apoio do equipamento ao chão prevenindo-se o tombamento da cadeira, foram desenvolvidos quatro tubos quadrados extensores (componente fabricado 07) e adquiridos cinco pés

niveladores. Os tubos quadrados são de aço carbono simples medindo 50x50 mm chapa #14 (2 mm) com 300 mm de comprimento. Cada tubo é encaixado 150 mm para dentro de cada perfil 45x45 mm dos pés da cadeira e travado com um parafuso M8X1,25 uma porca T. Abaixo de cada um dos tubos extensores, à 50 mm da extremidade, foi planejado o uso de um coxim com regulagem de altura, tendo diâmetro de base de 85 mm, parafuso e porca 3/8" rosca UNC-16 e capacidade de carga de 1500 kg. Na interseção dos perfis dos quatro pés da cadeira também foi inserido um coxim do mesmo tipo para evitar o flexionamento destes perfis devido ao peso vindo da coluna central. Os detalhes da montagem são mostrados na Figura 24 e o desenho técnico do componente 07 encontra-se no Apêndice G deste trabalho.

Figura 24 - Montagem dos tubos extensores e coxins niveladores.

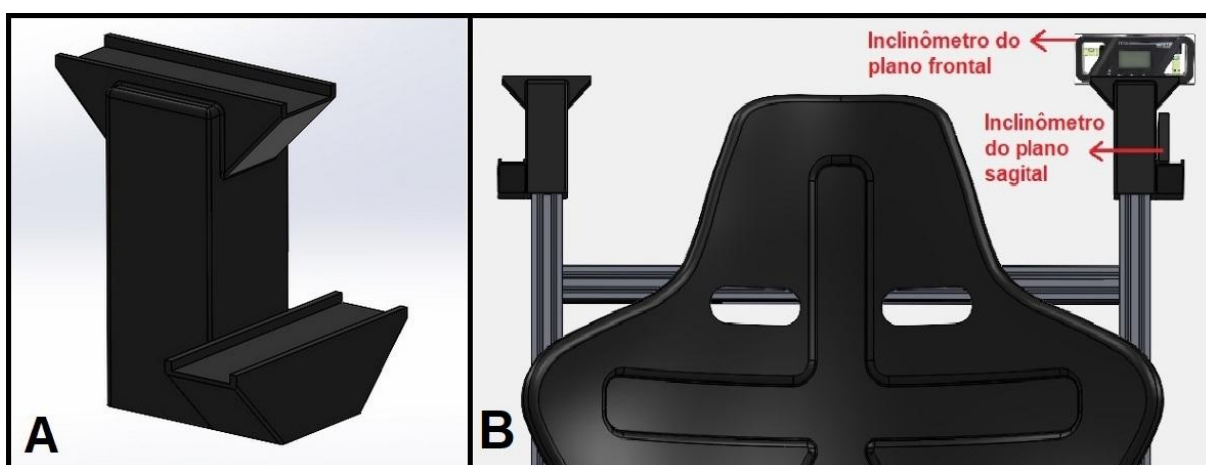


Fonte: Elaborado pelo Autor, 2024.

Para fazer a medição dos ângulos atingidos pela inclinação do assento e encosto da cadeira foram adquiridos dois inclinômetros digitais modelo HW300, com range de 4x90°, resolução 0,05°, precisão de $\pm 0,2^\circ$ e ímãs de neodímio para fixação em superfícies metálicas. Para instalar os inclinômetros de forma paralela aos planos sagital e frontal do paciente foi desenvolvida em material plástico ABS dois

suportes (componente fabricado 08), contendo pequenas chapas de aço carbono simples na superfície de apoio dos inclinômetros, que são encaixados nas extremidades superiores dos perfis verticais do encosto da cadeira. A atração magnética entre os inclinômetros e as chapas de aço evitam que os mesmos caiam nos instantes de inclinação da cadeira. Os detalhes do componente e da instalação dos suportes e inclinômetros são mostrados na Figura 25 e o desenho técnico do componente 08 encontra-se no Apêndice H deste trabalho.

Figura 25 - A - Componente . B - Montagem dos suportes e inclinômetros digitais.



Fonte: Elaborado pelo Autor, 2024.

Conforme requisito essencial para a segurança do paciente e a correta avaliação da SVP, foi desenvolvido um sistema de dois pares de cintos de segurança transpassados na diagonal do tórax da pessoa para prendê-la ao assento (componente fabricado 09). Foram utilizados cintos de segurança utilizados em carros de competição onde os mesmos foram adaptados com faixas de velcro de 10 cm de largura costurados em uma das superfícies do cinto e argolas de costura para vestir nos perfis estruturais 30x30 mm do assento e encosto da cadeira, ficando quatro faixas de cinto com comprimento total de 80 cm cada. Os detalhes dos cintos são mostrados na Figura 26.

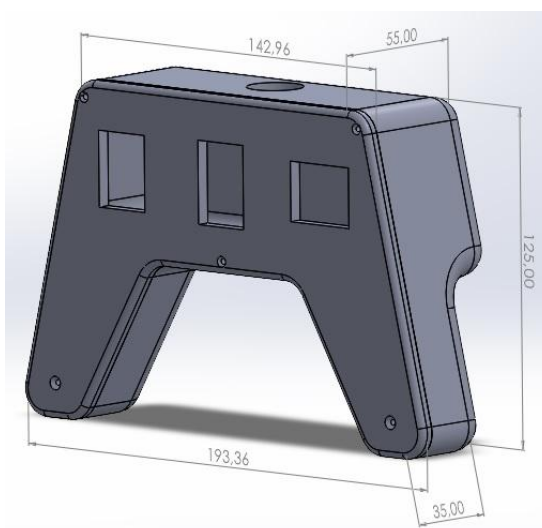
Figura 26 - Cintos de segurança. A - Montagem. B - Utilização.



Fonte: Elaborado pelo Autor, 2024.

Para operar o funcionamento da cadeira foi desenvolvido um controle remoto com fio (componente fabricado 10) contendo botões para comandar cada um dos atuadores de forma individual e um botão central liga/desliga geral do equipamento. O controle foi dimensionado para ser ergonômico e confortável para as mãos e ser de material plástico ABS impresso por impressora 3D. Os detalhes do componente são mostrados na Figura 27 e o desenho técnico do componente 10 encontra-se no Apêndice I deste trabalho.

Figura 27 - Desenho 3D do controle remoto com dimensões em milímetros.



Fonte: Elaborado pelo Autor, 2024.

4.3 VERIFICAÇÃO DE ESFORÇOS MECÂNICOS PARA APROVAÇÃO DE ESTRUTURAS E COMPONENTES ESCOLHIDOS

Com a escolha das estruturas e componentes, o passo seguinte foi a verificação das forças de reação vertical nos três pontos de apoio da parte superior da cadeira, sendo estes as três juntas articuladas instaladas nos topos da coluna central e atuadores. Conhecendo-se as forças atuantes foi possível especificar a capacidade de carga dos atuadores lineares para a cadeira e checar os esforços mecânicos aos quais os componentes e estruturas estão submetidos.

A análise estática é geralmente usada em situações onde as forças ou momentos aplicados ao componente ou sistema são constantes ou variam lentamente ao longo do tempo. Em muitos casos de projeto de máquinas, a análise estática é adequada e suficiente para determinar as tensões e deformações em estruturas e componentes que estão sujeitos a mudanças lentas de carga. Neste caso, considera-se a condição mais crítica que contém o maior esforço no elemento para realizar-se a análise (Norton, 2013).

O Método dos Elementos Finitos (MEF) é uma técnica amplamente utilizada na engenharia para realizar análises estáticas de esforços mecânicos em estruturas e componentes. Este método é particularmente eficaz para resolver problemas complexos de engenharia, onde as soluções analíticas são impraticáveis ou impossíveis devido à geometria complicada, condições de contorno variáveis, ou materiais não homogêneos. A precisão no contexto do MEF se refere à proximidade dos resultados obtidos com o valor exato ou verdadeiro das tensões, deformações e deslocamentos da estrutura. Como o MEF é um método numérico que aproxima a solução de um problema, a precisão depende de vários fatores, como a qualidade da malha, as propriedades do material, e as condições de contorno aplicadas. A precisão pode ser melhorada refinando a malha, ou seja, aumentando o número de elementos finitos. Elementos menores geralmente proporcionam uma aproximação mais precisa, especialmente em regiões onde ocorrem grandes gradientes de tensões ou deformações (Budynas e Nisbett, 2016).

Considerando a cadeira como uma estrutura estática, o assentamento suave do paciente no banco, o lento movimento de inclinação esperado da cadeira e a ausência de vibrações no equipamento, foram realizadas análises estáticas para

verificação de esforços mecânicos nas estruturas e componentes escolhidos. Para otimização do estudo foram selecionados os elementos mais críticos da cadeira para serem analisados. De acordo com a complexidade de geometrias e condições de contorno das partes analisadas, foram utilizadas dentre soluções analíticas e de MEF para encontrar os resultados dos esforços.

Em buscas realizadas em bases de dados *on-line* não foram encontradas normas técnicas e respectivos fatores de segurança para a construção de cadeiras inclináveis com a finalidade da realização do exame da SVP ou similares, possivelmente pelo fato deste equipamento ser uma demanda específica. Desse modo, a metodologia e valores de coeficientes de segurança sugeridos por Norton (2013) foram adotados neste trabalho.

4.3.1 Forças de reação nos apoios e integridade mecânica da estrutura superior

Para verificar as forças de reação vertical no eixo Y nas bases dos apoios do assento foi utilizado o MEF através do *software* SolidWorks Simulation®. As geometrias empregadas foram: a montagem do assento e encosto de alumínio; o banco de fibra; o componente fabricado 01; o componente fabricado 05 (exceto as dobradiças e plataformas devido ao limite de geração da malha); as três juntas articuladas (central, lateral e traseira); e um boneco simulando um humano na posição sentado com as mãos sobre as coxas, massa de 100 kg e altura aproximada de 1,83 m. As condições de contorno foram a interação global de todos os elementos, o engastamento fixo das bases inferiores das três juntas articuladas e a aplicação da força da gravidade no eixo Y em direção ao solo no Centro de Massa (CM) global da montagem (representado pelo círculo preto e branco). O Quadro 2 mostra os materiais, a massa em kg e o peso em Newton (N) (considerando 9,81 m/s² de gravidade) retirados do *software* de desenho para cada elemento da montagem e as Figuras de 28 a 32 mostram as cinco posições de cadeira analisadas: zero grau, inclinado 30° para frente, inclinado 30° para trás, inclinado 30° para esquerda e inclinado 30° para direita.

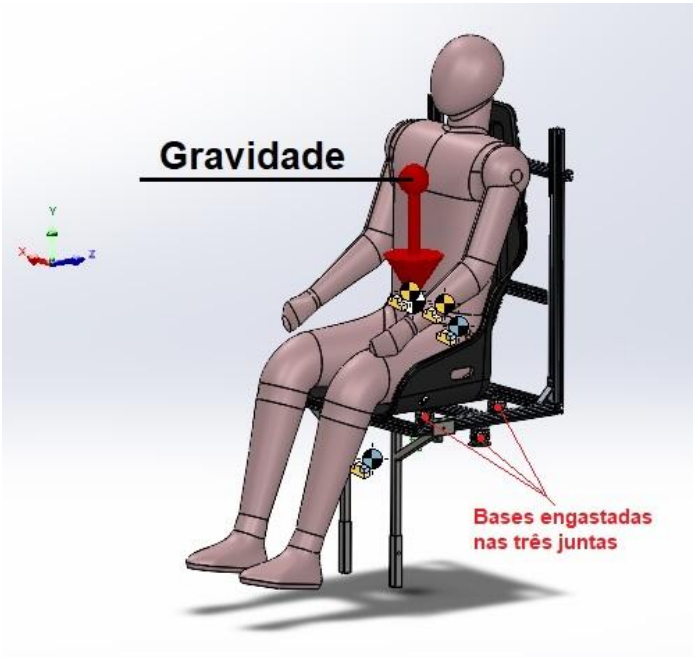
Juntamente com os resultados obtidos na análise das forças de reação no *software*, foi averiguada a integridade da parte superior da cadeira, para verificar a possível existência de concentrações de tensão e deslocamentos excessivos.

Quadro 2 - Descrição, massa e peso dos elementos analisados.

Elemento:	Material:	Massa (kg):	Peso (N):
Estrutura do assento e encosto	Alumínio 6063-T5	5,276	51,759
Banco de fibra de vidro	Fibra de vidro	4,636	45,482
Boneco humano sentado	Borracha	100,090	981,893
Componente fabricado 01	Alumínio 6063-T5	0,318	3,121
Componente fabricado 05	Aço carbono simples	3,136	30,764
Junta articulada central	Aço AISI 1045	0,645	6,329
Junta articulada lateral	Aço AISI 1045	0,645	6,329
Junta articulada traseira	Aço AISI 1045	0,645	6,329
TOTAL:		115,391	1.132,006

Fonte: Elaborado pelo Autor, 2024.

Figura 28 - Montagem na inclinação zero grau, localização do centro de massa e engaste das três juntas.



Fonte: Elaborado pelo Autor, 2024.

Figura 29 - Montagem na inclinação 30° para frente.



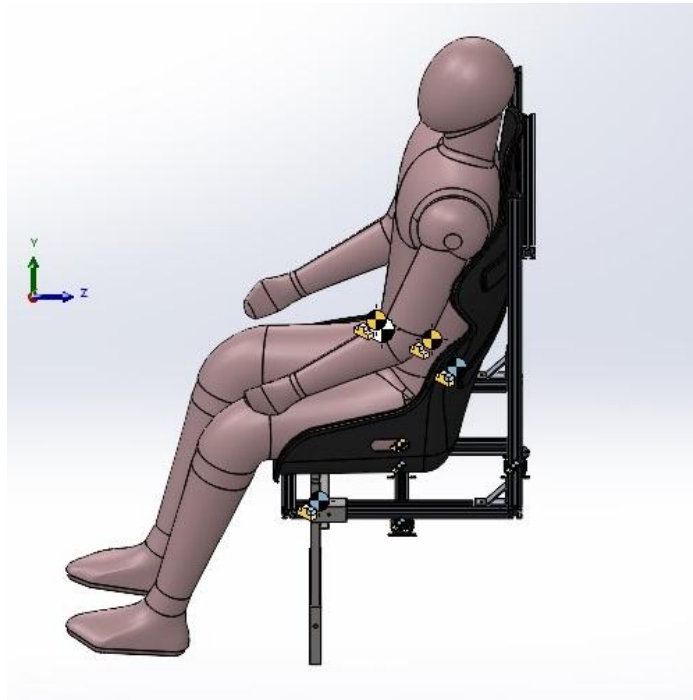
Fonte: Elaborado pelo Autor, 2024.

Figura 30 - Montagem na inclinação 30° para trás.



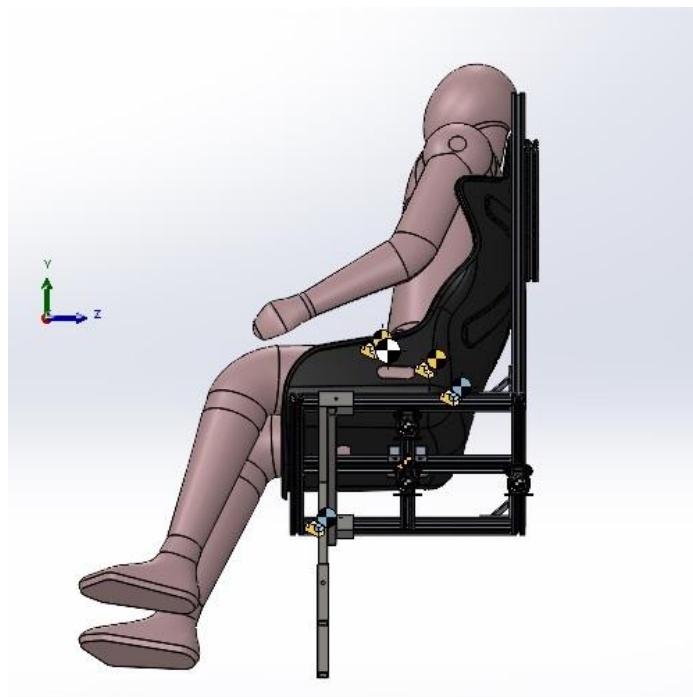
Fonte: Elaborado pelo Autor, 2024.

Figura 31 - Montagem na inclinação 30° para esquerda.



Fonte: Elaborado pelo Autor, 2024.

Figura 32 - Montagem na inclinação 30° para direita.



Fonte: Elaborado pelo Autor, 2024.

4.3.2 Especificação de carga e modelo do atuador linear

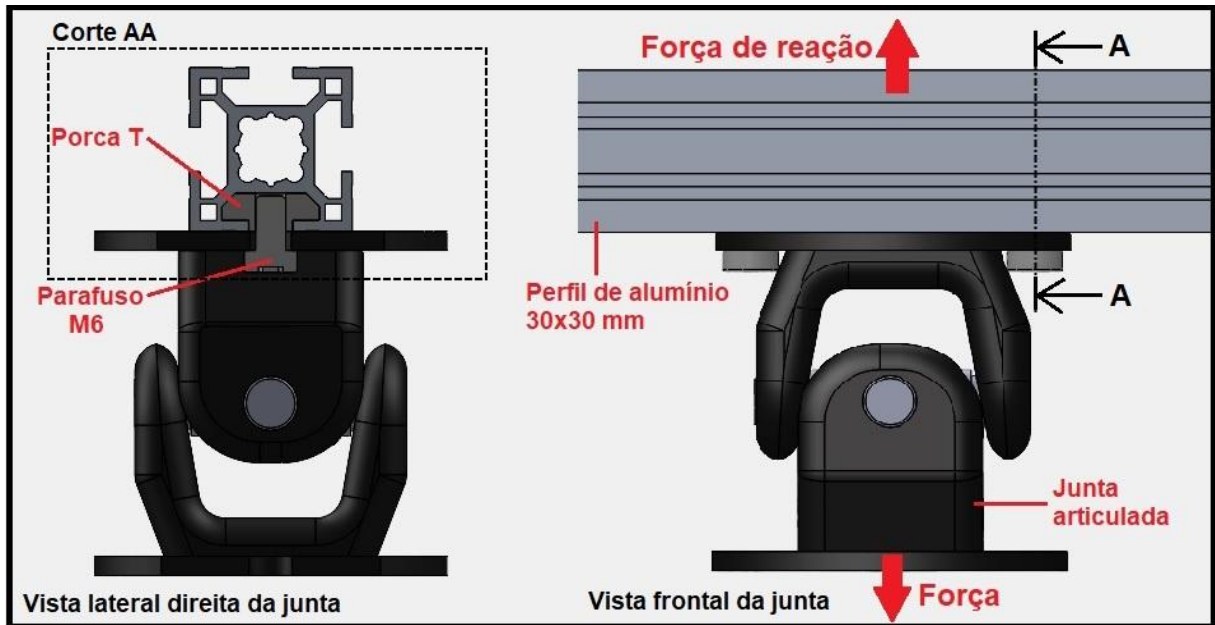
Após conhecer as forças de reações verticais nos três pontos de apoio da parte superior da cadeira em todas as condições máximas de inclinação, foi possível selecionar o atuador linear comercial com limite de carga adequado para suportar os esforços submetidos nas bases das juntas lateral e traseira, respeitando as geometrias, distâncias e posicionamentos já pré-estabelecidos. O fator de segurança encontrado na definição do atuador linear é dado pela razão entre o limite de carga do modelo escolhido e a máxima carga exigida para cada atuador. Após a seleção e instalação dos atuadores apropriados foi possível especificar os componentes elétricos exigidos para alimentar e operar a cadeira.

4.3.3 Esforço de tração nos parafusos da junta conectada ao perfil do assento

O esforço de tração em parafusos refere-se à força axial que puxa o parafuso ao longo de seu eixo, tendendo a esticá-lo. Esse esforço é comum em aplicações onde os parafusos são usados para unir peças sujeitas a forças que tentam separá-las, como em conexões de flanges, tampas de pressão, ou juntas aparafusadas. O esforço de tração em um parafuso é determinado pela força total aplicada que tenta separar as partes conectadas, distribuída pela área da menor seção transversal do parafuso, Budynas e Nisbett (2016).

Os dois parafusos M6x1,00 de aço inox AISI 304 de classe A2 70 que travam as juntas articuladas lateral e traseira aos perfis de alumínio 30x30 mm sofrem esforço de tração quando o assento está inclinado para o lado contrário onde a junta está instalada, conforme representado na Figura 33.

Figura 33 - Esforço de tração em parafusos M6.



Fonte: Elaborado pelo Autor, 2024.

A menor seção transversal de um parafuso é obtida no menor diâmetro encontrado na base da rosca, e é calculado através da equação (1):

$$d_r = d_m - 1,226 P \quad (1)$$

onde:

d_r é o diâmetro menor [mm];

d_m é o diâmetro maior [mm];

P é o passo da rosca do parafuso [mm].

A tensão de tração para dois parafusos é dada pela equação (2):

$$\sigma_t = \frac{F}{2A} \quad (2)$$

onde:

σ_t é tensão de tração em cada parafuso [MPa];

F é a força de tração aplicada [N];

A é área da menor seção transversal de cada parafuso [mm²].

O fator de segurança encontrado para o esforço de tração é dado pela equação (3):

$$FS_t = \frac{S_y}{\sigma_t} \quad (3)$$

onde:

FS_t é o fator de segurança de tração [adimensional];

S_y é o limite de escoamento do material [MPa];

σ_t é a tensão de tração no parafuso [MPa].

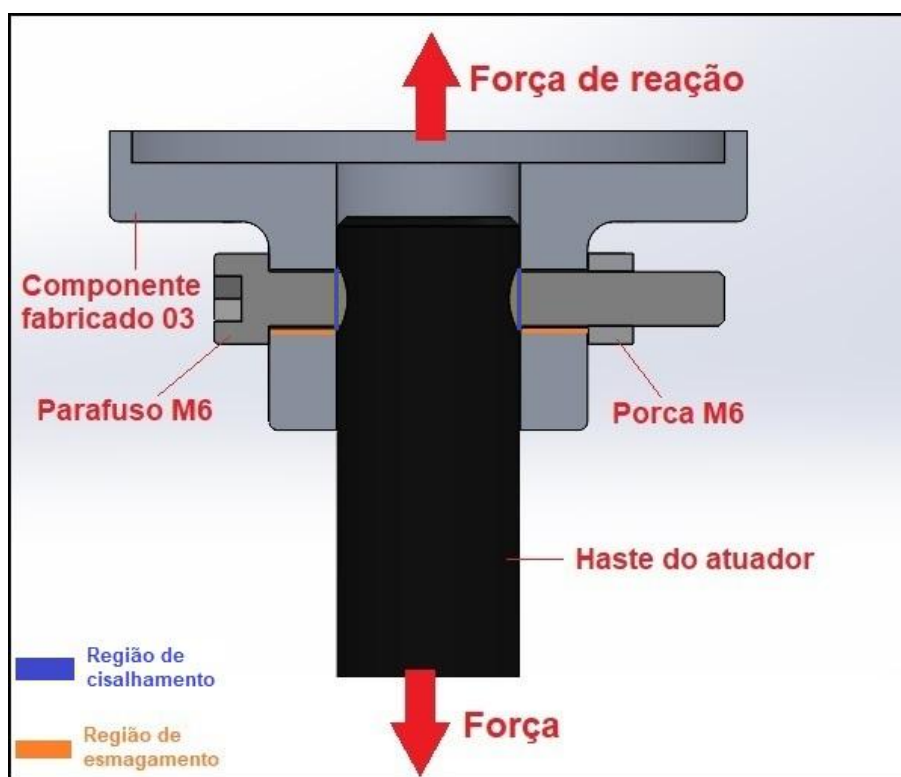
O limite de escoamento de um material é definido como a tensão máxima que o material pode suportar sem sofrer deformação plástica permanente. Em outras palavras, é o ponto no qual o material começa a deformar-se plasticamente, ou seja, a deformação não será totalmente recuperada se a carga for removida (Budynas e Nisbett, 2016).

4.3.4 Esforço de cisalhamento em parafuso travante do atuador

O esforço de cisalhamento em pinos, parafusos e rebites refere-se à força que atua ao longo de um plano, tentando cortar o componente em duas partes. Nesse contexto, isso ocorre quando esses elementos são submetidos a cargas perpendiculares ao seu eixo longitudinal, resultando em tensões de cisalhamento. A tensão cisalhante máxima ocorre em uma superfície inclinada a 45° em relação à superfície onde o elemento está sujeito à tração, sendo o limite de escoamento do material estabelecido neste tipo de ensaio mecânico. Assim, a tensão cisalhante máxima a ser adotada de um determinado material deve ser igual à metade do limite de escoamento à tração (Budynas e Nisbett, 2016).

O parafuso com diâmetro de 6 mm de aço inox AISI 304 de classe A2 70 e cabeça cilíndrica allen sofre esforço de cisalhamento em duas regiões ao travar o componente fabricado 03 à haste do atuador linear, conforme ilustrado na Figura 34.

Figura 34 - Cisalhamento em parafuso M6.



Fonte: Elaborado pelo Autor, 2024.

A expressão para calcular a tensão em cisalhamento duplo em um pino ou parafuso é dado pela equação (4):

$$\tau_{cis} = \frac{V}{2A} \quad (4)$$

onde:

τ_{cis} é a tensão cisalhante [MPa];

V é a força cortante aplicada [N];

A é a área da seção transversal do pino/parafuso/rebite [mm²].

Segundo Budynas e Nisbett (2016), ao analisar o esforço de cisalhamento em pinos, parafusos e rebites, é crucial incluir os efeitos de concentração de tensão porque essas concentrações podem aumentar significativamente as tensões locais em relação às tensões médias calculadas. Embora o uso de um parafuso com pré-carga inicial, e ocasionalmente um rebite, possa colocar a área ao redor do furo em compressão e, assim, reduzir os efeitos de concentração de tensão, é prudente projetar como se esses efeitos estivessem presentes, a menos que medidas específicas sejam tomadas para garantir que a pré-carga não se dissipe.

A concentração de tensão pelo critério de Von Mises para o esforço de cisalhamento é dada pela equação (5):

$$\sigma = \sqrt{\sigma_n^2 + 3\tau_{cis}^2} \quad (5)$$

onde:

σ é a tensão equivalente pelo critério de Von Mises [MPa];

σ_n é tensão normal de tração ou compressão no parafuso [MPa];

τ_{cis} é a tensão cisalhante [MPa].

O fator de segurança encontrado para o esforço de cisalhamento é dado pela equação (6):

$$FS_{cis} = \frac{0,5 S_y}{\sigma} \quad (6)$$

onde:

FS_{cis} é o fator de segurança de cisalhamento [adimensional];

S_y é o limite de escoamento do material [MPa];

σ é a tensão equivalente pelo critério de Von Mises [MPa].

4.3.5 Esforço de esmagamento em furo transversal de componente fabricado

A resistência ao esmagamento do material é a capacidade de um material suportar a tensão de compressão aplicada em uma pequena área, como a superfície ao redor de um furo onde um pino, parafuso ou rebite exerce pressão. Essa resistência indica o nível de tensão que o material pode suportar sem sofrer deformações permanentes ou falha na região comprimida. A resistência ao esmagamento do material não é uma propriedade diretamente tabelada como a resistência à tração ou ao cisalhamento, mas pode ser estimada como sendo aproximadamente igual ao limite de escoamento à tração do material (Budynas e Nisbett, 2016).

O componente fabricado 03 sofre esforço de esmagamento nas duas paredes internas do furo transversal de diâmetro 6,5 mm por onde passa o parafuso M6 que trava o componente à haste do atuador, conforme já ilustrado na Figura 34, e o cálculo da tensão de esmagamento para esta situação é dada pela equação (7):

$$\sigma_e = \frac{F}{2(d.t)} \quad (7)$$

onde:

σ_e é a tensão de esmagamento [MPa];

F é a força atuante [N];

d é o diâmetro do furo [mm];

t é a espessura da parede [mm].

O fator de segurança encontrado para o esforço de esmagamento é dado pela equação (8):

$$FS_e = \frac{S_y}{\sigma_e} \quad (8)$$

onde:

FS_e é o fator de segurança de esmagamento [adimensional];

S_y é o limite de escoamento do material [MPa];

σ_e é a tensão de esmagamento [MPa].

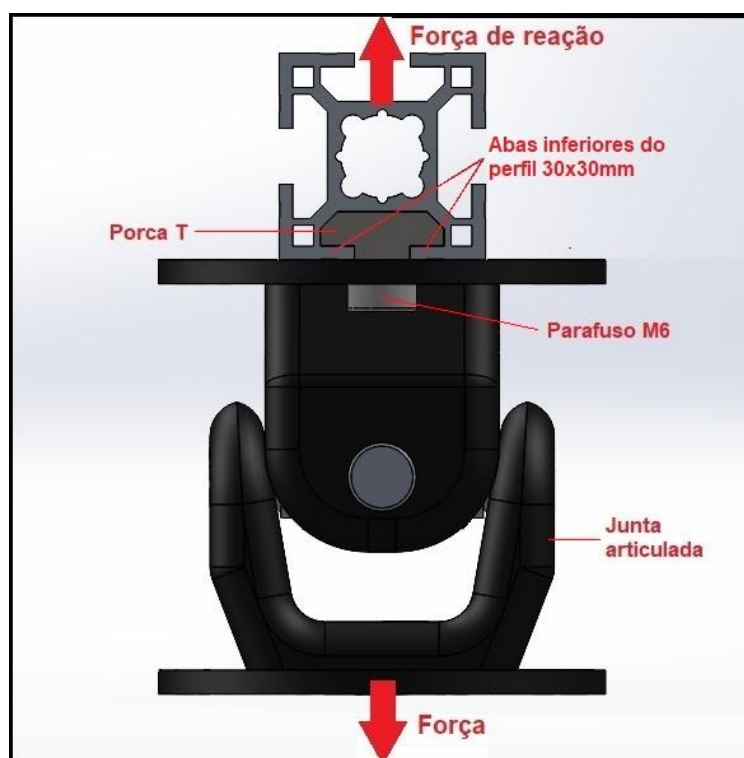
4.3.6 Esforço de flexão nas abas do perfil do assento

O esforço de flexão refere-se à tensão desenvolvida em uma viga ou outro elemento estrutural quando ele é submetido a um momento fletor. O momento fletor é causado por forças externas que tentam dobrar ou curvar o elemento. Quando uma viga retangular é engastada em uma extremidade e tem a outra extremidade livre, o esforço de flexão é particularmente relevante. Este tipo de configuração é conhecido como uma viga em balanço e o esforço de flexão é calculado com base

no momento fletor em qualquer ponto ao longo da viga e na geometria da seção transversal da viga (Budynas e Nisbett, 2016).

As duas abas inferiores dos perfis estruturais 30x30 mm do assento da cadeira conectadas às juntas lateral e traseira através de dois parafusos M6 e porcas T possuem cada uma delas em sua seção transversal 2 mm de altura, 4,95 mm de largura e 600 mm de comprimento. Elas sofrem esforço de flexão quando o assento está inclinado para o lado contrário onde a junta está instalada, sendo o perfil traseiro onde ocorre o esforço mais crítico, conforme ilustrado na Figura 35.

Figura 35 - Esforço de flexão nas abas.



Fonte: Elaborado pelo Autor, 2024.

A tensão de flexão em uma viga ou aba retangular é dada pela equação (9):

$$\sigma_f = \frac{M \cdot c}{I} \quad (9)$$

onde:

σ_f é tensão de flexão na viga [MPa];

M é o momento fletor no ponto de aplicação de força da viga [N.mm];

C é a distância do centróide da seção transversal à fibra mais distante [mm];

I é o momento de inércia da seção longitudinal da viga retangular [mm⁴].

O momento fletor é dado pela multiplicação do valor da força pela distância do ponto de aplicação dela em relação ao local do engastamento da viga. A distância do centróide é dado pelo valor da metade da espessura da viga da aba. Já o momento de inércia da viga retangular é dado pelo resultado da multiplicação do valor da base (comprimento) pela altura (h) elevada ao cubo, dividido por 12.

O fator de segurança encontrado para o esforço de flexão é dado pela equação (10):

$$FS_f = \frac{S_y}{\sigma_f} \quad (10)$$

onde:

FS_f é o fator de segurança de flexão [adimensional];

S_y é o limite de escoamento do material [MPa];

σ_f é a tensão de flexão [MPa].

4.3.7 Esforço de flambagem e compressão na coluna central da cadeira

Flambagem é um fenômeno de instabilidade estrutural que ocorre em elementos comprimidos, como colunas, barras ou eixos, quando submetidos a uma carga axial compressiva e ocorre quando a carga aplicada ultrapassa um determinado valor crítico, conhecido como carga crítica de flambagem, fazendo com que o elemento comprimido sofra uma deflexão lateral repentina, sem que haja um aumento significativo da carga aplicada (Budynas e Nisbett, 2016). O cálculo da carga crítica de flambagem, para uma coluna idealmente reta, sem imperfeições iniciais, e com condições de contorno adequadas, é dado pela equação (11):

$$P_{cr} = \frac{\pi^2 EI}{(KL)^2} \quad (11)$$

onde:

P_{cr} é a carga crítica de flambagem [N];

E é o módulo de elasticidade do material [MPa];

I é o momento de inércia da seção transversal da coluna [mm⁴];

K é o fator de comprimento efetivo da coluna (condições de contorno);

L é o comprimento da coluna sujeito a flambagem (sem reforço) [mm].

A carga P real sempre deve ser menor que a carga crítica para que a coluna opere com segurança e o fator de segurança é encontrado pela razão entre as cargas crítica e real conforme a equação (12):

$$FS_{flamb} = \frac{P_{cr}}{P_{real}} \quad (12)$$

onde:

FS_{flamb} é o fator de segurança de flambagem [adimensional];

P_{cr} é a carga crítica de flambagem [N];

P_{real} é a carga real aplicada na seção longitudinal da coluna [N].

Outro detalhe importante na análise de flambagem é a tensão crítica de flambagem. Quando o valor desta é menor do que o limite de escoamento do material, o elemento irá falhar por flambagem na região elástica, ou seja, antes de escoar. Porém, caso a tensão crítica de flambagem seja maior que a tensão de escoamento, o elemento irá falhar por deformação plástica (por compressão) antes de flambar, tornando a tensão limite de escoamento do material o fator primordial de falha, o que geralmente ocorre nas colunas de curto comprimento. A forma de calcular a tensão crítica de flambagem é dada pela equação (13):

$$\sigma_{cr} = \frac{\pi^2 \cdot E}{\left(\frac{K \cdot L}{r}\right)^2} \quad (13)$$

onde:

σ_{cr} é a tensão crítica de flambagem [MPa];

E é o módulo de elasticidade do material [MPa];

K é o fator de comprimento efetivo da coluna (condições de contorno);

L é o comprimento da coluna sujeito a flambagem (sem reforço) [mm];

r é o raio de giração da seção transversal da coluna [mm].

O raio de giração é uma medida que descreve a distribuição da massa de uma seção transversal em relação a um eixo, e está relacionado à capacidade de uma coluna ou outro componente estrutural de resistir à flambagem. A fórmula do raio de giração é dada pela equação (14):

$$r = \sqrt{\frac{I}{A}} \quad (14)$$

onde:

r é o raio de giração [mm];

I é o momento de inércia da seção transversal da coluna [mm⁴];

A é a área da seção transversal da coluna [mm²].

A seção transversal do perfil 45x45 mm da coluna central da cadeira possui uma geometria simétrica, o que torna os momentos de inércia iguais nas orientações X e Z de seção transversal. Para calcular o momento de inércia deste elemento estrutural foi utilizado o *software* de desenho SolidWorks®. As condições de contorno da coluna são o engastamento rígido na parte inferior e uma articulação (junta central) na parte superior, o que resulta em um fator de comprimento efetivo K de 0,7. Como comprimento real da coluna sujeito a flambagem, deve-se desconsiderar na seção longitudinal as regiões com proteções laterais que são: a parte inferior apoiada pelas cantoneiras L; a parte superior inserida com interferência no componente fabricado 02. Sendo assim, a região da coluna sujeita a flambagem possui um comprimento de 300 mm, conforme mostrado na Figura 36.

Figura 36 - Comprimento da coluna sujeito a flambagem.



Fonte: Elaborado pelo Autor, 2024.

A carga P real [N] aplicada na coluna central da cadeira foi encontrada após conhecer a força de reação vertical máxima total aplicada no topo da coluna na condição mais crítica de inclinação do assento conforme análise por MEF, acrescido do peso dos componentes fabricados 02 e 06.

Para as situações em que a tensão crítica de flambagem é superior ao limite de escoamento do material, deve-se calcular a tensão de compressão sofrida pela coluna, dada pela equação (15), e compará-la à tensão de escoamento para obter-se o fator de segurança de compressão da coluna, que é dado pela equação (16).

$$\sigma_{comp} = \frac{P_{real}}{A} \quad (15)$$

onde:

σ_{comp} é a tensão de compressão da coluna [MPa];

P_{real} é a carga real aplicada na seção longitudinal da coluna [N];

A é a área da seção transversal da coluna [mm²].

$$FS_{comp} = \frac{S_y}{\sigma_{comp}} \quad (16)$$

onde:

FS_{comp} é o fator de segurança de compressão [adimensional];

S_y é o limite de escoamento do material [MPa];

σ_{comp} é a tensão de compressão [MPa].

4.3.8 Esforço de flexão na coluna central da cadeira

A coluna central da cadeira, engastada na sua extremidade inferior e apoiada por uma articulação na extremidade superior, é exposta a forças transversais ao seu eixo longitudinal gerando momentos fletores, principalmente quando o assento é submetido a inclinações nos planos frontal e sagital.

As forças transversais nos eixos X e Z são aplicadas à coluna em sua parte superior através da junta articulada e do componente fabricado 02. O conceito desse esforço mecânico é semelhante ao da flexão das abas, onde o momento fletor “ M ” gerado depende da intensidade da força e da distância desta em relação ao ponto de engastamento rígido, e o valor da distância do centróide “ c ” é dado pela metade da espessura do perfil da coluna. Os momentos de inércia da seção transversal simétrica da coluna foram calculados via *software*, assim como feito no cálculo de flambagem.

Sendo a coluna exposta a duas forças transversais perpendiculares entre si, essa condição gera um esforço de flexão composta no elemento. Para calcular a tensão de flexão numa coluna submetida a flexão composta é necessário considerar os momentos fletores gerados em cada eixo analisado. Primeiramente, calcula-se o momento fletor M_x no eixo X e o momento fletor M_z no eixo Z. Em seguida, calcula-se a tensão de flexão em torno dos eixos X e Z conforme a equação (9) citada anteriormente. A tensão de flexão total em um ponto específico da seção transversal é obtida somando algebricamente as tensões de flexão nos eixos X e Z,

levando em consideração o sentido de rotação para definir o sentido dos momentos, conforme equação (17). Dependendo da combinação dos sentidos dos momentos das tensões de flexão, gera-se tensões máximas de tração ou compressão em vértices da seção transversal da coluna.

$$\sigma_{fc} = \sigma_{fx} + \sigma_{fz} \quad (17)$$

onde:

σ_{fc} é a tensão máxima de flexão composta [MPa];

σ_{fx} é a tensão de flexão em torno do eixo X [MPa];

σ_{fz} é a tensão de flexão em torno do eixo Z [MPa].

Como cada um dos sentidos de inclinação do assento gera momentos fletores diferentes na coluna, foi utilizada a análise por MEF das forças de reação nas bases das juntas articuladas para conhecer as forças nos eixos X e Z na base da articulação central que são transmitidas à parte superior da coluna central da cadeira. Para a análise de flexão foi utilizada a condição de inclinação mais crítica que gerou os maiores valores de forças transversais à coluna.

O cálculo do fator de segurança para o esforço de flexão composta na coluna central da cadeira é dado pela equação (18):

$$FS_{fc} = \frac{S_y}{\sigma_{fc}} \quad (18)$$

onde:

FS_{fc} é o fator de segurança de flexão composta [adimensional];

S_y é o limite de escoamento do material [MPa];

σ_{fc} é a tensão máxima de flexão composta [MPa].

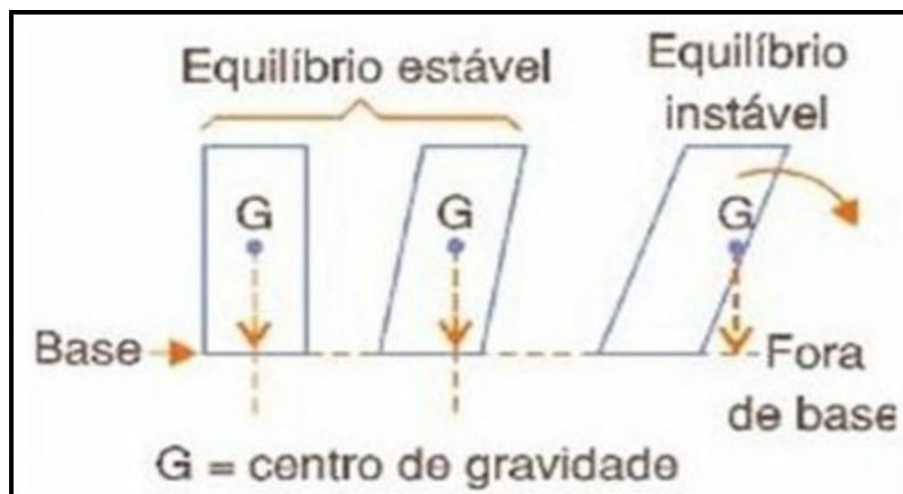
4.3.9 Tensões e deslocamentos dos apoios de segurança de inclinação

Com o propósito de verificar a integridade mecânica dos apoios de segurança de inclinação, foram verificadas as concentrações de tensão pelo critério de Von Mises e deslocamentos através do MEF, utilizando-se o *software* SolidWorks Simulation®. As condições de contorno foram: interação global dos elementos componente fabricado 02, chapa triangular e porcas M10; engastamento fixo das superfícies internas do tubo quadrado do componente fabricado 02 que estão presas ao perfil da coluna central da cadeira; aplicação de força de 100 kg (981 N) do limite de carga do coxim na direção das roscas das porcas M10 com sentido diagonal para baixo. A análise foi focada na chapa triangular de aço carbono AISI 1020 com limite de escoamento de 351,57 MPa, 5/16" (7,94 mm) de espessura, com a malha sendo refinada neste componente até a convergência dos resultados.

4.3.10 Verificação da estabilidade de equilíbrio da cadeira

O tombamento é descrito como uma situação em que um corpo ou objeto perde o equilíbrio estável ao ser submetido a um momento que faz com que ele gire em torno de um ponto de apoio. Isso acontece quando a linha vertical que passa pelo Centro de Massa do corpo ultrapassa a borda de sua base de apoio (equilíbrio instável), gerando um momento que pode resultar no tombamento. A probabilidade de tombamento aumenta quanto mais alto for o CM e quanto menor for a base de suporte. Por isso, objetos altos e estreitos são mais propensos ao tombamento em comparação com objetos baixos e largos (Gomes, 2015). A Figura 37 mostra as situações de equilíbrio de um corpo.

Figura 37- Equilíbrio estável e instável de um corpo.



Fonte: Gomes, 2015.

Para garantir que a cadeira está em equilíbrio estável e que não há possibilidade de tombamento, foi verificada no *software* de desenho SolidWorks® a posição do CM da cadeira junto com o paciente em todas as posições de inclinação avaliadas no cálculo das forças de reação vertical. O CM foi projetado na região do plano da base de apoio da cadeira ao solo para analisar se está dentro dos limites do plano. Considerando que a cadeira inclinável é estacionária em relação ao solo e fica instalada em um ambiente fechado, entende-se que a mesma é isenta de forças externas oriundas da ação de ventos, velocidades e acelerações de deslocamento.

4.4 SELEÇÃO DE COMPONENTES ELÉTRICOS DA CADEIRA

Para a parte elétrica foram definidos os seguintes pontos a serem solucionados:

- Verificação da potência, tensão e corrente consumida pelos atuadores selecionados;
- Seleção e instalação da fonte de alimentação elétrica da cadeira;
- Seleção e instalação dos botões de comando dos atuadores e liga/desliga geral;

- Dimensionamento das seções transversais dos cabos/condutores e plugues elétricos pelo método da máxima queda de tensão admissível e pelo método de instalação, conforme NBR 5410 (ABNT, 2004);
- Montagem do controle remoto;
- Elaboração do diagrama elétrico da cadeira.

O cálculo da área da seção transversal do cabo/condutor elétrico pelo método da máxima queda de tensão admissível para circuitos monofásicos é dado pela equação (19).

$$A = \frac{2 \cdot \rho \cdot I_e \cdot L}{V_e \cdot \Delta V_e} \quad (19)$$

onde:

A é a área mínima exigida de seção transversal do condutor [m²];

ρ é a resistividade do cobre na temperatura de operação [$\Omega \cdot m$];

I_e é a corrente elétrica a ser conduzida pelo condutor [A];

L é o comprimento total do condutor [m];

V_e é a tensão de alimentação [V];

ΔV_e é a máxima queda de tensão admissível [%];

O dimensionamento da corrente elétrica em amperes (A) suportada pelo condutor com determinada área de seção transversal é dado através do método de instalação que considera:

- O método de instalação do condutor no ambiente e método de referência;
- Material de isolamento do condutor;
- Temperatura máxima no condutor e temperatura ambiente;
- Área da seção transversal em mm²;
- Número de circuitos energizados agrupados e fator de correção.

4.5 ACESSÓRIOS DE ACABAMENTO

Algumas partes das extremidades da cadeira apresentam quinas que podem eventualmente causar ferimentos em pacientes ou operadores. Com o objetivo de eliminar estes potenciais locais de risco e também dar um bom acabamento estético ao equipamento, foram listados os seguintes pontos a serem tratados através do desenvolvimento e impressão 3D de acessórios de acabamento:

- Os dois cantos frontais entre os perfis das laterais e o da frente do assento;
- Os dois cantos traseiros de interseção dos perfis laterais com o traseiro do assento mais os perfis verticais do encosto;
- As bordas externas dos tubos extensores dos pés da cadeira;
- As quinas e terminais elétricos da fonte de alimentação;
- Cabeças dos parafusos de travamento do banco de fibra;
- As guias (cavidades) dos perfis de alumínio.

4.6 MONTAGEM TOTAL, TESTES PRÁTICOS E ENTREGA DA CADEIRA

Após serem realizadas as escolhas de todas as estruturas, mecanismos, componentes mecânicos e elétricos e acessórios, os cálculos e análises para validação do comportamento mecânico esperado, além da fabricação e junção das peças, foi planejada a montagem completa da cadeira e a execução de experimentos práticos com pessoa voluntária no Laboratório de Ensaios Mecânicos do Departamento de Engenharia Mecânica da UFTM com o objetivo de verificar os seguintes itens:

- Angulações máximas atingidas nos 4 sentidos de inclinação;
- Velocidades de inclinação atingidas;
- Corrente consumida pelos atuadores elétricos;
- Inspeção visual de toda a estrutura e componentes da cadeira para eventuais ajustes.

Após a constatação do correto funcionamento da cadeira no laboratório de engenharia foi programado o transporte e instalação do equipamento no laboratório de fisioterapia aplicada da UFTM para ser dado o devido treinamento aos operadores da cadeira, ajustes finais e o uso em pacientes e voluntários da universidade, de acordo com demandas de pesquisa do DFAP.

4.7 DESENHO DA CADEIRA COMPLETA E LISTA DE INSUMOS E CUSTOS

Foi planejado apresentar ao final do trabalho as vistas frontal e lateral com todas as principais estruturas e componentes da cadeira inclinável. Foram elaborados quadros com as quantidades, descrições, e preços de todos os insumos utilizados na construção do equipamento.

5 RESULTADOS

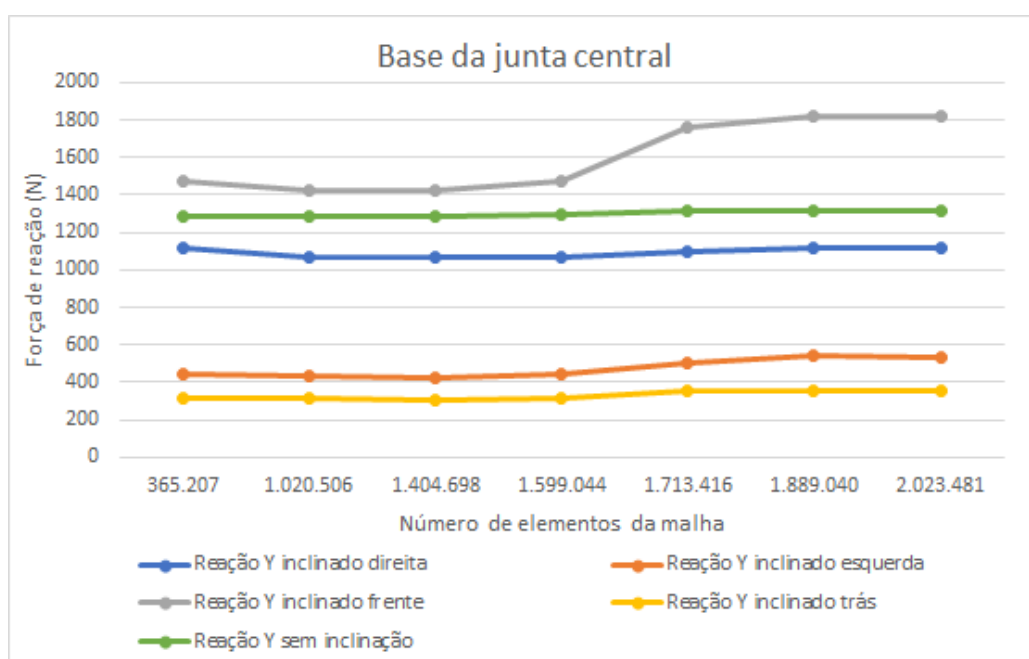
5.1 ESFORÇOS MECÂNICOS

5.1.1 Forças de reação vertical e integridade mecânica

As forças de reação vertical “Y” nas bases das juntas articuladas central, lateral e traseira do assento foram calculadas no *software* com o refinamento da malha até a convergência dos resultados, conforme ilustrado nas Figura 38 a 40. Em seguida os valores finais das forças verticais de cada posição examinada da cadeira foram somados para serem conferidos à força peso total dos elementos analisados, conforme mostrado no Quadro 3.

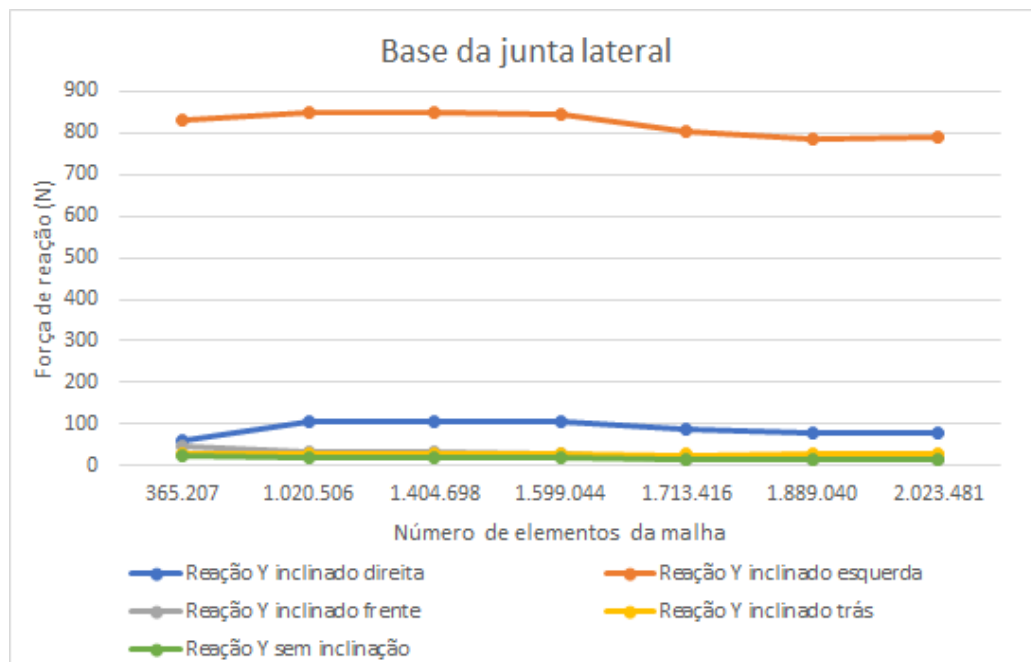
Os resultados mostraram que a maior força vertical na base da junta central ocorreu na posição de inclinação para frente, resultando no valor de 1.816,50 N. Já a maior força na junta lateral ocorreu na posição de inclinação para esquerda com o valor de 790,01 N. E a maior força de reação vertical na base da junta traseira ocorreu na posição de inclinação para trás resultando em 747,17 N.

Figura 38 - Gráfico de convergência das forças de reação Y na base da junta central do assento.



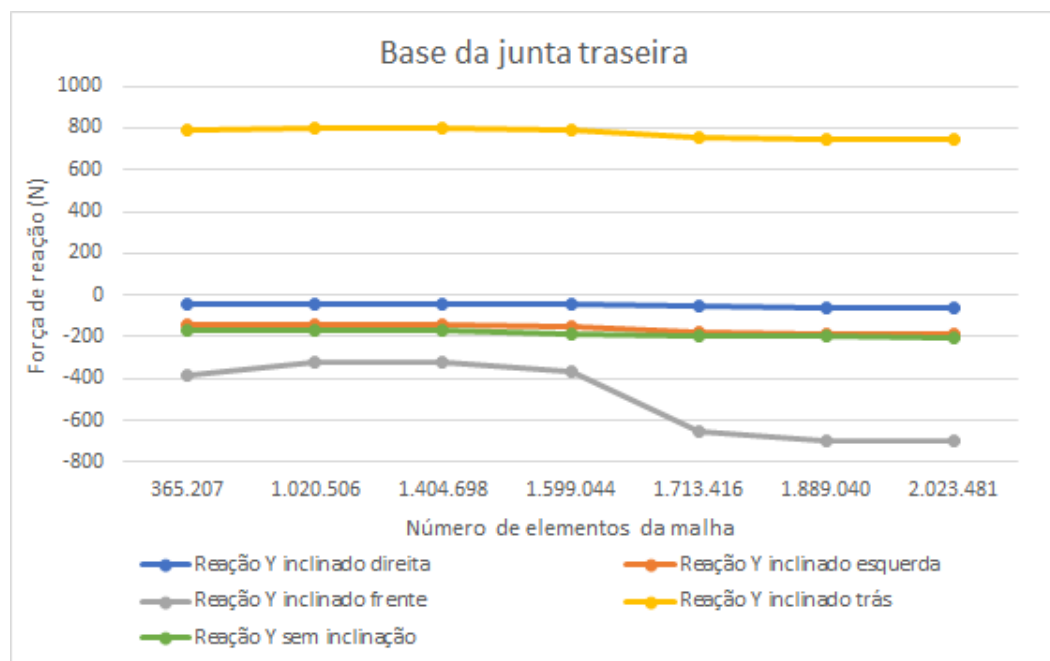
Fonte: Elaborado pelo Autor, 2024.

Figura 39 - Gráfico de convergência das forças de reação Y na base da junta lateral do assento.



Fonte: Elaborado pelo Autor, 2024.

Figura 40 - Gráfico de convergência das forças de reação Y na base da junta traseira do assento.



Fonte: Elaborado pelo Autor, 2024.

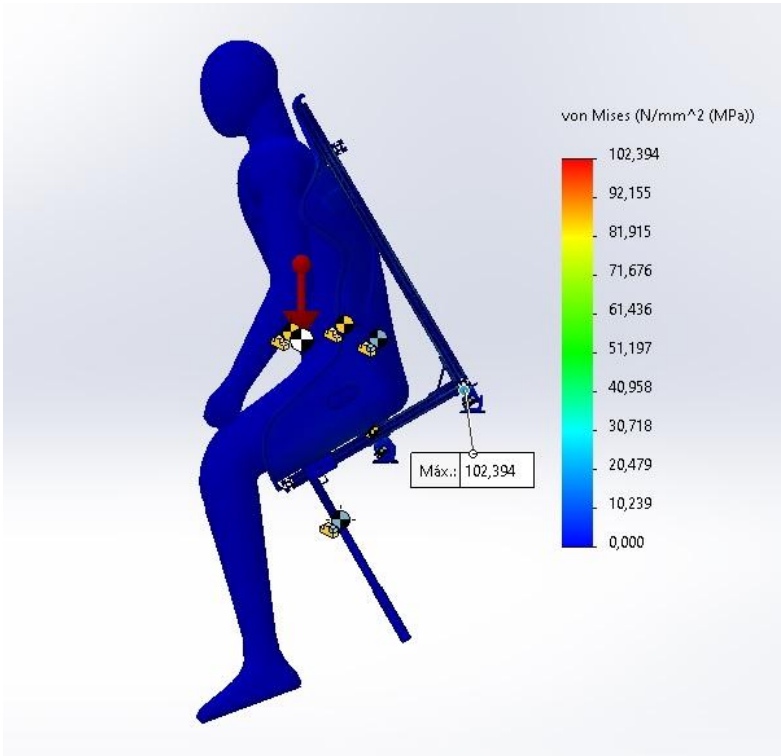
Quadro 3 - Valores finais calculados das forças de reação vertical.

Posição de inclinação	Força de reação Y na base da junta central (N)	Força de reação Y na base da junta lateral (N)	Força de reação Y na base da junta traseira (N)	TOTAL (N)	Força peso total dos elementos analisados (N)
Zero grau	1.319,10	15,02	-202,11	1.132,01	1.132,006
Inclinado 30° para frente	1.816,50	14,08	-698,57	1.132,01	
Inclinado 30° para trás	356,67	28,17	747,17	1.132,01	
Inclinado 30° para esquerda	534,02	790,01	-192,02	1.132,01	
Inclinado 30° para direita	1.115,20	80,19	-63,38	1.132,01	

Fonte: Elaborado pelo Autor, 2024.

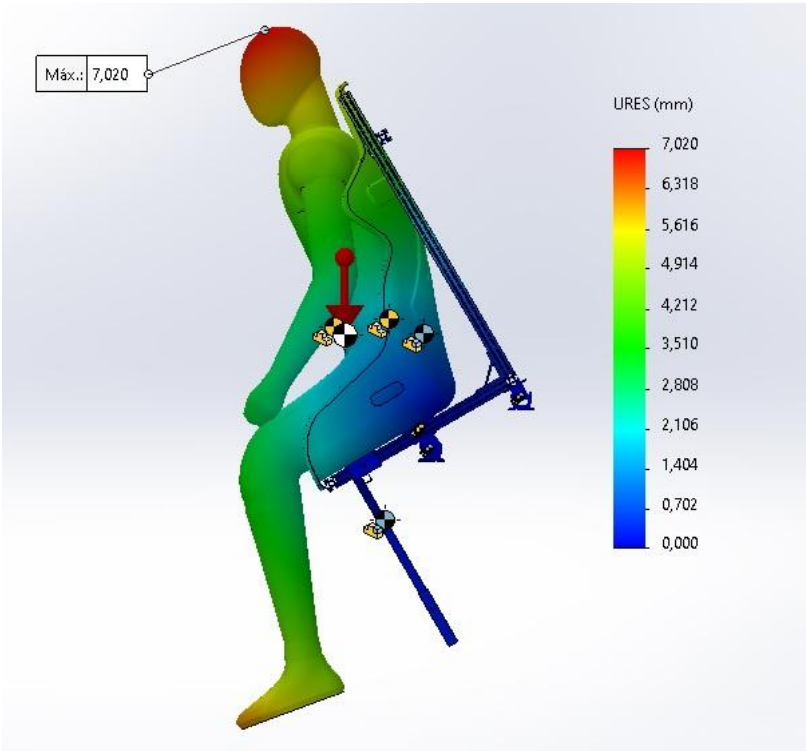
A condição de inclinação que apresentou os maiores valores de tensão concentrada e deslocamento nos elementos da estrutura superior da cadeira foi a inclinada para frente (Figuras 41 e 42). A maior tensão pelo critério de Von Mises ocorreu nos cantos interiores da junta articulada traseira com o valor de 102,39 MPa, onde o aço carbono AISI 1045 utilizado na peça possui limite de escoamento de 530 MPa. Avaliando as estruturas de alumínio da cadeira foram encontrados baixos valores de tensões concentradas, em torno de 10 MPa, inferiores ao limite de escoamento do alumínio 6063-T5 que é de 145 MPa. Verificando os deslocamentos calculados, o maior valor encontrado foi de 7,02 mm no topo da cabeça do boneco humano, porém esse deslocamento foi desconsiderado da análise pelo fato do boneco não participar dos elementos estruturais analisados. Nos materiais da estrutura da cadeira o maior deslocamento visto foi na extremidade superior da barra vertical do encosto, ficando no valor de 4 mm, o que foi considerado aceitável pelo comprimento do perfil e flexibilidade do material.

Figura 41 - Resultado das concentrações de tensão.



Fonte: Elaborado pelo Autor, 2024.

Figura 42 - Resultado dos deslocamentos.



Fonte: Elaborado pelo Autor, 2024.

5.1.2 Escolha dos atuadores lineares

Os resultados das forças de reação nas bases das juntas mostraram o esforço máximo de 790,01 N para o apoio lateral e de 747,17 N para o apoio traseiro. Atentando para as dimensões, posições e deslocamentos de haste ideais dos atuadores já estudadas neste trabalho, foram selecionados dois atuadores lineares elétricos idênticos para operarem a cadeira nos planos sagital e frontal, com as seguintes especificações: Modelo HY01-12-250; tensão de alimentação de 12 Volts de Corrente Contínua (VCC); comprimento do curso da haste de 250 mm; capacidade de carga de 1.000 N; velocidade do curso sem carga de 5 mm/s. A imagem do atuador é mostrada na Figura 43.

Figura 43 - Atuador elétrico linear escolhido.



Fonte: Elaborado pelo Autor, 2024.

Tendo em vista as cargas máximas calculadas de 790,01 N no atuador do apoio lateral e de 747,17 N no atuador do apoio traseiro do assento, a utilização de um modelo com suporte de carga para até 1.000 N resulta num fator de segurança de 1,3 para os dois casos. Sendo o atuador especificado um equipamento comercial já projetado e testado em fábrica, o valor do fator de segurança adotado atende às recomendações de $FS \geq 1,3$ de Norton (2013). Para calcular os esforços mecânicos nos componentes conectados aos atuadores lineares foi adotado o valor de 1.000 N

do limite de carga como força vertical atuante, para o caso hipotético de que em alguma excepcionalidade os atuadores sejam forçados aos seus limites máximos, os componentes conectados à eles devem suportar os esforços.

5.1.3 Esforço de tração

O esforço de tração nos parafusos M6 que travam as juntas articuladas lateral e traseira aos perfis de alumínio foi calculado de acordo com os dados mostrados no Quadro 4.

Quadro 4 - Dados do cálculo do esforço de tração.

d_m [mm]	6
P [mm]	1
d_r [mm] calculado	4,774
F [N]	1.000
A [mm ²]	17,9
σ_t [MPa] calculado	27,93

Fonte: Elaborado pelo Autor, 2024.

Tendo o parafuso de material aço inox AISI 304 Classe A2 70 um limite de escoamento no valor de 450 MPa e a tensão de tração calculada no valor de 27,93 MPa, encontrou-se um fator de segurança de 16,1 para o esforço de tração que atende às condições mais rigorosas de $FS \geq 5$ recomendadas pela metodologia de Norton (2013).

5.1.4 Esforço de cisalhamento

O esforço de cisalhamento no parafuso com diâmetro de 6 mm que trava o componente fabricado 03 à haste do atuador linear foi calculado de acordo com os dados mostrados no Quadro 5. Considerando que o parafuso é preso rigidamente com porca auto travante, as forças normais de tração ou compressão foram desconsideradas no cálculo de tensão concentrada.

Quadro 5 - Dados do cálculo do esforço de cisalhamento.

V [N]	1.000
A [mm ²]	28,274
τ_{cis} [MPa] calculado	17,68
σ_n [N]	0
σ [MPa] calculado	30,62

Fonte: Elaborado pelo Autor, 2024.

Possuindo o parafuso de material aço inox AISI 304 Classe A2 70 um limite de escoamento no valor de 450 MPa, adotando-se a metade deste valor para o esforço de cisalhamento e calculada a tensão concentrada de 30,62 MPa, encontrou-se um fator de segurança de 7,3 para o esforço de cisalhamento que atende às condições mais rigorosas de $FS \geq 5$ recomendadas pela metodologia de Norton (2013).

5.1.5 Esforço de esmagamento

O esforço de esmagamento no furo transversal do componente fabricado 03 que o trava à haste do atuador linear foi calculado de acordo com os dados mostrados no Quadro 6.

Tendo o alumínio 6063-T5 do componente fabricado 03 um limite de escoamento de 145 MPa e a tensão de esmagamento um valor de 10,33 MPa,

encontrou-se um fator de segurança de 14 para o esforço de esmagamento, que atende às condições mais rigorosas de $FS \geq 5$ recomendadas pela metodologia de Norton (2013).

Quadro 6 - Dados do cálculo do esforço de esmagamento.

F [N]	1.000
d [mm]	6,5
t [mm]	7,45
σ_{esm} [MPa] calculado	10,33

Fonte: Elaborado pelo Autor, 2024.

5.1.6 Esforço de flexão nas abas

O esforço de flexão em cada uma das duas abas inferiores do perfil de alumínio foi calculado de acordo com os dados mostrados no Quadro 7.

Quadro 7 - Dados do cálculo do esforço de flexão nas abas.

<i>Força em cada aba</i> [N]	500
<i>Distância da força</i> [mm]	4,95
M [N.mm] calculado	2.475
c [mm]	1
<i>Base (comprimento)</i> [mm]	600
<i>Altura (h)</i> [mm]	2
I [mm ⁴] calculado	400
σ_f [MPa] calculado	6,19

Fonte: Elaborado pelo Autor, 2024.

Considerando o limite de escoamento de 145 MPa do alumínio 6063-T5 e a tensão de flexão calculada de 6,19 MPa, tem-se um fator de segurança de 23,4 para o esforço de flexão que atende às condições mais rigorosas de $FS \geq 5$ recomendadas pela metodologia de Norton (2013).

5.1.7 Esforço de flambagem

Para o esforço de flambagem na coluna central da cadeia, primeiramente foi calculada a carga crítica e fator de segurança de flambagem de acordo com os dados mostrados no Quadro 8.

Quadro 8 - Dados do cálculo da pressão crítica de flambagem.

E [MPa]	$6,9 \times 10^4$
I [mm ⁴] calculado via <i>software</i>	119.372,90
K	0,7
L [mm]	300
P_{cr} [N] calculado	1.843.384,75

Fonte: Elaborado pelo Autor, 2024.

A maior força vertical encontrada na base da junta central foi na posição inclinado para frente com o valor de 1.816,50 N. Somando-se esta força o peso de 21,32 N (2,173 kg) dos componentes fabricados 02 e 06 tem-se a carga P real de 1.837,82 N aplicados no topo da coluna central em sentido para baixo. Sendo a carga crítica de flambagem no valor de 1.843.384,75 N e a carga real de 1.837,82 N, encontrou-se um fator de segurança de $1,0 \times 10^3$ que atende às condições mais rigorosas de $FS \geq 5$ recomendadas pela metodologia de Norton (2013).

Para a tensão crítica de flambagem foram encontrados os seguintes dados e resultados mostrado no Quadro 9:

Quadro 9 - Dados do cálculo da tensão crítica de flambagem.

E [MPa]	$6,9 \times 10^4$
K	0,7
L [mm]	300
I [mm ⁴] calculado via <i>software</i>	119.372,90
A [mm ²]	607,9
r [mm]	14,01
σ_{cr} [MPa] calculado	3031

Fonte: Elaborado pelo Autor, 2024.

Com a tensão crítica de flambagem tendo o valor de 3031 MPa e a tensão de escoamento do material alumínio 6063-T5 o valor de 145 MPa, conclui-se que a coluna tende a falhar primeiramente pelo esforço de compressão. Os dados do cálculo do esforço de compressão na coluna são mostrados no Quadro 10:

Quadro 10 - Dados do cálculo do esforço de compressão na coluna.

P_{real} [N]	1.837,82
A [mm ²]	607,9
σ_{comp} [MPa] calculado	3,02

Fonte: Elaborado pelo Autor, 2024.

Sendo a tensão de compressão o valor de 3,02 MPa e o limite de escoamento do material o valor de 145 MPa, tem-se um fator de segurança de 48 para o esforço de compressão na coluna que atende às condições mais rigorosas de $FS \geq 5$ recomendadas pela metodologia de Norton (2013).

5.1.8 Esforço de flexão na coluna

Após análise por MEF das forças de reação na base da articulação central da cadeira, verificou-se que as maiores forças transversais ao comprimento da coluna ocorreram na condição de inclinação de 30° para a direita, com os valores de 957,97 N no eixo X e de 146,12 N no eixo Z. O cálculo de flexão composta na coluna foi realizado de acordo com os dados do Quadro 11.

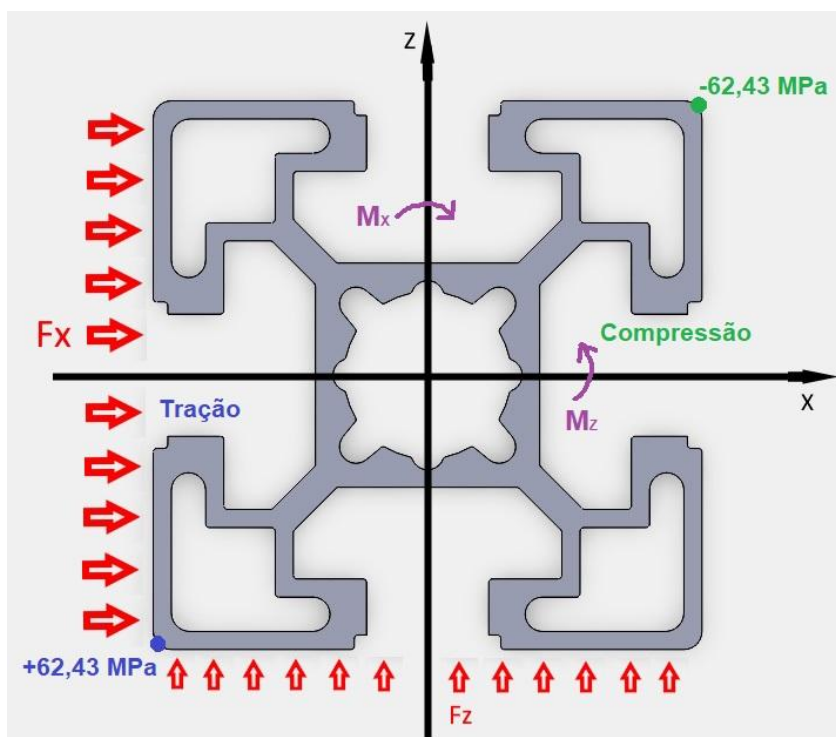
Quadro 11 - Dados do cálculo do esforço de flexão composta na coluna.

F_x [N]	957,97
F_z [N]	146,12
<i>Distância da força</i> [mm]	300
M_x [N.mm] calculado	287.391
M_z [N.mm] calculado	43.836
c [mm]	22,5
I [mm ⁴] calculado via <i>software</i>	119.372,90
σ_{fx} [MPa] calculado	54,17
σ_{fz} [MPa] calculado	8,26
σ_{fc} [MPa] calculado	62,43

Fonte: Elaborado pelo Autor, 2024.

A ilustração das tensões de tração e compressão, sentido das forças e dos momentos na seção transversal do perfil de alumínio da coluna da cadeira é mostrada na Figura 44.

Figura 44 - Esforço de flexão composta na seção transversal da coluna.



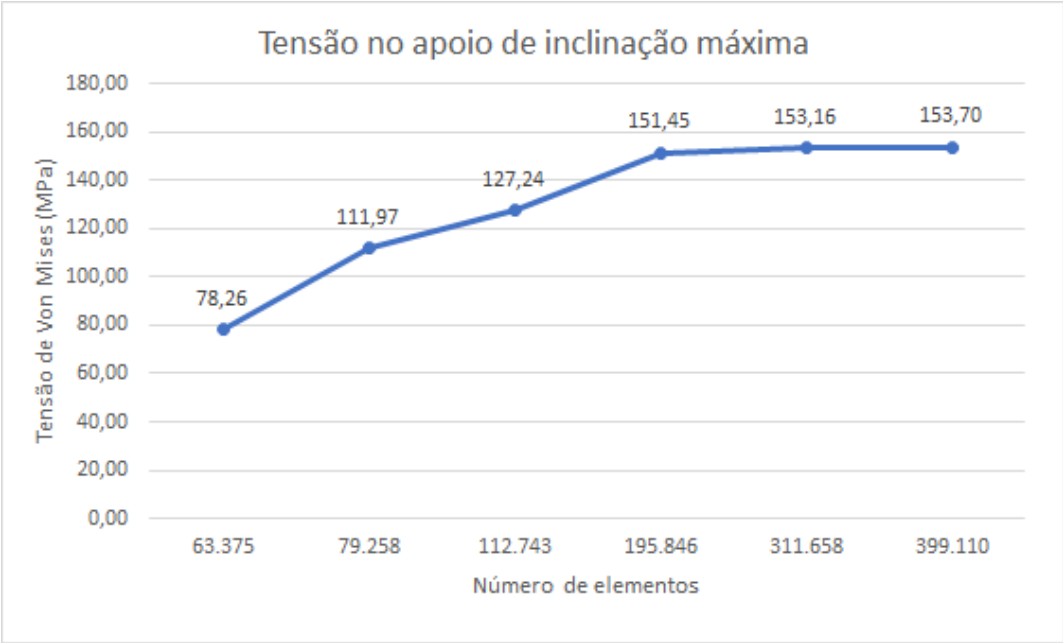
Fonte: Elaborado pelo Autor, 2024.

A tensão de escoamento do material alumínio 6063-T5 do perfil 45x45 mm da coluna central da cadeira tem o valor de 145 MPa e a tensão de flexão composta encontrada possui o valor de 62,43 MPa. Sendo assim, encontrou-se um fator de segurança de 2,3 para o esforço de flexão composta que atende às condições de $FS \geq 2$ sugeridas por Norton (2013) que consideram os modelos analíticos utilizados precisos, condições ambientais de uso não desafiadoras e material com propriedades mecânicas já conhecidas, que são compatíveis com a realidade.

5.1.9 Apoio de inclinação máxima

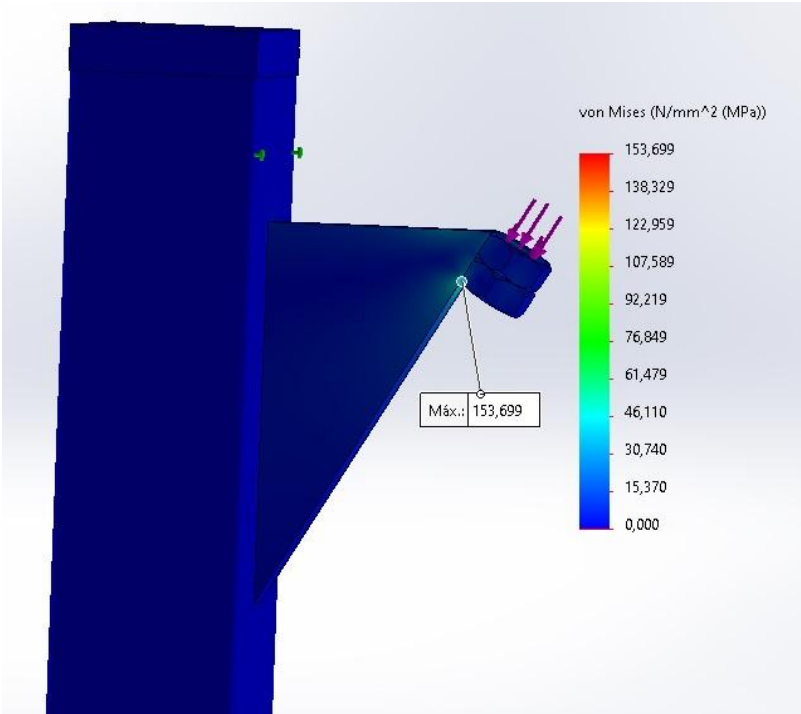
Após a análise do *software* com o devido refinamento da malha, as tensões foram convergidas para um valor final conforme ilustrado na Figura 45. A região da chapa de aço AISI 1020 que sofreu maior concentração de tensão pelo critério de Von Mises foi a superfície da hipotenusa, próxima a área soldada às porcas que recebem o peso do coxim e da carga, tendo o valor máximo de 153,70 MPa, conforme mostrado na Figura 46.

Figura 45 - Gráfico de convergência das tensões no apoio de inclinação.



Fonte: Elaborado pelo Autor, 2024.

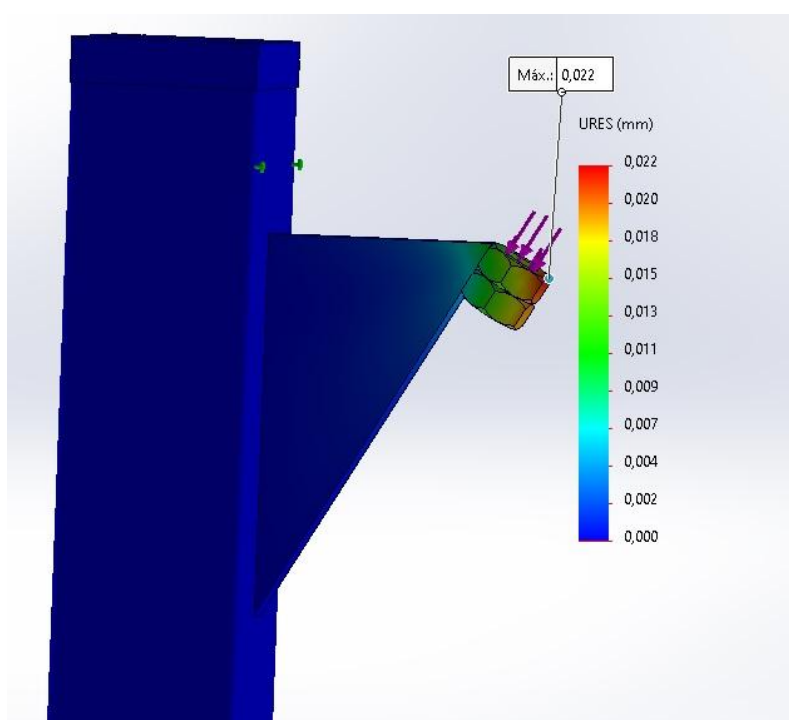
Figura 46 - Concentração de tensões para o apoio de inclinação.



Fonte: Elaborado pelo Autor, 2024.

Quanto aos deslocamentos, houve pequenos valores detectados que infere-se que não comprometem a chapa triangular, com o máximo encontrado no valor de 0,022 mm na região do topo das porcas, conforme mostrado na Figura 47. Considerando que o aço carbono AISI 1020 possui um limite de escoamento no valor de 351,57 MPa e a tensão máxima encontrada foi de 153,70 MPa, o material não tende à deformação plástica para as condições analisadas.

Figura 47 - Deslocamentos para o apoio de inclinação.



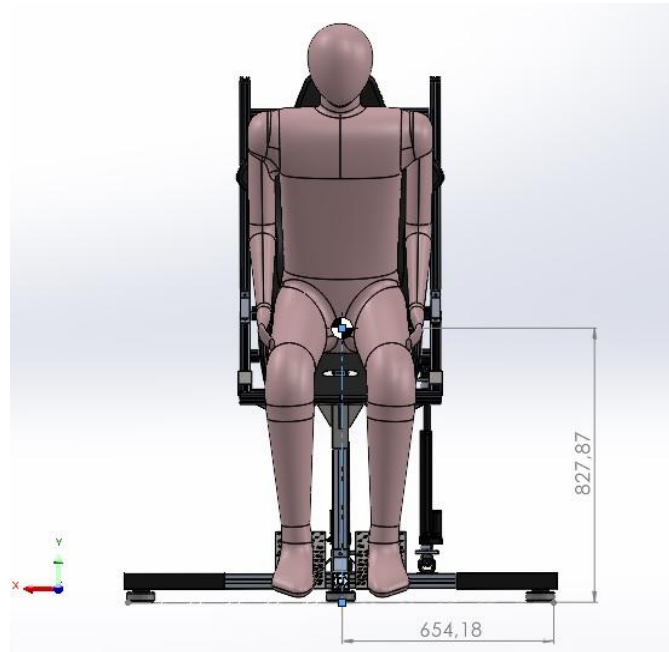
Fonte: Elaborado pelo Autor, 2024.

5.1.10 Equilíbrio e tombamento

Das cinco posições do assento analisadas, todas ficaram com o CM dentro dos limites do plano de base da cadeira ao solo com área de 0,816 m², demonstrando que a cadeira está em equilíbrio estável. A condição mais crítica que resultou nas menores distâncias do CM em relação aos limites do plano de base foi a de inclinação 30 graus para frente, com os valores de 654,18 mm para o limite lateral, 473,07 mm para o limite frontal, 330,30 mm e 337,37 mm para os limites diagonais e 827,87 mm de altura, conforme mostrado nas Figuras 48 a 50. Os

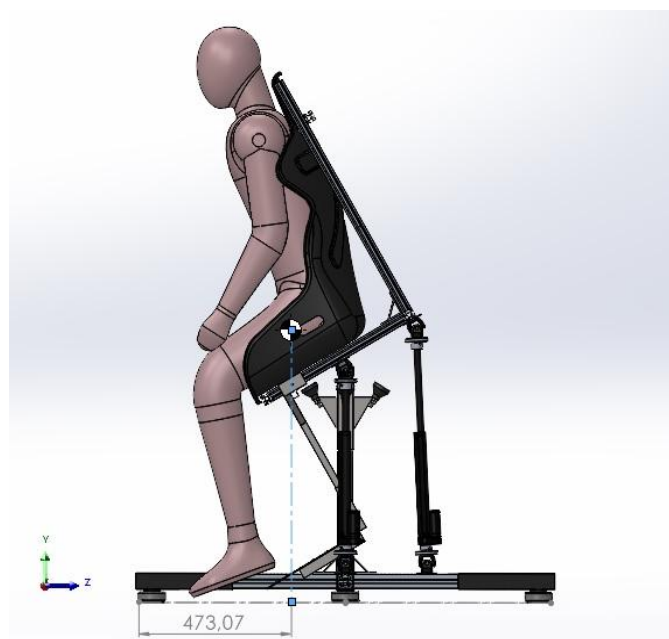
resultados demonstraram que a altura e as distâncias do CM em relação ao plano da base são seguras e que a cadeira não tende ao tombamento.

Figura 48 - Posição do CM na inclinação para frente, vista frontal.



Fonte: Elaborado pelo Autor, 2024.

Figura 49 - Posição do CM na inclinação para frente, vista lateral direita.



Fonte: Elaborado pelo Autor, 2024.

Figura 50 - Posição do CM na inclinação para frente, vista isométrica.



Fonte: Elaborado pelo Autor, 2024.

5.2 COMPONENTES ELÉTRICOS

Com a seleção do atuador linear modelo HY01-12-250, foram extraídas as especificações elétricas no manual impresso do equipamento, sendo a potência no valor de 20 Watts (W), tensão de 12 VCC e corrente elétrica máxima consumida de 2,0 A.

Visando atender as demandas elétricas dos atuadores da cadeira, foi selecionada uma fonte de alimentação disponível no laboratório de engenharia mecânica da UFTM com as seguintes especificações: tensão chaveada de 127/220 Volts de Corrente Alternada (VCA) e corrente elétrica máxima de 6,3 A consumida na entrada ; tensão de 12 VCC, potência de 360 W e 30 A de corrente elétrica máxima consumida na saída.

Para dar comando e sentido aos dois atuadores lineares foram selecionadas duas unidades do mesmo botão com as seguintes especificações: botão interruptor tipo gangorra pulso bidirecional com retorno por mola; 3 posições de uso; 6 terminais de ligação; tensão máxima de 250 V; corrente máxima de 20 A.

Como botão de liga/desliga da fonte de alimentação da cadeira foi selecionado um componente com as seguintes especificações: botão interruptor tipo gangorra sem retorno automático; 2 posições de uso (ligado/desligado); led indicador de funcionamento; 4 terminais de ligação; tensão máxima de 250 V; corrente máxima de 20 A.

Para dimensionar as seções transversais dos cabos elétricos dos atuadores e da fonte de alimentação foi utilizado primeiramente o método da máxima queda de tensão admissível, e os resultados são mostrados nos Quadros 12 e 13.

Considerando o resultado de $0,7275 \text{ mm}^2$ de seção transversal mínima para os cabos de alimentação dos atuadores e de $0,1099 \text{ mm}^2$ para alimentação da fonte, foi previamente selecionado o condutor comercial de $0,75 \text{ mm}^2$ que é o que possui área transversal maior mais próxima para atender ambos os casos.

O dimensionamento pelo método de instalação para o condutor de $0,75 \text{ mm}^2$ considerou os critérios da NBR 5410 (ABNT, 2004) que mais se assemelham às instalações elétricas da cadeira. Os resultados são mostrados no Quadro 14.

Quadro 12 - Resultado do dimensionamento dos cabos dos atuadores.

ρ cobre à 30°C [$\Omega\cdot\text{m}$]	$1,746 \times 10^{-8}$
I_e corrente máxima do atuador [A]	2
L comprimento total do circuito [m]	5
V_e tensão elétrica da fonte [V]	12
ΔV_e queda máxima conforme NBR 5410 [%]	4
A [m^2] calculado	$7,275 \times 10^{-7}$
A [mm^2] calculado	0,7275

Fonte: Elaborado pelo Autor, 2024.

Quadro 13 - Resultado do dimensionamento dos cabos da fonte.

ρ cobre à 30°C [$\Omega \cdot m$]	$1,746 \times 10^{-8}$
I_e corrente máxima da fonte [A]	6,35
L comprimento total do circuito [m]	7,5
V_e tensão da rede elétrica [V]	127
ΔV_e queda máxima conforme NBR 5410 [%]	4
A [mm ²] calculado	$1,099 \times 10^{-7}$
A [mm ²] calculado	0,1099

Fonte: Elaborado pelo Autor, 2024.

Quadro 14 - Resultado do dimensionamento pelo método de instalação.

Método de instalação	Nº 11B: Cabo unipolares ou cabo multipolar afastado do teto mais de 0,3 vez o diâmetro do cabo.
Método de referência	C
Material de isolamento do condutor	PVC
Temperatura máxima no condutor	70°C
Temperatura ambiente	30°C
Área da seção transversal do condutor	0,75 mm ²
Número de condutores energizados	2 - para circuitos monofásicos.
Número de circuitos energizados agrupados	2, sendo um de alimentação da fonte e um de alimentação dos atuadores.
Fator de correção para agrupamento de circuitos de condutores	0,707
Corrente máxima suportada pelo condutor	9,19 A

Fonte: Elaborado pelo Autor, 2014.

Tendo em vista que as correntes elétricas máximas consumidas pelo atuador linear e pela fonte de alimentação são 2 A e 6,35 A respectivamente, a seleção do condutor de 0,75 mm² de seção transversal atende a ambos os casos.

Para fazer a alimentação dos componentes elétricos foram adquiridos 2,5 metros de cabo multipolar 12 vias de 0,75 mm² para a interligação entre fonte, atuadores e botões do controle remoto e 2,5 metros de cabo multipolar 3 vias de 1,5 mm² com um plugue macho de 3 pinos 10 A para a interligação entre tomada 127/220V e a fonte.

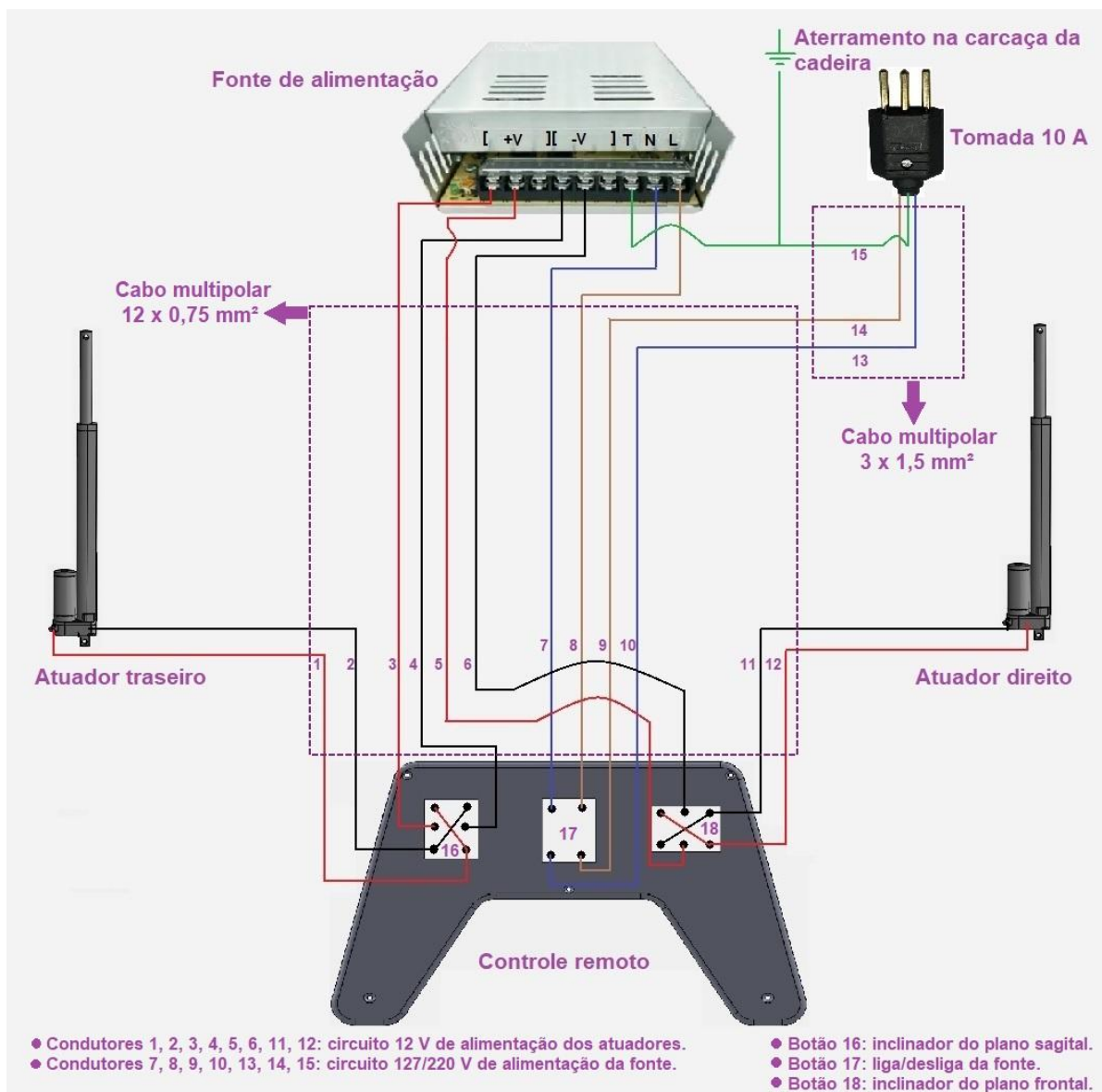
Após todas as instalações elétricas concluídas, o controle remoto com fio (Figura 51) foi montado e ficou a uma distância máxima de 2,5 metros da cadeira, podendo ser operado de forma segura e a fonte foi fixada na parte traseira da coluna central. O condutor de aterramento vindo da tomada de três tipo foi interligado ao conector terra da fonte e à carcaça metálica da cadeira inclinável para proteger o paciente contra choque elétrico em caso de eventual escape de energia elétrica. O esquema elétrico geral da cadeira é mostrado na Figura 52.

Figura 51 - Controle remoto com fio finalizado.



Fonte: Elaborado pelo Autor, 2014.

Figura 52 - Esquema elétrico geral da cadeira inclinável.



Fonte: Elaborado pelo Autor, 2024.

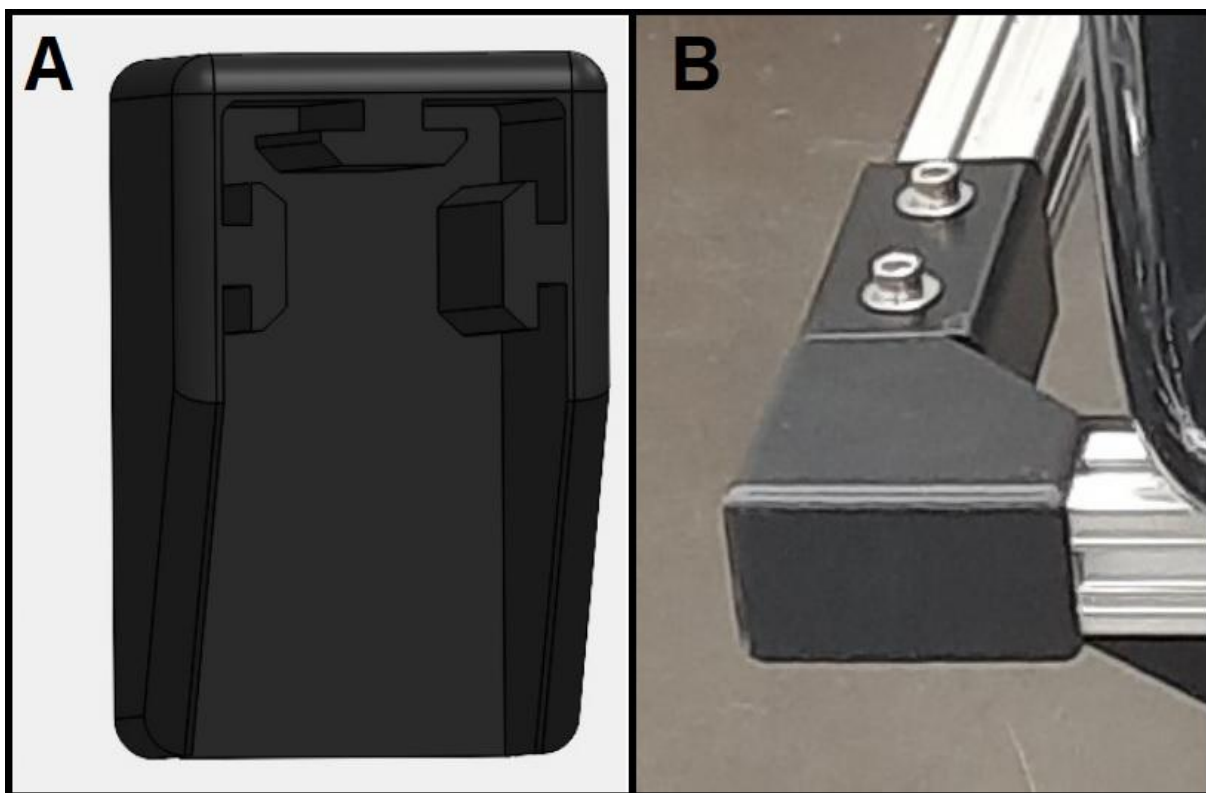
5.3 ACABAMENTO

Os acessórios de acabamento para as estruturas e componentes metálicos foram desenvolvidos através de desenho no *software* SolidWorks® e impressão 3D em material plástico ABS de cor preta. As dimensões utilizadas permitiram a montagem com interferência dos acessórios nos respectivos locais de instalação e a fixação ainda foi reforçada com auxílio de cola quente.

Para os cantos frontais foi desenvolvido o acessório fabricado 01 mostrado na Figura 53 e o desenho técnico encontra-se no Apêndice J. Nos cantos traseiros foi utilizado o acessório fabricado 02 mostrado na Figura 54 (desenho técnico encontra-se no Apêndice K). Para tampar as bordas externas dos tubos extensores dos pés da cadeira foi criado o acessório fabricado 03 mostrado na Figura 55 (desenho técnico encontra-se no Apêndice L). O incômodo das quinas e terminais elétricos da fonte de alimentação foi solucionado com a instalação do acessório fabricado 04, cobrindo toda a fonte e permitindo a passagem de ar pelo ventilador conforme mostrado na Figura 56 (desenho técnico encontra-se no Apêndice M).

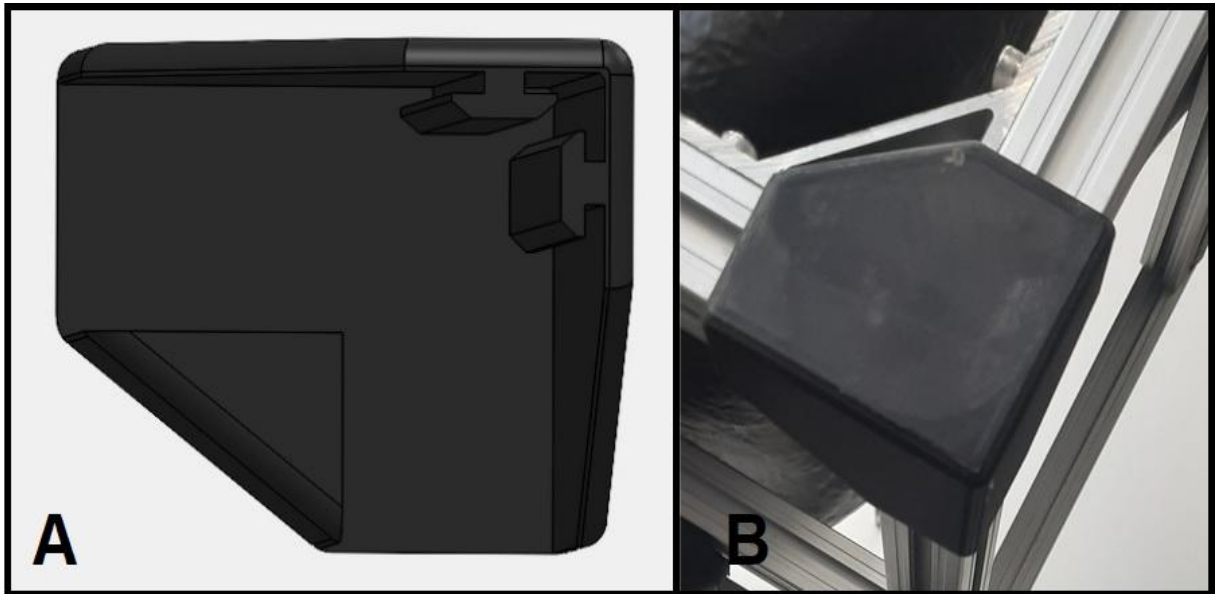
No banco de fibra que possui dois parafusos de cabeça cilíndrica abaulada no assento e dois no encosto foram instaladas duas placas de manta EVA de cor preta com 5 mm de espessura sobre as superfícies para dar conforto ao paciente, evitando que o mesmo sinta a presença dos parafusos, conforme mostrado na Figura 57. Para tampar as cavidades dos perfis de alumínio foram instaladas canaletas plásticas de cor preta fornecidas pelo mesmo fabricante dos perfis.

Figura 53 - Acessório fabricado 01. A - Desenho CAD. B - Montagem na cadeira.



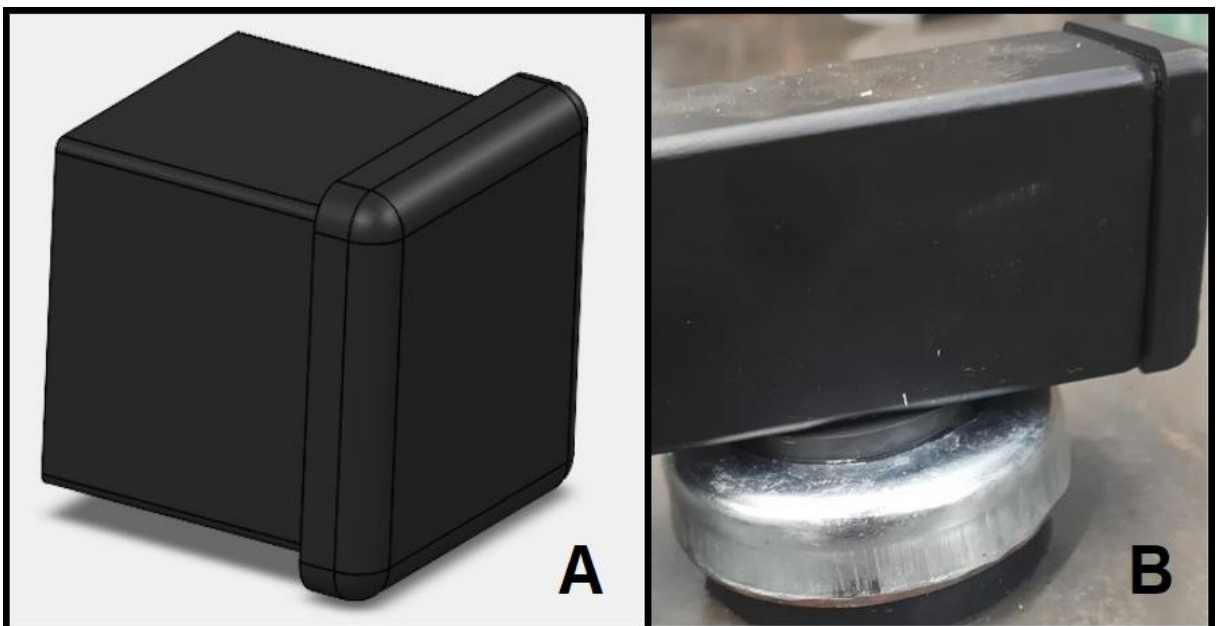
Fonte: Elaborado pelo Autor, 2024.

Figura 54 - Acessório fabricado 02. A - Desenho CAD. B - Montagem na cadeira.



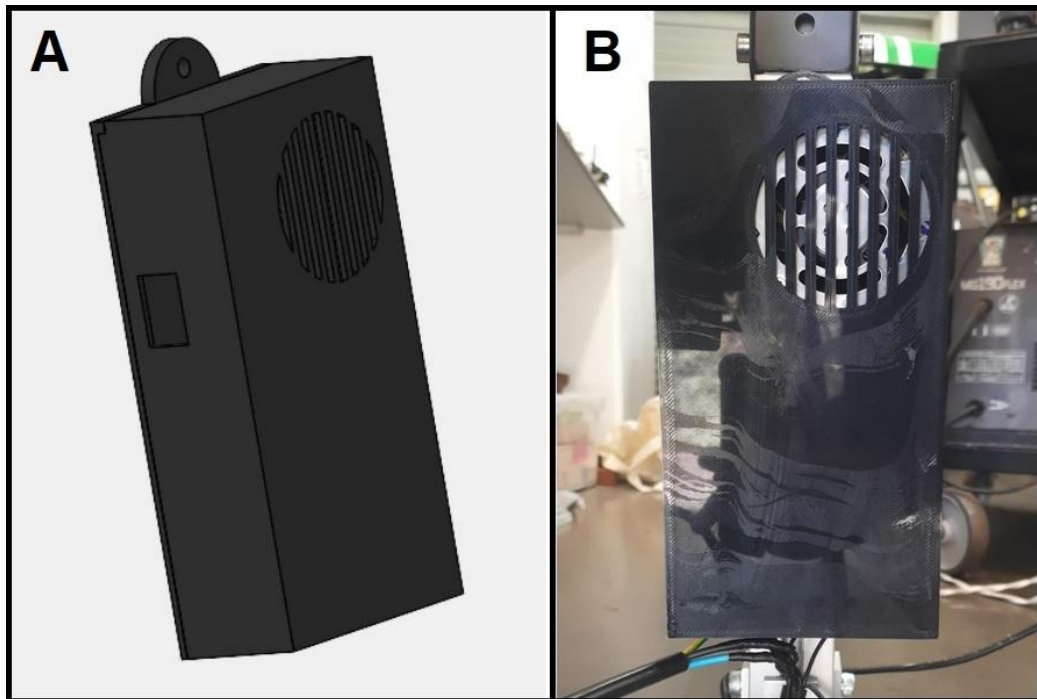
Fonte: Elaborado pelo Autor, 2024.

Figura 55 - Acessório fabricado 03. A - Desenho CAD. B - Montagem na cadeira.



Fonte: Elaborado pelo Autor, 2024.

Figura 56 - Acessório fabricado 04. A - Desenho CAD. B - Montagem na cadeira.



Fonte: Elaborado pelo Autor, 2024.

Figura 57 - Instalação de mantas de EVA no assento e encosto do banco de fibra.



Fonte: Elaborado pelo Autor, 2024.

5.4 MONTAGEM COMPLETA, EXPERIMENTOS EM LABORATÓRIO, ENTREGA E UTILIZAÇÃO FINAL

Após a verificação e aprovação dos esforços mecânicos através dos cálculos e análises, da aquisição e/ou fabricação de todas as estruturas, mecanismos componentes e acessórios, do dimensionamento e instalação dos componentes elétricos, a montagem completa da cadeira com todas as suas partes foi realizada no Laboratório de Ensaios Mecânicos do Departamento de Engenharia Mecânica da UFTM, conforme mostrado na Figura 58. É importante ressaltar que todos os componentes da cadeira fabricados em aço carbono foram pintados com fundo preparador, secados e pintados posteriormente com tinta spray de cor preta para proteger as peças contra oxidação. Seguidamente à montagem, foram realizados testes com um humano voluntário com massa e altura aproximados de 80 kg e 1,84 m respectivamente para verificar as angulações e velocidades atingidas na prática, trazendo os seguintes resultados mostrados no Quadro 15.

Figura 58 - Montagem da cadeira no laboratório de engenharia.



Fonte: Elaborado pelo Autor, 2024.

Quadro 15 - Resultado das angulações e velocidades de inclinação.

Sentido de inclinação	Angulação máxima	Tempo total gasto partindo da posição zero grau	Velocidade média de inclinação
Para frente	30,30°	27,96 s	1,08°/s
Para trás	30,80°	28,44 s	1,08°/s
Para esquerda	30,00°	28,43 s	1,06°/s
Para direita	30,05°	28,53 s	1,05°/s

Fonte: Elaborado pelo Autor, 2024.

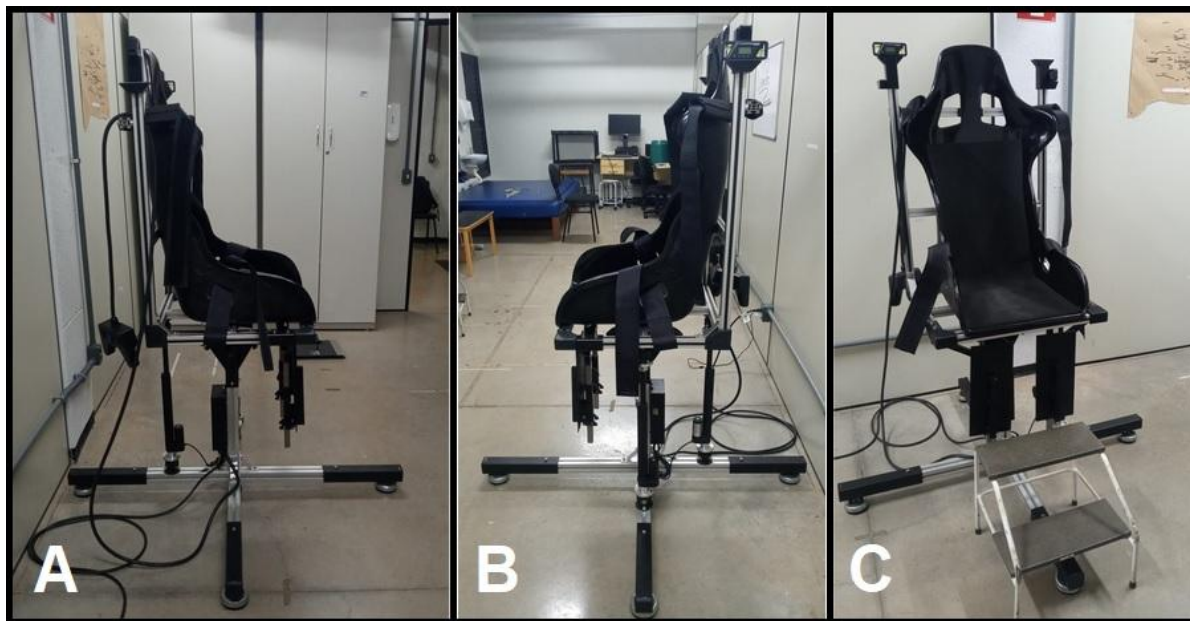
As angulações atingidas do assento nos quatro sentidos mostraram que a cadeira atingiu o objetivo proposto de inclinação máxima de $30 \pm 1^\circ$. As velocidades médias resultantes indicam que a cadeira cumpriu o requisito de velocidade de inclinação inferior à $1,5^\circ/\text{s}$.

Também foram medidas as correntes elétricas consumidas pelos atuadores elétricos lineares durante as inclinações do assento através de um multímetro digital. O atuador traseiro teve corrente máxima consumida de 1,20 A na inclinação para frente e de 1,22 A na inclinação para trás. Já o atuador direito resultou numa corrente máxima de 1,30 A na inclinação para esquerda e de 1,04 na inclinação para direita, mostrando que todas as situações consumiram corrente elétrica inferior ao limite de 2 A do atuador. Apesar de o fabricante do componente não fornecer dados sobre a corrente elétrica consumida em função da magnitude da carga na haste e do sentido do movimento, os resultados das correntes elétricas medidas mostraram que a inclinação para esquerda exigiu maior esforço do atuador, seguido das inclinações para trás, para frente e para a direita, indo de encontro a ordem de grandeza das forças de reação calculadas por MEF nas bases das juntas lateral e traseira.

Durante os testes de funcionamento da cadeira no laboratório de engenharia mecânica foram realizadas inspeções visuais para verificar possíveis comportamentos anormais de estruturas, componentes ou mecanismos através de ruídos, vibrações, folgas, desequilíbrios, deformações ou rupturas, não sendo detectada nenhuma anomalia. Posteriormente à comprovação do funcionamento adequado da cadeira no laboratório de engenharia realizou-se o transporte do equipamento para o DFAP da UFTM. Com uma massa total aproximada de 37 kg

(362,97 N), não houve dificuldades no transporte da cadeira, onde a mesma foi instalada no laboratório de fisioterapia conforme mostrado na Figura 59.

Figura 59 - Cadeira finalizada. A - Vista lateral esquerda. B - Vista lateral direita. C - Vista isométrica.



Fonte: Elaborado pelo Autor, 2024.

Antes do uso do equipamento em voluntários e pacientes do DFAP, foram dadas as seguintes instruções aos operadores da cadeira inclinável:

- Verificar tensão elétrica da tomada para selecionar posição da chave seletora de voltagem da fonte de alimentação da cadeira (no laboratório do DFAP foi utilizado a tensão de 127 V);
- Ajustar os coxins dos pés da cadeira para nivelá-la adequadamente ao solo;
- Permitir o uso da cadeira somente para pacientes com até 100 kg;
- Utilizar escada ou outro tipo de equipamento externo para o paciente subir e se acomodar no assento e encosto da cadeira de forma suave;
- Fixar adequadamente o paciente na cadeira através dos cintos de segurança;
- Realizar calibração dos inclinômetros através de comparação com outros instrumentos como goniômetro ou pêndulo sempre antes de cada avaliação;
- Utilizar protetor auricular no paciente para atenuar a audição do ruído da cadeira oriundo dos atuadores lineares;

- Não utilizar simultaneamente os botões de inclinação dos planos sagital e frontal, evitando que a cadeira faça inclinações diagonais para as quais o equipamento não foi projetado;
- Em caso de notar-se alguma irregularidade com o funcionamento da cadeira inclinável, suspender imediatamente o uso do equipamento e entrar em contato com o Departamento de Engenharia Mecânica da UFTM.

Após a instalação da cadeira e a orientação sobre o uso dela, o equipamento foi entregue ao DFAP para uso em pacientes e voluntários da universidade. Até o momento da escrita deste trabalho, o equipamento foi utilizado em 52 pessoas em um intervalo de 30 dias. A idade dos participantes variou entre 20 e 85 anos, a massa entre 41,4 e 105,6 kg e a altura entre 1,44 e 1,88 m. A imagem de um destes exames realizados da SVP é mostrada na Figura 60. Neste período, não houve nenhum questionamento por parte dos operadores ao Departamento de Engenharia Mecânica sobre o funcionamento da cadeira. Posteriormente a este período de testes, visitou-se o DFAP para verificar-se o estado de funcionamento e conservação do equipamento onde não foi encontrada nenhuma avaria.

Figura 60 - Exame da SVP sendo realizado em um paciente.

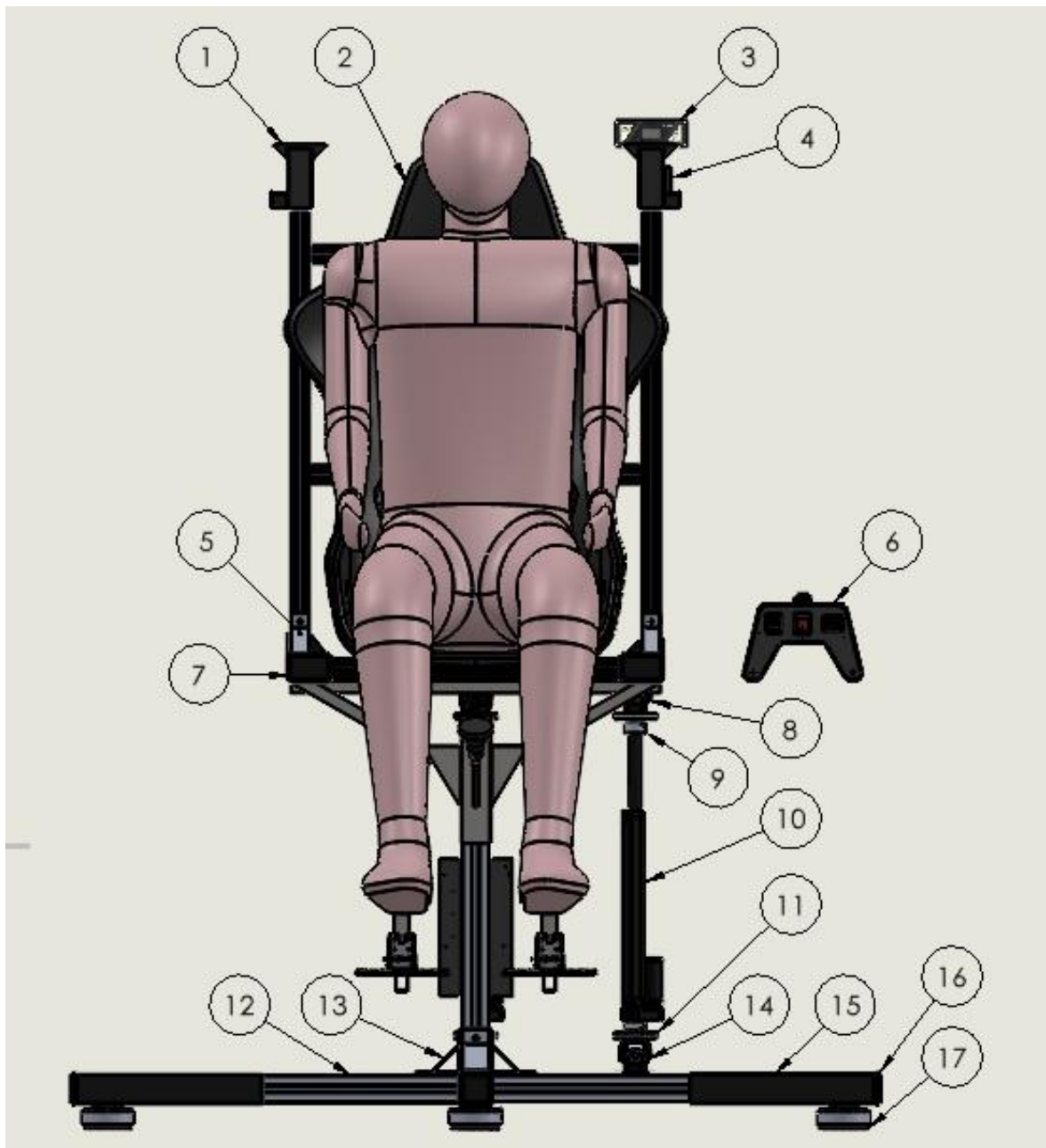


Fonte: Elaborado pelo Autor, 2024.

5.5 VISTAS DA CADEIRA E LISTAGEM DE CUSTOS

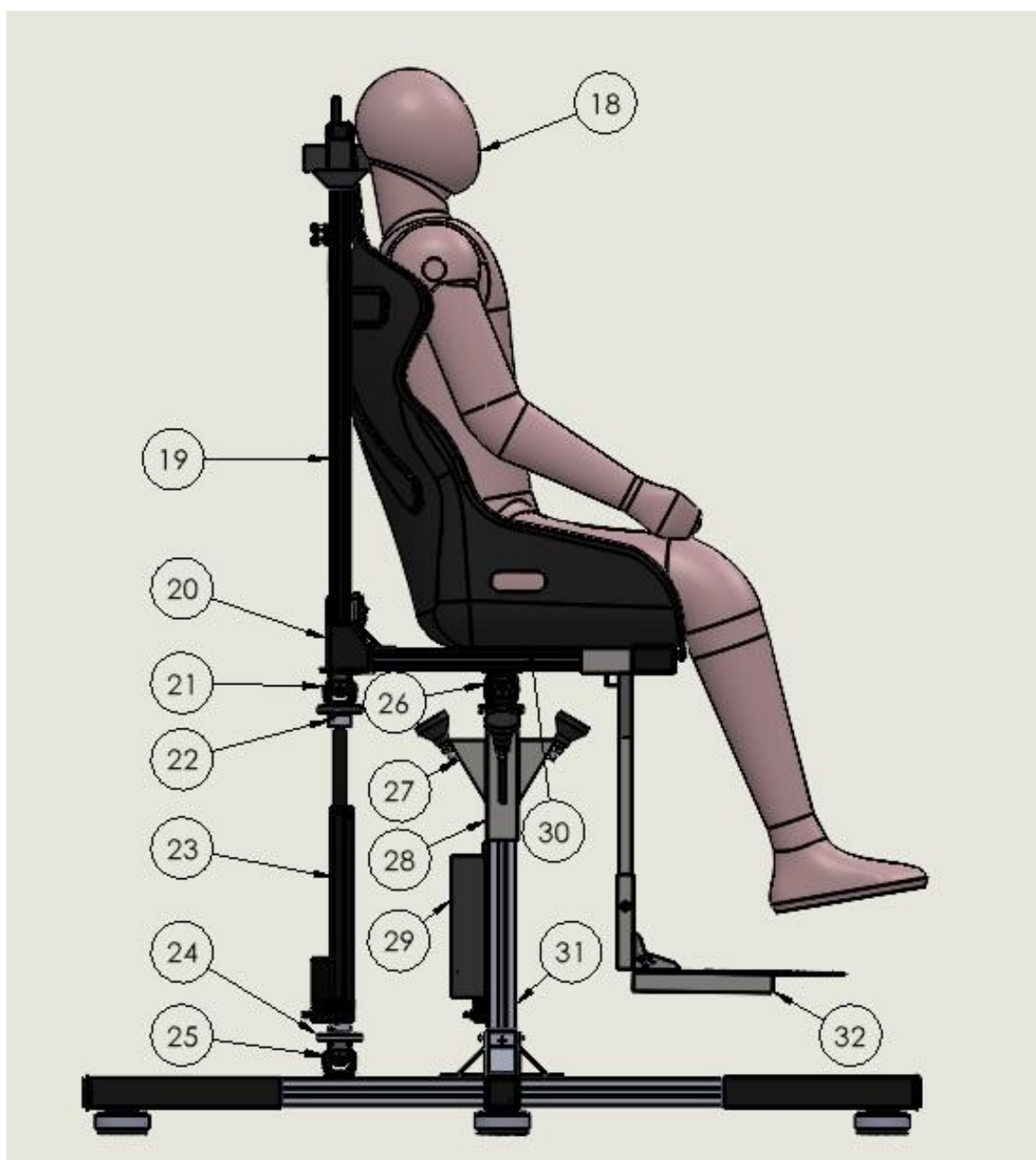
Com a finalidade de demonstrar as principais partes da cadeira inclinável foram elaboradas duas imagens com as vistas frontal e lateral do equipamento, com itens numerados de 1 a 32 mostradas nas Figuras 61 e 62, com a descrição de cada item informada no Quadro 16.

Figura 61 - Listagem de estruturas e componentes. Vista Frontal.



Fonte: Elaborado pelo Autor, 2024.

Figura 62 - Listagem de estruturas e componentes. Vista lateral esquerda.



Fonte: Elaborado pelo Autor, 2024.

Quadro 16 - Lista de principais estruturas, componentes e acessórios.

1) Componente fabricado 08 (suporte dos inclinômetros)	17) Coxins dos pés com regulagem de altura
2) Banco de fibra de vidro	18) Paciente da cadeira
3) Inclinômetro do plano frontal	19) Estrutura superior de alumínio (encosto e assento)
4) Inclinômetro do plano sagital	20) Acessório fabricado 02 (acabamento)
5) Cantoneira de reforço largura 30 mm	21) Junta articulada traseira superior
6) Componente fabricado 10 (controle remoto com fio)	22) Componente fabricado 03 traseiro
7) Acessório fabricado 01 (acabamento)	23) Atuador linear traseiro
8) Junta articulada lateral superior	24) Componente fabricado 04 traseiro
9) Componente fabricado 03 lateral	25) Junta articulada traseira inferior
10) Atuador linear lateral	26) Junta articulada central
11) Componente fabricado 04 lateral	27) Componente fabricado 06 (apoio de inclinação máxima)
12) Perfis 45x45 mm dos pés da cadeira	28) Componente fabricado 02
13) Cantoneira de reforço largura 45 mm	29) Fonte de alimentação com acessório fabricado 04 (capa)
14) Junta articulada lateral inferior	30) Componente fabricado 01
15) Componente fabricado 07 (extensor dos pés da cadeira)	31) Coluna central
16) Acessório fabricado 03 (acabamento)	32) Componente fabricado 05 (suporte para os pés do paciente)

Fonte: Elaborado pelo Autor, 2024.

Para informar os valores gastos na construção do equipamento, foi elaborada a listagem de todos os insumos utilizados na fabricação da cadeira inclinável, que são mostrados nos Quadros 17, 18 e 19.

Quadro 17 - Lista de insumos e custos utilizados na cadeira, parte 1.

Descrição	Quant.	Valor Unit.	Valor Total
Banco Concha, Fibra de Vidro, Tipo Gaiola, Buggy, Jeep, Kart Cross, Drift	1	R\$ 290,00	R\$ 290,00
Perfil estrutural em alumínio 30x30mm, básico canal 8 (metro)	6	R\$ 59,00	R\$ 354,00
Perfil estrutural em alumínio 45x45mm, básico canal 10 (metro)	3	R\$ 115,00	R\$ 345,00
Atuador elétrico linear 250mm, capacidade de carga 1000N, modelo HY01-12-250	2	R\$ 419,31	R\$ 838,62
Junta Universal Trambulador Cambio - 002163 Mb	5	R\$ 103,33	R\$ 516,65
Parafuso allen cabeça abaulada M8x50	6	R\$ 13,26	R\$ 79,56
Porca sextavada auto travante M8 chave 13	6	R\$ 1,74	R\$ 10,44
Arruela lisa tamanho 8	6	R\$ 1,20	R\$ 7,20
Arruela de pressão tamanho 8	6	R\$ 1,80	R\$ 10,80
Pé de borracha nivelador, diâmetro base 54 mm, parafuso M10x30.	5	R\$ 10,89	R\$ 54,45
Inclinômetro digital, modelo HW300, range 4x90°, resolução 0,05°.	2	R\$ 54,23	R\$ 108,46
Coxim anti vibração, diâmetro de base 85 mm, parafuso e porca 3/8" rosca UNC-16, capacidade de carga de 1500 kg	4	R\$ 38,75	R\$ 155,00
Cantoneira 75x75x43mm em alumínio para perfis base 45 e 50	4	R\$ 11,75	R\$ 47,00
Cantoneira 75x75x28mm em alumínio para perfis base 30 e 40	2	R\$ 9,00	R\$ 18,00
Conector rápido 90° para perfis em alumínio base 30	14	R\$ 12,25	R\$ 171,50
Conector rápido 90° para perfis em alumínio base 45	2	R\$ 19,99	R\$ 39,98

Fonte: Elaborado pelo Autor, 2024.

Quadro 18 - Lista de insumos e custos utilizados na cadeira, parte 2.

Descrição	Quant.	Valor Unit.	Valor Total
Porca T reforçada, canal 10, base 45, rosca M8	19	R\$ 2,66	R\$ 50,54
Porca T reforçada, canal 8, base 30, rosca M6	10	R\$ 1,86	R\$ 18,60
Parafuso allen inox cabeça cilíndrica M6x12mm	24	R\$ 1,11	R\$ 26,64
Parafuso allen inox cabeça cilíndrica M8x16mm	19	R\$ 2,39	R\$ 45,41
Dobradiça para pés de mesa dobrável 90 graus com trava KROK-Preto	2	R\$ 36,00	R\$ 72,00
Chapa de aço 1020, 5/16" cortada em forma triângulo reto, catetos 10x6 cm, kit com 4 peças	1	R\$ 10,00	R\$ 10,00
Chapa de aço carbono, superfície xadrez, espessura chapa #12 (2,65mm), 335x150 mm	2	R\$ 15,00	R\$ 30,00
Tira plástica na cor preta para acabamento em perfil alumínio 30x30 mm canal 8, barra com 6m comp.	3	R\$ 39,00	R\$ 117,00
Fonte chaveada 30A, 12V, 360W, entrada bivolt (110/220V)	1	R\$ 100,00	R\$ 100,00
Chave Interruptor Botão 6 Terminais Com Retorno Chave Pulsar	2	R\$ 35,00	R\$ 70,00
Chave gangorra liga/desliga com led azul, 4 terminais, 16A 250V, 20A 125V, modelo KCD2	1	R\$ 10,90	R\$ 10,90
Cabo PP de comando 12x0,75mm ² , sem blindagem, cor preta, c/ isolamento e cobertura PVC, 2,5 metros	1	R\$ 58,05	R\$ 58,05
Conector fêmea para terminal elétrico	16	R\$ 1,00	R\$ 16,00
Capa plástica para conector fêmea para terminal elétrico	16	R\$ 1,00	R\$ 16,00
Placa de EVA emborrachado	2	R\$ 9,99	R\$ 19,98
Prensa cabo BSP 1/2 longo PT S8522LPTI STECK	1	R\$ 6,00	R\$ 6,00
Plugue macho de tomada 3 pinos 10A preto	1	R\$ 7,86	R\$ 7,86
Cabo PP de alimentação 3x1,5mm ² 2,5 metros	1	R\$ 15,00	R\$ 15,00
Metalon quadrado, aço carbono, 20x20 mm, chapa #19 (1,06 mm), 2000 mm comprimento	1	R\$ 13,00	R\$ 13,00

Fonte: Elaborado pelo Autor, 2024.

Quadro 19 - Lista de insumos e custos utilizados na cadeira, parte 3.

Descrição	Quant.	Valor Unit.	Valor Total
Metalon quadrado, aço carbono 50x50 mm chapa #14 (2mm) 200 mm comprimento	1	R\$ 15,00	R\$ 15,00
Metalon quadrado, aço carbono 50x50 mm chapa #14 (2mm) 300 mm comprimento	4	R\$ 15,00	R\$ 60,00
Metalon quadrado, aço carbono, 40x40 mm, chapa #11 (3mm), 150 mm comprimento	2	R\$ 6,00	R\$ 12,00
Metalon quadrado, aço carbono, 25x25 mm, chapa #18 (1,25mm), 1000 mm comprimento	1	R\$ 12,00	R\$ 12,00
Metalon quadrado, aço carbono, 30x20 mm, chapa #18 (1,25mm), 500 mm comprimento	1	R\$ 10,00	R\$ 10,00
Filamento ABS preto Premium para impressora 3D, diâmetro 1,75 mm, peso líquido de 1 kg	1	R\$ 120,00	R\$ 120,00
TOTAL			R\$ 3.978,64

Fonte: Elaborado pelo Autor, 2024.

6 DISCUSSÃO

6.1 REFERENCIAMENTO

Estudos demonstram que dificuldades no controle postural humano são decorrentes de disfunções em sistemas biológicos fundamentais para o equilíbrio do corpo. Essas disfunções podem ser oriundas de doenças, de lesões e do próprio envelhecimento natural e a percepção inadequada da verticalidade subjetiva é capaz de prejudicar consideravelmente a qualidade de vida de uma pessoa podendo levá-la a problemas em realizar tarefas cotidianas como sentar, ficar de pé ou caminhar. Existem diferentes formas de examinar a percepção da verticalidade, porém pode-se inferir que as mais frequentemente utilizadas em pacientes com comprometimento neurológico são a SVV, a SVH e a SVP.

A necessidade do DFAP da UFTM de possuir uma cadeira inclinável segura e de baixo custo para a avaliação da SVP em seus pacientes e as inconsistências verificadas na concepção de equipamentos em artigos médicos e patenteados para a execução do referido exame foram as motivações para a realização deste trabalho.

Com o intuito de conhecer os protocolos, requisitos e melhores práticas para a construção de uma cadeira inclinável de avaliação da SVP, foram utilizadas referências de artigos de fisioterapia, bibliografias de engenharia e as próprias demandas específicas do DFAP da UFTM. Para a elaboração do equipamento objeto deste trabalho, incluindo suas estruturas e componentes, foram levados em consideração questões de engenharia, sustentabilidade, comercialidade de insumos e custos financeiros.

6.2 CONSTRUÇÃO E UTILIZAÇÃO

Os perfis de alumínio utilizados nas estruturas da parte superior e inferior da cadeira tiveram o objetivo de deixar o equipamento leve, sustentável (pela reciclabilidade do material), de fácil montagem, esteticamente agradável e com a devida resistência mecânica necessária para operar com segurança.

O banco de fibra de vidro e os cintos de segurança utilizados para acomodar os pacientes na cadeira tiveram dimensões preparadas para comportar uma pessoa com aproximadamente 100 kg de massa e 1,83 m de altura. Nos testes no laboratório de fisioterapia, o equipamento foi utilizado em pacientes e voluntários com massa variando entre 41,4 e 105,6 kg e altura variando entre 1,44 e 1,88 m, não sendo relatada pelos operadores nenhuma dificuldade em acomodar os pacientes na cadeira.

A utilização de dois atuadores lineares comerciais para inclinar o assento e encosto da cadeira, um no plano frontal e outro no plano sagital, mostrou-se eficiente, segura e econômica para as condições em que foram selecionados e testados.

As seleções e dimensionamentos dos componentes elétricos tiveram o objetivo de deixar a operação do equipamento segura e confiável, não extrapolando limites de corrente e tensão elétrica suportados, dando conforto tátil e distância adequada ao operador do controle remoto e também segurança contra possível choque elétrico ao paciente da cadeira.

As inclinações e velocidades do assento e encosto da cadeira atingidas na utilização indicam que o equipamento cumpriu os requisitos de angulação e velocidade estabelecidos no projeto.

O emprego de acessórios de acabamento fabricados em plástico ABS por impressora 3D e adquiridos comercialmente contribuíram para eliminar pontos que poderiam causar ferimentos em pacientes ou operadores da cadeira.

Os testes em campo no laboratório de fisioterapia evidenciaram que a cadeira teve um comportamento adequado de funcionamento em todos os aspectos envolvidos e indicam que o equipamento atende às demandas do DFAP nas condições de operação estabelecidas.

O custo total de construção no valor de R\$ 3.978,64 foi considerado acessível pelos desenvolvedores e operadores do equipamento, apesar de as cadeiras verificadas em artigos e patentes não informarem seus custos de aquisição para poder ser obtida uma comparação.

6.3 COMPORTAMENTO MECÂNICO

Os cálculos analíticos e simulações por MEF para as estruturas e componentes estudados resultaram em condições de esforços mecânicos que não ultrapassam o limite de escoamento de seus materiais, indicando que estes elementos suportam as cargas a eles submetidas e não tendem a sofrer deformações plásticas permanentes ou rupturas para as condições analisadas.

Os fatores de segurança encontrados para os cálculos de esforços mecânicos realizados resultaram em valores iguais ou maiores à 1,3, sendo este o mínimo necessário para garantir a segurança de acordo com determinados critérios, segundo metodologia de Norton (2013) adotada neste trabalho.

As inclinações realizadas pela cadeira mostraram-se estáveis em relação ao equilíbrio, tanto na análise pelo *software* quanto nos testes práticos, indicando que o equipamento pode operar com segurança não tendendo a tombamentos nas condições estabelecidas.

Nas observações e inspeções visuais do desempenho da cadeira nos testes práticos e no relato de uso pelos operadores, não foi mencionado nenhum problema aparente. Assim, pode-se inferir que os desempenhos das estruturas e componentes atenderam as expectativas.

6.4 LIMITAÇÕES DO ESTUDO

Sendo o equipamento construído um primeiro protótipo que posteriormente pode ser melhorado, alguns elementos da cadeira não tiveram seus esforços mecânicos analisados particularizadamente, seja por serem bastante robustos como os quatro pés da cadeira com seus tubos extensores e coxins niveladores de alta capacidade de carga, ou pelo motivo da possível falha não acarretar risco de queda ao paciente da cadeira como o caso do suporte para os pés. Porém, os resultados dos esforços verificados e dos testes práticos realizados indicam que a cadeira pode operar com segurança e confiabilidade para as condições que foram propostas.

Atendendo aos critérios de operação estabelecidos, a cadeira inclinável não foi desenvolvida para inclinações diagonais, ou seja, utilizando simultaneamente angulação do assento para os planos sagital e frontal. Caso surja a necessidade de

realizar-se tais inclinações, requer-se antes um estudo das implicações para as estruturas e componentes e do equilíbrio do equipamento.

Possíveis pacientes para a cadeira podem apresentar massa maior que 100 kg, possuindo altura demasiadamente superior a 1,83 m e também largura maior que as dimensões do banco de fibra conseguem acomodar, o que foge das condições analisadas neste estudo. Com maiores massas, alturas e larguras de indivíduos, a quantidade de carga, posição do CM e tipo de banco tendem a variar substancialmente, o que requer um estudo mais aprofundado de como a cadeira com suas estruturas e componentes pode ser adaptada para receber esses tipos de pacientes, suportando tais esforços.

Ruídos provenientes do acionamento dos atuadores lineares mostraram causar interferência na percepção da SVP por parte de alguns pacientes, pelo fato do atuador emitir barulhos diferentes conforme deslocamento da haste e carga mecânica aplicada decorrentes da posição da inclinação do assento da cadeira. Um inconveniente complexo que deve ser solucionado em trabalhos futuros.

6.5 SUGESTÕES PARA TRABALHOS FUTUROS

Com a finalidade de dar continuidade a este trabalho, sugere-se como trabalhos futuros:

- Analisar detalhadamente o comportamento mecânico de outros elementos do equipamento como por exemplo o banco de fibra de vidro, o suporte para os pés do paciente e as juntas articuladas.
- Realizar análises dinâmicas e estudos de fadiga nas estruturas e componentes da cadeira.
- Estudar a possibilidade do aumento de massa, altura e largura do paciente da cadeira, suas implicações para a cadeira e como adaptá-la para suportar os esforços mecânicos.
- Verificar as consequências de inclinações diagonais do assento para estruturas, componentes e equilíbrio da cadeira.

- Estudar soluções para a eliminação da percepção auditiva, por parte dos pacientes, do acionamento dos atuadores elétricos do equipamento.
- Adaptar o cinto de segurança para prender na cadeira o quadril e as coxas das pernas do paciente.
- Controlar a cadeira remotamente por um controle sem fio ou por aplicativo de smartphone.

7 CONCLUSÃO

Este trabalho buscou desenvolver uma cadeira inclinável para a avaliação da Subjetiva Vertical Postural em pacientes com comprometimento neurológico para atender as necessidades de pesquisas fisioterápicas do Departamento Didático-Científico de Fisioterapia Aplicada da UFTM. Com o devido referencial teórico da avaliação da SVP, dos conceitos de engenharia no projeto de máquinas e a aquisição e fabricação de estruturas e componentes compatíveis com o projeto, conseguiu-se construir um equipamento de peso leve, motorizado eletricamente, confortável para pacientes e operadores e de custo relativamente acessível no valor de R\$ 3.978,64.

Os resultados dos cálculos e dimensionamentos, além dos testes práticos da cadeira realizados no Laboratório de Ensaios Mecânicos do Departamento de Engenharia Mecânica e no DFAP indicam que o equipamento atendeu as expectativas de acomodação do paciente, angulação, velocidade, estabilidade e praticidade previstas e que pode operar com segurança e confiabilidade para realizar os exames da SVP em pacientes da universidade.

A posse de uma cadeira inclinável motorizada eletricamente por uma universidade pública traz a possibilidade de ampliação das pesquisas na área de controle postural, dando mais apoio aos pacientes dos centros de reabilitação e oportunidades de alunos dos cursos de graduação e pós-graduação em fisioterapia presenciarem a utilização de um equipamento antes visto somente em teoria. Também dá a possibilidade de incorporação deste equipamento em outros centros de saúde ligados ao Sistema Único de Saúde (SUS) da região.

Portanto, o estudo realizado por este trabalho oferece percepções importantes para o desenvolvimento e construção de equipamentos didático-científicos voltados para a área da saúde em universidades públicas brasileiras, que frequentemente enfrentam limitações de recursos financeiros. Ao propor uma solução acessível para a avaliação da SVP, este projeto pode servir como referência para novos estudos e iniciativas, contribuindo para a inovação e viabilidade de equipamentos na educação e prática científica.

REFERÊNCIAS

ABNT - Associação Brasileira de Normas Técnicas. **NBR 5410:2004 – Instalações elétricas de baixa tensão**. Rio de Janeiro: ABNT, 2004.

ANGEL FIBRAS. **Angel Fibras**, 2020. Imagem do banco de fibra de vidro modelo AF001. Disponível em: <https://www.angelfibras.com/>. Acesso em: 03 nov. 2024.

BAGGIO, J. A. O.; MAZIN, S. S. C.; ALESSIO-ALVES, F. F.; BARROS, C. G. C.; Carneiro A. A. O.; LEITE, J. P.; PONTES-NETO, O. M.; SANTOS-PONTELLI, T. E. G. *Verticality Perceptions Associate with Postural Control and Functionality in Stroke Patients*. **PLOS ONE**. v. 11, n. 3 e. 0150754. 2016. DOI: <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0150754>.

BISDORFF, A. R.; WOLSLEY, C. J.; ANASTASOPOULOS, D.; BRONSTEIN, A. M.; GRETTY, M. A. *The Perception of body verticality (subjective postural vertical) in peripheral and central vestibular disorders*. **BRAIN**. v. 119, e. 5, p. 1523-1534. 1996. DOI: <https://doi.org/10.1093/brain/119.5.1523>.

BRONSTEIN, A. M. (2009). Verticality Perception. In: Binder, M.D., Hirokawa, N., Windhorst, U. (eds) **Encyclopedia of Neuroscience**. Springer, Berlin, Heidelberg. DOI: https://doi.org/10.1007/978-3-540-29678-2_6280

BUDAGHER; MICHAEL. **Three-Axis Rotation System and Method**. Titular: OVARD, LLC. Patente nº CA2974677. Depósito: 18 jan. 2016. Publicação: 28 jul. 2016. Classificação CIP: A61H 1/00, A61H 99/00, A61G 7/002. Classificação CPC: A61H 2201/1673, A61H 2201/1215, A61G 15/02, A61H 1/001.

BUDYNAS, R.; NISBETT, J. K. **Elementos de máquinas de Shigley**. Editora Bookman: Grupo A, 2016. *E-book*. ISBN 9788580555554. Disponível em: <https://integrada.minhabiblioteca.com.br/#/books/9788580555554/>. Acesso em: 28 set. 2023.

COLLINS, J. A.; BUSBY, H.; STAAB, G. **Projeto Mecânico de Elementos de Máquinas, 2ª edição**. Editora LTC: Grupo GEN, 2019. *E-book*. ISBN 9788521636243. Disponível em: <https://integrada.minhabiblioteca.com.br/#/books/9788521636243/>. Acesso em: 28 set. 2023.

CONCEIÇÃO, L. B.; BAGGIO, J. A. O.; MAZIN, S. C.; EDWARDS, D. J.; SANTOS, T. E. G. *Normative data for human postural vertical: A systematic review and meta-analysis*. **PLOS ONE**. v. 13, n. 9, e. 0204122. 2018. DOI: <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0204122>.

COOPERMETAL, **Aplicações do perfil de alumínio**, 2023. Disponível em: <https://www.coppermetal.com.br/blog/aplicacoes-do-perfil-de-aluminio>. Acesso em: 04 jan. 2024.

DE SOUZA, L. A. P. S.; FERREIRA, L. R.; SILVA, A. C. B.; BAZAN, R.; LUVIZUTTO, G.J. Visual and haptic verticality misperception and trunk control within 72 h after stroke. **Journal of Bodywork and Movement Therapies**. v. 27, p. 676-681. 2021. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.jbmt.2021.05.005>.

FERREIRA, L. R.; FERREIRA, F. J. P. A.; CAMPOS, F. A.; LUVIZUTTO, G. J.; SOUZA, L. A. P. S. *Evaluation of subjective vertical perception among stroke patients: a systematic review*. **Arq Neuropsiquiatr**. v. 79, n. 11, p. 1026-1034. 2021. DOI: <https://doi.org/10.1590/0004-282x-anp-2020-0584>.

FONSECA, B. H. S.; ANDRADE, P. H. S.; HENRIQUE, M. E. S. A.; BAGGIO, J. A. O.; BAZAN, R.; DE SOUZA, L. A. P. S.; LUVIZUTTO, G. J. Perception of verticality in the post-COVID-19 condition correlates to infection severity. **Journal of Central Nervous System Disease**. v. 15. 2023. DOI: <https://doi.org/10.1177/11795735231195693>.

FUKATA, K.; ANIMOTO, K.; FUJINO, Y.; INOUE, M.; INOUE, M.; TAKAHASHI, Y.; SEKINE, D.; MAKITA, S.; TAKAHASHI, H. *Starting position effects in the measurement of the postural vertical for pusher behavior*. **Experimental Brain Research**. v. 238, p. 2199–2206. 2020. DOI: <https://doi.org/10.1007/s00221-020-05882-z>.

FUKATA, K.; AMIMOTO, K.; SEKINE, D.; IKARASHI, Y.; FUJINO, Y.; INOUE, M.; INOUE, M.; ISHIHARA, S.; TAKAHASHI, H.; MAKITA, S. *Test-retest reliability of and age-related changes in the subjective postural vertical on the diagonal plane in healthy subjects*. **Atten Percept Psychophys**. v. 81, p. 590-597. 2019. DOI: <https://doi.org/10.3758/s13414-018-1627-3>.

GOMES, F. **Portfólio de biomecânica: centro de gravidade e estabilidade**. Publicado em: 14 jun. 2015. Disponível em: <http://fernandagomesbiomecanica.blogspot.com/2015/06/centro-de-gravidade-e-estabilidade.html>. Acesso em 05 set. 2024.

GRAAFF, Kent M. Van de. **Anatomia Humana**. Barueri: Editora Manole, 2003. E-book. ISBN 9788520452677. Disponível em: <https://integrada.minhabiblioteca.com.br/#/books/9788520452677/>. Acesso em: 05 set. 2024.

HOUSE, R. **Random House Dictionary of the English Language**. Ed. 2. unabridged, S. B. Flexner, ed, Random House: New York, 1987, p. 1151.

ISRAËL, I.; GIANNOPULU, I. *Subjective posture in tridimensional space*. **Journal of Vestibular Research**. v. 22, n. 4, p. 173-180. 2012. DOI: <https://doi.org/10.3233/ves-2012-0450>.

NORTON, R. L. **Projeto de máquinas**. Editora Bookman: Grupo A, 2013. *E-book*. ISBN 9788582600238. Disponível em: <https://integrada.minhabiblioteca.com.br/#/books/9788582600238/>. Acesso em: 28 set. 2023.

OZKUL, T.; OZKUL, M. H. **Vertigo Rehabilitation Device with Diagnostic Support Mechanism**. Patente nº WO2022203637. Depósito: 23 mar. 2022. Publicação: 29 set. 2022. Classificação CCP: A61B 5/4023, A61B 5/4863, A61F 11/00.

PÉRENNOU, D. A.; MAZIBRADA, G.; CHAUVINEAU, V.; GREENWOOD, R.; ROTHWELL, J.; GREYSTY, M. A.; BRONSTEIN, A. M. *Lateropulsion, pushing and verticality perception in hemisphere stroke: a causal relationship?* **Brain**. v. 131, n. 9, p. 2401–2413. 2008. DOI: <https://doi.org/10.1093/brain/awn170>.

SAEYS, W.; VEREECK, L.; BEDEER, A.; LAFOSSE, C.; TRUIJEN, S.; WUYTS, F. L.; HEYNING, P. V. *Suppression of the E-effect during the subjective visual and postural vertical test in healthy subjects*. **European Journal of Applied Physiology**. v. 109, p. 297–305. 2010. DOI: <https://doi.org/10.1007/s00421-010-1355-4>.

SAEYS, W.; VEREECK, L.; TRUIJEN, S.; LAFOSSE, C.; WUYTS, F. P.; HEYNING, P. V. *Influence of sensory loss on the perception of verticality in stroke patients*. **Disability and Rehabilitation**. v. 34, n. 23, p. 1965-1970. 2012. DOI: <https://doi.org/10.3109/09638288.2012.671883>.

SANTOS, R. B. **Projeto de Máquina: Objetivo, Etapas e Vantagens**. Publicado em 27 fev. 2022. Disponível em: <https://precisaoeng.com/blogprecisao/projeto-de-maquina-objetivo-etapas-e-vantagens/>. Acesso em 28 set. 2023.

THOMAS, R. V. **Examination Chair**. Titular: Brooks Kushman P.C. Patente nº US20070106184. Depósito: 12 nov. 2004. Publicação: 10 mai. 2007. Concessão: 29 nov. 2011. Classificação CIP: A61H 1/00, A61H 1/02, A61H 5/00, A63G 1/00, A61B 1/06, A61B 13/00.

UFTM. Universidade Federal do Triângulo Mineiro [2023]. Disponível em: <https://www.uftm.edu.br/ics/departamentos/dfa>. Acesso em: 26 jun. 2023.

APÊNDICES

No Apêndice A está apresentado o desenho técnico com vistas ortogonais do componente fabricado 01.

No Apêndice B está apresentado o desenho técnico com vistas ortogonais do componente fabricado 02.

No Apêndice C está apresentado o desenho técnico com vistas ortogonais do componente fabricado 03.

No Apêndice D está apresentado o desenho técnico com vistas ortogonais do componente fabricado 04.

No Apêndice E está apresentado o desenho técnico com vistas ortogonais do componente fabricado 05.

No Apêndice F está apresentado o desenho técnico com vistas ortogonais do componente fabricado 06.

No Apêndice G está apresentado o desenho técnico com vistas ortogonais do componente fabricado 07.

No Apêndice H está apresentado o desenho técnico com vistas ortogonais do componente fabricado 08.

No Apêndice I está apresentado o desenho técnico com vistas ortogonais do componente fabricado 10.

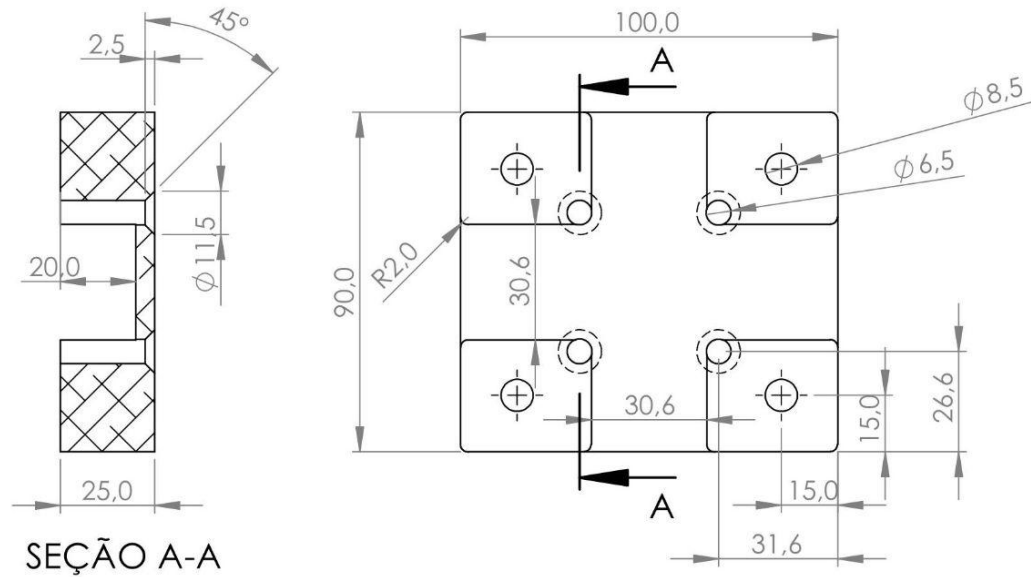
No Apêndice J está apresentado o desenho técnico com vistas ortogonais do acessório fabricado 01.

No Apêndice K está apresentado o desenho técnico com vistas ortogonais do acessório fabricado 02.

No Apêndice L está apresentado o desenho técnico com vistas ortogonais do acessório fabricado 03.

No Apêndice M está apresentado o desenho técnico com vistas ortogonais do acessório fabricado 04.

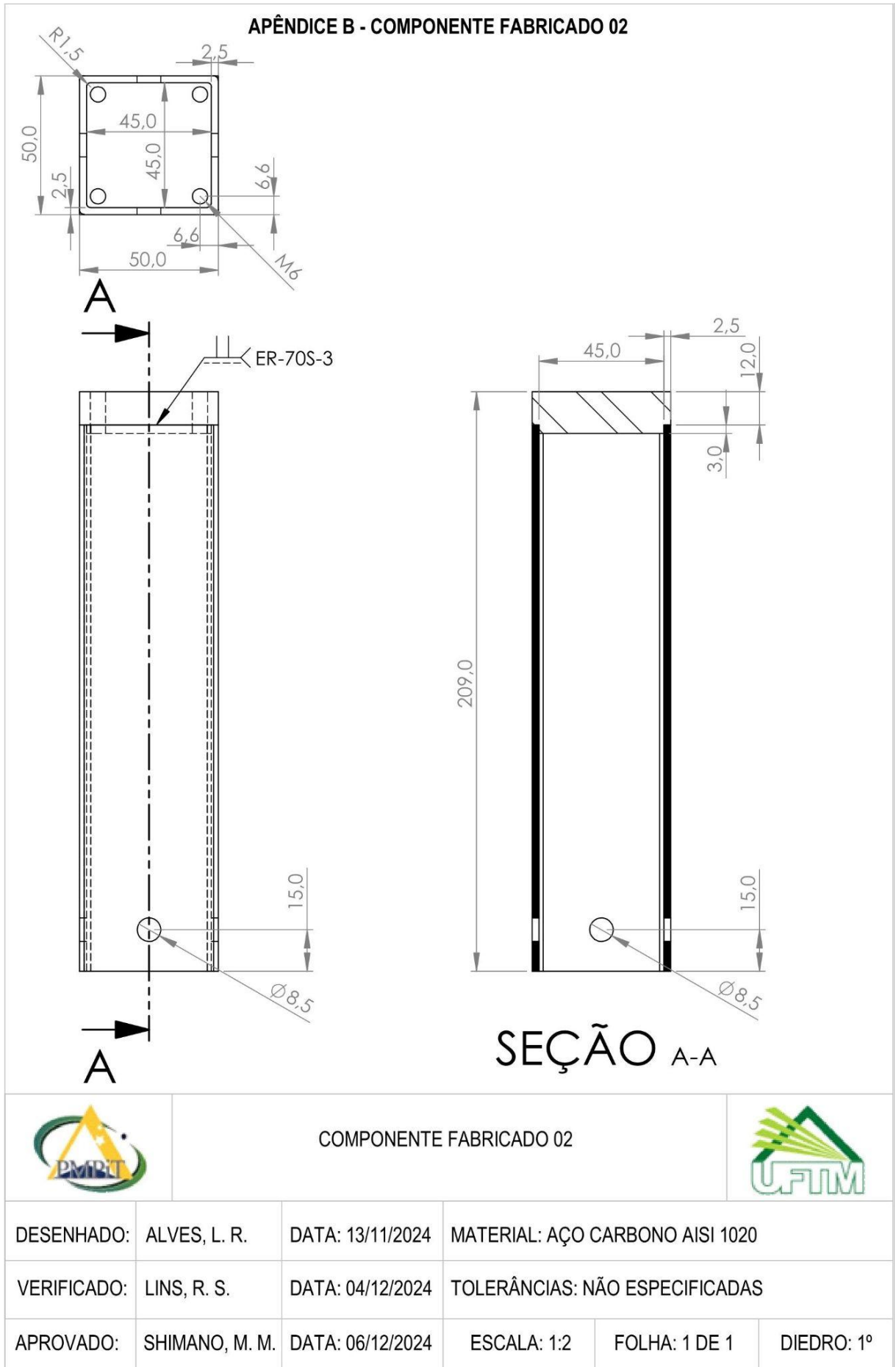
APÊNDICE A - COMPONENTE FABRICADO 01



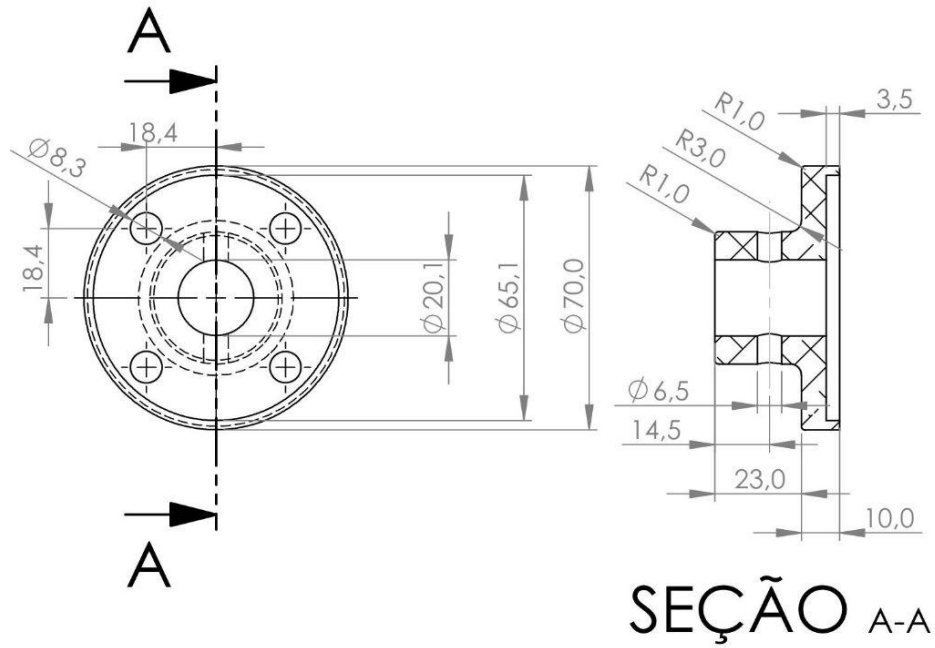
COMPONENTE FABRICADO 01



DESENHADO:	ALVES, L. R.	DATA: 12/11/2024	MATERIAL: ALUMÍNIO 6063-T5		
VERIFICADO:	LINS, R. S.	DATA: 04/12/2024	TOLERÂNCIAS: NÃO ESPECIFICADAS		
APROVADO:	SHIMANO, M. M.	DATA: 06/12/2024	ESCALA: 1:2	FOLHA: 1 DE 1	DIEDRO: 1º



APÊNDICE C - COMPONENTE FABRICADO 03

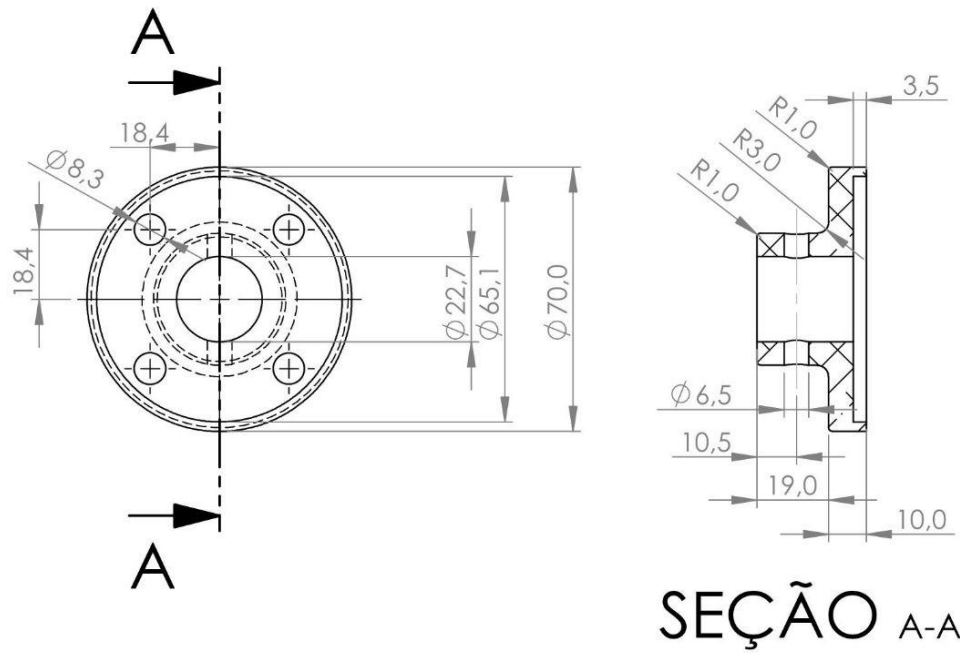


COMPONNTE FABRICADO 03



DESENHADO:	ALVES, L. R.	DATA: 18/11/2024	MATERIAL: ALUMÍNIO 6063-T5			
VERIFICADO:	LINS, R. S.	DATA: 04/12/2024	TOLERÂNCIAS: NÃO ESPECIFICADAS			
APROVADO:	SHIMANO, M. M.	DATA: 06/12/2024	ESCALA: 1:2	FOLHA: 1 DE 1	DIEDRO: 1º	

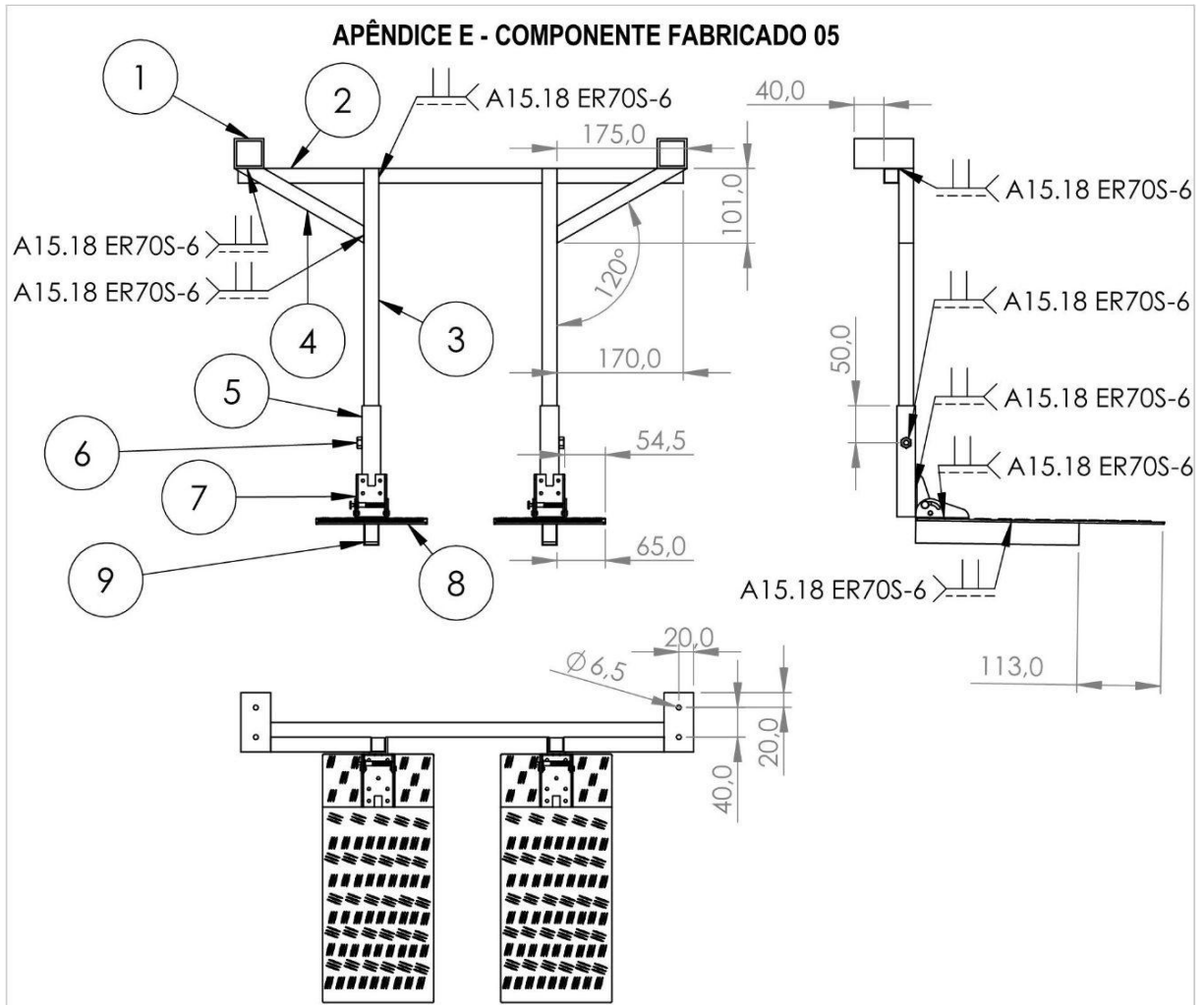
APÊNDICE D - COMPONENTE FABRICADO 04



COMPONENTE FABRICADO 04



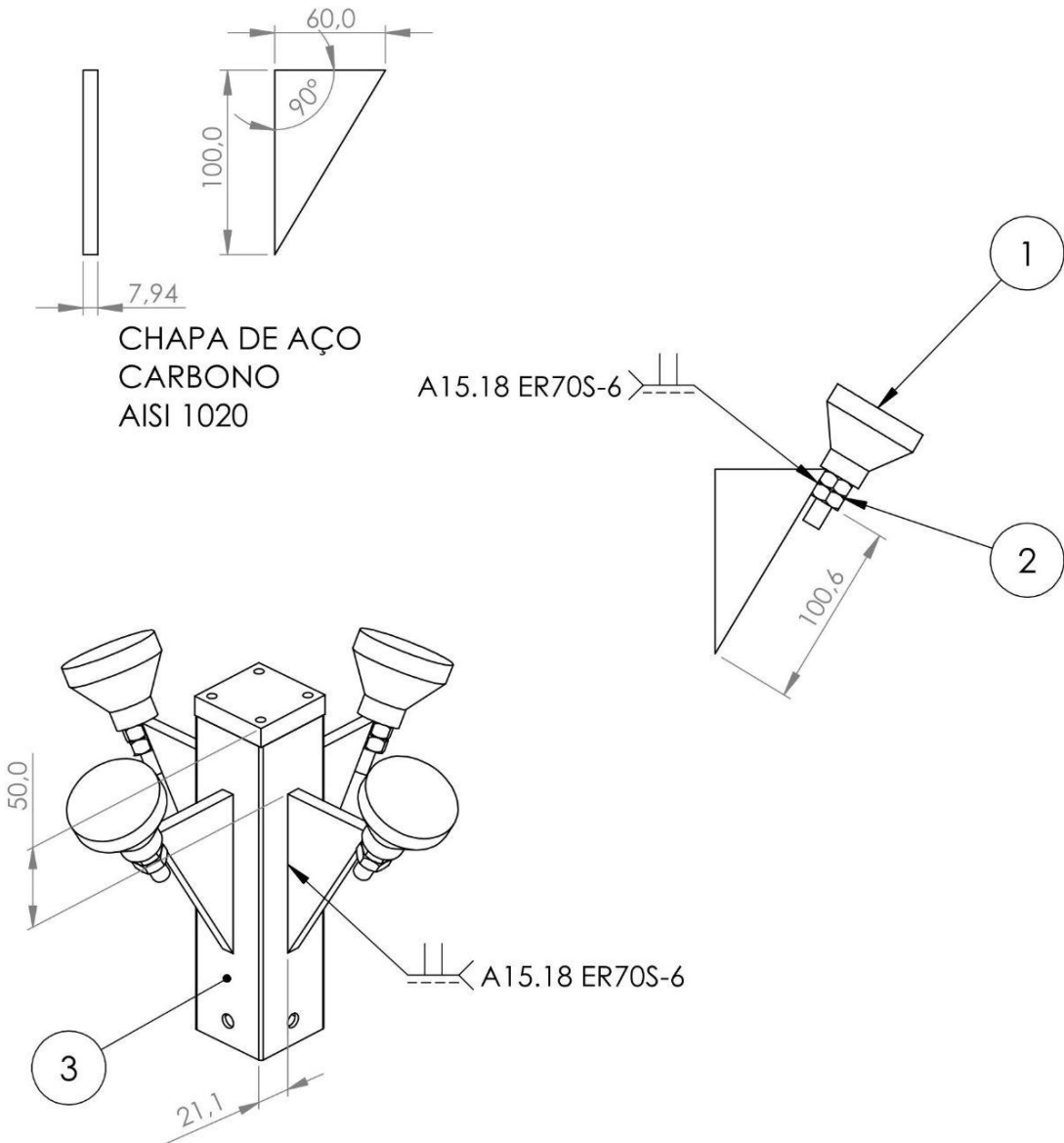
DESENHADO:	ALVES, L. R.	DATA: 18/11/2024	MATERIAL: ALUMÍNIO 6063-T5			
VERIFICADO:	LINS, R. S.	DATA: 04/12/2024	TOLERÂNCIAS: NÃO ESPECIFICADAS			
APROVADO:	SHIMANO, M. M.	DATA: 06/12/2024	ESCALA: 1:2	FOLHA: 1 DE 1	DIEDRO: 1º	



NUM.	QUANT.	DESCRIÇÃO
1	2	METALON 40x40x80 MM CHAPA #11
2	1	METALON 20x20x600 MM CHAPA #19
3	2	METALON 20x20x450 MM CHAPA #19
4	2	METALON 20x20 MM CHAPA #19
5	2	METALON 25x25x150 MM CHAPA #18
6	2	PORCA M8x1,25 AÇO INOX 316/A4 CL70
7	2	DOBRADIÇA KROK 90° COM TRAVA
8	2	PLATAFORMA XADREZ 350x150 MM CHAPA #12
9	2	METALON 30x20x220 MM CHAPA #18

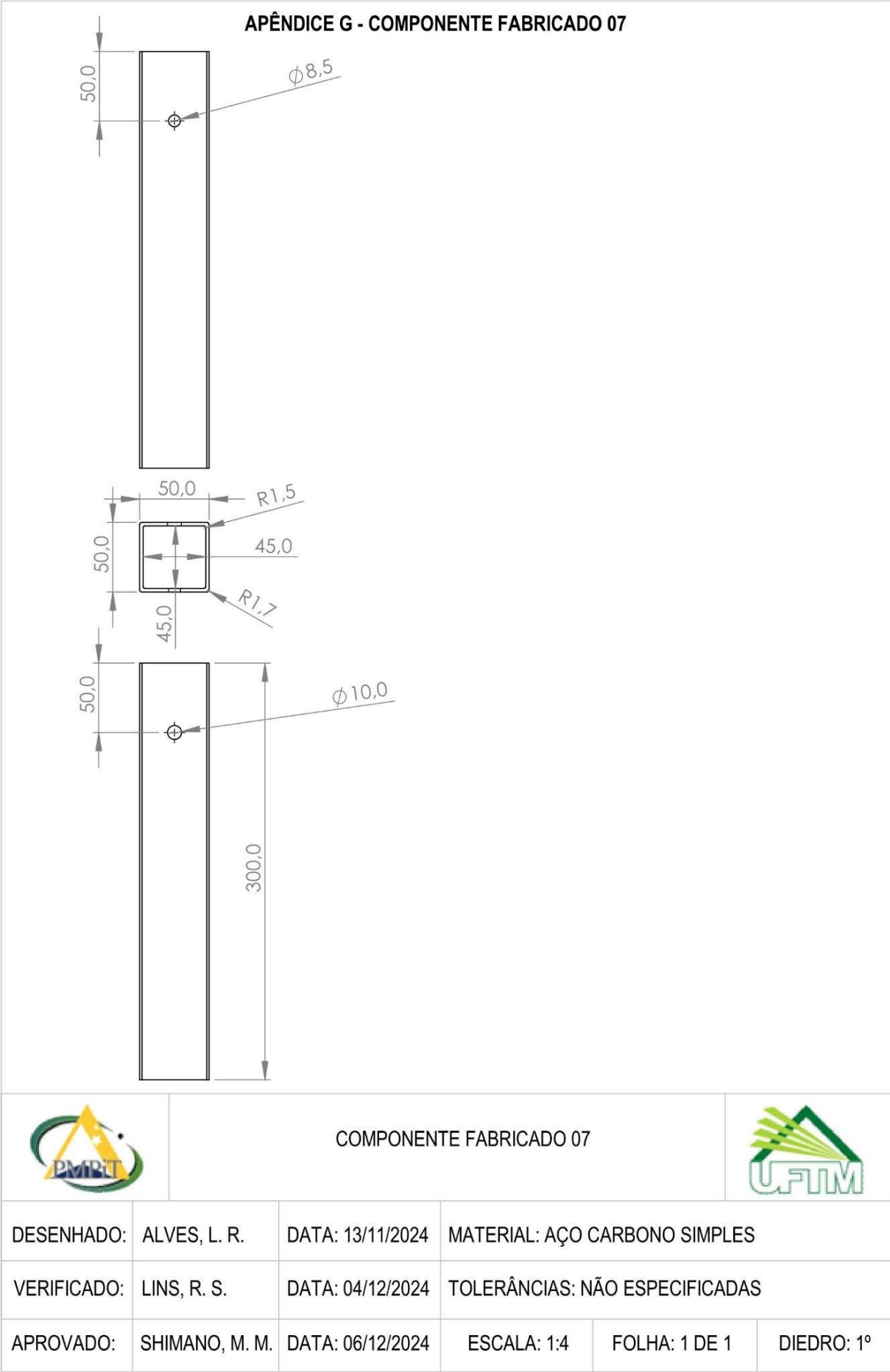
		COMPONENTE FABRICADO 05			
DESENHADO:	ALVES, L. R.	DATA:	25/11/2024	MATERIAL: AÇO CARBONO SIMPLES	
VERIFICADO:	LINS, R. S.	DATA:	04/12/2024	TOLERÂNCIAS: NÃO ESPECIFICADAS, $\pm 0,1$ mm	
APROVADO:	SHIMANO, M. M.	DATA:	06/12/2024	ESCALA: 1:10	FOLHA: 1 DE 1
				DIEDRO: 1°	

APÊNDICE F - COMPONENTE FABRICADO 06

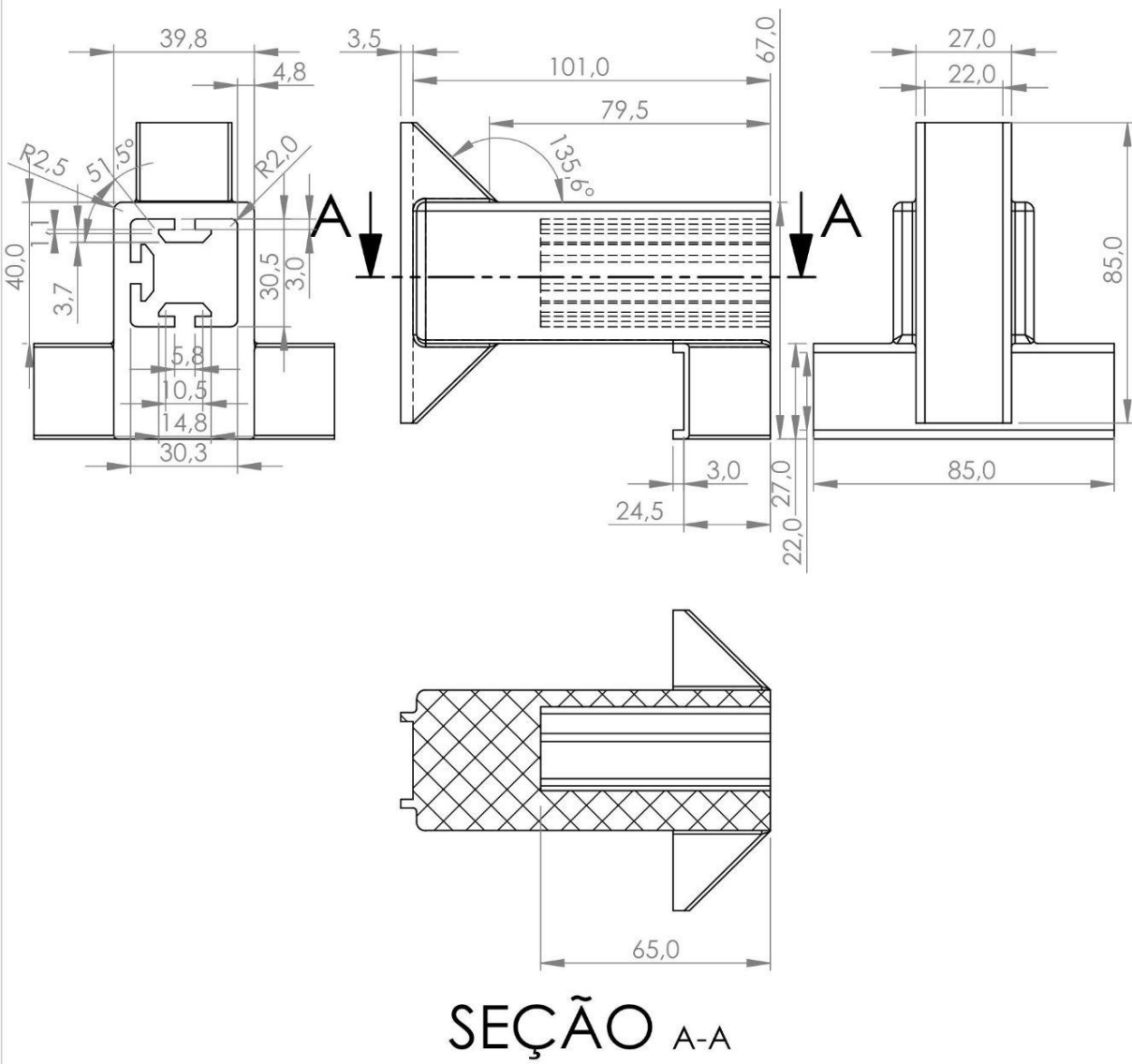


NUM.	QUANT.	DESCRIÇÃO
1	1	COXIM JOPLASTIC MODELO JP1134
2	2	PORCA M10x1,5 AÇO INOX 316/A4 CL70
3	1	COMPONENTE FABRICADO 02

		COMPONENTE FABRICADO 06				
DESENHADO:	ALVES, L. R.	DATA: 24/11/2024	MATERIAL: AÇO CARBONO AISI 1020			
VERIFICADO:	LINS, R. S.	DATA: 04/12/2024	TOLERÂNCIAS: NÃO ESPECIFICADAS			
APROVADO:	SHIMANO, M. M.	DATA: 06/12/2024	ESCALA: 1:4	FOLHA: 1 DE 1	DIEDRO: 1º	

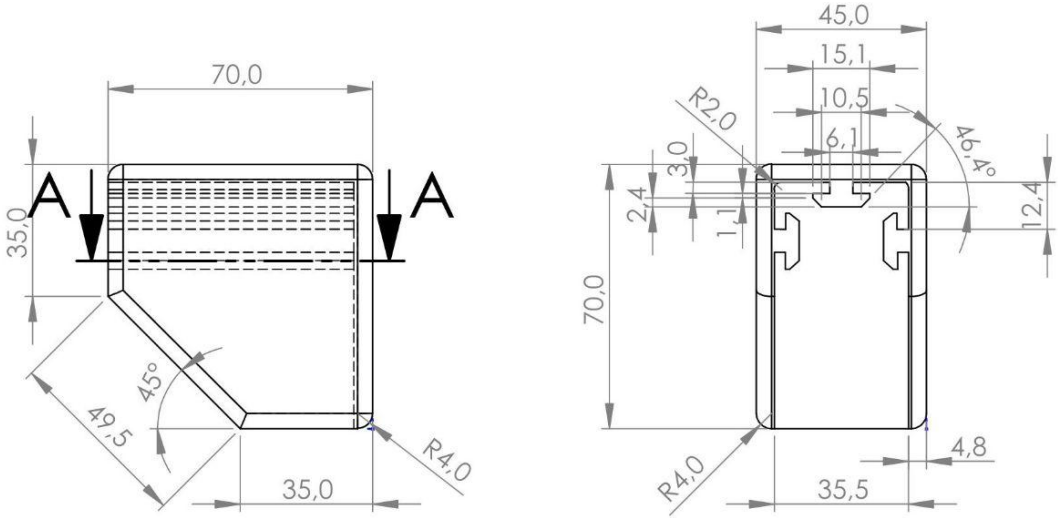


APÊNDICE H - COMPONENTE FABRICADO 08



		COMPONENTE FABRICADO 08				
DESENHADO:	ALVES, L. R.	DATA: 18/11/2024	MATERIAL: PLÁSTICO ABS			
VERIFICADO:	LINS, R. S.	DATA: 04/12/2024	TOLERÂNCIAS: NÃO ESPECIFICADAS			
APROVADO:	SHIMANO, M. M.	DATA: 06/12/2024	ESCALA: 1:2	FOLHA: 1 DE 1		DIEDRO: 1º

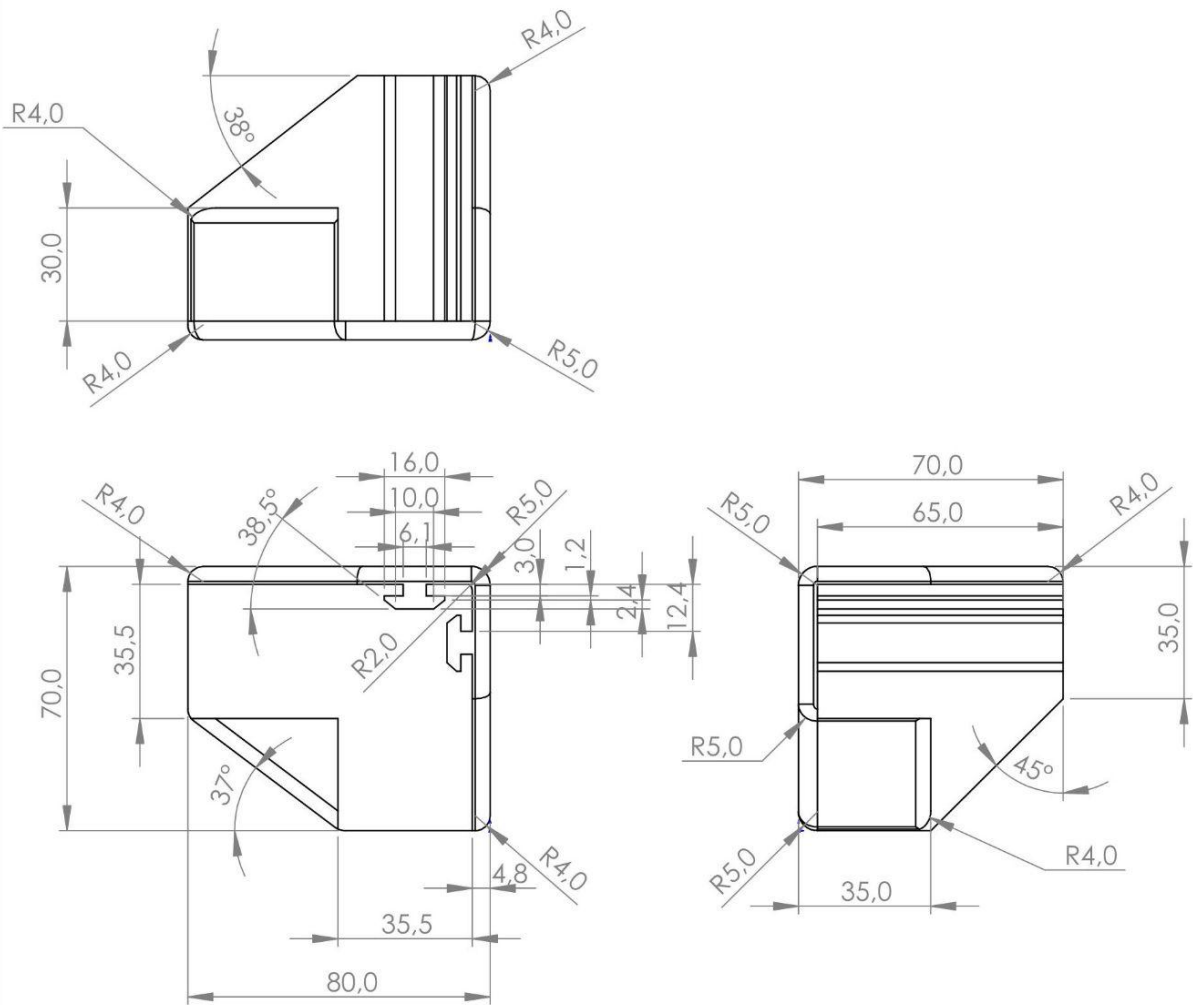
APÊNDICE J - ACESSÓRIO FABRICADO 01



SEÇÃO A-A

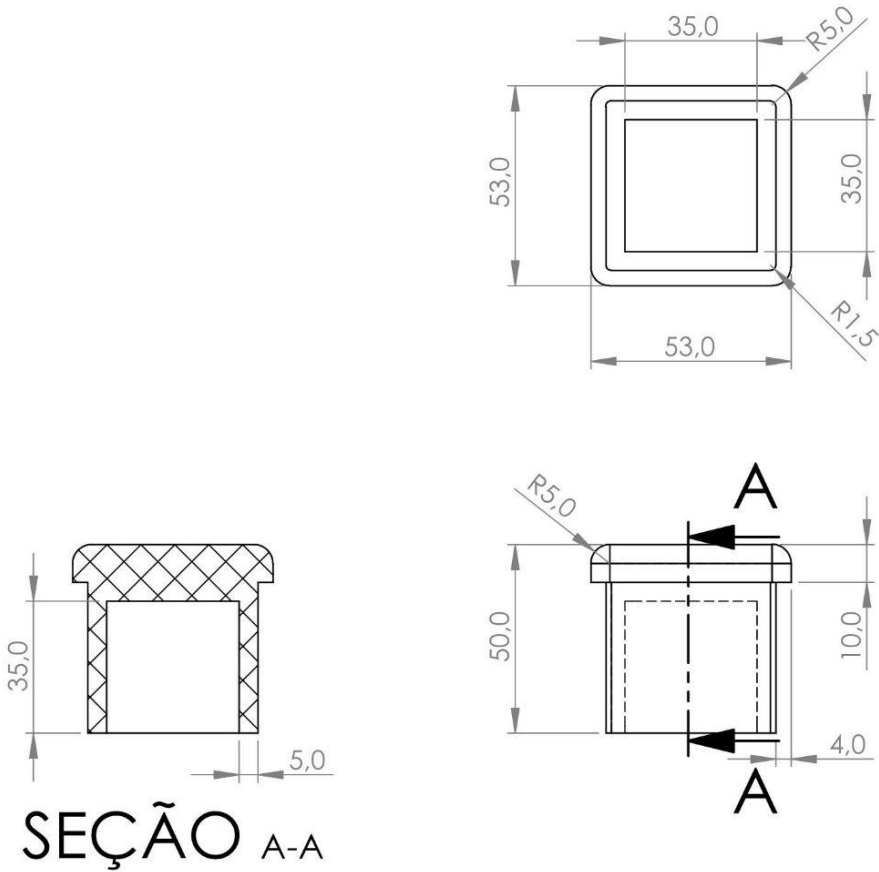
		ACESSÓRIO FABRICADO 01				
DESENHADO:	ALVES, L. R.	DATA: 24/11/2024	MATERIAL: PLÁSTICO ABS			
VERIFICADO:	LINS, R. S.	DATA: 04/12/2024	TOLERÂNCIAS: NÃO ESPECIFICADAS			
APROVADO:	SHIMANO, M. M.	DATA: 06/12/2024	ESCALA: 1:2	FOLHA: 1 DE 1	DIEDRO: 1º	

APÊNDICE K - ACESSÓRIO FABRICADO 02



		ACESSÓRIO FABRICADO 02				
DESENHADO:	ALVES, L. R.	DATA: 24/11/2024	MATERIAL: PLÁSTICO ABS			
VERIFICADO:	LINS, R. S.	DATA: 04/12/2024	TOLERÂNCIAS: NÃO ESPECIFICADAS			
APROVADO:	SHIMANO, M. M.	DATA: 06/12/2024	ESCALA: 1:2	FOLHA:1 DE 1	DIEDRO: 1º	

APÊNDICE L - ACESSÓRIO FABRICADO 03



		ACESSÓRIO FABRICADO 03				
DESENHADO:	ALVES, L. R.	DATA: 24/11/2024	MATERIAL: PLÁSTICO ABS			
VERIFICADO:	LINS, R. S.	DATA: 04/12/2024	TOLERÂNCIAS: NÃO ESPECIFICADAS			
APROVADO:	SHIMANO, M. M.	DATA: 06/12/2024	ESCALA: 1:2	FOLHA: 1 DE 1	DIEDRO: 1º	

