

UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA – UNESP
Faculdade de Engenharia e Ciências do Campus de Guaratinguetá

VICTOR RAUL HUAMAN CONDORI

**EQUIPAMENTO ASSISTIVO MODULAR PARA REABILITAÇÃO MOTORA DE
MEMBROS INFERIORES**

Guaratinguetá - SP
2024



VICTOR RAUL HUAMAN CONDORI

**EQUIPAMENTO ASSISTIVO MODULAR PARA REABILITAÇÃO MOTORA DE
MEMBROS INFERIORES**

Dissertação apresentada à Universidade Estadual Paulista (UNESP), Faculdade de Engenharia e Ciências, do Campus de Guaratinguetá, para obtenção do título de Grau acadêmico Mestre em Engenharia.

Área de Concentração: Mecânica.

Orientador: Prof. Dr. Fernando de Azevedo Silva.

Coorientador: Prof. Dr. Victor Orlando Gamarra Rosado.

Guaratinguetá - SP

2024

C746e	<p>Condori, Victor Raul Huaman Equipamento assistivo modular para reabilitação motora de membros inferiores / Victor Raul Huaman Condori - Guaratinguetá, 2024. 146 f : il. Bibliografia: f. 111-116</p> <p>Dissertação (Mestrado) – Universidade Estadual Paulista, Faculdade de Engenharia e Ciências de Guaratinguetá, 2024. Orientador: Prof. Dr. Fernando de Azevedo Silva Coorientador: Prof. Dr. Victor O. Gamarra Rosado</p> <p>1. Medicina de reabilitação. 2. Membros inferiores. 3. Equipamentos de autoajuda para pessoas com deficiência. I. Título.</p> <p style="text-align: right;">CDU 61:53(043)</p>
-------	--

IMPACTO POTENCIAL DESTA PESQUISA

Este trabalho está relacionado aos setores de saúde e biomecânica, assim como ao meio acadêmico e à sociedade em geral, oferecendo soluções inovadoras para o tratamento de disfunções motoras nos membros inferiores. O desenvolvimento do equipamento assistivo modular envolve conhecimentos em tecnologia assistiva, biomecânica e fisioterapia. O equipamento proposto utiliza tecnologias acessíveis, como o controlador programável *Arduino Mega 2560*, válvulas direcionais acionadas por solenoides e atuadores pneumáticos com controle de fluxo, visando à reabilitação passiva contínua. O equipamento assistivo desenvolvido é composto por quatro módulos de reabilitação, focados nas articulações dos joelhos (01), quadril (02) e tornozelos (01). Como resultado deste estudo, apresenta-se um sistema mecânico assistivo economicamente acessível, adequado para integração ao sistema de saúde nacional. Este equipamento tem o potencial de reduzir custos e otimizar o tempo das sessões terapêuticas, aumentando a eficiência do tratamento e promovendo o uso de tecnologias assistivas na área da saúde. O estudo, portanto, busca contribuir para a inovação tecnológica e gerar benefícios econômicos e sociais, impulsionando a adoção de soluções que melhorem a qualidade de vida de indivíduos com disfunções motoras.

POTENTIAL IMPACT OF THIS RESEARCH


This work is related to the health and biomechanics sectors, as well as the academic community and society at large, offering innovative solutions for the treatment of motor dysfunctions in the lower limbs. The development of the modular assistive equipment involves knowledge in assistive technology, biomechanics, and physiotherapy. The proposed equipment utilizes accessible technologies such as the programmable controller *Arduino Mega 2560*, solenoid-operated directional valves, and pneumatic actuators with flow control, aiming for continuous passive rehabilitation. The developed assistive equipment consists of four rehabilitation modules, focusing on the knee joints (01), hip (02), and ankles (01). As a result of this study, an economically accessible assistive mechanical system is presented, suitable for integration into the national health system. This equipment has the potential to reduce costs and optimize therapy session times, increasing treatment efficiency and promoting the use of assistive technologies in healthcare. The study, therefore, seeks to contribute to technological innovation and generate economic and social benefits, driving the adoption of solutions that improve the quality of life for individuals with motor dysfunctions.

VICTOR RAUL HUAMAN CONDORI

**ESTA DISSERTAÇÃO FOI JULGADA ADEQUADA PARA A OBTENÇÃO DO TÍTULO DE
“MESTRE EM ENGENHARIA”**


**PROGRAMA: ENGENHARIA
CURSO: MESTRADO**

APROVADA EM SUA FORMA FINAL PELO PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO


Prof. Dr. Marcela Aparecida Guerreiro Machado de Freitas
Vice-Coordenadora

BANCA EXAMINADORA:


FERNANDO DE AZEVEDO SILVA
Orientador – UNESP


MAURO HUGO MATHIAS
UNESP


ROSINEI BATISTA RIBEIRO
UPEP - CEETEPS

JULHO de 2024

Dedico este trabalho à sociedade em geral. Foi uma motivação constante e uma tarefa árdua poder contribuir com melhorias significativas para todos.

AGRADECIMENTOS

Agradeço primeiramente a meus orientadores, Prof. Dr. Fernando de Azevedo Silva e Prof. Dr. Victor Orlando Gamarra Rosado, pelas orientações acadêmicas, conhecimentos teóricos transferidos; e sobretudo o tempo e paciência para atender minhas consultas.

Aos meus pais (Rodil e Leonarda) e à minha esposa (Glaucineia) que, apesar das dificuldades enfrentadas, sempre incentivaram meus estudos.

Ao técnico Walter Luiz Medeiros Tupinambá do departamento de mecânica (DME) da Faculdade de Engenharia e Ciências do Campus de Guaratinguetá pela disponibilidade do laboratório mecânico e atendimento técnico prestado.

Ao professor Daniel Quintas Perez do Colégio Técnico Industrial (COTEC) do Campus de Guaratinguetá pela disponibilidade do laboratório de pneumática e atendimento técnico prestado.

E às funcionárias da Biblioteca do Campus de Guaratinguetá pela disponibilidade de atender materiais bibliográficos.

O presente trabalho foi realizado com apoio da Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior – Brasil (CAPES) – Código de Financiamento 001.

RESUMO

As Tecnologias Assistivas são recursos tecnológicos desenvolvidos para melhorar o desempenho funcional e aprimorar habilidades, promovendo a autonomia e independência do ser humano. No contexto da reabilitação motora, essas tecnologias desempenham um papel essencial na recuperação de pacientes com dificuldades de movimento. No entanto, a complexidade e o custo elevado desses recursos frequentemente limitam o acesso para uma grande parte da população. Este estudo desenvolve uma solução acessível e eficiente para reabilitação motora. O objetivo deste estudo consiste em projetar um equipamento assistivo modular voltado para a reabilitação dos membros inferiores de pacientes com dificuldades de locomoção ou mobilidade temporariamente reduzida. O método aplicado abrange o dimensionamento e a integração de mecanismos *Openbuilds* (um conjunto de componentes mecânicos que permitem a construção de máquinas e projetos de automação) com sistemas eletropneumáticos. Os sistemas eletropneumáticos são controlados por uma placa de *Arduino Mega 2560*, que envia sinais às válvulas direcionais controladas por solenoides, permitindo o acionamento dos atuadores pneumáticos. A modelagem e animação do equipamento, simulando um paciente em fase de reabilitação foram desenvolvidas no ambiente do Inventor Studio, utilizando o software *Autodesk Inventor 2024*. O equipamento é composto por quatro módulos de reabilitação: o primeiro atende os joelhos com movimentos de flexão e extensão; o segundo atende o quadril com movimentos de abdução e adução; o terceiro atende o quadril com movimentos de flexão e extensão; e o quarto atende os tornozelos com movimentos de flexão dorsal e flexão plantar, tendo como resultado deste estudo a solução acessível e eficiente na reabilitação motora. Os testes experimentais demonstram que o sistema eletropneumático, realiza um processo de terapia para cada módulo de reabilitação, configurado para três sessões de 20 ciclos, com intervalos de descanso de 1 minuto entre as sessões. Por tanto, este estudo oferece tecnologia social acessível, promovendo a inclusão social de indivíduos com disfunções motoras. As limitações do trabalho incluem a necessidade de testes clínicos mais extensivos para validar a eficácia em ambientes reais de reabilitação.

Palavras-chave: Equipamento assistivo; reabilitação motora; membros inferiores; tecnologia assistiva.

ABSTRACT

Assistive Technologies are technological resources developed to enhance functional performance and improve skills, promoting human autonomy and independence. In the context of motor rehabilitation, these technologies play an essential role in the recovery of patients with movement difficulties. However, the complexity and high cost of these resources often limit access for a large portion of the population. This study develops an accessible and efficient solution for motor rehabilitation. The objective of this study is to design a modular assistive device aimed at rehabilitating the lower limbs of patients with mobility impairments or temporarily reduced mobility. The method applied involves the sizing and integration of Openbuilds mechanisms (a set of mechanical components that allows the construction of machines and automation projects) with electropneumatic systems. These electropneumatic systems are controlled by an Arduino Mega 2560 board, which sends signals to solenoid-controlled directional valves, enabling the activation of pneumatic actuators. The modeling and animation of the equipment, simulating a patient in the rehabilitation phase, were developed in the Inventor Studio environment using Autodesk Inventor 2024. The device consists of four rehabilitation modules: the first targets the knees with flexion and extension movements; the second targets the hip with abduction and adduction movements; the third targets the hip with flexion and extension movements; and the fourth targets the ankles with dorsiflexion and plantar flexion movements. The result of this study is an accessible and efficient solution for motor rehabilitation. Experimental tests show that the electropneumatic system performs a therapy process for each rehabilitation module, configured for three sessions of 20 cycles each, with 1-minute rest intervals between sessions. Therefore, this study provides accessible social technology, promoting the social inclusion of individuals with motor dysfunctions. The limitations of the work include the need for more extensive clinical testing to validate effectiveness in real-world rehabilitation settings.

Keywords: Assistive equipment; motor rehabilitation; lower limbs; assistive technology.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 – (a) Muleta auxiliar; (b) Prótese adaptável de corrida; (c) Órtese “ <i>Rehab E-Knee</i> ”; (d) Cadeira de roda; (e) Triciclos para cadeirantes.	24
Figura 2 – Procedimento experimental: (a) Abdução, (b) Adução do quadril, (c) Flexão, (d) Extensão do joelho.	28
Figura 3 – Protótipo <i>TMM-2</i> : (a) Modelagem tridimensional do dispositivo baseado no equilíbrio gravitacional, (b) Trajetória de transmissão do quadril, (c) Trajetória de transmissão do joelho.	29
Figura 4 – O diagrama dinâmico do dispositivo “ <i>RHleg</i> ”.	30
Figura 5 – O robô de reabilitação com um GDL.	30
Figura 6 – Projeto conceitual do treinador estacionário.	31
Figura 7 – Reabilitação experimental do joelho e tornozelo do robô “ <i>RECOVER</i> ”.	32
Figura 8 – Protótipo de um transdutor de força ligado a um computador de laboratório.	32
Figura 9 – Sequência do sistema de atuação do Protótipo “ <i>ReGear</i> ”.	33
Figura 10 – Mecanismos de exercícios do RRMI: (a) Encosto da cadeira, (b) Geral de membros inferiores, (c) Quadríceps femoral.	34
Figura 11 – Diagrama e modelagem do equipamento de reabilitação do tornozelo.	34
Figura 12 – Protótipo de reabilitação de tornozelo acionado por AMPs.	35
Figura 13 – Protótipo do tipo MPC acionado por atuador pneumático.	36
Figura 14 – Protótipo do robô de reabilitação de membros inferiores e esboço da postura de treinamento do paciente.	36
Figura 15 – Dispositivo pediátrico dos membros inferiores: (a) Partes do dispositivo; (b) Extensão dos atuadores lineares; (c) Flexão dos atuadores lineares.	37

Figura 16 – Projeto conceitual do sistema de reabilitação <i>2PRP-2PPR</i> .	38
Figura 17 – Equipamento de coordenação <i>Active-K MPC-MAC</i> .	40
Figura 18 – Aparelho de MPC para tornozelo <i>ARTROMOT-SP3</i> .	41
Figura 19 – Dispositivo <i>KINETEC SPECTRA XL</i> .	41
Figura 20 – Dispositivo <i>KINETEC BREVA</i> .	42
Figura 21 – Aparelho MPC de joelho <i>XET001</i> .	42
Figura 22 – Plano anatômico humano.	44
Figura 23 – Fisionomia dos membros inferiores.	45
Figura 24 – Projeto Mecânico do aparelho de repouso em posição: (a) Cadeira (b) Maca.	47
Figura 25 – Partes do aparelho de repouso.	48
Figura 26 – Projeto Mecânico da BEMP, composto por materiais: Metalon (Suportes estruturais) e alumínio 6063-T5 tipo <i>Openbuilds</i> .	49
Figura 27 – Sistema mecânico de encaixe por: a) Mola e b) Acessório antibatida.	50
Figura 28 – Ângulos gerados pelos movimentos de flexão e extensão do joelho.	51
Figura 29 – Diagrama de forças de extensão e flexão do joelho.	51
Figura 30 – Sistema mecânico do módulo N°01 com: a) Suporte, b) Atuador pneumático, e c) Guia linear <i>V-Slot 40/40</i> .	54
Figura 31 – Sistema mecânico do módulo N°01 com: a) Válvula reguladora de fluxo b) Base de apoio dos pés, e c) Fixação regulada.	55
Figura 32 – Função do módulo N°01, em movimento de: a) Extensão e b) Flexão.	56
Figura 33 – Movimentos do quadril em: (a) Abdução; (b) Adução.	57

Figura 34 – Movimentos do quadril em flexão e extensão.	58
Figura 35 – Sistema mecânico do módulo N°02: a) Suporte <i>Openbuilds</i> , b) dispositivo de fixação do tornozelo, c) Atuadores pneumáticos.	60
Figura 36 – Sistema mecânico do módulo N°03: a) Guias lineares <i>V-Slot</i> 40/40, b) Atuador Pneumático, e c) Barra estrutural a 45°.	61
Figura 37 – Função do módulo N°02, em movimento de: a) Abdução, e b) Adução.	62
Figura 38 – Função do módulo N°03, em movimento de: a) Extensão, e b) Flexão.	63
Figura 39 – Movimentos de dorsiflexão (10° a 20°) e Flexão plantar (25° a 35°).	64
Figura 40 – Diagrama de forças atuantes na articulação do tornozelo.	64
Figura 41 – Modelo proposto por Osterkemp do paciente amputado.	65
Figura 42 – Sistema mecânico do módulo N°04, com: a) Dispositivo do tornozelo, e b) Guias lineares <i>V-Slot</i> 40/40 com roldanas tipo W.	67
Figura 43 – Sistema mecânico do módulo N°04, com a) Fixação da palmilha do calcanhar, b) Atuador pneumático, e c) Fixação da palmilha.	68
Figura 44 – Função do módulo N°04, tornozelos em movimento de: a) Flexão plantar e b) Dorsiflexão.	69
Figura 45 – Atuadores pneumáticos lineares.	70
Figura 46 – Área de: Avanço (A_{Av}) e Área Anular (A_{An}).	70
Figura 47 – Força teórica de avanço e retorno.	71
Figura 48 – Válvula reguladora de caudal unidirecional.	72
Figura 49 – Bloco de válvulas direcional 5/2 vias comandado direto por solenoides: a) Montagem e b) Montagem em experimento.	73
Figura 50 – Unidade de conservação do ar.	74

Figura 51 – Modelos de compressores de ar.	75
Figura 52 – Placa Arduino Mega 2560.	76
Figura 53 – Relé de 5 Vdc.	76
Figura 54 – Fonte de alimentação de energia elétrica de saída 24 Vcc.	77
Figura 55 – Perfil de alumínio <i>Openbuilds</i> 40x40 V-SLOT.	78
Figura 56 – Guia linear V-SLOT 40/40 com roldanas.	79
Figura 57 – Diagrama geral do sistema pneumático.	80
Figura 58 – Sistema pneumático para reabilitação dos joelhos.	81
Figura 59 – Sistema pneumático para reabilitação do quadril (abdução e adução).	81
Figura 60 – Sistema pneumático para reabilitação do quadril (flexão/extensão).	82
Figura 61 – Sistema pneumático para reabilitação dos tornozelos.	82
Figura 62 – Circuito elétrico de controle do sistema eletropneumático.	83
Figura 63 – Diagrama de instalação dos componentes eletropneumáticos.	84
Figura 64 – Teste experimental do programa ao banco de prova pneumático.	85
Figura 65 – Tensão de Von Mises no apoio lombar do aparelho de repouso.	87
Figura 66 – Deslocamento no apoio lombar do aparelho de repouso.	88
Figura 67 – Deformação equivalente no apoio lombar do aparelho de repouso.	89
Figura 68 – Fator de segurança, no apoio lombar do aparelho de repouso.	90
Figura 69 – Tensão de Von Mises no aparelho de repouso.	91
Figura 70 – Deslocamento no aparelho de repouso.	92
Figura 71 – Deformação equivalente no aparelho de repouso.	93

Figura 72 – Fator de segurança no aparelho de repouso.	94
Figura 73 – Identificação do material (Alumínio) e da geometria <i>Openbuilds</i> .	96
Figura 74 – Identificação do material (Aço carbono) e geometria estrutural em BEMP.	96
Figura 75 – Análise estática com carga concentrada no eixo “Y”: a) Tensão Normal Máxima, b) Deslocamento.	97
Figura 76 – Análises estático com carga distribuída no eixo “Y”: a) Tensão Normal Máxima, b) Deslocamento.	98
Figura 77 – Análise estática com carga concentrada no eixo “X”: a) Tensão Normal Máxima, b) Deslocamento.	100
Figura 78 – Modelagem do sistema pneumático do EAMRM, com: a) Atuador do módulo N°01, b) Atuador do módulo N°02, c) Atuador do módulo N°03, e d) Atuador do módulo N°04.	102
Figura 79 – Modelagem do sistema eletropneumático do EAMRM, com: a) Válvula direcional 5/2 vias comandado por solenoide, b) Relé, e c) Arduino Mega 2560.	103
Figura 80 – Simulação do módulo N°01, modo: a) Extensão, e b) Flexão.	104
Figura 81– Simulação do módulo N°02, modo: a) Abdução e b) Adução.	105
Figura 82 – Simulação do módulo N°03, modo: a) Flexão e b) Extensão.	106
Figura 83 – Simulação do módulo N°04, modo: a) Dorsiflexão e b) Flexão plantar.	107

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Quadro 1 – Pessoas com deficiência física.	24
Quadro 2 – Áreas de tecnologia versus profissionais responsáveis.	39
Quadro 3 – Esquema do projeto mecânico do EAMRM.	43
Mapa 1 – Fluxograma do processo do EAMRM.	77

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 - Tamanho médio da tíbia e do fêmur de pessoas brasileiras de acordo com idade e gênero.	45
Tabela 2 – Forças exercidas de acordo ao estado do joelho em extensão ou flexão.	52
Tabela 3 – Carregamentos dos membros inferiores em estado estendido do joelho.	59
Tabela 4 – Carregamento exercido pelos pés.	66
Tabela 5 – Resultados do consumo de ar por atuador pneumático.	86
Tabela 6 – Resultados das análises de tensões no aparelho de repouso (cadeira).	95
Tabela 7 – Resultados das análises de tensões no aparelho de repouso (maca).	95
Tabela 8 – Resultados das análises estrutural no eixo “Y” da BEMP.	99
Tabela 9 – Resultados das análises estrutural no eixo “X” da BEMP.	101

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

ABNT	Associação Brasileira de Normas Técnicas
AMP	Atuadores musculares pneumáticos.
AVC	Acidente vascular cerebral.
BEMP	Base estrutural mecânica principal.
CAM	Movimento Ativo Controlado.
EAMR	Equipamento assistivo modular para reabilitação motora.
EEEP	Escola Estadual de Educação Profissional.
EMG	Eletromiografia.
GDL	Grau de liberdade.
IBGE	Instituto Brasileiro de Geografia e Estatística
LLRR	Robô de Reabilitação de Membros Inferiores.
MI	Membros inferiores
MPC	Movimento passivo contínuo.
MPDs	Movimentos primitivos dinâmicos.
OMS	Organização Mundial da Saúde.
PID	Proporcional Integral Derivativo.
RRMI	Robô de reabilitação de membros inferiores
TA(s)	Tecnologia(s) Assistiva(s).
TMM	Teste muscular manual.
TRE	Terapia robótica do espelho.

LISTA DE SÍMBOLOS

F_3	Força aplicada.
F	Força da perna.
θ_1	Ângulo formado pela tíbia.
θ_2	Metade do ângulo formado do joelho.
FR	Força de reação.
m	Peso humano.
m_1	Peso do membro inferior.
FT	força total de reação.
m_{an}	Massa de articulação no tornozelo
m_{ac2}	Massa da articulação do joelho.
m_2	Massa da tíbia.
m_3	Massa do pé.
l_2	Comprimento do joelho.
l_3	Comprimento do pé.
mm_1	Peso do pé.
D	Diâmetro do êmbolo.
d	Diâmetro da haste.
A_{Av}	Área útil do atuador em avanço.
A_{An}	Área útil do atuador em retorno.
F_{Av}	Força teórica de avanço do atuador.
F_{An}	Força teórica de retorno do Atuador.
P	Pressão de Operação.
F_r	Força de atrito.
Q_{cc}	Consumo de ar do atuador.
l	Curso do atuador.
n	Número de ciclos por minuto.
P_t	Pressão de trabalho.

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	23
1.1	CONSIDERAÇÕES GERAIS	23
1.2	OBJETIVOS	25
1.3	JUSTIFICATIVA DA ESCOLHA DO TEMA	26
1.4	ESTRUTURA DA DISSERTAÇÃO	26
2	FUNDAMENTAÇÃO TEORICA	28
2.1	REVISÃO BIBLIOGRÁFICA	28
2.2	PRINCÍPIOS DA TECNOLOGIA ASSISTIVA (TA)	38
2.3	DISPOSITIVOS DE ALTA COMPLEXIDADE PARA A REABILITAÇÃO MOTORA DOS MEMBROS INFERIORES	40
3	METODOLOGIA E PROJETO MECÂNICO DO EAMRM	43
3.1	PLANO ANATÔMICO HUMANO E DIMENSÕES DO MEMBRO INFERIOR	43
3.1.1	Plano anatômico humano	43
3.1.2	Dimensões do membro inferior	45
3.2	APARELHO DE REPOUSO ADAPTADO PARA DIFERENTES MÓDULOS DE REABILITAÇÃO DOS MEMBROS INFERIORES	46
3.3	BASE ESTRUTURAL MECÂNICA PRINCIPAL (BEMP)	48
3.4	MÓDULO N° 01: SISTEMA ASSISTIVO PARA TRATAR OS JOELHOS	50
3.4.1	Movimentos na Articulação do Joelho	50
3.4.2	Forças atuantes do Joelho	51
3.4.3	Sistema mecânico do módulo N°01	53
3.4.4	Função do módulo N°01	56
3.5	MÓDULO N°02 E MÓDULO N°03: SISTEMA ASSISTIVO PARA TRATAR O QUADRIL	57
3.5.1	Movimentos da articulação do quadril	57
3.5.2	Forças atuantes do quadril	59
3.5.3	Sistemas mecânicos do módulo N°02 e módulo N°03	59
3.5.4	Funções do módulo N°02 e módulo N°03	62
3.6	MÓDULO N°04: SISTEMA ASSISTIVO PARA TRATAR OS TORNOZELOS	63
3.6.1	Movimentos da articulação dos tornozelos	63

3.6.2	Forças atuantes do tornozelo	64
3.6.3	Sistema mecânico do módulo N°04	66
3.6.4	Função do módulo N°04	68
3.7	DISPOSITIVOS ELETROPNEUMÁTICOS UTILIZADOS NA AUTOMAÇÃO DO EQUIPAMENTO MODULAR	69
3.7.1	Atuador Pneumático Linear	69
3.7.2	Válvula reguladora de caudal unidirecional	72
3.7.3	Bloco de válvulas direcionais 5/2 vias comando direto por solenoides e retorno por mola	73
3.7.4	Unidade de conservação do ar	73
3.7.5	Compressor de Ar comprimido	75
3.7.6	Placa Arduino Mega 2560	75
3.7.7	Relé	76
3.7.8	Fonte de Energia de alimentação	76
3.8	DISPOSITIVOS DE TRANSMISSÃO DE GUIAS LINEARES	78
3.8.1	Perfil de alumínio <i>Openbuilds</i>	78
3.8.2	Seleção das guias lineares	79
4	RESULTADOS E DISCUSSÃO	80
4.1	RESULTADOS EXPERIMENTAIS DO SISTEMA ELETROPNEUMÁTICO DO EAMR	80
4.1.1	Diagramas pneumáticos do EAMRM	80
4.1.2	Circuito elétrico do sistema eletropneumático	82
4.1.3	Consumo de ar	86
4.2	RESULTADOS NUMÉRICOS DO SISTEMA ESTRUTURAL DO EAMRM	86
4.2.1	Análises de tensões no aparelho de repouso	86
4.2.2	Análise da BEMP	95
4.3	MODELAGEM DO EAMRM	101
4.4	SIMULAÇÃO DO EAMRM	104
5	CONCLUSÕES	109
	REFERÊNCIAS	112
	APÊNDICE A - PROGRAMA DESENVOLVIDO NO ARDUINO.	118
	APÊNDICE B - ISOMETRIA DO APARELHO DE REPOUSO.	119
	APÊNDICE C - DESENHO DA ESTRUTURA DO APARELHO DE REPOUSO.	120

APÊNDICE D - DESENHO DO APOIO LOMBAR DO APARELHO DE REPOUSO.	121
APÊNDICE E - ISOMETRIA DA BEMP.	122
APÊNDICE F – DESENHO DAS VIGAS OPNEBUILDS DA BEMP.	123
APÊNDICE G – DESENHO DO SOPORTE 1 DA BEMP.	124
APÊNDICE H - DESENHO DO SOPORTE 2 E 3 DA BEMP.	125
APÊNDICE I – DESENHO DO SISTEMA DE ENCAIXE POR MOLA DA BEMP.	126
APÊNDICE J – DESENHO DO PINO DE ENCAIXE – BEMP.	127
APÊNDICE K - ISOMETRIA E LISTA DE PEÇAS DO MÓDULO N°01.	128
APÊNDICE L – DESENHO DAS PEÇAS DO MÓDULO N°01.	129
APÊNDICE M - ISOMETRIA E LISTA DE PEÇAS DO MÓDULO N°02 E MÓDULO N°03.	130
APÊNDICE N – DESENHOS DAS PEÇAS DO MÓDULO N°02.	131
APÊNDICE O - DESENHOS DAS PEÇAS DO MÓDULO N°03.	132
APÊNDICE P - ISOMETRIA E LISTA DE PEÇAS DO MÓDULO N°04.	133
APÊNDICE Q – DESENHO DAS PEÇAS DO MÓDULO N°04.	134
APÊNDICE R - DESENHO DAS PEÇAS DO MÓDULO N°04.	135
APÊNDICE S – ORÇAMENTO DO EQUIPAMENTO MODULAR.	136
ANEXO A - NORMA ABNT NBR 9050:2015 - ACESSIBILIDADE A EDIFICAÇÕES, MOBILIÁRIO, ESPAÇOS E EQUIPAMENTOS URBANOS.	140
ANEXO B - NORMA ABNT NBR 8261:2019 - TUBOS DE AÇO-CARBONO, COM E SEM SOLDA, DE SEÇÃO CIRCULAR, QUADRADA OU RETANGULAR PARA USOS ESTRUTURAIS.	140
ANEXO C - NORMA ABNT NBR 16779 (2019) - EQUIPAMENTOS PERMANENTEMENTE INSTALADOS PARA TREINO OUTDOOR DE LIVRE ACESSO — REQUISITOS DE SEGURANÇA E MÉTODOS DE ENSAIO.	141
ANEXO D - CATÁLOGO TÉCNICO FORSETI - INFORMATIVO TÉCNICO SOBRE O PERFIL DE ALUMÍNIO.	142
ANEXO E - NORMA ABNT NBR 7000 - TUBOS ALUMÍNIO E SUAS LIGAS — PRODUTOS EXTRUDADOS COM OU SEM TREFILAÇÃO — PROPRIEDADES MECÂNICAS.	142

ANEXO F - CATÁLOGO TÉCNICO FESTO - CILINDRO NORMALIZADO DSBC-32-200-PPSA-N3.	143
ANEXO G - CATÁLOGO TÉCNICO FESTO - CILINDRO NORMALIZADO DSBC-32-100-PPSA-N3.	144
ANEXO H - CATÁLOGO TÉCNICO FESTO - CILINDRO REDONDO DSNU- S-25-50-P-A-MX.	145
ANEXO I - CATÁLOGO TÉCNICO FORSETI – GUIA LINEAR <i>V-SLOT</i> 40/40 - COM ROLDANAS W.	146
ANEXO J - CATÁLOGO TÉCNICO FORSETI – ROLDANA V PARA PERFIL V-SLOT.	146
ANEXO K - CATÁLOGO TÉCNICO FORSETI – PÉ NIVELADOR SIMPLES COD: PNXX-50.	147
ANEXO L - CATÁLOGO TÉCNICO FORSETI – PARAFUSO ALLEN DE PERFIL BAIXO - M5.	147

1 INTRODUÇÃO

1.1. CONSIDERAÇÕES GERAIS

Pessoas com deficiência geralmente apresentam problemas físicos e/ou deficiência motora, que se manifesta em qualquer parte do corpo, sejam nas pernas, braços etc. Nestas situações existem diferentes tipos de paralisés, seja temporária ou permanente. Quando é permanente e dependendo da gravidade do problema se procuram auxílio alternativo, tais como, cadeiras de rodas, bengalas, andadores e até exoesqueletos (MARIZCAL-CASTRO, 2017). Os estudos clínicos mostram que o tipo essencial de reabilitação, que restaura a mobilidade e o movimento eficiente, é a terapia baseada no movimento e no exercício (cinesioterapia). Na maioria das vezes é impossível omitir, mas também outros tipos de tratamento podem ser de ajuda significativa. No entanto, a cinesioterapia requer envolvimento de fisioterapeutas altamente qualificados no processo do tratamento na realização dos exercícios adequados com o paciente (OLINSKI *et al.*, 2015). Atualmente, existem diversos dispositivos no mercado para a reabilitação de membros inferiores, que se diferenciam pela fase do tratamento em que são utilizados, classificando-se em cinco tipos: esteiras rolantes, esteiras baseadas em pés, esteiras de superfície, esteiras estacionárias e treinadores de tornozelo, além de órteses ativas para os pés. Os dispositivos aplicados na fase inicial da reabilitação são destinados a pacientes com pouca ou nenhuma capacidade de movimentação. À medida que o paciente recupera força e mobilidade, são utilizados dispositivos para a fase intermediária e, posteriormente, para a fase funcional, visando completar a mobilidade do membro. Além disso, a reabilitação robótica auxilia os fisioterapeutas, proporcionando melhor coordenação dos exercícios de reabilitação e maior precisão no diagnóstico de lesões e na medição da evolução dos pacientes (ARAUJO-GÓMEZ *et al.*, 2017).

A Tecnologia Assistiva (TA) é fruto da aplicação de avanços tecnológicos em áreas já estabelecidas. Trata-se de uma disciplina dominada por profissionais de diversas áreas do conhecimento, que interagem para restaurar a função humana. A TA envolve a pesquisa, fabricação e uso de equipamentos, recursos ou estratégias utilizadas para potencializar as habilidades funcionais das pessoas com deficiência. A aplicação de TA abrange todos os aspectos do desempenho humano, desde as tarefas básicas de autocuidado até o desempenho de atividades profissionais (OLIVEIRA, 2020). Além, para a Organização Mundial da Saúde, um dispositivo de TA pode ser definido como “qualquer item, parte de equipamento, ou produto, adquirido no comércio ou adaptado ou modificado, usado para aumentar, manter ou melhorar

a capacidade funcional de pessoas com deficiência” (OMS, 2011), A classificação das pessoas com deficiência é apresentada no Quadro 1.

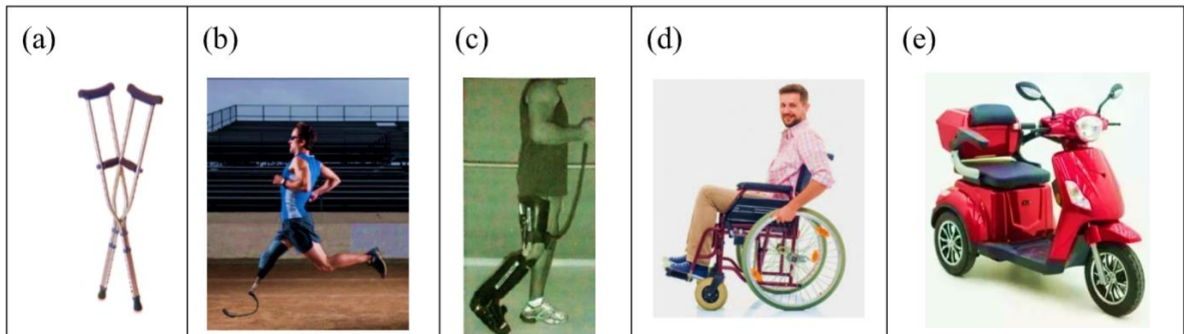
Quadro 1 – Pessoas com deficiência física.

Pessoas com dificuldades de locomoção	Pessoas com deficiência auditiva	Pessoas com deficiência de fala	Pessoas com insuficiência cognitiva
<ul style="list-style-type: none"> • Muletas • Próteses • Órteses • Cadeiras de rodas • Triciclos 	<ul style="list-style-type: none"> • Próteses auditivas • Implantes cocleares 	<ul style="list-style-type: none"> • Bengalas brancas • Lupas • Dispositivos oculares • Audiolivros e softwares para ampliação e leitura de tela para pessoas com deficiência visual • Painéis de comunicação • Sintetizadores de voz 	<ul style="list-style-type: none"> • Dispositivos como calendários diários com figuras simbólicas.

Fonte: OMS (2011).

Se apresenta na Figura 1, os dispositivos assistivos utilizados por pessoas com dificuldades de locomoção.

Figura 1 – (a) Muleta auxiliar; (b) Prótese adaptável de corrida; (c) Órtese “*Rehab E-Knee*”; (d) Cadeira de roda; (e) Triciclos para cadeirantes.



Fonte: Adaptado de Barbin (2017).

As TAs, quando adaptadas às necessidades do paciente e ao seu ambiente, tornam-se ferramentas poderosas para aumentar a independência e melhorar a participação na sociedade. Contudo, o acesso à reabilitação é frequentemente limitado pela escassez de profissionais especializados na área. Paralelamente, a Revolução Industrial 4.0 tem facilitado a incorporação de novas técnicas (JONES & PIMDEE, 2017) procedimentos e ferramentas em campos complexos (GRIFFITHS & OOI, 2018), preparando o terreno para enfrentar os desafios científicos e tecnológicos contemporâneos a partir da perspectiva das TAs (HARRIS, 2017).

Estas tecnologias têm como objetivo promover a independência, melhorar a qualidade de vida, facilitar a integração social e aumentar a funcionalidade de pessoas com diversas patologias ou deficiências (MOLERO *et al.*, 2021). O desenvolvimento e dimensionamento de equipamentos assistivos devem, portanto, proporcionar maior independência, qualidade de vida e inclusão social para pessoas com deficiência, conforme Rosado (2004).

A Lei Brasileira de Inclusão (Lei Nº 13.146): “É garantido à pessoa com deficiência acesso a produtos, recursos, estratégias, práticas, processos, métodos e serviços de TA que maximizem sua autonomia, mobilidade pessoal e qualidade de vida”. Além, disso o artigo 74, indica: “O poder público deve fomentar o desenvolvimento científico, a pesquisa e a inovação e a capacitação tecnológicas, voltados à melhoria da qualidade de vida e ao trabalho da pessoa com deficiência e sua inclusão social” (BRASIL, 2016).

No contexto da reabilitação motora, as inovações recentes em TAs desempenham um papel crucial na recuperação de pacientes com dificuldades de movimento. No entanto, a complexidade e o alto custo dessas tecnologias restringem o acesso de grande parte da população com mobilidade reduzida. Este estudo propõe o desenvolvimento de um projeto mecânico para um equipamento multifuncional de reabilitação motora, direcionado a pessoas com mobilidade temporariamente reduzida nos membros inferiores. A pesquisa é classificada como de natureza aplicada.

1.2. OBJETIVOS

O objetivo geral deste trabalho é propor um projeto mecânico de um Equipamento Assistivo Modular para Reabilitação Motora (EAMRM) dos Membros Inferiores (MI), destinado a pacientes com dificuldades de locomoção ou mobilidade temporariamente reduzida, com ênfase nas articulações inferiores. Este estudo busca contribuir e influenciar os setores de saúde, biomecânica, meio acadêmico e a sociedade em geral. Os objetivos específicos são:

- Identificar e caracterizar os exercícios aplicados na reabilitação das articulações dos membros inferiores.
- Desenvolver um aparelho de repouso funcional que permita posicionar o paciente tanto em uma postura de cadeira quanto em uma postura de maca, visando ergonomia e versatilidade durante a reabilitação, em conformidade com os parâmetros estabelecidos pelas normas ABNT.

- Projetar e simular um equipamento assistivo modular para a reabilitação dos membros inferiores, com foco nos movimentos das articulações inferiores.
- Implementar e testar um sistema eletropneumático que produza movimentos passivos contínuos (MPC) e lineares, controlado por uma placa *Arduino Mega 2560*.

Os objetivos deste estudo são descritivos e normativos, com uma abordagem qualitativa. O método de pesquisa adotado é experimental.

1.3. JUSTIFICATIVA DA ESCOLHA DO TEMA

Este estudo busca atender às necessidades de pessoas com mobilidade reduzida, particularmente aquelas com deficiência motora temporária, que enfrentam desafios significativos para reintegrar-se rapidamente às atividades diárias. A demanda por soluções que melhorem a independência e a qualidade de vida dessas pessoas é crescente. Embora existam terapias que utilizam robôs ou dispositivos comerciais sofisticados, esses recursos são muitas vezes inacessíveis devido à complexidade tecnológica e ao alto custo de aquisição. Diante desse cenário, torna-se essencial desenvolver soluções alinhadas à problemática global, que ofereçam alternativas mais acessíveis e eficazes. A proposta do EAMRM visa suprir essa necessidade, promovendo a inclusão social e a mobilidade adequada, além de facilitar a recuperação por meio de uma variedade de exercícios de reabilitação, em um período mais curto em comparação com os métodos atuais

1.4. ESTRUTURA DA DISSERTAÇÃO

O presente trabalho está dividido em sete capítulos, que são os seguintes:

No Capítulo 1 são apresentadas as considerações gerais, os objetivos a serem alcançados e justificativa da escolha do tema.

No Capítulo 2 é abordada a revisão bibliográfica, princípios de TA e dispositivos de alta complexidade para reabilitação.

No Capítulo 3 é apresentada a metodologia do projeto mecânico empregado: o plano anatômico humano e dimensão do membro inferior; aparelho de repouso adaptado para diferentes módulos de reabilitação dos membros inferiores; base estrutural mecânica principal do equipamento; os quatro módulos: sistema assistivo para tratar os joelhos, quadril e tornozelos; os dispositivos eletropneumáticos e transmissão de guias lineares.

No Capítulo 4 são apresentados os resultados e discussão do EAMRM: resultados experimentais do sistema eletropneumático, resultados numéricos do sistema estrutural, modelagem e animação do equipamento.

No Capítulo 5 são apresentadas as principais conclusões obtidas neste estudo e sugestões para trabalhos futuros.

Após a seção de Referências são apresentados os Apêndices: o programa desenvolvido no Arduino; desenhos, vistas isométricas e detalhes gerais do aparelho de repouso; desenhos, vistas isométricas e componentes do mecanismo do EAMRM para quadril, joelhos e tornozelos; além do orçamento total do equipamento.

2 FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

2.1 REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

Xu *et al.* (2023) desenvolveram um esquema de geração de movimento para a terapia robótica do espelho (TRE), no qual o movimento do membro saudável de um paciente hemiplégico guia o movimento do membro afetado, assistido por um robô, conforme ilustrado na Figura 2. O estudo envolveu a modelagem da trajetória de movimento utilizando movimentos primitivos dinâmicos (impedância para modelar a trajetória de movimento do robô) (MPDs). A impedância foi ajustada com base na força muscular do paciente, avaliada por meio de sinais de eletromiografia (EMG) de superfície da pele. Para adaptar os parâmetros do modelo MPD acoplado a diferentes pacientes, os pesquisadores implementaram uma abordagem de aprendizado por reforço baseada no algoritmo de *path integral*. Adicionalmente, um controlador adaptativo foi empregado para corrigir erros de estimativa na dinâmica do robô e na força muscular do paciente, garantindo que o robô segue a trajetória de movimento de forma precisa. A abordagem proposta foi testada em um robô de reabilitação para os membros inferiores, equipado com atuadores magneto-reológicos instalados nas articulações robóticas. Os resultados experimentais demonstraram a viabilidade e a superioridade do esquema proposto em comparação com métodos existentes.

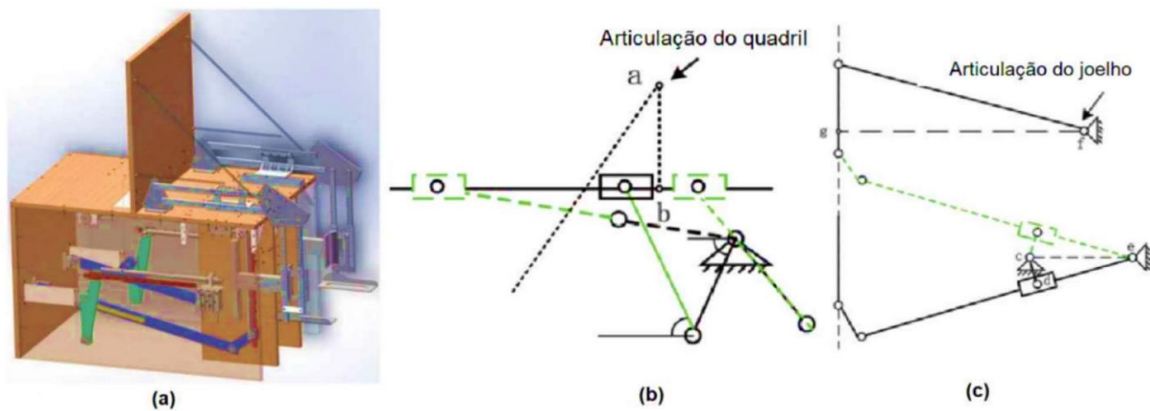
Figura 2 – Procedimento experimental: (a) Abdução, (b) Adução do quadril, (c) Flexão, (d) Extensão do joelho.



Fonte: Xu *et al.* (2023).

Um dispositivo baseado no princípio do equilíbrio gravitacional foi projetado e desenvolvido por Zhang *et al.* (2022), consistindo em um robô de reabilitação para membros inferiores, denominado *TMM-2*. Este nome refere-se a um nível específico na escala de teste muscular manual (*TMM*), que é usada para avaliar a força muscular dos pacientes. Na escala *TMM*, os níveis variam de 0 a 5, onde *TMM-2* indica que o paciente é capaz de mover o membro apenas quando a gravidade é eliminada (movimento em um plano horizontal), ou seja, a força muscular é fraca, mas existe alguma capacidade de movimento sem resistência externa. Após determinar a amplitude de movimento de cada articulação no membro inferior humano e o peso médio da perna, a estrutura foi projetada e analisada, tanto estática quanto cinematicamente, para garantir que atendesse aos requisitos de rigidez e resistência, proporcionando a amplitude de movimento necessária para a reabilitação. A modelagem tridimensional do dispositivo desenvolvida pelos autores é apresentada na Figura 3.

Figura 3 – Protótipo *TMM-2*: (a) Modelagem tridimensional do dispositivo baseado no equilíbrio gravitacional, (b) Trajetória de transmissão do quadril, (c) Trajetória de transmissão do joelho.



Fonte: Zhang *et al.* (2022).

No estudo desenvolvido por Duc *et al.* (2021), apresentaram um dispositivo denominado “*RHleg*” para auxiliar na reabilitação de membros inferiores em pacientes de acidente vascular cerebral (AVC). O equipamento é controlado por um software de controle e monitoramento, desenvolvido em *Visual Basic*. O circuito de controle é baseado no circuito *Arduino Mega 2560*, responsável por receber o sinal do sensor de ângulo e medir a corrente durante a operação. O modelo matemático do dispositivo foi empregado pelo software *Matlab* para simular a resposta do controlador PID. Os resultados da simulação demonstraram um tempo de resposta rápido e uma pequena sobreposição. Por fim, o experimento foi realizado em

voluntários, cujos resultados demonstraram que o dispositivo é estável e seguro para operar, conforme mostrado na Figura 4.

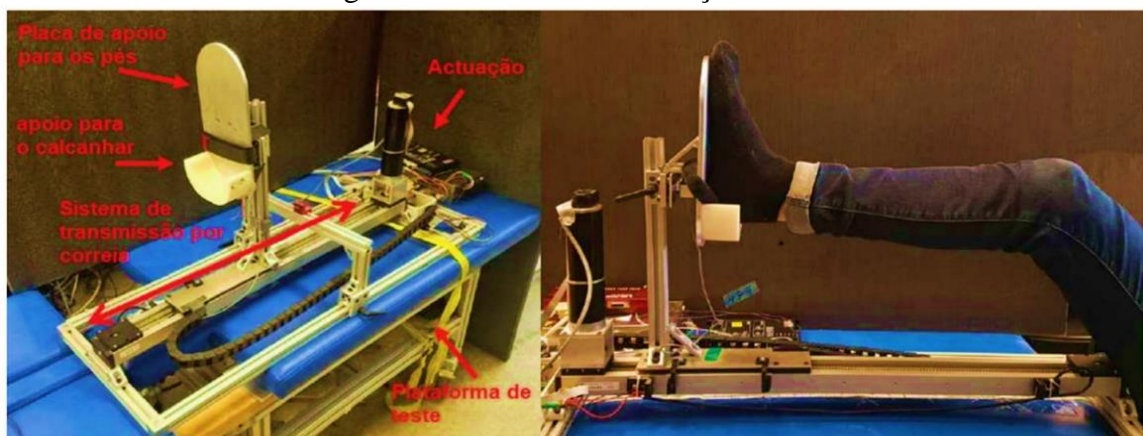
Figura 4 – O diagrama dinâmico do dispositivo “RHleg”.



Fonte: Duc *et al.* (2021).

Berezny *et al.* (2021) desenvolveram um robô linear com um grau de liberdade (GDL) para reabilitação de pacientes com AVC confinados à cama. O robô foi projetado para fornecer terapia de extensão das pernas, conforme mostrado na Figura 5. O sistema mecânico foi concebido com o objetivo de ser compatível com equipamentos hospitalares existentes, além de ser de fácil uso e ter um custo acessível. O dispositivo utiliza controle de impedância para aplicar forças assistivas ou resistivas e pode empregar *feedback* háptico para aumentar o engajamento do paciente. Os resultados indicaram que um único GDL é capaz de reduzir o erro na trajetória e aumentar o esforço do usuário com resistência.

Figura 5 – O robô de reabilitação com um GDL.



Fonte: Berezny *et al.* (2021).

Sunilkumar *et al.* (2021) desenvolveram um projeto e um esquema de controle para um treinador destinado a realizar terapias de reabilitação nos membros inferiores, especificamente nas articulações do quadril e do joelho. O protótipo do treinador estacionário é projetado para realizar terapias de reabilitação para essas articulações em posições sentada ou deitada. O sistema inclui uma órtese passiva (semelhante a um exoesqueleto) para fornecer suporte ao membro inferior do paciente. O mecanismo do treinador incorpora um manipulador cartesiano ativo, baseado em um arranjo cinemático espacial paralelo tridimensional com movimentos prismático e rotativo, para executar os movimentos terapêuticos necessários nas posições transversal/horizontal/lateral e sagital/longitudinal, conforme apresentado na Figura 6. A eficácia do treinador estacionário projetado foi confirmada numericamente por meio de simulações computacionais, juntamente com um esquema de controle de movimento que realiza diversas tarefas de rastreamento de movimento terapêutico clinicamente sugeridas (faixa de movimentos passivos).

Figura 6 – Projeto conceitual do treinador estacionário.



Fonte: Sunilkumar *et al.* (2021).

Pisla *et al.* (2021) desenvolveram um sistema de controle de um robô paralelo para a reabilitação dos membros inferiores. O sistema, denominado “*RECOVER*”, foi projetado para a reabilitação de pacientes com AVC. O estudo apresenta a cinemática do robô e detalha a arquitetura e funcionalidade do sistema de controle, conforme mostrado na Figura 7. A validação foi realizada por meio de testes experimentais com oito indivíduos saudáveis no laboratório. O alcance de movimento das articulações foi registrado usando um sistema de sensor externo disponível comercialmente. Os parâmetros cinemáticos, como velocidades e

acelerações das articulações do paciente, foram registrados e comparados aos obtidos usando o modelo virtual. Os resultados mostraram uma variação mínima entre os valores, validando o projeto mecânico e o sistema de controle do robô “*RECOVER*” para a reabilitação dos membros inferiores.

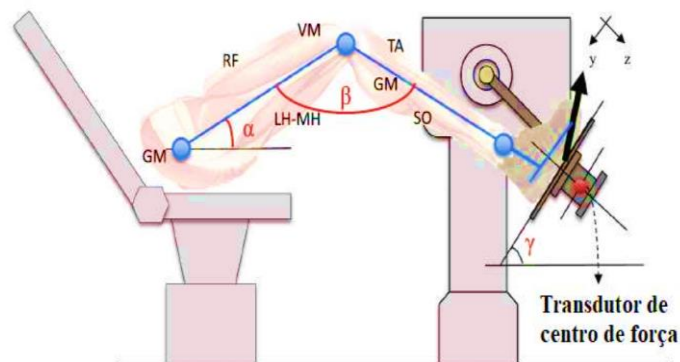
Figura 7 – Reabilitação experimental do joelho e tornozelo do robô “*RECOVER*”.



Fonte: Písla *et al.* (2021).

Bourbonnais *et al.* (2021) investigaram padrões de ativação muscular em pessoas com hemiparesia após um AVC durante exercícios de esforço estático controlado no plano sagital do pé, conforme apresentado na Figura 8, desenvolvendo exercícios de flexão plantar. Os resultados mostraram que os padrões de ativação muscular durante os exercícios de esforço direcional e flexão plantar eram semelhantes entre os grupos de participantes com e sem hemiparesia. O treinamento com esforço direcional em indivíduos hemiparéticos resultou em melhorias tanto na capacidade de esforço máximo voluntário quanto na precisão do desempenho da tarefa.

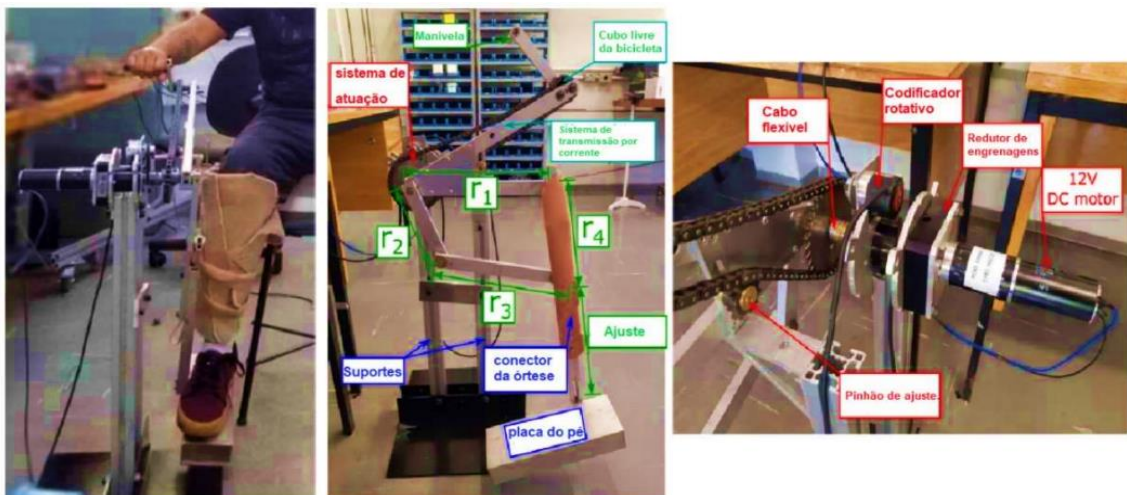
Figura 8 – Protótipo de um transdutor de força ligado a um computador de laboratório.



Fonte: Bourbonnais *et al.* (2021).

Além disso, Rodrigues *et al.* (2021) desenvolveram uma estrutura robótica denominada “ReGear”, projetada para combinar reabilitação e assistência a pacientes pós-AVC, facilitando sessões de treinamento simultâneo para ambos os membros paréticos. O objetivo do estudo foi auxiliar na recuperação motora e melhorar a coordenação dos membros afetados. Inicialmente, foi elaborado um modelo matemático do dispositivo com base nas relações geométricas e no movimento angular desejado. Em seguida, foi desenvolvido um modelo tridimensional e realizadas simulações computacionais. Posteriormente, o protótipo foi construído, incluindo um microcontrolador e um motor de corrente contínua acoplado a um codificador rotativo, conforme ilustrado na Figura 9.

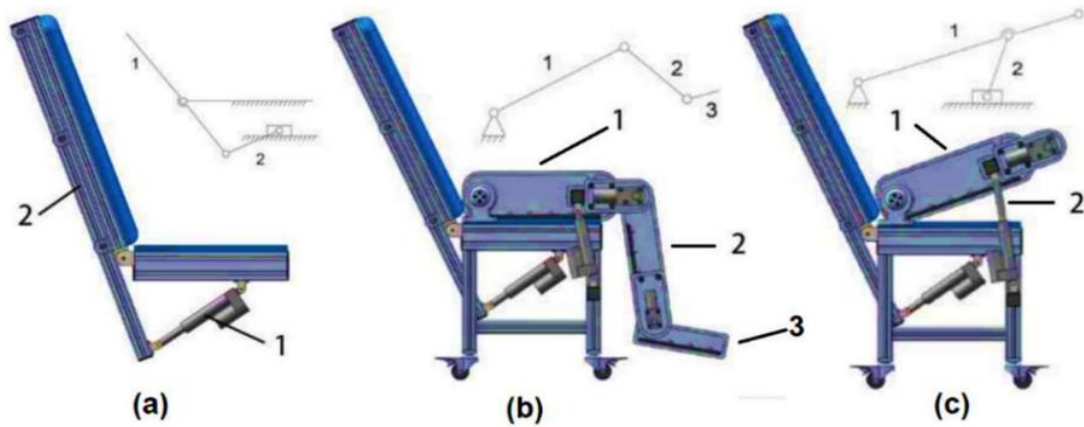
Figura 9 – Sequência do sistema de atuação do Protótipo “ReGear”.



Fonte: Rodrigues *et al.* (2021).

No estudo de Xu (2020) foi apresentado o projeto de um robô de reabilitação de membros inferiores (RRMI). O projeto, simplificado, considera produtos disponíveis no mercado chinês. O RRMI é composto principalmente por um dispositivo de assento, um dispositivo de exercícios para membros inferiores e estruturas que garantem a mobilidade do equipamento. O Projeto Mecânico está constituído por materiais leves que reduzem a complexidade dos mecanismos de suporte, permitindo o ajuste do ângulo do suporte e dos exercícios de reabilitação dos membros inferiores dos pacientes. O autor utilizou atuadores lineares e motores de corrente contínua para os mecanismos de acionamento, com uma força de 500 N e velocidade de 50 mm/s, e uma trajetória do eixo pneumático de 130 mm. Na Figura 10, os elementos de acionamento e os movimentos mecânicos do RRMI foram avaliados por meio de análises computacionais e simulações realizadas com o software *Solidworks Motion*.

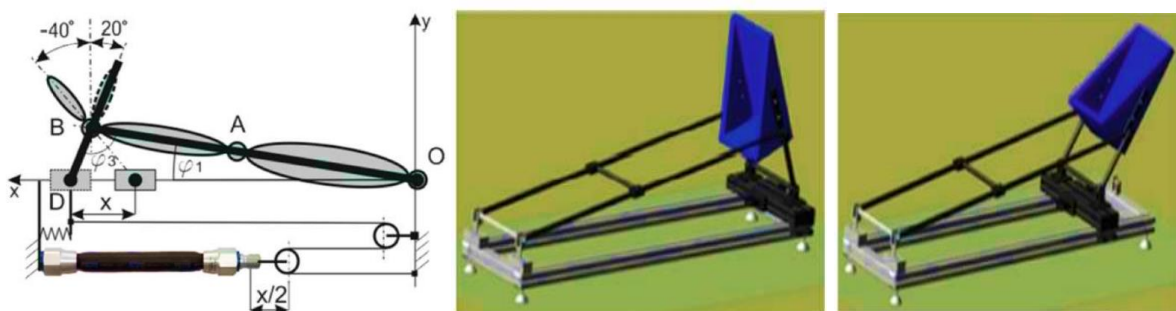
Figura 10 – Mecanismos de exercícios do RRFMI: (a) Encosto da cadeira, (b) Geral de membros inferiores, (c) Quadríceps femoral.



Fonte: Xu (2020).

Deaconescu e Deaconescu (2020) focaram na melhoria da reabilitação do tornozelo após lesões ou cirurgias, utilizando um sistema pneumático para criar movimentos controlados e repetitivos na articulação. O projeto envolveu o desenvolvimento de um equipamento pneumático para reabilitação do tornozelo por meio de MPC, proporcionando dorsiflexão (20°) e flexão plantar (40°), como ilustrado na Figura 11. O objetivo era restaurar gradualmente a amplitude de movimento e melhorar a força muscular. Os resultados experimentais, obtidos por meio de testes clínicos, demonstraram a eficácia do equipamento na recuperação do tornozelo.

Figura 11 – Diagrama e modelagem do equipamento de reabilitação do tornozelo.



Fonte: Deaconescu e Deaconescu (2020).

Zhong *et al.* (2020) desenvolveram um robô de reabilitação para o tornozelo que utiliza atuadores musculares pneumáticos (AMP), conhecidos por sua maciez e conformidade semelhante à dos músculos biológicos. AMP são compostos por materiais elásticos que se expandem e contraem quando o ar comprimido é aplicado, simulando o movimento muscular e

permitindo que o atuador gere força e movimento de forma flexível e adaptativa. O estudo incluiu a análise das características de movimento do tornozelo humano e a investigação da relação entre ângulo e torque do tornozelo por meio de experimentos. O mecanismo de acionamento com AMP foi cuidadosamente projetado para o robô de reabilitação do tornozelo. Em seguida, a dinâmica do robô foi estabelecida e a estrutura do mecanismo de acionamento foi otimizada. Como resultado, um protótipo foi fabricado e montado, conforme ilustrado na Figura 12.

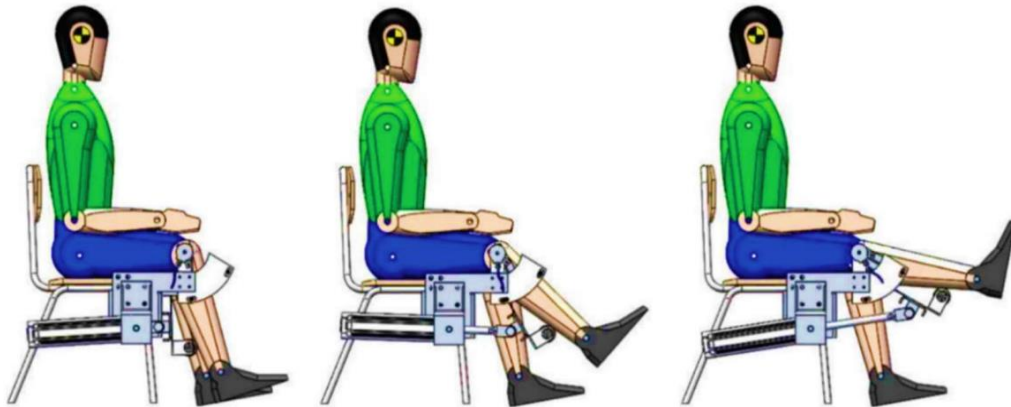
Figura 12 – Protótipo de reabilitação de tornozelo acionado por AMPs.



Zhong *et al.* (2020).

Oberdörfer (2020) desenvolveu o projeto de um protótipo do tipo MPC, voltado para a reabilitação de membros inferiores, empregando a metodologia de desenvolvimento de produtos de Pahl *et al.* (2005). O processo de desenvolvimento compreendeu a elaboração do anteprojeto e o detalhamento de fabricação, resultando na criação do protótipo para avaliação de seu funcionamento. Para garantir a precisão do sistema de acionamento, a posição do acionador foi determinada por meio de simulação em software 3D, utilizando o eixo imaginário que atravessa o joelho do paciente como referência. A simulação considerou os pontos de articulação e o curso do acionador, garantindo a realização correta do movimento da perna do paciente, como se apresenta na Figura 13. O estudo cinemático em software teve como objetivo verificar o comportamento adequado do protótipo antes da fabricação, o que foi confirmado por meio de testes realizados com o protótipo.

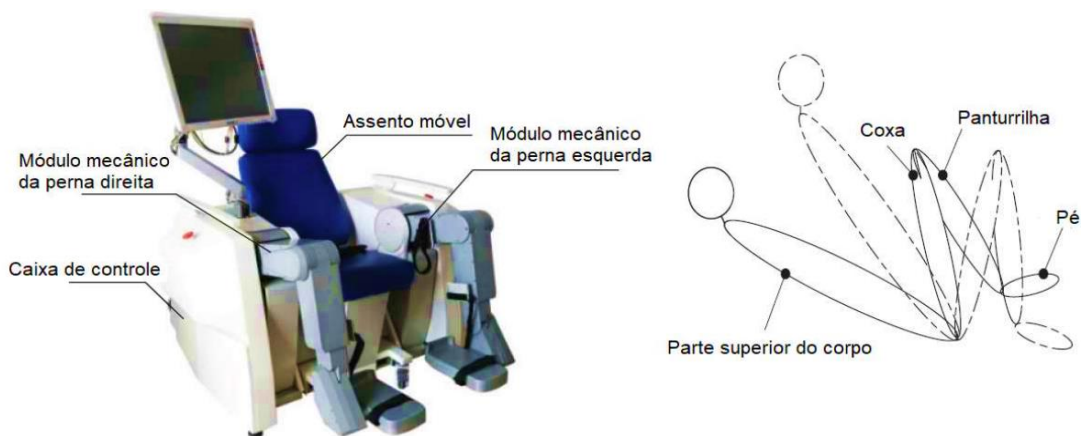
Figura 13 – Protótipo do tipo MPC acionado por atuador pneumático.



Oberdörfer (2020).

O projeto mecânico de um robô reabilitador de membros inferiores, que ajusta automaticamente o comprimento da perna para acomodar pacientes de diferentes alturas, foi desenvolvido por Wang *et al.* (2018). Este robô, que possui articulações múltiplas para posições sentadas e deitadas, se apresenta na Figura 14. O dispositivo pode ser utilizado em todas as posições de recuperação, incluindo a posição inicial. Os autores apresentaram três métodos de planejamento de trajetória baseados no conceito de espaço de trabalho variável. Para validar esses métodos, foi realizada uma pesquisa experimental que incluiu a obtenção de curvas teóricas e reais das trajetórias de movimento do quadril, joelho e ponto final do mecanismo da perna em indivíduos saudáveis. O robô foi desenvolvido para auxiliar na reabilitação de pacientes com disfunções nos membros inferiores na fase inicial do AVC.

Figura 14 – Protótipo do robô de reabilitação de membros inferiores e esboço da postura de treinamento do paciente.



Fonte: Wang *et al.* (2018).

Um dispositivo de terapia pediátrica para membros inferiores, utilizando tecnologia de motores lineares, foi desenvolvido por Chrif *et al.* (2017). O objetivo do estudo foi criar um dispositivo inovador de reabilitação para crianças com dificuldades motoras nas pernas. O dispositivo emprega motores lineares para gerar movimentos precisos e controlados, conforme mostrado na Figura 15. Os resultados indicam que o acionamento independente das pernas esquerda e direita pode gerar uma força de até 288 N no pé do usuário. O dispositivo incorpora algoritmos complexos para garantir movimentos suaves e seguros durante a terapia, além de permitir a personalização e adaptação às necessidades individuais das crianças, levando em conta fatores como idade, nível de mobilidade e tipo de condição motora. A conclusão do protótipo é que a precisão do controle e a magnitude da força são consideradas adequadas para a reabilitação de crianças com deficiências neurológicas.

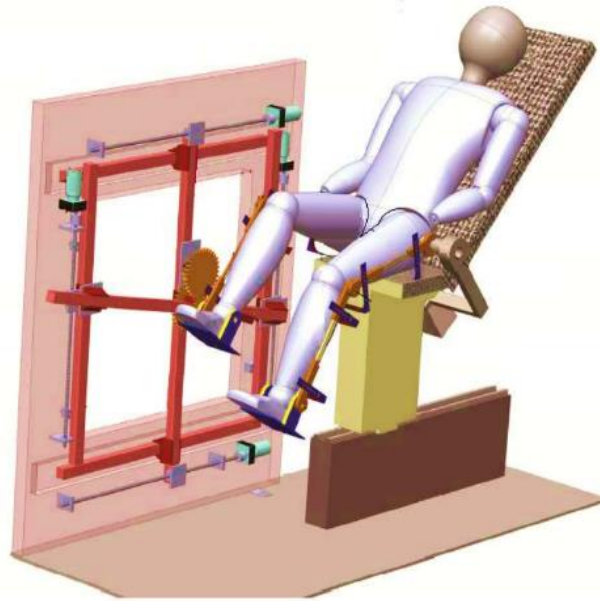
Figura 15 – Dispositivo pediátrico dos membros inferiores: (a) Partes do dispositivo; (b) Extensão dos atuadores lineares; (c) Flexão dos atuadores lineares.



Fonte: Chrif *et al.* (2017).

Mohan *et al.* (2017) apresentaram o projeto, desenvolvimento e controle de um manipulador paralelo planar denominado *2PRP-2PPR* para terapias de reabilitação dos membros inferiores, conforme mostrado na Figura 16. O manipulador é projetado para operar no plano sagital e é composto por um arranjo cinemático *2PRP-2PPR*. O estudo explora os aspectos teóricos e práticos do projeto, fornecendo uma análise detalhada da cinemática e dinâmica do manipulador. As análises computacionais simuladas numericamente foram realizadas para validar a eficácia do sistema de controle proposto. O manipulador paralelo desenvolvido pelos autores é especialmente relevante para terapias de reabilitação dos membros inferiores, oferecendo uma abordagem inovadora e precisa para auxiliar pacientes em suas jornadas de recuperação.

Figura 16 – Projeto conceitual do sistema de reabilitação 2PRP-2PPR.



Fonte: Mohan *et al.* (2017).

2.2 PRINCÍPIOS DA TECNOLOGIA ASSISTIVA (TA)

De acordo com Szeto (2005), os princípios fundamentais da TA no contexto da engenharia de reabilitação enfatizam a necessidade de uma abordagem sistemática e cuidadosa na aplicação dessas tecnologias para indivíduos com deficiências. A eficácia da TA depende da sua adaptação às necessidades específicas de cada paciente, seguindo os seguintes princípios:

- **Personalização:** A TA deve ser personalizada para atender às necessidades e preferências individuais dos usuários. Cada pessoa com deficiência apresenta requisitos únicos, tornando essencial que a solução seja ajustada às suas condições específicas.
- **Avaliação completa:** É fundamental realizar uma avaliação detalhada das necessidades, preferências, habilidades e limitações do usuário, considerando também o ambiente em que vive e possíveis mudanças futuras. O uso de checklists e formulários de avaliação detalhados auxilia nesse processo.
- **Integração multidisciplinar:** O desenvolvimento de soluções tecnológicas eficazes requer a integração de conhecimentos de várias disciplinas, como biomecânica, fisiologia neuromuscular e engenharia eletrônica. A colaboração entre profissionais de diferentes áreas aumenta a probabilidade de sucesso na reabilitação.

- Simplicidade e custo-benefício: TA não precisa ser complexa ou cara para ser eficaz. Dispositivos de baixa tecnologia são frequentemente preferidos devido à sua simplicidade, facilidade de uso e baixo custo. A escolha da tecnologia deve ser baseada na adequação ao usuário, e não apenas na sofisticação do dispositivo.
- Reavaliação contínua: A eficácia dos dispositivos deve ser monitorada e ajustada conforme necessário.

O cumprimento desses princípios aumenta a probabilidade de que a TA seja bem-recebida e plenamente utilizada. O Quadro 2 apresenta as diversas áreas tecnológicas nas quais os profissionais atuam (SZETO, 2005).

Quadro 2 - Áreas de tecnologia versus profissionais responsáveis.

Área de Tecnologia	Profissionais Responsáveis
Habilidades Acadêmicas e Profissionais	Educação Especial Reabilitação Profissional Psicologia
Comunicação Aumentativa	Patologia da Fala e Linguagem Educação Especial
Acesso a Computadores	Tecnologia da Computação Reabilitação Profissional
Habilidades para a Vida Diária	Terapia Ocupacional Tecnologia de Reabilitação
Adaptações Especializadas	Engenharia de Reabilitação Tecnologia da Computação Próteses/Órteses
Mobilidade	Terapia Ocupacional Fisioterapia
Posicionamento e Assentos	Terapia Ocupacional Fisioterapia
Comunicação Escrita	Patologia da Fala e Linguagem Educação Especial

Fonte: Szeto (2005).

TA é classificada em dois tipos: tecnologia simples ou de baixa complexidade e tecnologia complexa ou de alta complexidade (FERNANDEZ-BATANERO *et al.*, 2022).

- Tecnologia simples ou de baixa complexidade, é descrita como equipamentos geralmente de baixo custo e fáceis de criar ou obter. Estes dispositivos requerem um processo simplificado de operação, como lápis, lupas, calculadoras, quadros de comunicação em papel, cadeiras de rodas, entre outros.
- Tecnologia complexa ou de alta complexidade, refere-se a equipamentos que envolvem tecnologia eletrônica, como computadores, quadros de comunicação eletrônicos, cadeiras de rodas elétricas, e similares.

2.3 DISPOSITIVOS DE ALTA COMPLEXIDADE PARA A REABILITAÇÃO MOTORA DOS MEMBROS INFERIORES

O Equipamento de Coordenação *Active-K MPC-MAC* permite que os pacientes recuperem a mobilidade das articulações do quadril e do joelho no início dos pós-operatório, estimulando a melhoria da propriocepção e da estabilidade funcional (força), visando aprimorar a coordenação após a cirurgia articular. Trata-se de uma unidade de fisioterapia motorizada que combina MPC e Movimento Ativo Controlado (MAC), conforme apresentado na Figura 17. Além disso, o equipamento proporciona amplitude de movimento de extensão/flexão do joelho, e extensão/flexão do quadril; suportando um peso máximo de 30 kg para cada membro inferior.

Figura 17 – Equipamento de coordenação *Active-K MPC-MAC*.



Fonte: Chattanooga (2024).

O Aparelho de MPC para tornozelo *ARTROMOT-SP3* é utilizado em pacientes com artrotomia, sinovectomia, artroses, tratamento cirúrgico de fraturas e pseudoartroses. O aparelho possui ajustes mecânicos simples e ergonomia fácil para as pernas e o apoio dos pés, permitindo que o paciente permaneça sentado em uma cadeira, como mostrado na Figura 18.

Os movimentos de flexão plantar, da extensão dorsal, e de inversão são controladas com pausas de 1 minuto e velocidade programável manualmente de 5% a 100% (ajustável em graduações).

Figura 18 – Aparelho de MPC para tornozelo *ARTROMOT-SP3*.



Fonte: Chattanooga (2024).

O dispositivo *KINETEC SPECTRA XL* é adaptado para pacientes obesos, suportando até 227 kg, conforme mostrado na Figura 19. O dispositivo proporciona amplitude de movimento no joelho e no quadril. Além disso, tem capacidade para suportar peso de mais de 30 kg por membro inferior, com dimensionamento para a perna inteira variando de 71 a 99 cm, tíbia de 38 a 53 cm e fêmur de 33 a 46 cm. O dispositivo é programado para uma velocidade de movimento angular por minuto.

Figura 19 – Dispositivo *KINETEC SPECTRA XL*.



Fonte: Kinetec (2024).

O dispositivo *KINETEC BREVA* proporciona movimentos para o tornozelo e retropé, conforme mostrado na Figura 20. Pode ser utilizado na cama ou enquanto o paciente está sentado em uma cadeira. Os movimentos gerados são flexão plantar, dorsiflexão, inversão e eversão. O controle remoto permite ajustar a velocidade de movimento grau por minuto, e o dimensionamento para o pé varia de 19 cm a 29 cm de comprimento.

Figura 20 – Dispositivo *KINETEC BREVA*.



Fonte: Kinetec (2024).

O Aparelho MPC de joelho *XET001* é um dispositivo utilizado na reabilitação neuronal, sendo capaz de reabilitar todas as articulações principais por meio de exercícios ativos, passivos e assistidos por máquinas, conforme ilustrado na Figura 21. É recomendado para reabilitação neuro motora, aumento da força muscular, ampliação do alcance e melhoria da coordenação motora. Ao utilizar o controle do movimento por meio da EMG, o padrão de ação e reação do córtex sensorial-motor é consideravelmente reforçado.

Figura 21 – Aparelho MPC de joelho *XET001*.

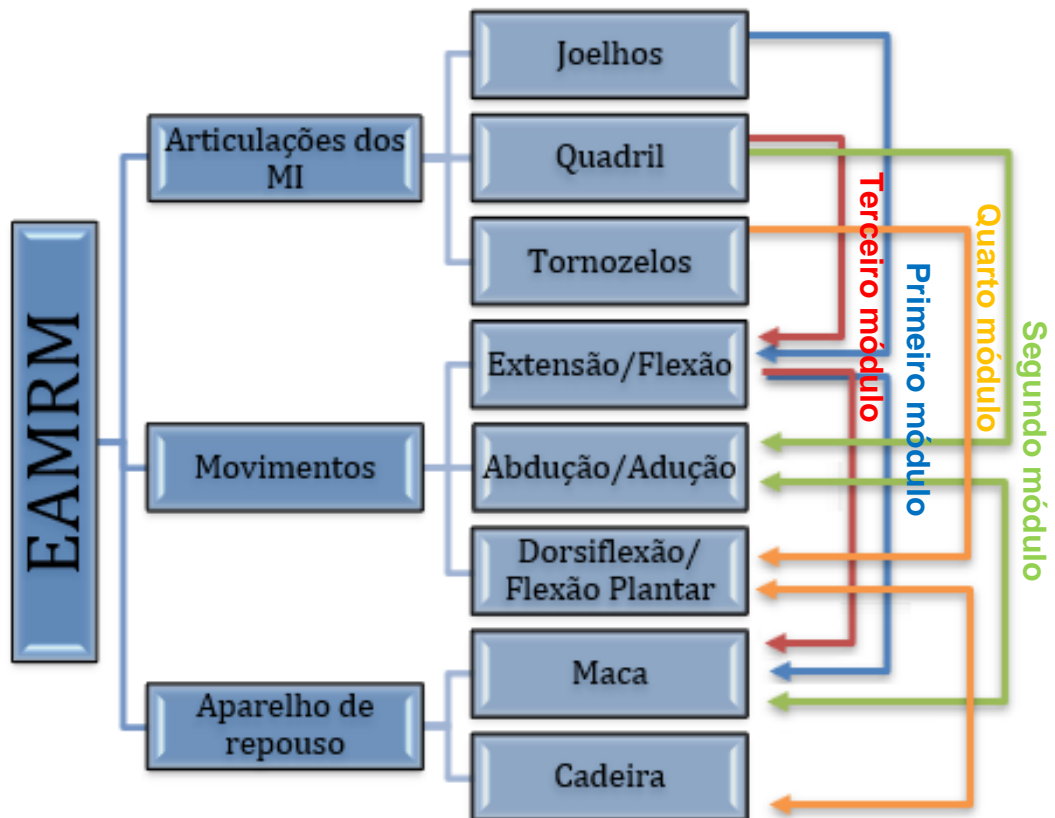


Fonte: NHC medical & beauty (2023).

3 METODOLOGIA E PROJETO MECÂNICO DO EAMRM

A metodologia do projeto do Equipamento Assistivo Modular para Reabilitação Motora (EAMRM) é fundamentada na análise da funcionalidade das articulações dos membros inferiores, nos movimentos de reabilitação, e na ergonomia do aparelho de repouso. No Quadro 3, se identifica os quatro módulos de reabilitação.

Quadro 3 – Esquema do projeto mecânico do EAMRM.



Fonte: Elaborado pelo autor (2024).

Neste capítulo é apresentado o desenvolvimento dimensional EAMRM, no qual consiste:

3.1 PLANO ANATÔMICO HUMANO E DIMENSÕES DO MEMBRO INFERIOR

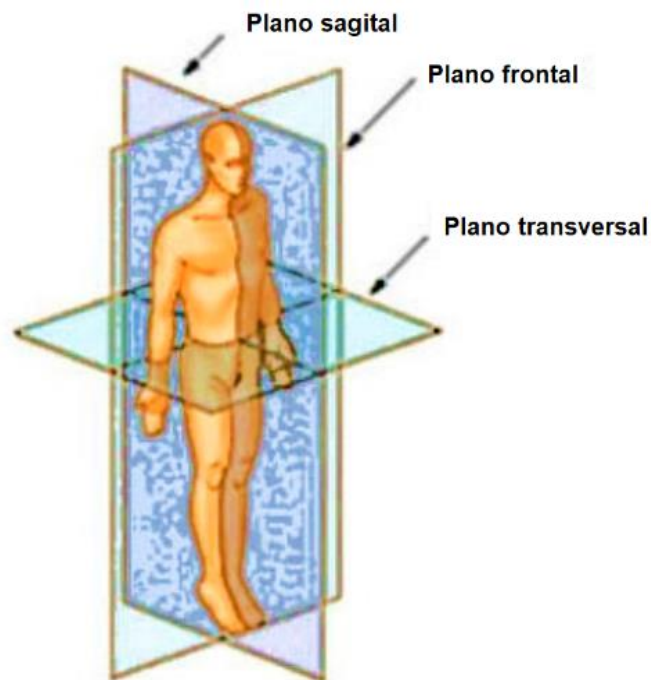
3.1.1 Plano anatômico humano

Um plano anatômico humano é uma linha de referência imaginária usada para dividir o corpo humano em diferentes seções, facilitando a descrição de locais, os movimentos

e as direções anatômicas (EEEP, 2010), apresentado na Figura 22. Existem três principais planos anatômicos:

- a) Plano frontal (ou coronal): passa de lado a lado, dividindo o corpo em frente e costas; os movimentos desenvolvidos neste plano são abdução e adução.
- b) Plano sagital: passa da frente para trás, dividindo o corpo em lados direito e esquerdo; os movimentos desenvolvidos neste plano são flexão e extensão.
- c) Plano transversal (ou horizontal): passa horizontalmente, dividindo o corpo em partes superior e inferior; o movimento desenvolvido neste plano é rotação.

Figura 22 – Plano anatômico humano.

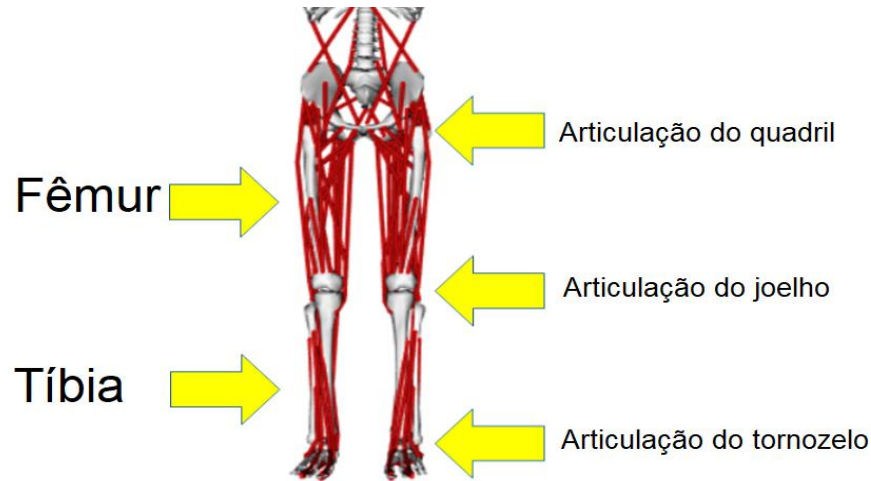


Fonte: EEEP (2010).

Os membros inferiores são fundamentais para a nossa locomoção e sustentação do corpo. Eles são compostos por diversos ossos, músculos, ligamentos e tendões que trabalham em conjunto para permitir uma ampla gama de movimentos. Dentre os ossos mais importantes dos membros inferiores, destacam-se o fêmur e a tíbia. O fêmur e a tíbia são ossos essenciais para a nossa locomoção e qualidade de vida. Qualquer alteração em sua estrutura ou função pode comprometer a mobilidade e causar dor. A fisionomia dos membros inferiores refere-se à aparência externa, forma e estrutura dos membros inferiores do corpo humano, que se estendem

do quadril até os pés. A Figura 23 apresenta a fisionomia dos membros inferiores, conforme referenciada no plano transversal inferior (MOSCONI, 2020).

Figura 23 – Fisionomia dos membros inferiores.



Fonte: Adaptado de Mosconi (2020).

3.1.2. Dimensões do membro inferior

De acordo com as bases estatísticas do Instituto Brasileiro de Geografia e Estatística (IBGE) o tamanho médio dos brasileiros diminui com a idade. Entre homens de idade entre 20 e 30 anos, a média é de 1,74m e entre os que tinham idade entre 70 e 80 anos, é de 1,62m. E entre mulheres de 20 a 30 anos, a média é de 1,62m, enquanto que no grupo de 70 a 80 anos, é de 1,53m. Com base nesses tamanhos, foram desenvolvidas fórmulas de reconstrução de altura, sendo essas as fórmulas mais próximas da população brasileira e que nos permitem obter um valor aproximado desses dois ossos do membro inferior (Harzheim *et al.*, 2019). Na Tabela 1, são mostrados os valores de fêmur e tíbia para mulheres e homens de acordo com as idades.

Tabela 1 - Tamanho médio da tíbia e do fêmur de pessoas brasileiras de acordo com idade e gênero.

População	Idade (20 a 30 anos)			Idade (70 a 80 anos)		
	Tamanho (m)	Fêmur (m)	Tíbia (m)	Tamanho (m)	Fêmur (m)	Tíbia (m)
Mulheres	1,62	0,43	0,36	1,53	0,40	0,33
Homens	1,74	0,48	0,41	1,62	0,42	0,35

Fonte: Harzheim *et al.* (2019).

3.2 APARELHO DE REPOUSO ADAPTADO PARA DIFERENTES MÓDULOS DE REABILITAÇÃO DOS MEMBROS INFERIORES

Conforme o item 4.6.1 da Norma ABNT NBR ISO 9050 (2015), as dimensões máximas e mínimas de uma cadeira, para garantir o conforto do usuário e o alcance manual frontal, são as seguintes:

- a) Altura do ombro até o assento: 0,53 m a 0,63 m.
- b) Altura da cavidade posterior do joelho (poplítea) até o piso: 0,38 m a 0,43 m.
- c) Profundidade da nádega à parte posterior do joelho: 0,42 m a 0,51 m.
- d) Profundidade da nádega à parte anterior do joelho: 0,52 m a 0,65 m.

No estudo de Oberdorfer (2020), foi proposto uma cadeira de escritório convencional adaptada para ser utilizada na reabilitação do usuário, em uma única posição (sentado). Para o caso de estudo proposto, que envolve módulos de reabilitação, é necessário que o aparelho de repouso se adapte a dois posicionamentos do paciente (sentado e deitado), de acordo com o tipo de reabilitação dos membros inferiores do paciente, os quais são:

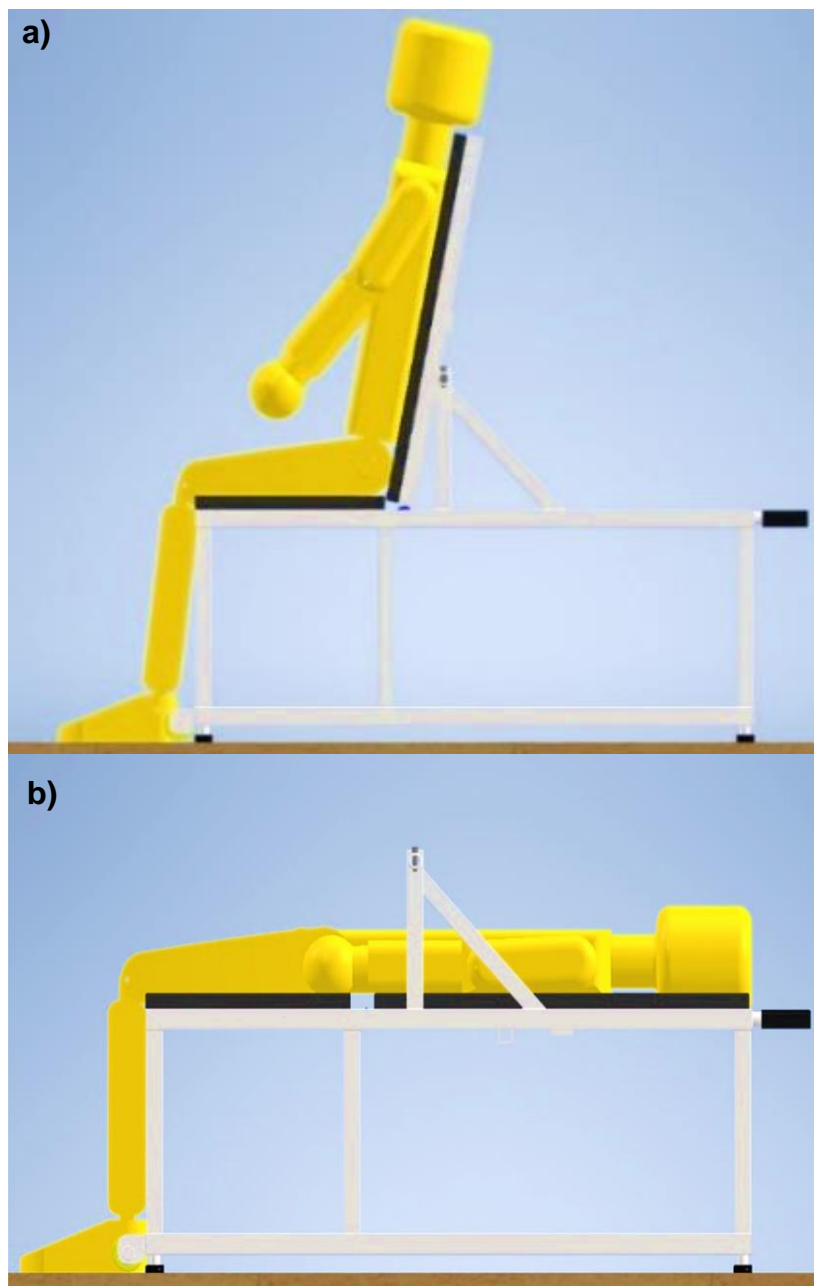
- Aparelho de repouso em posição cadeira, de dimensões de 0,45 m (comprimento), 0,6 m (largura) e 0,5 m (altura), atende o módulo de reabilitação dos tornozelos, apresentado na Figura 24a.
- Aparelho de repouso em posição maca: Atende o módulo de reabilitação dos joelhos e o quadril, de dimensões de 1,29 m (comprimento), 0,6 m (largura) e 0,5 m (altura), apresentado na Figura 24b.

A estrutura mecânica principal do aparelho é proposta em aço carbono de perfil quadrado tubular tipo “C” conforme a norma ABNT NBR 8261 (2019), as suas propriedades mecânicas são apresentadas no item 5.4.1.2. O material é resistente a carregamentos e é leve em peso. O material é aplicado na indústria como em máquinas, em equipamentos e em estruturas de móveis hospitalares. A funcionalidade do aparelho de repouso foi adaptada com um apoio lombar que se inclina de 100 graus até 180 graus, convertendo a cadeira em maca, na qual permite ao paciente realizar a reabilitação dos seus membros inferiores com liberdade. Na figura 25, são apresentadas as principais partes do aparelho de repouso, as quais são:

- Apoio lombar: Permite o encostamento e conforto do paciente.
- Barra de encosto: Apoio estrutural que resiste o peso do paciente aplicado no apoio lombar.

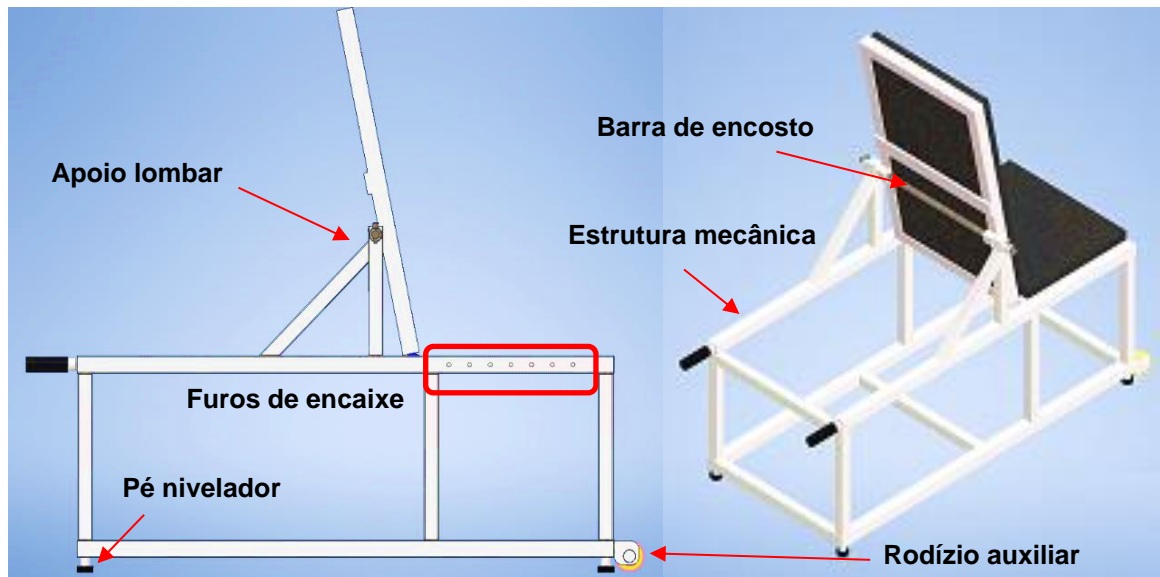
- Pé nivelador: Acessório que permite compensar desníveis de pisos irregulares.
- Estrutura mecânica: Base e suporte estrutural do aparelho.
- Rodízios auxiliares: Permitem referenciar a ubicação ideal do paciente dentro dos módulos de reabilitação.
- Furos de encaixe: Nivelam e unem em um só conjunto entre o aparelho de repouso e a base estrutural mecânica principal.

Figura 24 – Projeto Mecânico do aparelho de repouso em posição:
a) Cadeira, e b) Maca.



Fonte: Elaborado pelo autor (2024).

Figura 25 – Partes do aparelho de repouso.



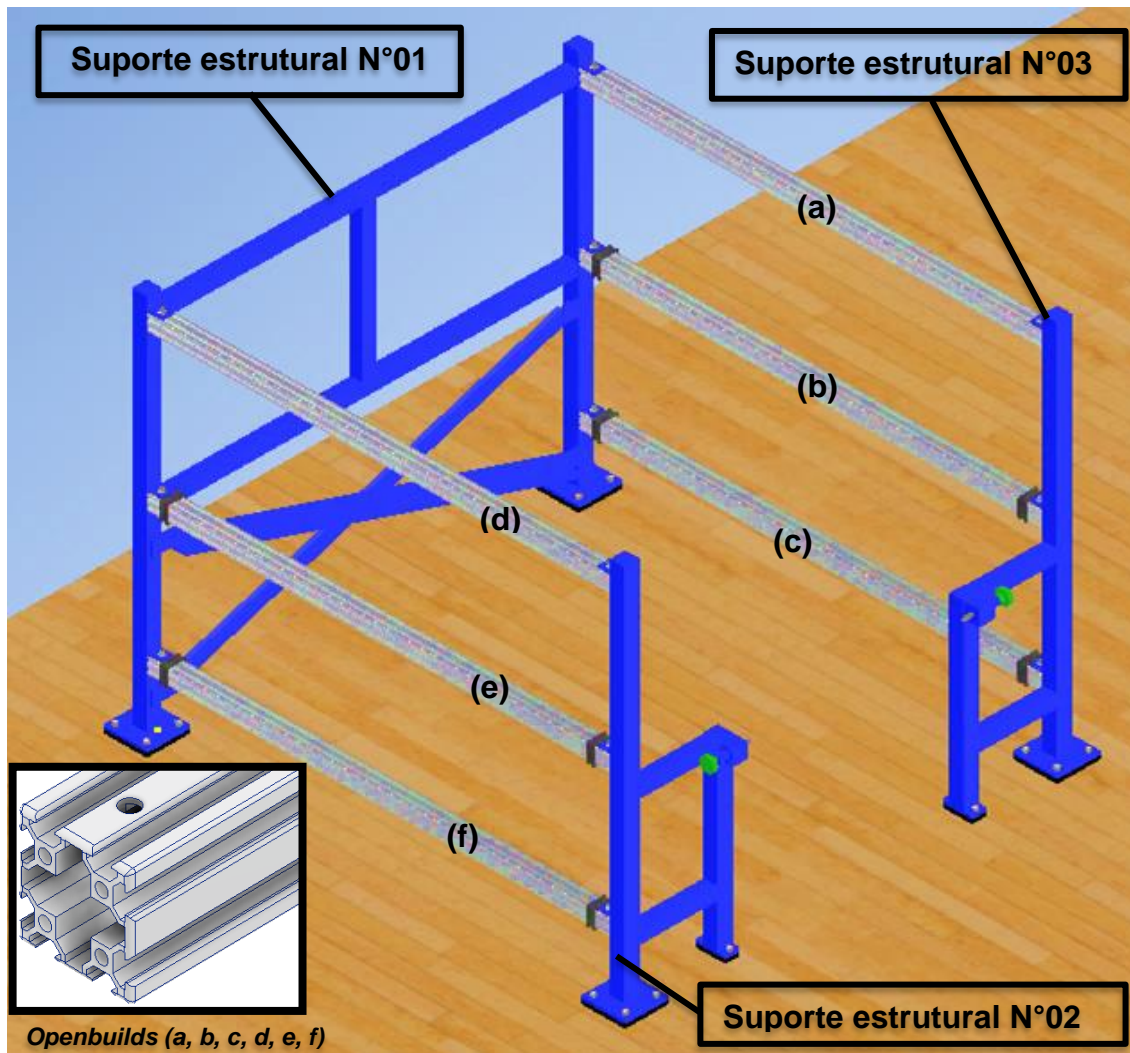
Fonte: Elaborado pelo autor (2024).

3.3 BASE ESTRUTURAL MECÂNICA PRINCIPAL (BEMP)

Segundo a Norma ABNT NBR 16779 (2019), “O espaço de exercício deve oferecer ao usuário um espaço suficiente para que o equipamento de treinamento físico possa ser utilizado para o exercício previsto sem riscos”, conforme o parâmetro de dimensionamento apresentado na Figura 9 do item 4.3.14.2 da norma. Além disso, permite o uso de materiais estruturais metálicos para sua construção do equipamento de treino. Conforme o item 4.3.2 (ABNT NBR ISO 16779, 2019), precisa-se ter o piso nivelado, devido a que “Os equipamentos para treinamento físico devem ser fixados de forma permanente à superfície sobre a qual se apoiam. Isto significa que somente é possível remover um equipamento por meios técnicos”. Segundo o projeto mecânico do desenho a fixação pode ser feita com parafusos M8 x 50 mm para concretos de piso.

A base estrutural mecânica principal (BEMP) consiste em uma estrutura de aço carbono (perfil quadrado, dimensões 40mm x 40mm x 3mm, conforme ABNT NBR 8261:2019, tipo C) que serve como suporte para os quatro módulos de reabilitação. Essa estrutura principal se conecta, por meio de parafusos, a seis perfis de alumínio extrudado 6063-T5 *Openbuilds* (comumente utilizados em equipamentos de fabricação) (FORSETI,2024), com seção transversal de 40mm x 40mm. Esses perfis de alumínio atuam como guias lineares para os dispositivos de reabilitação dos membros inferiores, garantindo um movimento preciso e controlado, conforme detalhado na Figura 26.

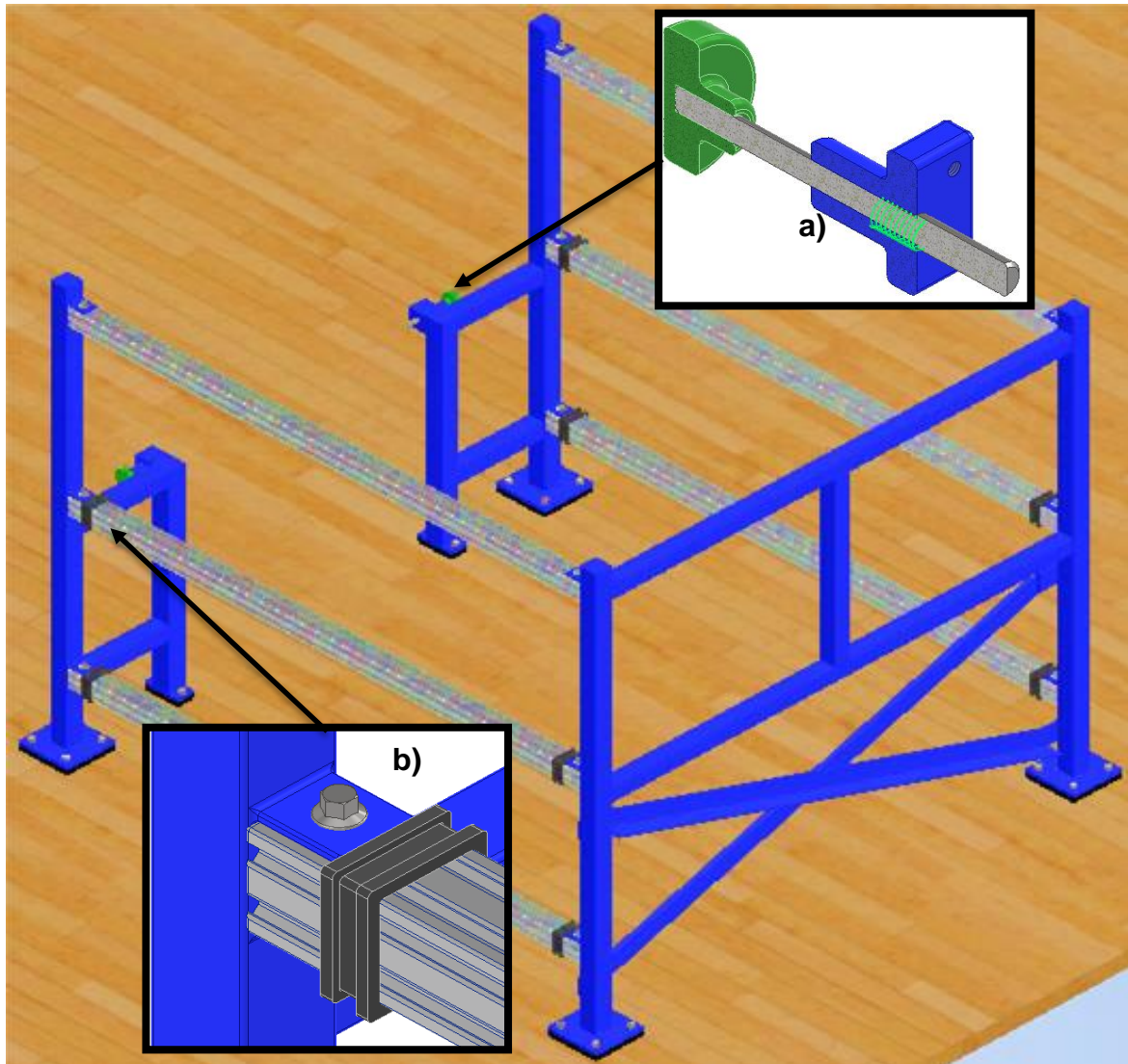
Figura 26 – Projeto Mecânico da BEMP, composto por materiais: Metalon (Suportes estruturais) e alumínio 6063-T5 tipo *Openbuilds*.



Fonte: Elaborado pelo autor (2024).

A conexão entre a cadeira e a BEMP é realizada por meio de dois pinos alinhados, acionados por duas molas (elementos de máquina projetadas para prover uma força de tração, compressão ou um torque ou principalmente para armazenar energia) (NORTON, 2013), o qual permitirá a estabilidade do elemento conjunto entre o aparelho de repouso e a BEMP. Além disso, para os módulos de equipamento do quadril e tornozelo, é utilizado um acessório antibatida feito de material de borracha antiderrapante com espessura de 15 mm, visando prevenir danos aos equipamentos e ao usuário, apresenta-se na Figura 27.

Figura 27 – Sistema mecânico de encaixe por: a) Mola e b) Acessório antibatida.



Fonte: Elaborado pelo autor (2024).

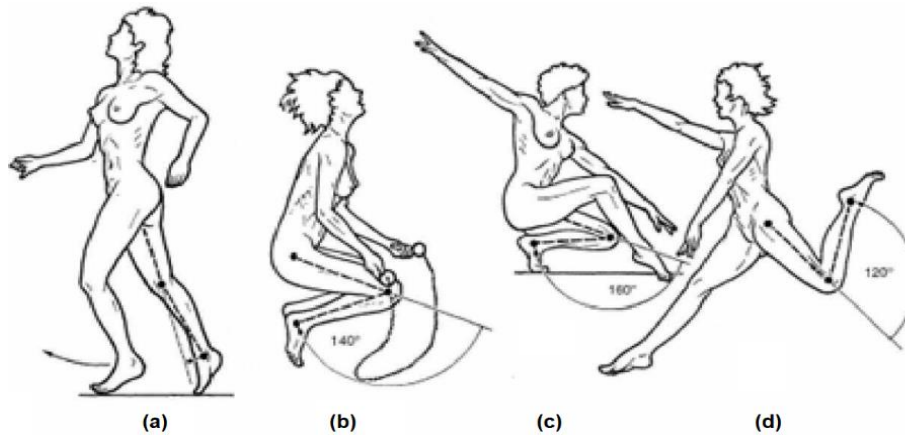
3.4 MÓDULO Nº 01: SISTEMA ASSISTIVO PARA TRATAR OS JOELHOS

3.4.1. Movimentos da articulação do Joelho

O joelho é uma articulação que conecta o membro inferior, permitindo movimentos de flexão e extensão, ajustando a distância do corpo em relação ao solo. Além disso, possui um segundo grau de liberdade, que é a rotação sobre o eixo longitudinal da perna, a qual ocorre apenas quando o joelho está flexionado. Para evitar lesões, é crucial que o pé esteja apoiado durante a rotação do joelho flexionado, pois a rotação com o pé livre pode causar danos à articulação (BORGES, 2018). Os ângulos que conformam esses movimentos são apresentados na Figura 28. Na Figura 28a, observa-se o alcance da extensão do joelho, que varia de 0 a 10

graus. Na Figura 28b, o alcance é de 140 graus quando o quadril está flexionado. Já na Figura 28c, o alcance é de 160 graus quando o joelho está flexionado passivamente. Finalmente, na Figura 28d, é mostrado que o alcance da flexão do joelho é de até 120 graus quando o quadril está estendido (PONS *et al.*, 2008).

Figura 28 – Ângulos gerados pelos movimentos de flexão e extensão do joelho.

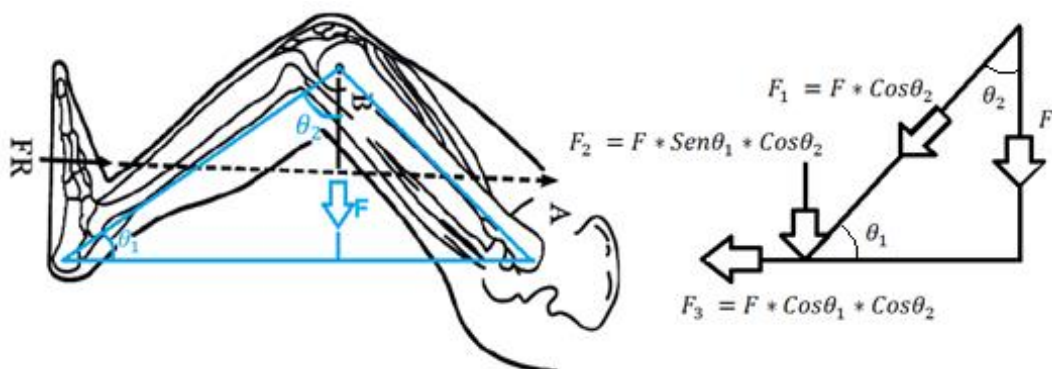


Fonte: Kapandji (2000).

3.4.2. Forças atuantes do Joelho

Segundo, Guarnieri (2018), a perna de um ser humano pesa cerca de 15,5% do peso total do corpo. Ao obter o diagrama de forças durante os movimentos de extensão e flexão do joelho, observa-se a força “ F_3 ”, é igual à força resultante “FR”, conforme mostrado na Figura 29; e a força “F” que se relaciona com a segunda lei de Newton; desenvolvendo o diagrama de forças de um membro inferior, se apresenta na Equação 1.

Figura 29 – Diagrama de forças de extensão e flexão do joelho.



Fonte: Guarnieri (2018).

$$F_3 = F * \cos\theta_1 * \cos\theta_2 \quad (1)$$

Onde:

F_3 : Força aplicada para um membro inferior [N], que é igual à FR (Força de reação [N]),

F : Força da perna [N], usamos o dado da aceleração gravitacional de 9,81 m/s²,

θ_1 : Ângulo formado pela tíbia,

θ_2 : Metade do ângulo formado no joelho, de acordo a figura 29,

Na Tabela 2 apresentam-se os dados obtidos da Equação 1, de acordo ao peso humano (m), para obter os valores aproximados do peso de um membro inferior (m1) e a força total de reação necessária (Ft) que é a força total exercida pelos dois membros inferiores, assim $Ft = 2F_3$.

Tabela 2 – Forças exercidas de acordo ao estado do joelho em extensão ou flexão.

Ft (N)	F3 (N)	θ_1	θ_2	F (N)	m1 (Kg)	m (Kg)	Estado do Joelho
91,00	45,50	0°	180°	76,03	7,75	50	Extensão
41,96	20,98	45°	45°	76,03			Flexão
109,20	54,60	0°	180°	91,23	9,30	60	Extensão
50,35	25,19	45°	45°	91,23			Flexão
127,40	63,70	0°	180°	106,44	10,85	70	Extensão
58,746	29,37	45°	45°	106,44			Flexão
145,60	72,80	0°	180°	121,64	12,40	80	Extensão
67,14	33,57	45°	45°	121,64			Flexão
163,80	81,90	0°	180°	136,85	13,95	90	Extensão
75,53	37,77	45°	45°	136,85			Flexão
182,00	91,00	0°	180°	152,06	15,50	100	Extensão
83,92	41,96	45°	45°	152,06			Flexão
218,40	109,20	0°	180°	182,47	18,60	120	Extensão
100,71	50,35	45°	45°	182,47			Flexão
254,80	127,40	0°	180°	212,88	21,70	140	Extensão
117,49	58,75	45°	45°	212,88			Flexão
291,20	145,60	0°	180°	243,28	24,80	160	Extensão
134,28	67,14	45°	45°	243,28			Flexão
327,60	163,80	0°	180°	273,70	27,90	180	Extensão
151,06	75,53	45°	45°	273,70			Flexão
364,00	182,00	0°	180°	304,11	31,00	200	Extensão
167,85	83,92	45°	45°	304,11			Flexão

Fonte: Elaborado pelo autor (2024).

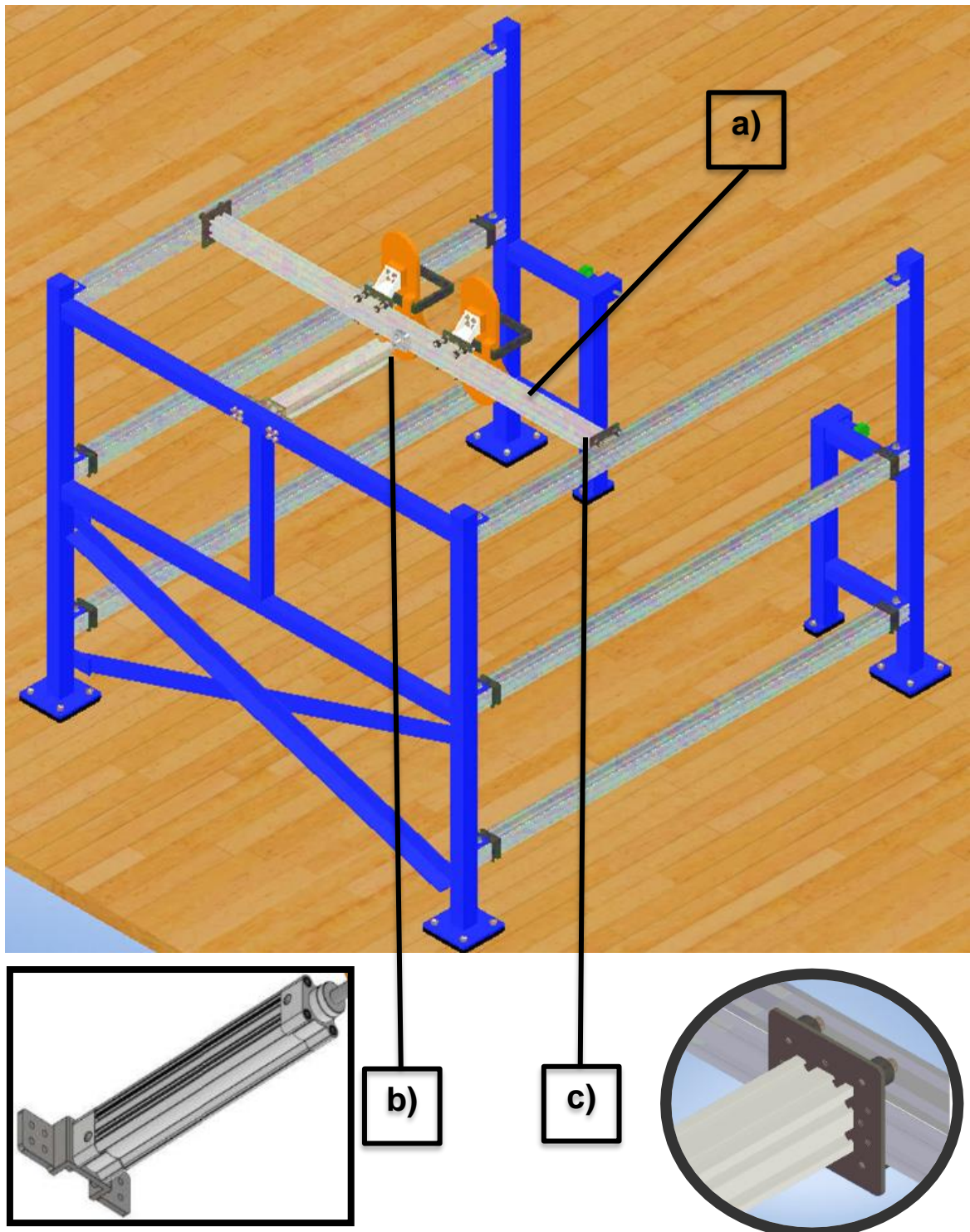
3.4.3. Sistema mecânico do módulo N°01

O sistema mecânico do módulo N°01 está localizado na parte superior da BEMP e está composto pelos seguintes elementos:

- Suporte: Perfil de alumínio 6063-T5 tipo *Openbuilds*, fixado às guias lineares (Figura 30a).
- Guias lineares: Denominados *V-Slot 40/40* com roldanas tipo W, permitindo o livre deslocamento no trilho linear da BEMP (Figura 30b).
- Atuador pneumático: Atuador linear ISO 15552 (FESTO, 2024), com força de acionamento de 483 N e extensão de haste de 20 cm (Figura 30c).
- Válvula reguladora de fluxo: Dispositivo que ajusta manualmente a velocidade do movimento ao regular o fluxo de ar, conectando a mangueira ao atuador pneumático (Figura 31a).
- Base de apoio dos pés: A base de apoio dos pés, do tipo palmilha, inclui ajuste para a dimensão no plano anatômico frontal, permitindo acomodar o pé em posições abduzida ou aduzida. Para garantir a fixação dos pés do paciente, utiliza-se uma correia de segurança (Figura 31b).
- Fixação regulada: O ajuste é realizado por quatro parafusos tipo borboleta M5 x 20 mm, que garantem a fixação dos elementos mecânicos (Figura 31c).

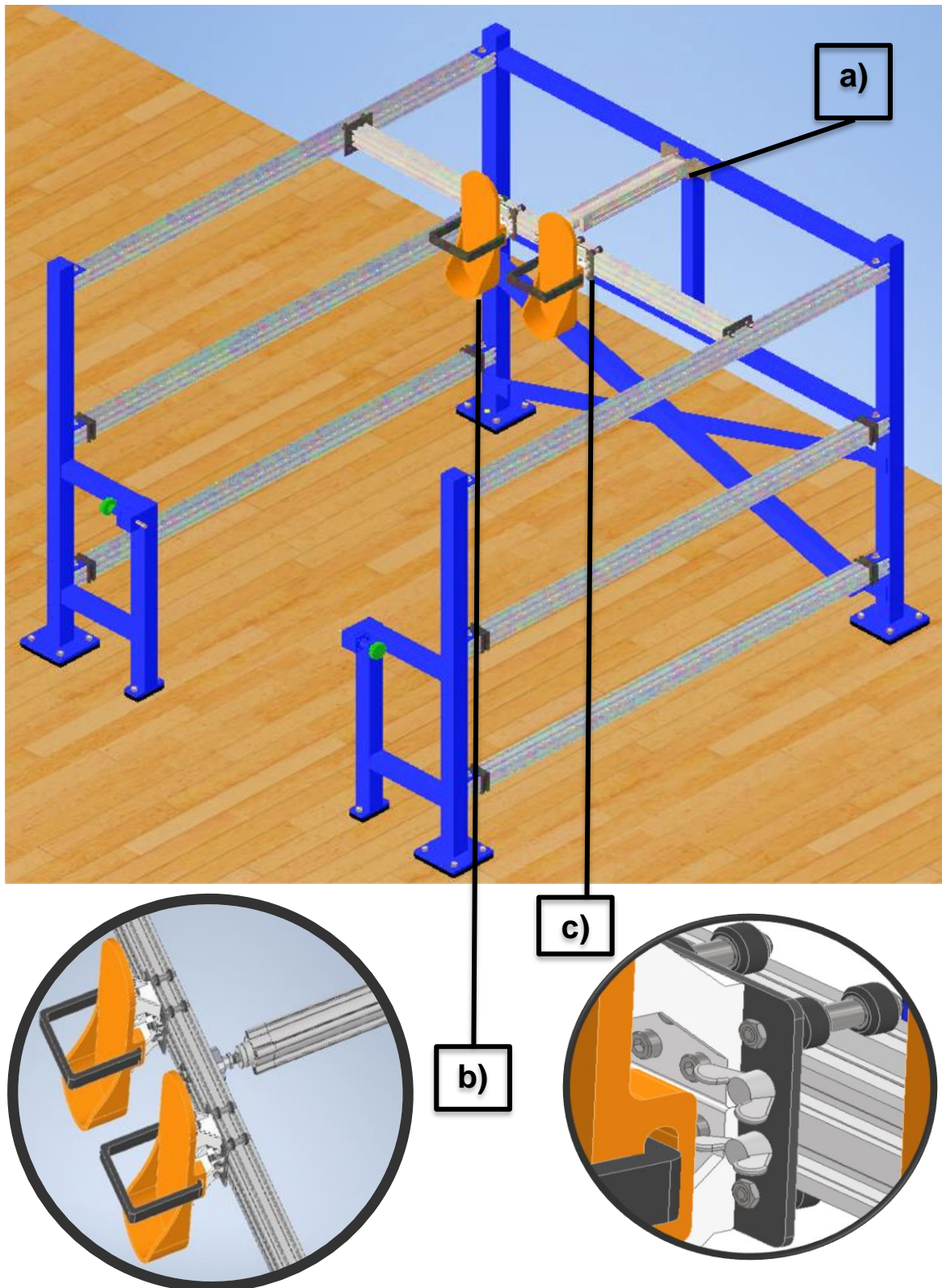
Esses componentes são projetados para trabalhar em conjunto para a aplicação de movimento controlado no processo de reabilitação dos joelhos.

Figura 30 – Sistema mecânico do módulo N°01 com: a) Suporte, b) Atuador pneumático, e c) Guia linear V-Slot 40/40.



Fonte: Elaborado pelo autor (2024).

Figura 31 – Sistema mecânico do módulo N°01 com: a) Válvula reguladora de fluxo, b) Base de apoio dos pés, e c) Fixação regulada.

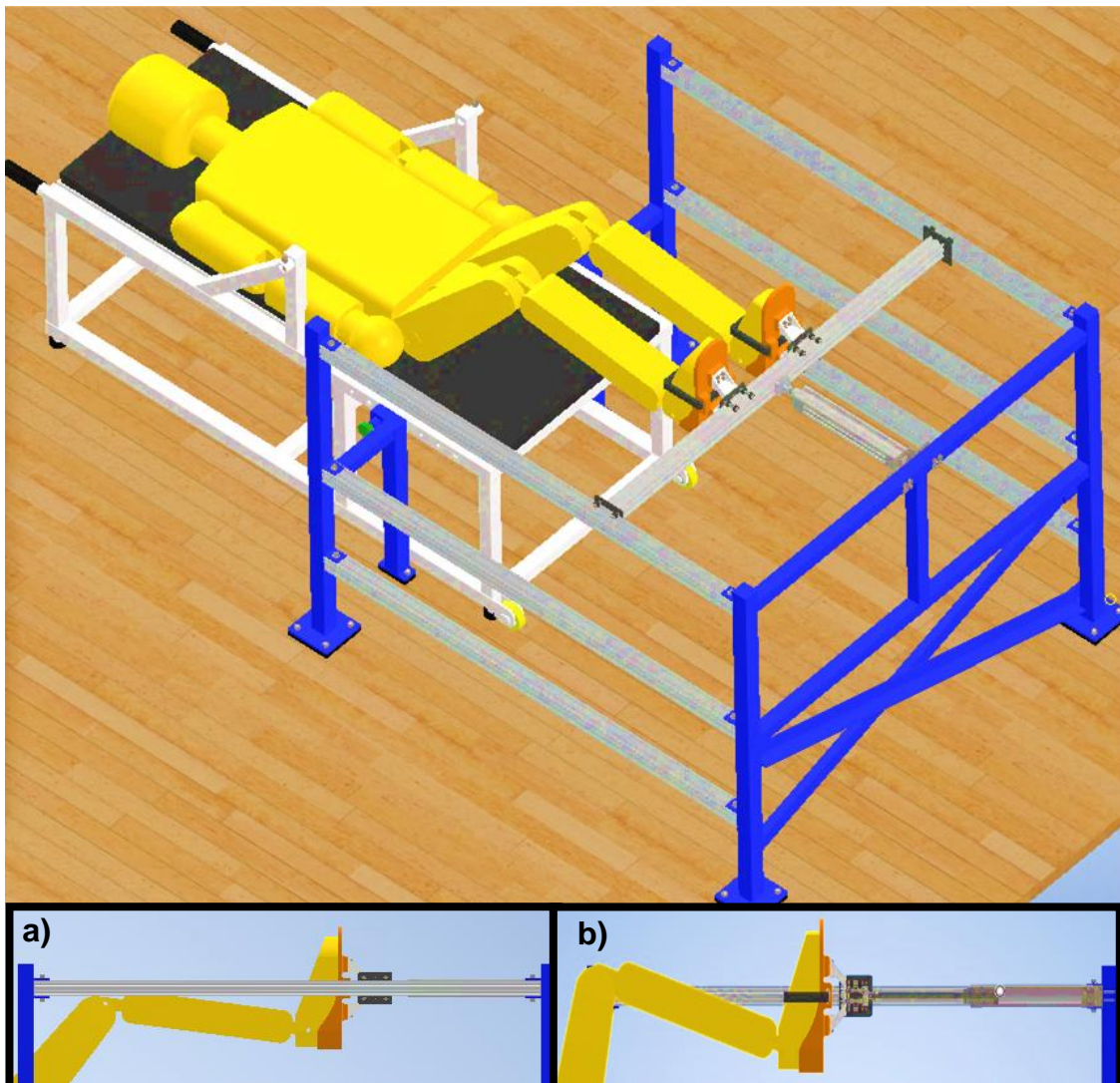


Fonte: Elaborado pelo autor (2024).

3.4.4. Função do módulo N°01

Para a reabilitação dos joelhos, o paciente é posicionado de forma ergonômica, deitado. Em seguida, os pés são colocados na base de apoio, com as palmilhas e a correia de segurança ajustadas manualmente para garantir a fixação adequada. Após o posicionamento correto, o botão "Start" do sistema *Arduino Mega 2560* é acionado, iniciando o programa que ativa o atuador pneumático linear ISO 15552 (FESTO, 2024). Este atuador, com uma força de acionamento de 483 N e extensão da haste de 20 cm, é ideal para empurrar uma carga correspondente ao peso de 31 kg por membro inferior, conforme estabelecido na Tabela 2. A Figura 32 apresenta a função do módulo N°01, que aciona o joelho, gerando o ciclo de movimento de flexão e extensão.

Figura 32 – Função do módulo N°01, em movimento de: a) Extensão e b) Flexão.



Fonte: Elaborado pelo autor (2024).

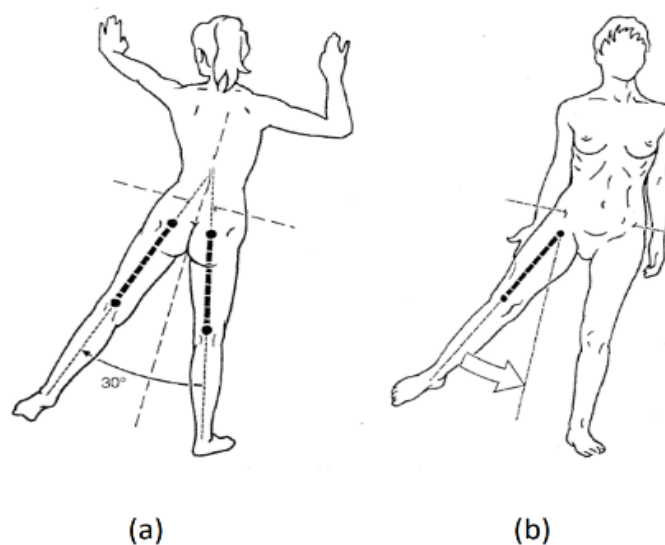
3.5 MÓDULO N°02 E MÓDULO N°03: SISTEMA ASSISTIVO PARA TRATAR O QUADRIL

O quadril é uma articulação esferoide que conecta o membro inferior ao tronco, desempenhando um papel fundamental na biomecânica dos movimentos do joelho e tornozelo, uma vez que é responsável pela sustentação dessas estruturas. Anatomicamente, essa articulação é composta pelo encaixe da cabeça do fêmur no acetábulo do osso íliaco. Os movimentos articulares do quadril abrangem flexão e extensão no plano sagital, abdução e adução no plano frontal, além de rotação medial e lateral no plano transverso, conferindo-lhe três graus de liberdade (RODRIGUES, 2017).

3.5.1. Movimentos da articulação do quadril

Os movimentos de abdução e adução referem-se ao deslocamento do membro ao longo do eixo transversal no plano frontal. A abdução é o movimento de afastamento do plano frontal, atingindo ângulos de 30° a 45°. A adução, por sua vez, é o movimento oposto, aproximando o membro do plano frontal, conforme apresentado na Figura 33. A rotação do quadril depende da posição do joelho no plano sagital; não ocorre rotação com o joelho completamente estendido, mas são possíveis até 45° de rotação lateral e 30° de rotação medial com o joelho flexionado a 90° (BORGES, 2018).

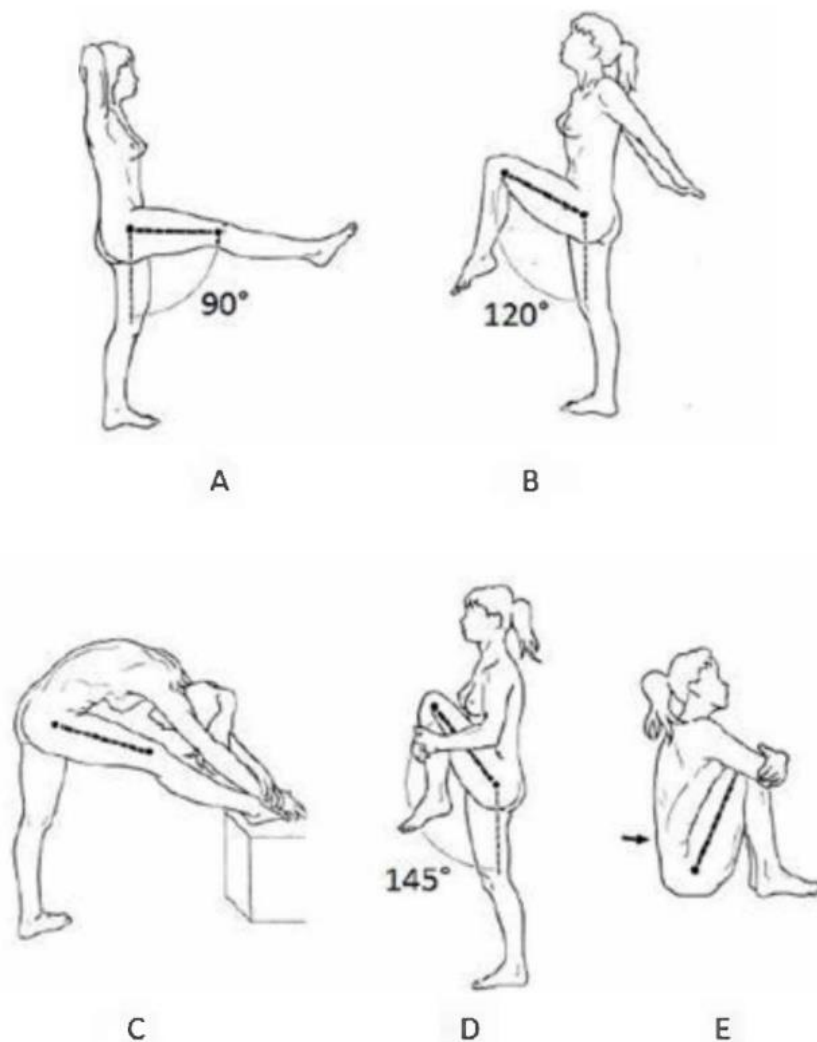
Figura 33 – Movimentos do quadril em: (a) Abdução; (b) Adução.



Fonte: Borges (2018).

O movimento de flexão é a diminuição do ângulo da articulação, aproximando o joelho do peito e permitindo o contato da coxa com o tórax. Normalmente, este movimento é limitado a um ângulo de 90° em relação ao plano frontal, mas com a extensão do joelho, ângulos de 120° podem ser alcançados, e forças externas podem aumentar ainda mais a flexão (KAPANDJI, 2000). Quando o joelho está estendido (Figura 34a), a flexão é de 90° em relação à posição anatômica. Com o joelho flexionado (Figura 34b), a amplitude da flexão atinge ou ultrapassa 120° . Na flexão passiva, a amplitude é sempre superior a 120° : com o joelho estendido (Figura 34c), a flexão é menor, mas com o joelho flexionado (Figura 34d), a amplitude supera 140° e quando os dois quadris são fletidos passivamente e simultaneamente (Figura 34e), a face anterior da coxa quase toca totalmente o tronco (BORGES, 2018).

Figura 34 – Movimentos do quadril em flexão e extensão.



Fonte: Kapandji (2000).

3.5.2. Forças atuantes do quadril

Na Tabela 3, apresenta-se resumo de carregamento dos membros inferiores em base da Tabela 2, nesta etapa o membro inferior ficara em estado estendido em relação ao plano frontal anatômico, posicionamento para o treinamento do quadril, e força de carregamento dos membros inferiores (Faq).

Tabela 3 – Carregamentos dos membros inferiores em estado estendido do joelho.

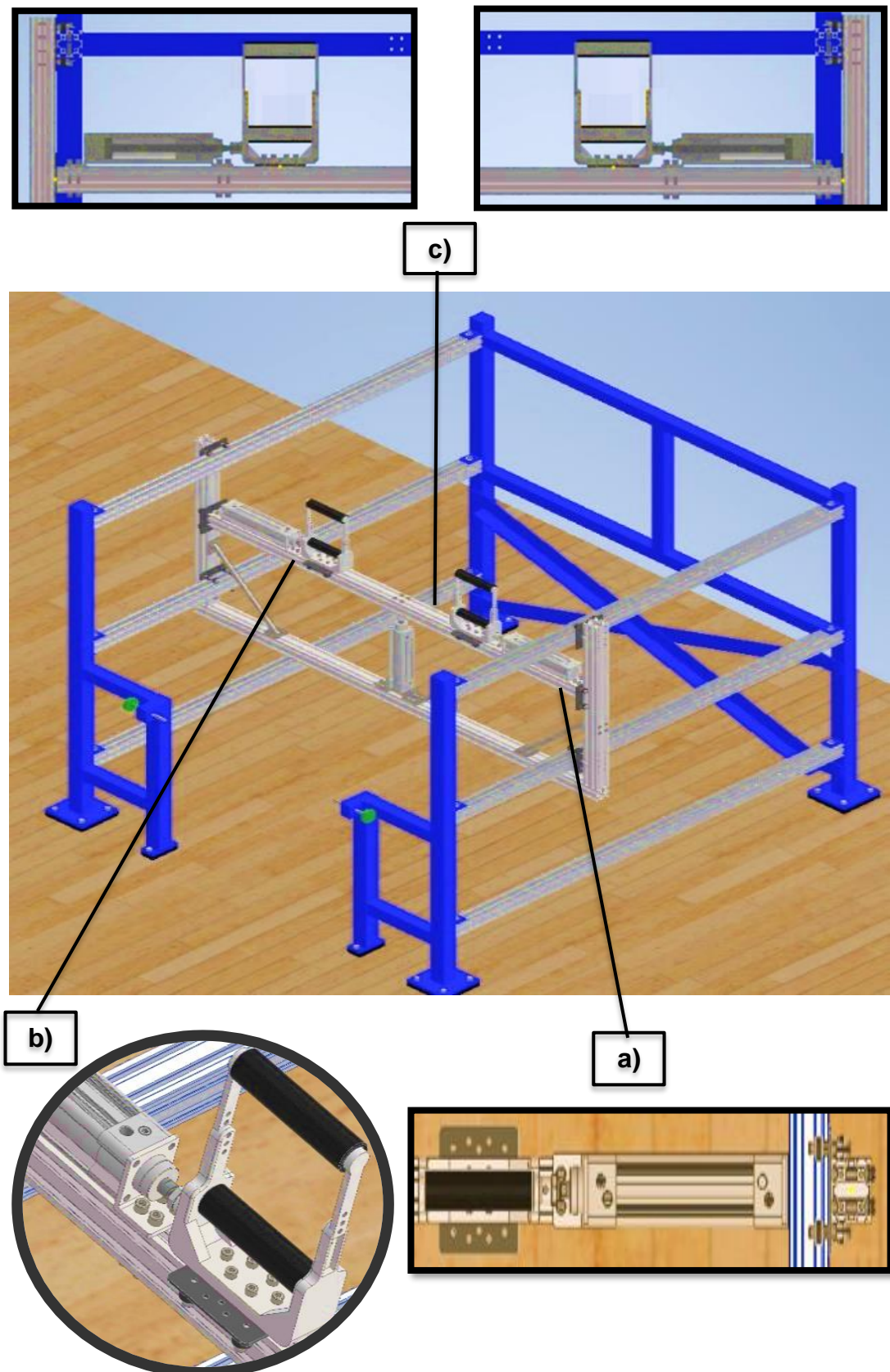
Faq (N)	F (N)	m1 (Kg)	m (Kg)	Estado do Joelho
152,06	76,03	7,75	50	Extensão
182,47	91,23	9,30	60	
212,88	106,44	10,85	70	
243,29	121,64	12,40	80	
273,70	136,85	13,95	90	
304,11	152,06	15,50	100	
364,93	182,47	18,60	120	
425,75	212,88	21,70	140	
486,58	243,29	24,80	160	
547,40	273,70	27,90	180	
608,22	304,11	31,00	200	

Fonte: Elaborado pelo autor (2024).

3.5.3. Sistemas mecânicos do módulo N°02 e módulo N°03

O sistema mecânico do módulo N°02, localizado na parte central da BEMP, é composto por um suporte de alumínio *Openbuilds*, que proporciona rigidez e leveza. Além disso, inclui um dispositivo de fixação acoplado ao suporte, permitindo a imobilização do tornozelo do paciente. O sistema é equipado com dois atuadores pneumáticos lineares, modelo DSBC-32-100-PPVA-N3 (FESTO, 2024). A Figura 35 ilustra o sistema mecânico do módulo N°02.

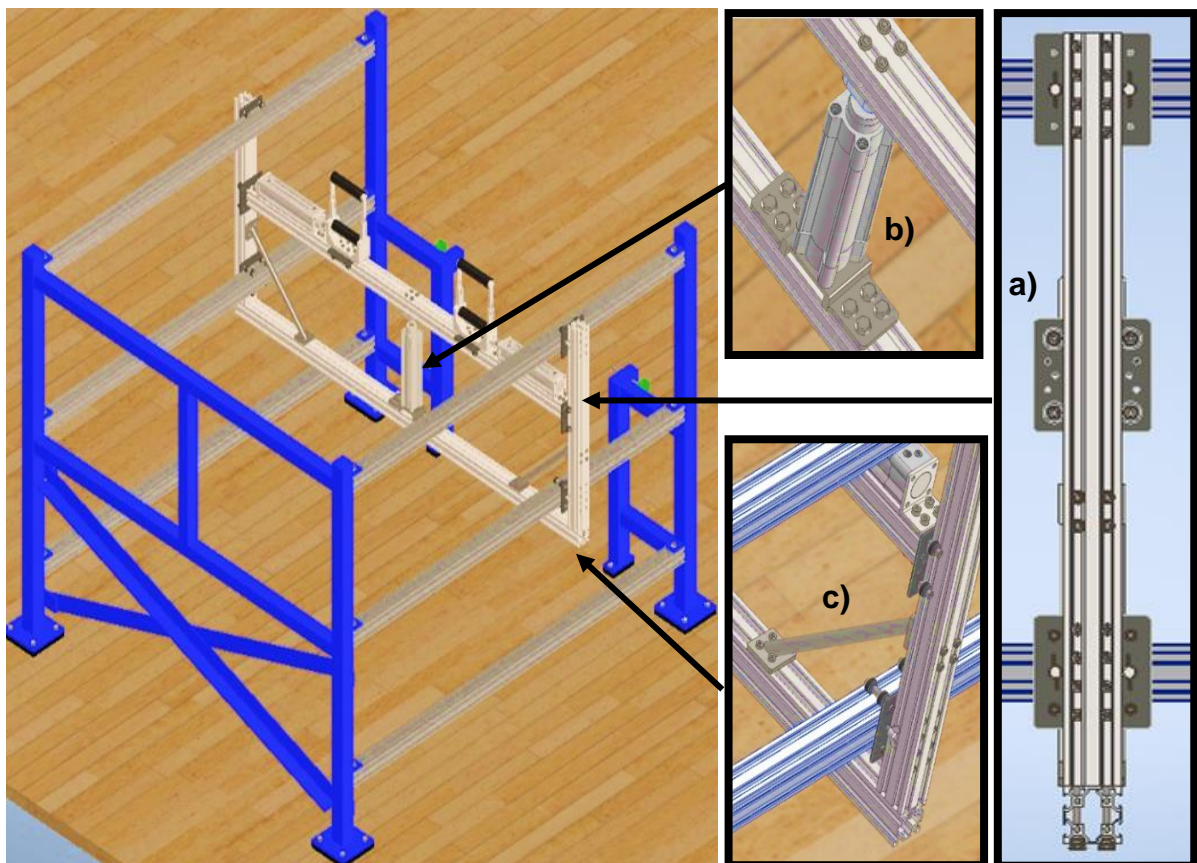
Figura 35 – Sistema mecânico do módulo N°02: a) Suporte *Openbuilds*, b) dispositivo de fixação do tornozelo, c) Atuadores pneumáticos.



Fonte: Elaborado pelo autor (2024).

O sistema mecânico do módulo N°03, localizado na parte central da BEMP (onde está situado o módulo N°02) consiste em um mecanismo estrutural tipo pórtico, composto por barras *Openbuilds*, que permitem o livre deslocamento na BEMP. Além disso, são utilizadas seis guias lineares *V-Slot 40/40* com roldanas tipo W (FORSETI,2024), que podem ser posicionadas em qualquer parte do trilho, permitindo que o aparelho de repouso seja ajustado para a comodidade do paciente. A barra estrutural, inclinada a 45 graus possibilita a conexão perpendicular das estruturas do pórtico, utilizando parafusos M5 com passo de rosca de 0,8 mm. O sistema de elevação é acionado por um atuador pneumático linear ISO 15552, modelo DSBC-32-100-PPVA-N3 (FESTO, 2024), com força de 483 N e extensão da haste de 10 cm, capaz de suportar uma carga máxima de 425,75 N (equivalente ao peso de 27,1 kg por membro inferior), conforme estabelecido na Tabela 3. A Figura 36 ilustra o sistema mecânico do módulo N°03.

Figura 36 – Sistema mecânico do módulo N°03: a) Guias lineares *V-Slot 40/40*, b) Atuador Pneumático, e c) Barra estrutural a 45°.

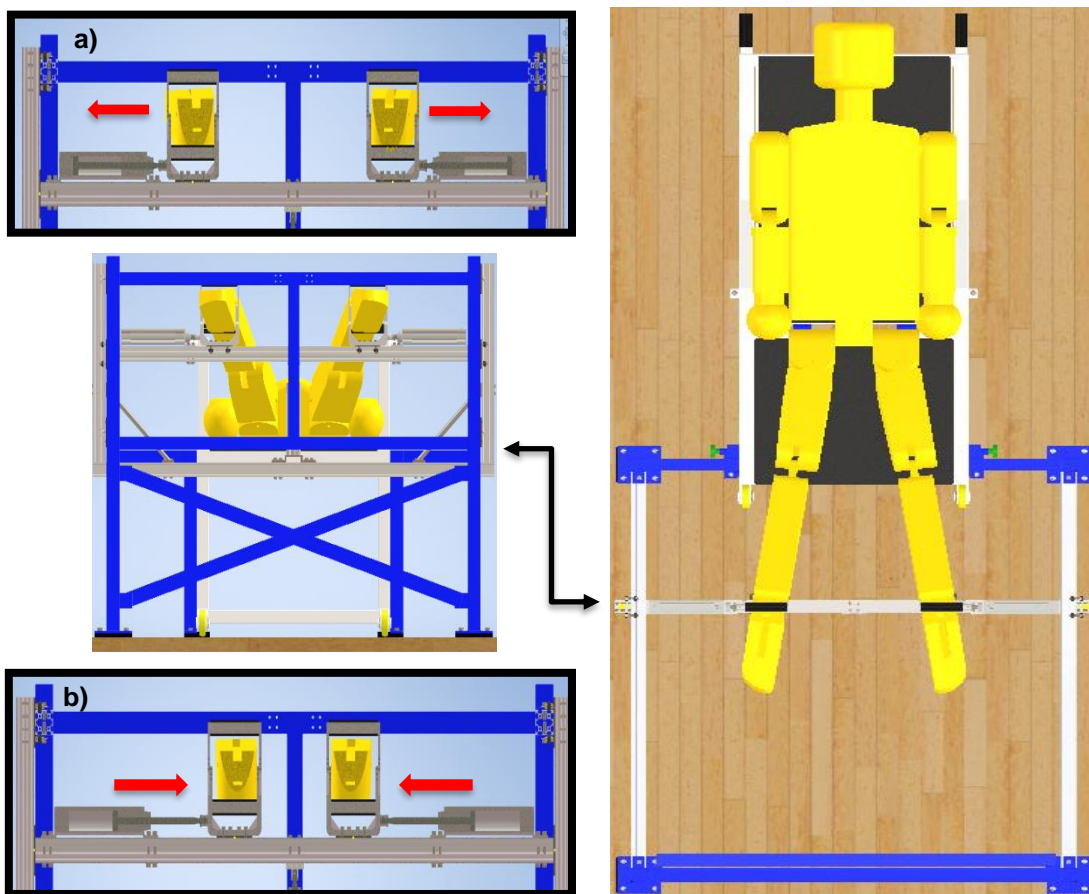


Fonte: Elaborado pelo autor (2024).

3.5.4. Funções do módulo N°02 e módulo N°03

Após concluir a terapia no módulo N°01, inicia-se a reabilitação do quadril no módulo N°02. O paciente mantém uma posição ergonômica, deitado. Em seguida, os tornozelos são posicionados no dispositivo de fixação e ajustados manualmente para garantir uma fixação adequada. Após o posicionamento correto, o botão "Start" do sistema *Arduino Mega 2560* é acionado, iniciando o programa que ativa os atuadores pneumáticos lineares ISO 15552 (FESTO, 2024). Cada atuador possui uma força de acionamento de 425,75 N e uma extensão de haste de 10 cm, sendo ideal para empurrar uma carga correspondente ao peso de 31 kg por membro inferior, conforme estabelecido na Tabela 3. O ângulo simétrico formado pelas pernas é de 20 graus, um valor que, embora não ultrapasse 30 graus, é considerado adequado para o uso deste sistema mecânico (BORGES, 2018). A Figura 37 ilustra a função do módulo N°02.

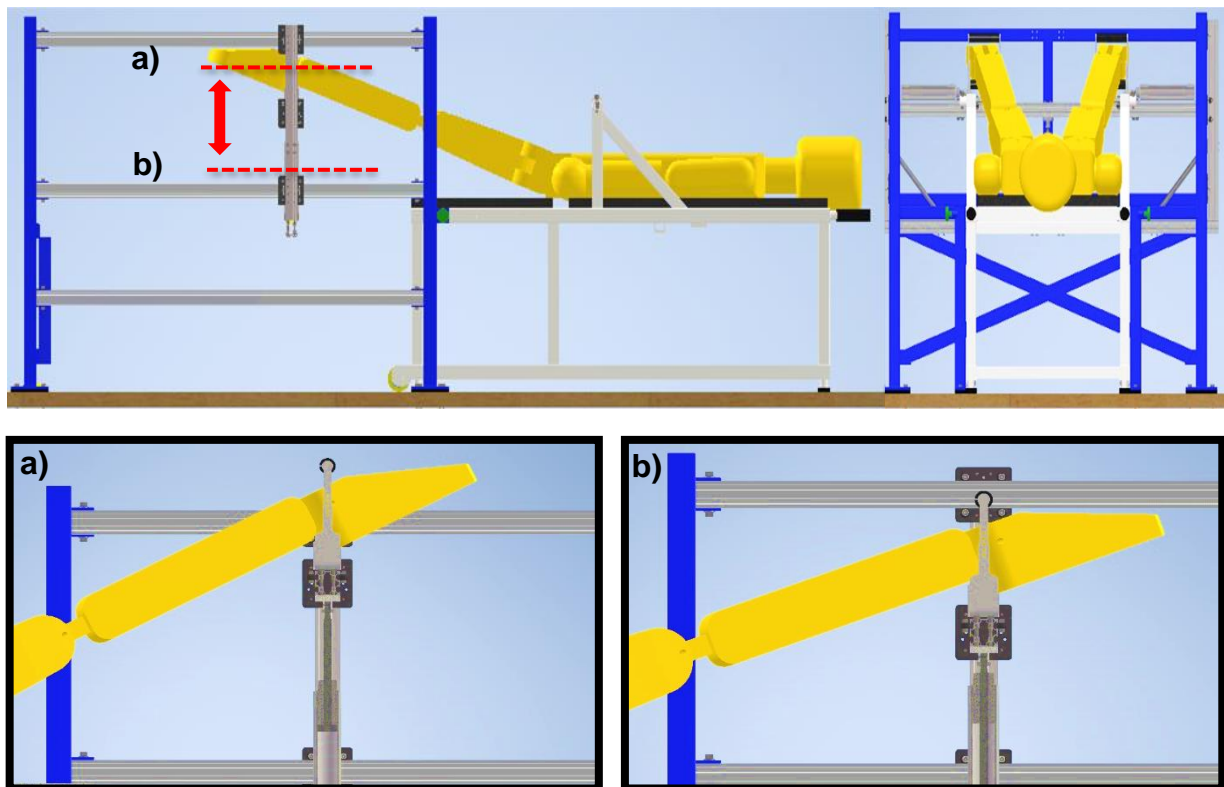
Figura 37 – Função do módulo N°02, em movimento de: a) Abdução, e b) Adução.



Fonte: Elaborado pelo autor (2024).

Após concluir a terapia no módulo N°02, inicia-se a reabilitação do quadril no módulo N°03. O paciente mantém uma posição ergonômica, deitado, com os tornozelos posicionados no dispositivo de fixação. Após o posicionamento correto, o botão "Start" do sistema *Arduino Mega 2560* é acionado, iniciando o programa que ativa o atuador pneumático linear ISO 15552 (FESTO, 2024). O atuador possui uma força de acionamento de 425,75 N e uma extensão de haste de 10 cm. O ângulo simétrico formado das pernas elevadas é de 45 graus, é apropriado para a reabilitação de um paciente com mobilidade reduzida (KAPANDJI, 2000). A Figura 38 ilustra a função do módulo N°03 em movimentos de extensão e flexão do quadril.

Figura 38 – Função do módulo N°03, em movimento de: a) Extensão, e b) Flexão.



Fonte: Elaborado pelo autor (2024).

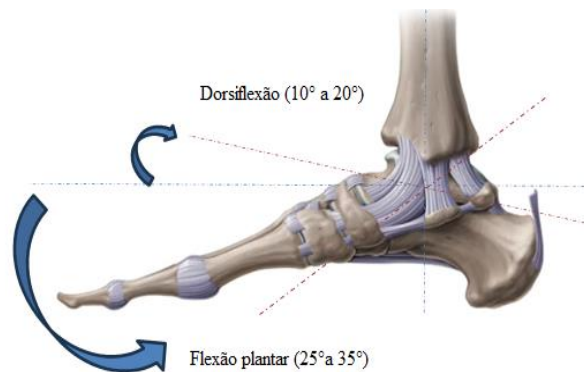
3.6 MÓDULO N°04: SISTEMA ASSISTIVO PARA TRATAR OS TORNOZELOS

3.6.1 Movimentos da articulação dos tornozelos

A articulação do tornozelo é responsável por transmitir as irregularidades sentidas pelos pés para o resto da perna, proporcionando ao corpo a adaptação necessária para se equilibrar sobre os pés. O tornozelo é responsável pela união entre a canela e o pé, sendo capaz

de realizar movimentos no plano frontal, flexão e extensão. Além disso, os movimentos do tornozelo incluem a flexão plantar e a dorsiflexão do pé. A flexão plantar é o movimento que diminui o ângulo entre a planta e a parte de trás do pé, enquanto a dorsiflexão é o movimento oposto, em que os dedos dos pés são trazidos em direção à canela, conforme mostrado na Figura 39 (DEACONESCU & DEACONESCU, 2020).

Figura 39 – Movimentos de dorsiflexão (10° a 20°) e Flexão plantar (25° a 35°).

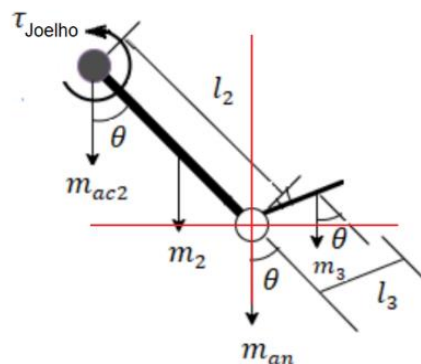


Fonte: Deaconescu & Deaconescu (2020).

3.6.2 Forças atuantes do tornozelo

De acordo ao diagrama de corpo livre de forças atuantes no quadril; identificamos as forças atuantes do tornozelo que são: massa de articulação do tornozelo e massa do pé (MARAFÁ, 2021), de acordo na Figura 40.

Figura 40 – Diagrama de forças atuantes na articulação do tornozelo.



Fonte: Marafa (2021).

Onde:

m_{an} : Massa de articulação no tornozelo.

m_{ac2} : Massa da articulação do joelho.

m_2 : Massa da tíbia.

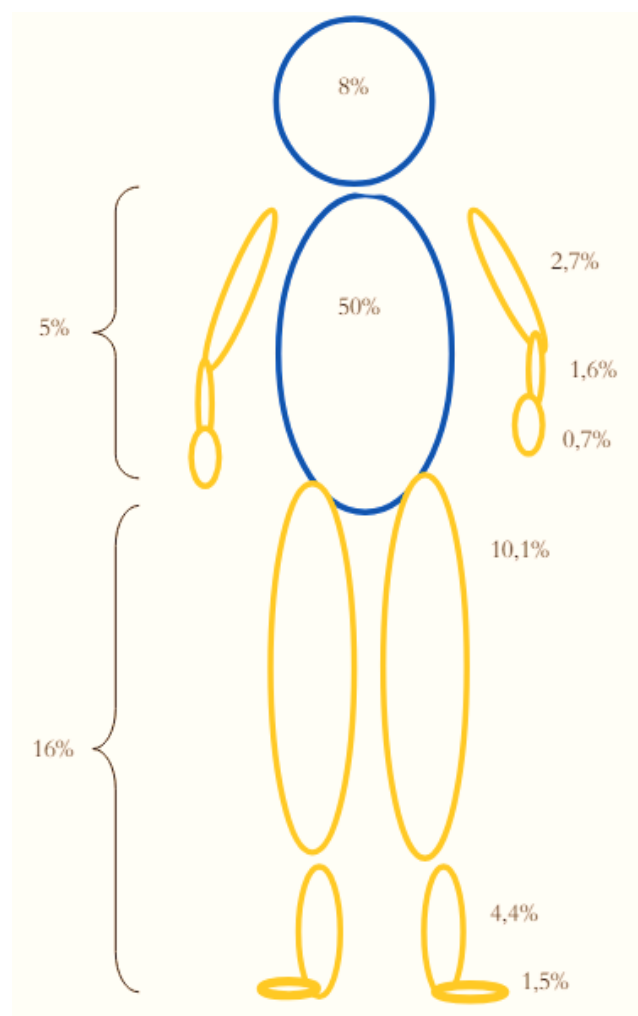
m_3 : Massa do pé.

l_2 : Comprimento do joelho.

l_3 : Comprimento do pé.

O modelo proposto por Osterkemp (1995) é utilizado para calcular a porcentagem do peso corporal perdida em pacientes amputados, de acordo com essa metodologia, as porcentagens de peso correspondentes aos diferentes membros se apresentam na Figura 41.

Figura 41 – Modelo proposto por Osterkemp do paciente amputado.



Fonte: Osterkemp (1995).

Na Tabela 4, se apresenta os carregamentos exercidos pelos pés (Ftp), força de carregamento atuante do pé (Fp), peso do pé teórico (mm1), e intervalo de peso humano (m); dados referenciados da Figura 40.

Tabela 4 – Carregamento exercido pelos pés.

Ftp (N)	Fp(N)	mm1 (Kg)	m (Kg)
14,72	7,36	0,75	50
17,66	8,83	0,90	60
20,60	10,30	1,05	70
23,54	11,77	1,20	80
26,49	13,25	1,35	90
29,43	14,76	1,50	100
35,32	17,66	1,80	120
41,20	20,60	2,10	140
47,09	23,54	2,40	160
52,97	26,49	2,70	180
58,86	29,43	3,00	200

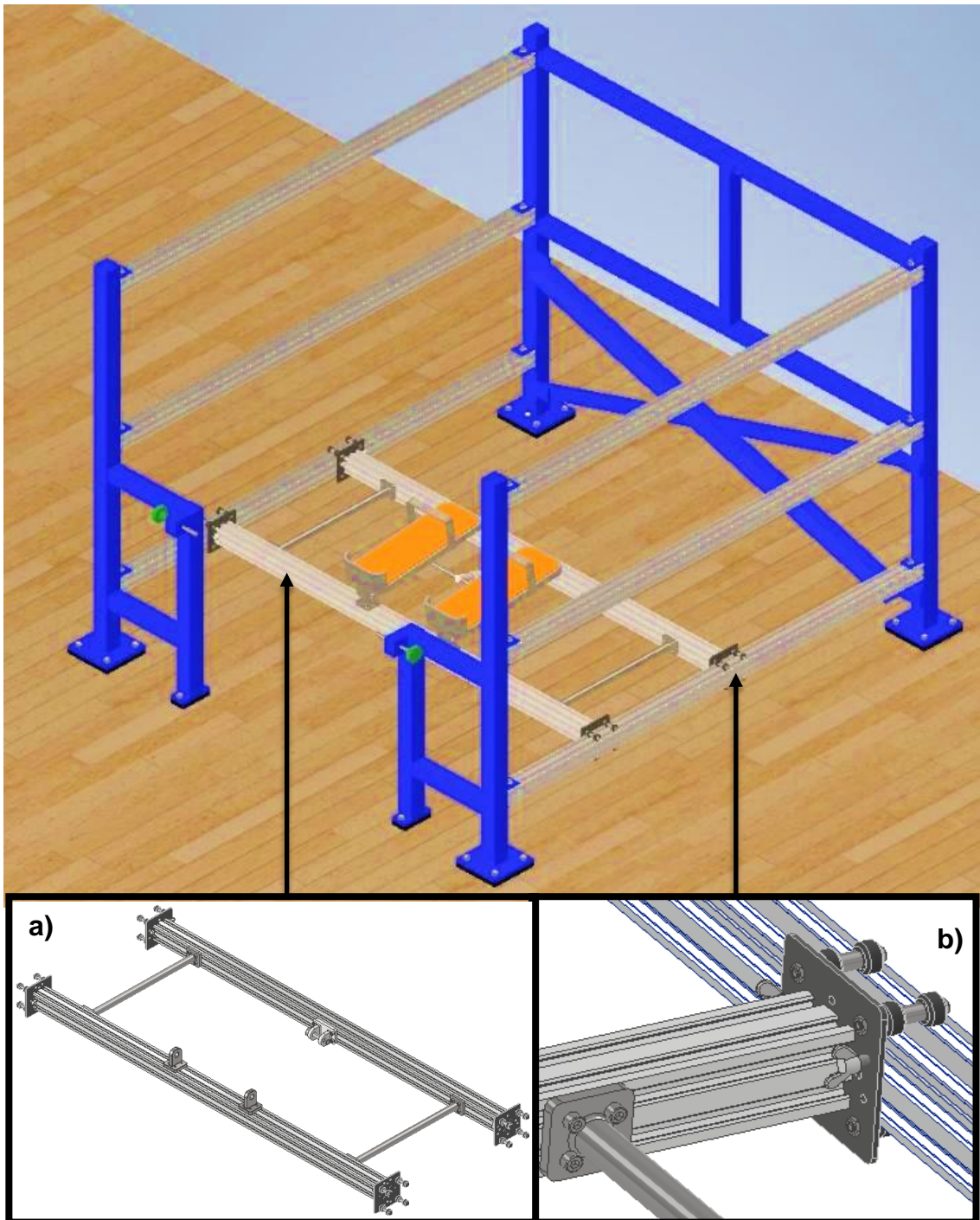
Fonte: Elaborado pelo autor (2024).

3.6.3 Sistema mecânico do módulo N°04

O sistema mecânico do módulo N°04, baseado em um mecanismo de quatro barras, inclui duas barras que sustentam o dispositivo de palmilhas com trava para os pés. Localizado na parte inferior da BEMP, o sistema é composto pelos seguintes elementos:

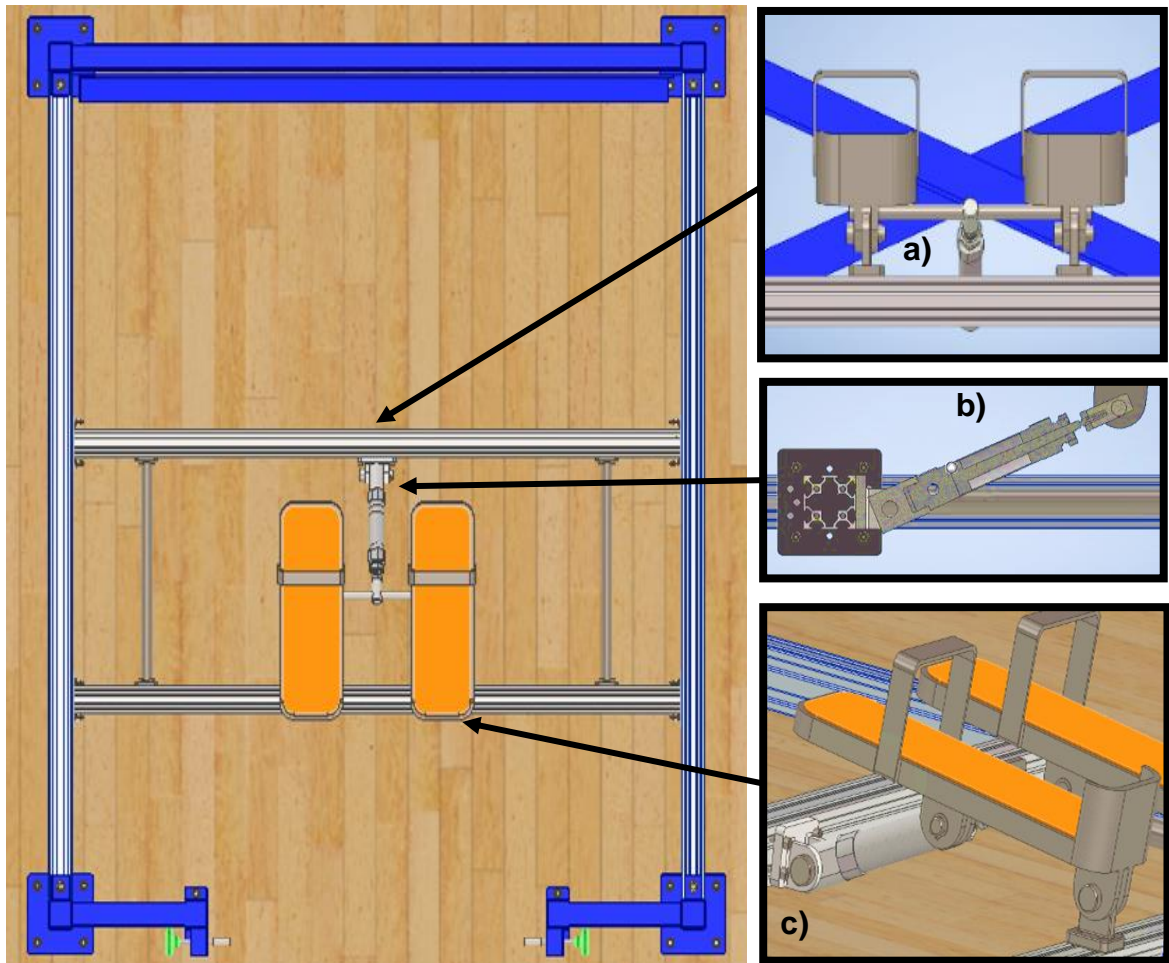
- Dispositivo do tornozelo: Composto por duas barras de alumínio 6063-T5 tipo *Openbuilds* e quatro guias lineares *V-Slot 40/40*, localizadas na parte inferior da BEMP, este dispositivo consegue deslocar ao longo do trilho linear. A fixação é ajustável por meio de parafusos tipo borboleta, mantendo o dispositivo estático durante o procedimento de reabilitação (Figura 42).
- Fixação da palmilha do calcanhar: A palmilha do calcanhar é fixada por conexões com pinos, proporcionando um sistema com um grau de liberdade rotacional (Figura 43a).
- Atuador pneumático: O atuador linear DSNU-S-25-50-P-A-MX (FESTO, 2024), possui força de acionamento de 294,5 N e extensão de haste de 5 cm. Posicionado diagonalmente, empurra à palmilha do calcanhar (Figura 43b).
- Fixação da palmilha: A palmilha é conectada ao dispositivo inferior e ao atuador pneumático por meio de pinos, permitindo o ajuste e o movimento necessário para empurrar à palmilha (Figura 43c).

Figura 42 – Sistema mecânico do módulo N°04, com: a) Dispositivo do tornozelo, e b) Guias lineares V-Slot 40/40 com roldanas tipo W.



Fonte: Elaborado pelo autor (2024).

Figura 43 – Sistema mecânico do módulo N°04, com a) Fixação da palmilha do calcanhar, b) Atuador pneumático, e c) Fixação da palmilha.

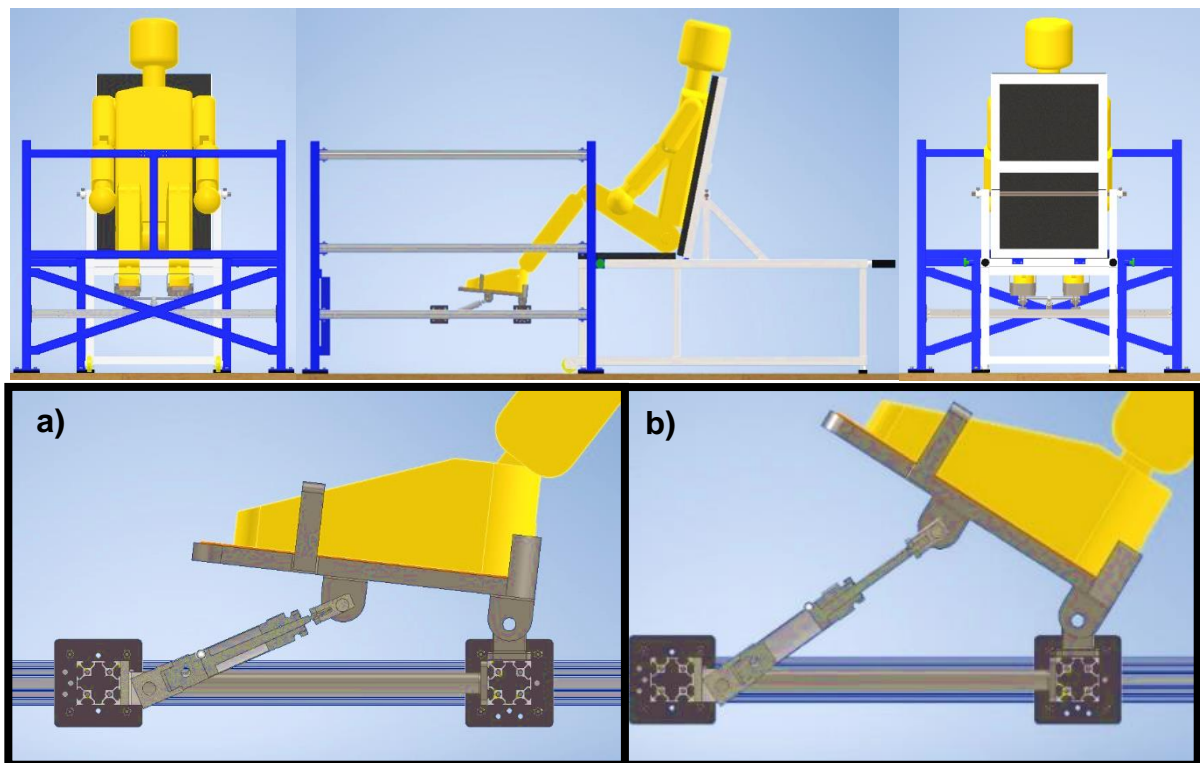


Fonte: Elaborado pelo autor (2024).

3.6.4 Função do módulo N°04

Após concluir a terapia no módulo 3, o módulo é deslocado manualmente e o aparelho de repouso é configurado na posição de cadeira, acomodando o paciente de maneira ergonômica, sentado. Os pés do paciente são colocados no dispositivo do módulo N°04, ficando nas palmilhas e ajustadas manualmente pelas correias de segurança. Com o paciente adequadamente posicionado, o botão "Start" do sistema *Arduino Mega 2560* é acionado, iniciando o programa que ativa o atuador pneumático, gerando os movimentos de flexão plantar e dorsiflexão, conforme ilustrado na Figura 44.

Figura 44 – Função do módulo N°04, tornozelos em movimento de: a) Flexão plantar e b) Dorsiflexão.



Fonte: Elaborado pelo autor (2024).

3.7 DISPOSITIVOS ELETROPNEUMÁTICOS UTILIZADOS NA AUTOMAÇÃO DO EQUIPAMENTO MODULAR

3.7.1. Atuador Pneumático Linear

“A energia contida no ar é transformada nos atuadores pneumáticos, em movimento retilíneo. Os atuadores de duplo efeito são acionados por ar comprimido nos dois lados do embolo; a força exercida pelo ar comprimido movimenta o embolo do atuador permitindo realizar movimentos nos dois sentidos” (SANTOS & DA SILVA, 2014).

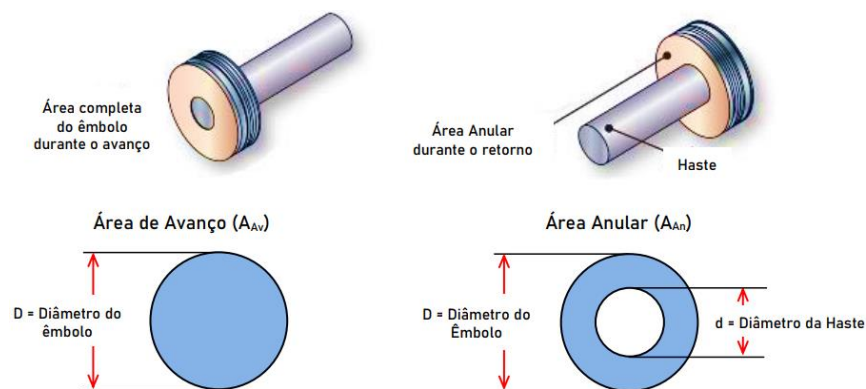
Para o caso de estudo, foi selecionado 05 atuadores lineares de dupla ação da marca FESTO (2024), modelos DSBC-32-200-PPSA-N3 (01 unidade), DSBC-32-100-PPVA-N3 (03 unidades) e DSNU-S-25-50-P-A-MX (01 unidade), como se se apresenta na Figura 45 e as características principais dos produtos mostra-se no ANEXO 8.6.

Figura 45 – Atuadores pneumáticos lineares.



Fonte: Festo (2024).

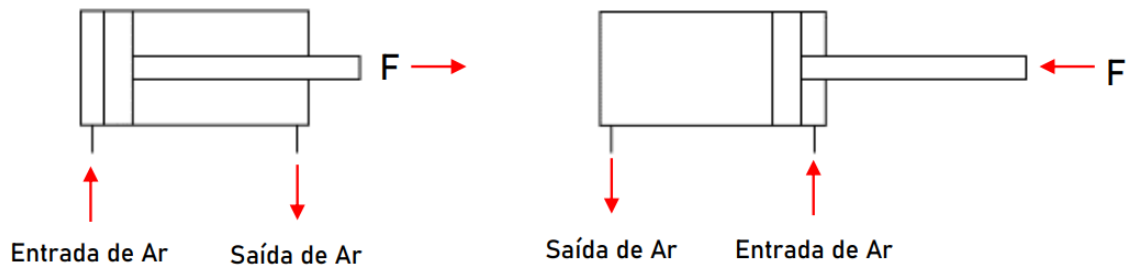
O cilindro de dupla ação realiza dois tipos de movimentos. Porém, terá duas áreas de contato para avanço e retorno do cilindro. A Área de Avanço (A_{Av}) é maior que a Área Anular (A_{An}), pois na área de retorno é preciso levar em consideração o diâmetro da haste que ocupa parte desta área, o que impede a ação do ar sobre toda a área, apresentasse na Figura 46 (VICENTE,2024).

Figura 46 – Área de: Avanço (A_{Av}) e Área Anular (A_{An}).

Fonte: Vicente (2024).

A Força teórica disponível é derivada da pressão de trabalho e da respectiva área efetiva da superfície do êmbolo do cilindro, apresenta a Figura 47.

Figura 47 – Força teórica de avanço e retorno.



Fonte: Vicente (2024).

O cálculo das secções A_{Av} e A_{An} , se apresenta na equação 2 e equação 3; de acordo a Figura 48,

$$A_{Av} = (D)^2 * 0,7854, \quad (2)$$

$$A_{An} = (D^2 - d^2) * 0,7854 \quad (3)$$

Onde:

D = Diâmetro do êmbolo [cm],

d = Diâmetro da haste [cm],

A_{Av} = Área útil do atuador em avanço [cm^2],

A_{An} = Área útil do atuador em retorno [cm^2],

Porém o cálculo de força de avanço F_{Av} do cilindro pneumático, se apresenta na equação 4 e de força de retorno F_{An} do cilindro pneumático se apresenta na equação 5:

$$F_{Av} = \left[\frac{P * A_{Av}}{10} \right] - F_r \quad (4)$$

$$F_{An} = \left[\frac{P * A_{An}}{10} \right] - F_r \quad (5)$$

Do qual:

F_{Av} = Força teórica de avanço do atuador [N],

F_{An} = Força teórica de retorno do Atuador [N],

P = Pressão de operação [KPa],

F_r = Força de atrito (aproximadamente 10% da Força Teórica) [N].

“O cálculo de consumo de ar nos atuadores pneumáticos lineares tem por finalidade dimensionar a rede de distribuição, conhecendo a capacidade de cada componente pneumático” (SANTOS & DA SILVA, 2014), porém o consumo será dado por:

$$Q_{CC} = \frac{(l * A_{Av}) + (l * A_{An}) * n * (P_t + 1,033)}{1000} \quad (6)$$

Onde:

Q_{CC} = Consumo de ar do atuador [L/min],

l = Curso do atuador [cm],

n = Número de ciclos por minuto,

P_t = Pressão de trabalho,

3.7.2. Válvula reguladora de caudal unidirecional

“As válvulas reguladoras de caudal ou válvulas controladoras de fluxo, são utilizadas para criar uma resistência a passagem de caudal, originando deste modo uma queda de pressão no sentido de passagem do ar comprimido; comumente estão conectadas ao atuador, para regular a velocidade de avanço e recuo dos atuadores pneumáticos” (SANTOS & DA SILVA, 2014). Para o desenvolvimento experimental usaremos uma válvula da marca FESTO que se apresenta na Figura 48.

Figura 48 – Válvula reguladora de caudal unidirecional.

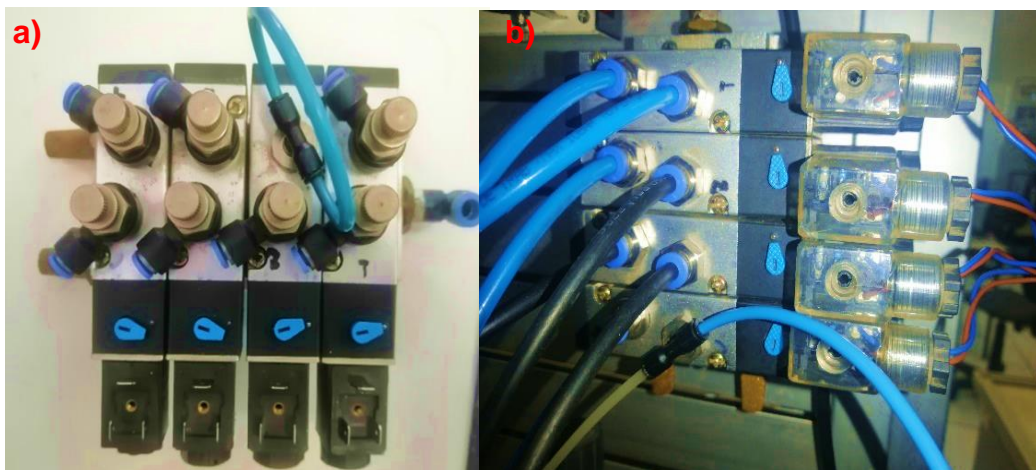


Fonte: Elaborado pelo autor (2024).

3.7.3. Bloco de válvulas direcionais 5/2 vias comando direto por solenoides e retorno por mola

Um bloco é uma peça que integra várias válvulas e componentes em uma estrutura compacta; geralmente, é uma placa onde as válvulas são montadas. As válvulas direcionais orientam o fluxo de ar para realizar um trabalho específico. Válvulas grandes podem ser acionadas diretamente por solenoide, mas a tendência é usar válvulas pequenas acionadas por solenoide que funcionam como pré-comando (válvulas piloto), emitindo ar comprimido para acionar válvulas maiores (válvulas principais), estas válvulas possuem um enrolamento que circunda uma capa de material magnético contendo um induzido feito de material especial para evitar magnetismo remanescente. O conjunto (capa + induzido) é fixado a uma haste, formando a válvula. O induzido tem vedações de material sintético nas extremidades e é mantido contra uma sede por uma mola. Em válvulas normalmente fechadas (N.F.), a pressão de alimentação é retida pelo induzido no orifício de entrada e tende a deslocá-lo. Portanto, há uma relação entre o tamanho do orifício interno de passagem e a pressão de alimentação (PARKER TRAINING, 2001). A Figura 49 apresenta o bloco de válvulas solenoides, na marca FESTO.

Figura 49 – Bloco de válvulas direcional 5/2 vias comandado direto por solenoides: a) Montagem e b) Montagem em experimento.



Fonte: Elaborado pelo autor (2024).

3.7.4. Unidade de conservação do ar

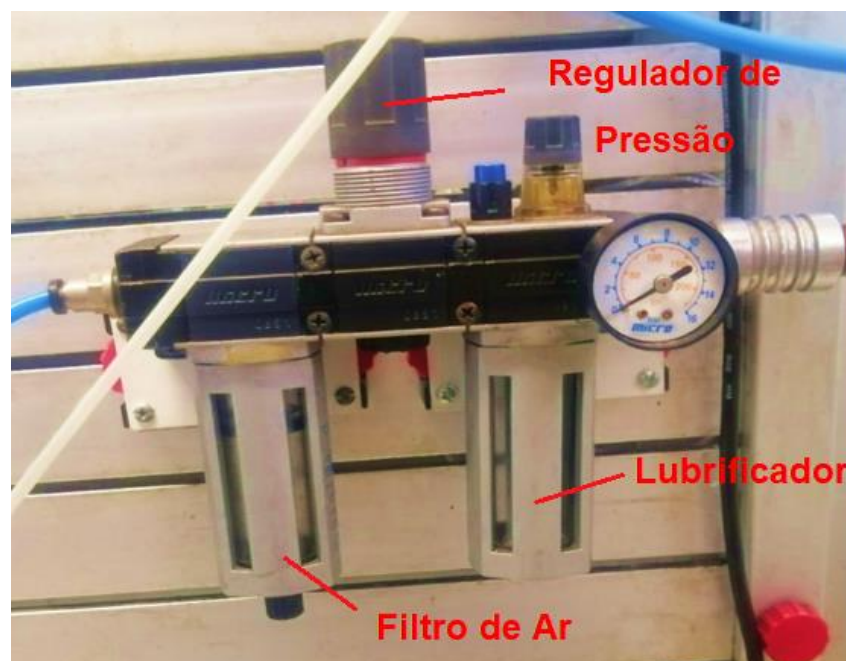
Após o processo de produção, tratamento e distribuição, o ar comprimido passa por um estágio final de condicionamento antes de ser utilizado, visando melhorar seu desempenho.

Esse tratamento inclui filtragem, regulagem da pressão e a introdução de óleo para lubrificar as partes mecânicas dos componentes pneumáticos. A eficácia e a durabilidade desses componentes dependem da qualidade da filtragem, da ausência de umidade, da estabilidade da pressão de alimentação e da lubrificação adequada das partes móveis. Para atender a esses requisitos, são utilizados os componentes de tratamento preliminar do ar comprimido, como filtro de ar, regulador de pressão e lubrificador.

- Filtro de Ar: Remove partículas sólidas e contaminantes do ar comprimido.
- Regulador de Pressão: Ajusta e mantém a pressão do ar comprimido dentro de um intervalo específico necessário para o funcionamento dos dispositivos pneumáticos.
- Lubrificador: Adiciona uma pequena quantidade de óleo ao ar comprimido para lubrificar componentes pneumáticos, reduzindo desgaste e aumentando a vida útil do sistema.

Esses componentes são essenciais para garantir a eficiência, segurança e longevidade de sistemas que utilizam ar comprimido (SANTOS, 2024), apresentam-se na Figura 50, a unidade de conservação de ar na marca FESTO.

Figura 50 – Unidade de conservação do ar.



Fonte: Elaborado pelo autor (2024).

3.7.5. Compressor de Ar comprimido

Um compressor de ar comprimido é um dispositivo que converte energia (geralmente a partir de um motor elétrico, motor a diesel ou gasolina) em ar pressurizado. “Por ação de uma força externa comprimem o ar atmosférico aumentando a sua energia interna. O ar aspirado da atmosfera é elevado até uma pressão de 8 Bar, pressão normal de distribuição. Em termos de caudal, um compressor pode fornecer entre alguns litros até milhares de metros cúbicos por hora” (SANTOS & DA SILVA, 2014), apresentam-se a na Figura 51, os modelos de compressores de ar: a) Compressor de êmbolo ou pistão, (b) Compressor centrífugo, (c) Compressor rotativo e inverter, (d) Compressor de membrana, (e) Compressor de parafuso rotativo.

Figura 51 – Modelos de compressores de ar.



Fonte: Adaptado de Parker training (2001).

3.7.6. Placa Arduino Mega 2560

“O Arduino Mega 2560 é uma placa microcontrolador baseada no ATmega2560 . Possui 54 pinos de entrada/saída digital (dos quais 15 podem ser usados como saídas PWM), 16 entradas analógicas, 4 UARTs (portas seriais de hardware), um oscilador de cristal de 16 MHz, uma conexão USB, um conector de alimentação, um conector ICSP, e um botão de

reinicialização. Contém tudo o que é necessário para suportar o microcontrolador; basta conectá-lo a um computador com um cabo USB ou alimentá-lo com um adaptador corrente alternada para corrente contínua ou bateria para começar” (ARDUINO,2024), apresenta-se na Figura 52, o Arduino Mega 2560 para o experimento.

Figura 52 – Placa Arduino Mega 2560.



Fonte: Elaborado pelo autor (2024).

3.7.7. Relé

“O relé é um equipamento que opera como um interruptor eletromecânico, quando a corrente elétrica percorre sua bobina interna enrolada em um núcleo gera um campo magnético forte o suficiente para atrair o componente metálico móvel denominado como armadura para fechar ou abrir seus terminais” (OLIVEIRA, 2020), para nosso caso se precisa um relé de 5 Vdc como se mostra na Figura 53.

Figura 53 – Relé de 5 Vdc.



Fonte: Elaborado pelo autor (2024).

3.7.8. Fonte de Energia de alimentação

“Uma fonte de energia de alimentação é um dispositivo ou sistema que fornece energia elétrica para o funcionamento de equipamentos eletrônicos e elétricos”, a fonte de alimentação

é responsável por converter a entrada de tensão alternada da rede em uma saída de tensão contínua” (CARR, 2010). A fonte utilizada para o estudo é de entrada 90 Vca a 264 Vca e saída de 24 Vcc (50 w) para fornecer energia ao sistema como se mostra na Figura 54.

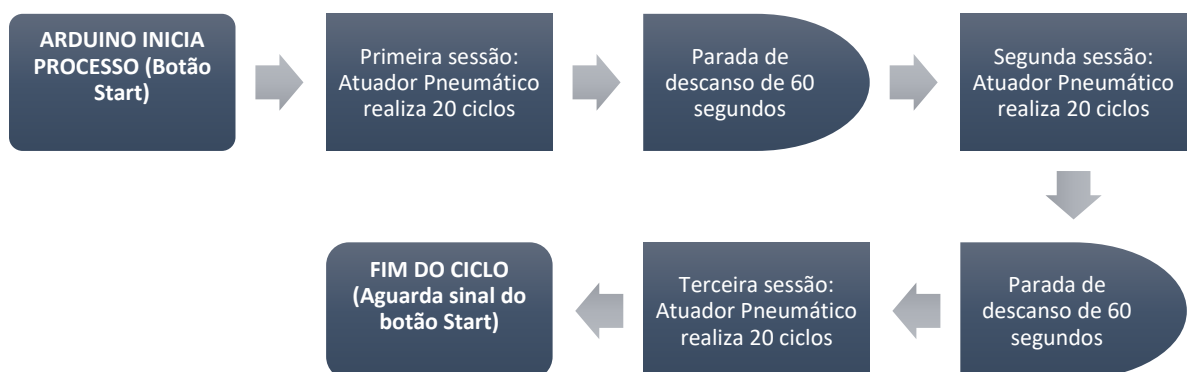
Figura 54 – Fonte de alimentação de energia elétrica de saída 24 Vcc.



Fonte: Elaborado pelo autor (2024).

Para a etapa experimental, se instalará os atuadores pneumáticos em um banco de prova pneumático para simular o processo da terapia dos membros inferiores, qual consistirá em realizar três sessões de 20 ciclos, com um intervalo de parada de descanso de 60 segundos, para todos os módulos de reabilitação. Os tempos de parada de troca de módulo dependerá da mudança da posição do paciente, colocar o dispositivo do módulo correspondente, para dar início ao processo, pulsando o botão do Arduino Start, apresenta-se o fluxograma do processo no Mapa 1.

Mapa 1 – Fluxograma do processo do EAMRM.



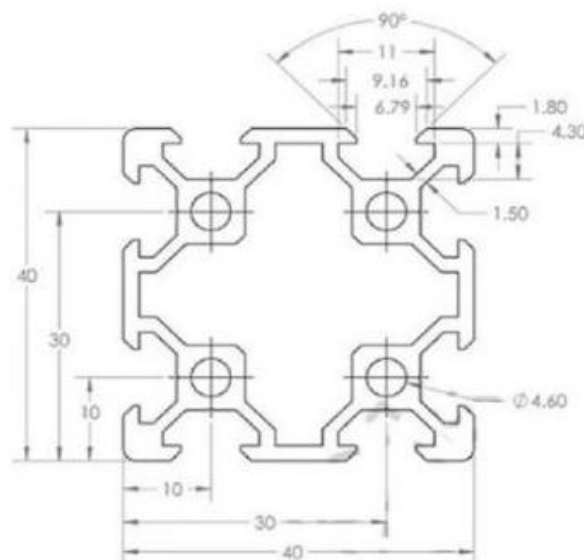
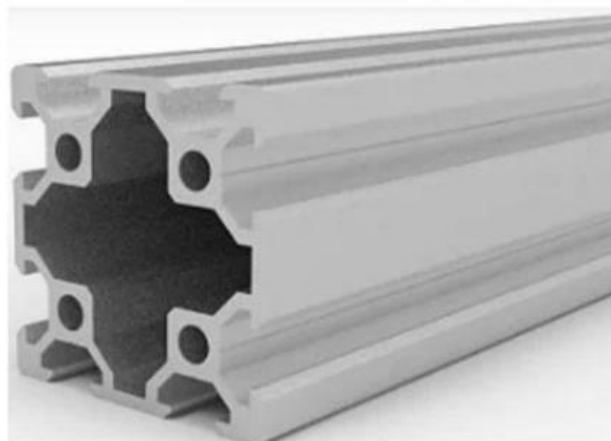
Fonte: Elaborado pelo autor (2024).

3.8 DISPOSITIVOS DE TRANSMISSÃO DE GUIAS LINEARES

3.8.1 Perfil de alumínio *Openbuilds*

Como componente mecânico guia dos mecanismos do dispositivo com direção horizontal e vertical, se precisa o uso do material *Openbuilds*, "componentes fabricados em liga de alumínio 6063-T5, apresentado na Figura 55. Para o caso de estudo se precisa o modelo 40x40 V-SLOT de canal de 6 mm. As propriedades mecânicas do alumínio anodizado 6063-T5, de limite de escoamento de 110 Mpa, resistência à tração de 150 Mpa, alongamento de 8%, módulo elástico de 71 GPa e razão de Poisson de 0,33 (FORSETI; 2024).

Figura 55 – Perfil de alumínio *Openbuilds* 40x40 V-SLOT.



Fonte: Forseti (2024).

3.8.2 Seleção das guias lineares

“As guias lineares são elementos que utilizam roldanas cilíndricas para obtenção de alto grau de precisão e baixo atrito para movimentação de cargas em um sistema semelhante a um par patins-trilhos” (OLIVEIRA, 2020). Para este trabalho são selecionadas as guias lineares denominadas *V-SLOT* 40/40 - com roldanas WCOD: CGV01-05-K, apresenta-se na Figura 56; encaixe de precisão com o perfil de alumínio mencionando no item anterior.

Figura 56 – Guia linear *V-SLOT* 40/40 com roldanas.



Fonte: Forseti (2024).

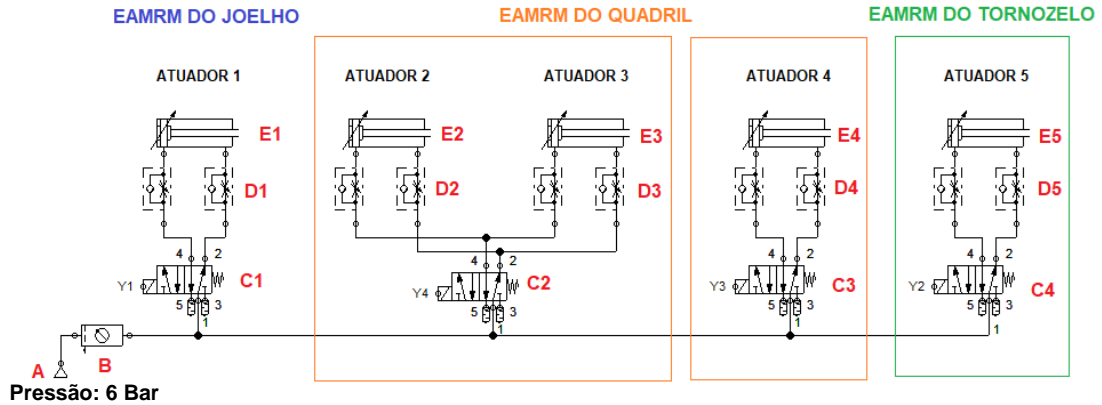
4 RESULTADOS E DISCUSSÃO

4.1 RESULTADOS EXPERIMENTAIS DO SISTEMA ELETROPNEUMÁTICO DO EAMRM

4.1.1 Diagramas pneumáticos do EAMRM

O sistema pneumático proposto consiste em usar 5 atuadores lineares pneumáticos; onde o atuador 1 aciona o mecanismo para reabilitação dos joelhos, os atuadores 2 e 3 acionam os mecanismos para reabilitação do quadril na posição abdução/adução, o atuador 4 o mecanismo para reabilitação do quadril na posição flexão/extensão e finalmente o atuador 5 o mecanismo para reabilitação dos tornozelos. O modelo do atuador 1 é DSBC-32-200-PPSA-N3, dos atuadores 2, 3 e 4 são DSBC-32-100-PPVA-N3 e do atuador 5 DSNU-S-25-50-P-A-MX, apresentasse na Figura 57 o diagrama pneumático geral.

Figura 57 – Diagrama geral do sistema pneumático.



Fonte: Elaborado pelo autor (2024).

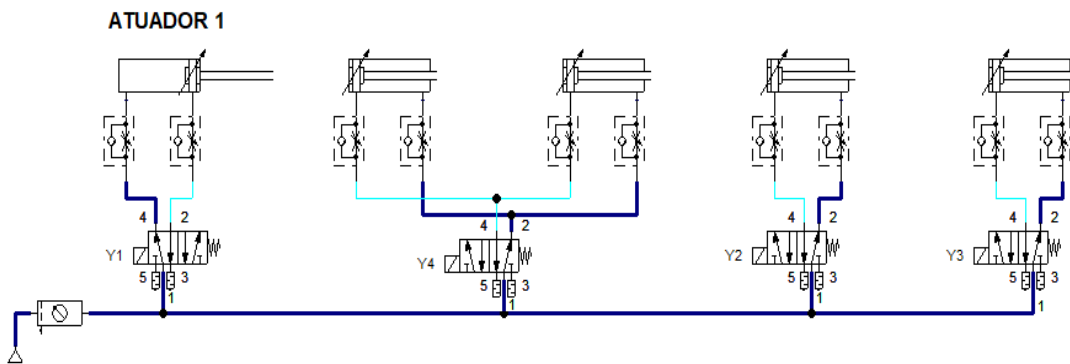
A pressão de saída do compressor até o ponto “A” é de 6 Bar; os componentes pneumáticos rotulados, são:

- A: Alimentação de ar comprimido (01 unidade).
- B: Unidade de conservação de ar (01 unidade).
- C1, C2, C3, C4 e C5: Válvulas de 5/2 vias comandado por Solenoide (24Vcc) com mola de retorno (04 unidades).
- D1, D2, D3, D4 e D5: Válvula reguladora de caudal unidirecional (10 unidades).

- E1, E2, E3, E4, E5: Atuador pneumático de dupla ação (05 unidades).

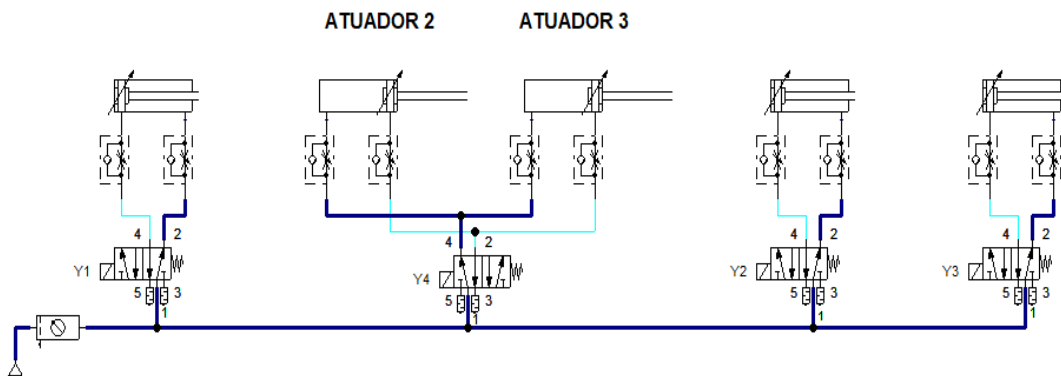
Validamos o esquema da Figura 56 na simulação no software *FluidSim* (plataforma de livre acesso) no módulo pneumático; os acionamentos de avanço e retrocesso da haste dos atuadores 1, 4 e 5 (Figura 58) (Figura 60) (Figura 61) para cada sistema usa uma válvula 5/2 vias comandado por solenoide de 24V; e para os acionamentos do atuador 2 e atuador 3 compartilhem a válvula direcional 5/2 qual permiti-la sincronização dos movimentos dos dois atuadores, apresenta-se na Figura 59.

Figura 58 – Sistema pneumático para reabilitação dos joelhos.



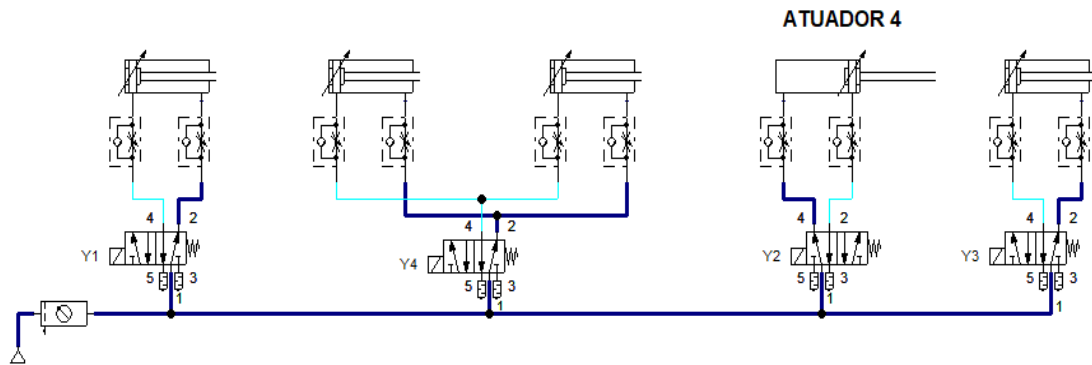
Fonte: Elaborado pelo autor (2024).

Figura 59 – Sistema pneumático para reabilitação do quadril (abdução/adução).



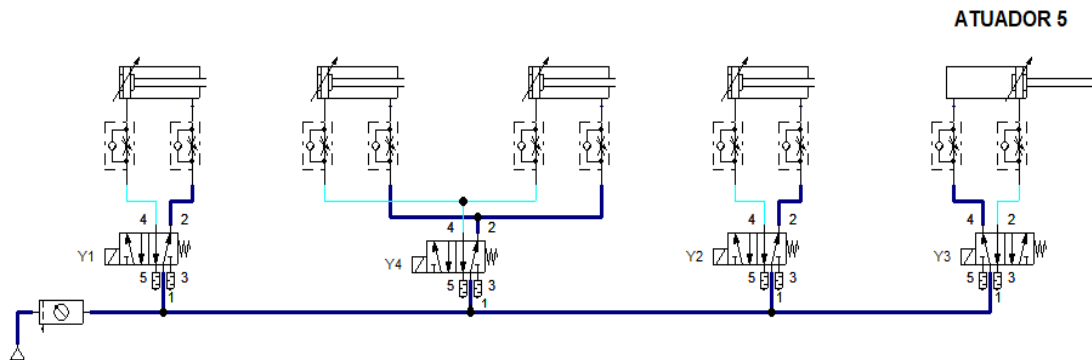
Fonte: Elaborado pelo autor (2024).

Figura 60 – Sistema pneumático para reabilitação do quadril (flexão/extensão).



Fonte: Elaborado pelo autor (2024).

Figura 61 – Sistema pneumático para reabilitação dos tornozelos.

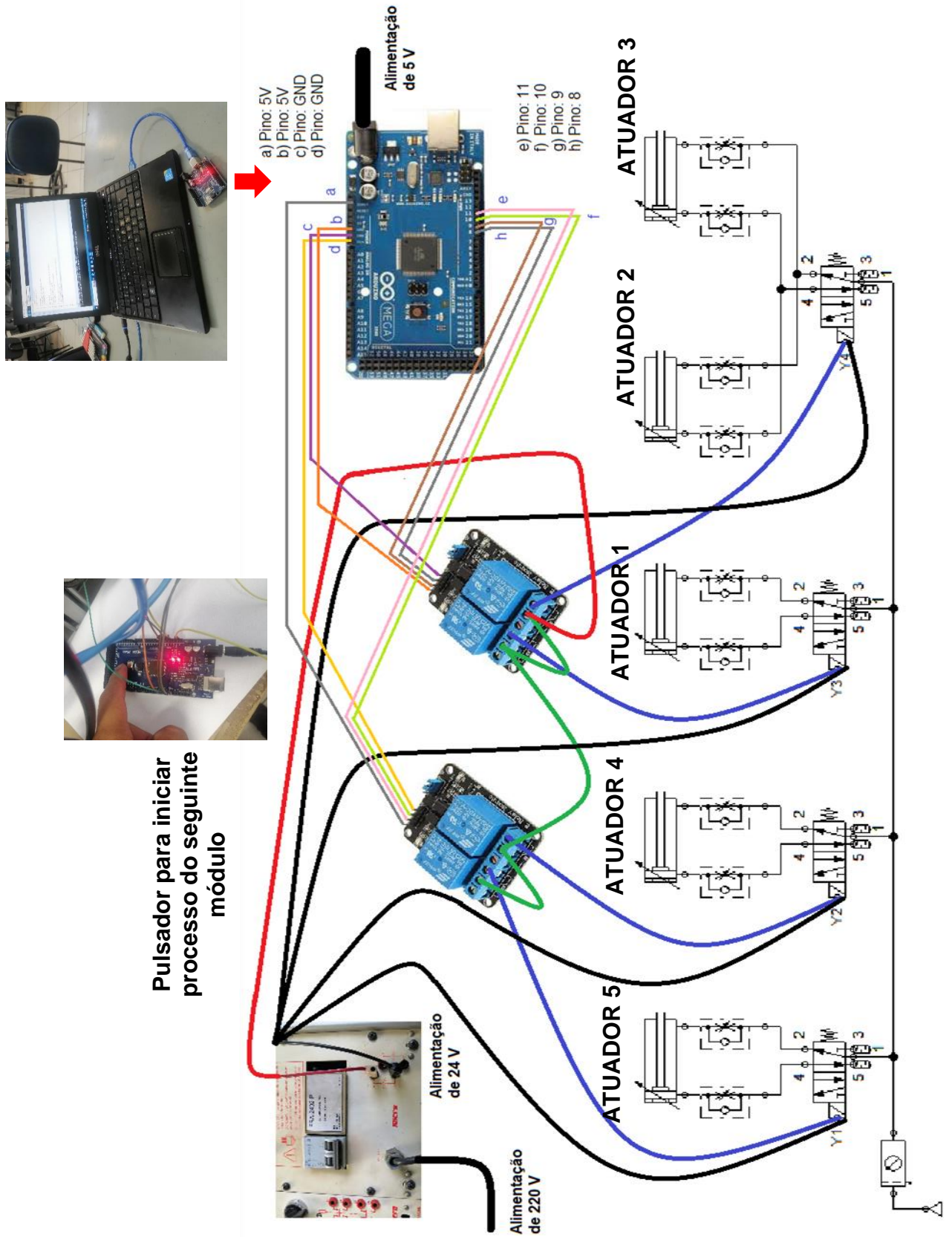


Fonte: Elaborado pelo autor (2024).

4.1.2 Circuito elétrico do sistema eletropneumático

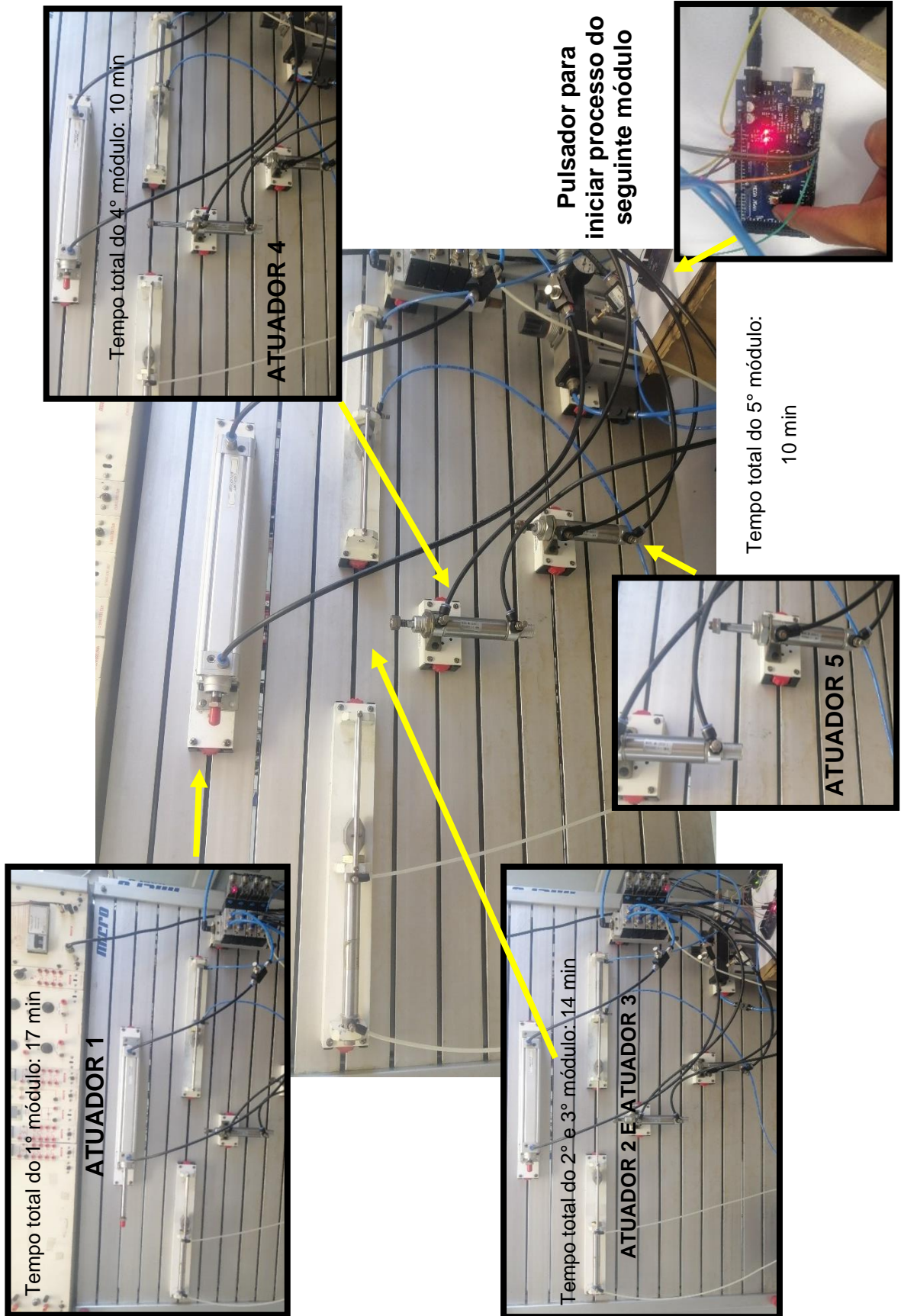
Foi desenvolvido o circuito elétrico para controle, ilustrado na Figura 62. Onde à fase recebe alimentação da fonte (antes converteu a corrente recebida da tomada de 220V a 24 Vcc), alimentando às quatro válvulas direcionais solenoides (Y1, Y2, Y3 e Y4) e aos quatro reles (K1, K2, K3 e K4) que tem a capacidade de receber corrente de 5V até 125V; cada relé recebe um sinal e corrente do Arduino a 5V quais são recebidos desde os pinos (8,9,10 e 11).

Figura 63 – Diagrama de instalação dos componentes eletropneumáticos.



Fonte: Elaborado pelo autor (2024).

Figura 64 – Teste experimental do programa ao banco de prova pneumático.



Fonte: Elaborado pelo autor (2024).

4.1.3 Consumo de ar

Na Tabela 5, são apresentados os resultados obtidos do consumo de ar do cilindro pneumático, os quais são importantes para especificar qual compressor de ar é necessário para a aplicação e automação. Constatou-se que o atuador DSBC-32-200-PPSA-N3 possui o maior consumo, necessitando de um compressor de ar de 22 L/min.

Tabela 5 – Resultados do consumo de ar por atuador pneumático.

Atuador	Módulo	D	d	l	n	Pt	Q_{cc} (l/min)	Q_{cc} (l/min)
DSBC-32-200-PPSA-N3	1° Módulo	3,2	1	20	10	6	20,90	20,90
	2° Módulo	3,2	1	10	10	6	10,50	20,90
DSBC-32-100-PPVA-N3	3° Módulo	3,2	1	10	10	6	10,50	10,50
	4° Módulo	2,5	1	5	10	6	3,10	3,10
Consumo total de ar comprimido do equipamento por minuto (se todos os atuadores acionam no mesmo tempo).								55,40

Fonte: Elaborado pelo autor (2024).

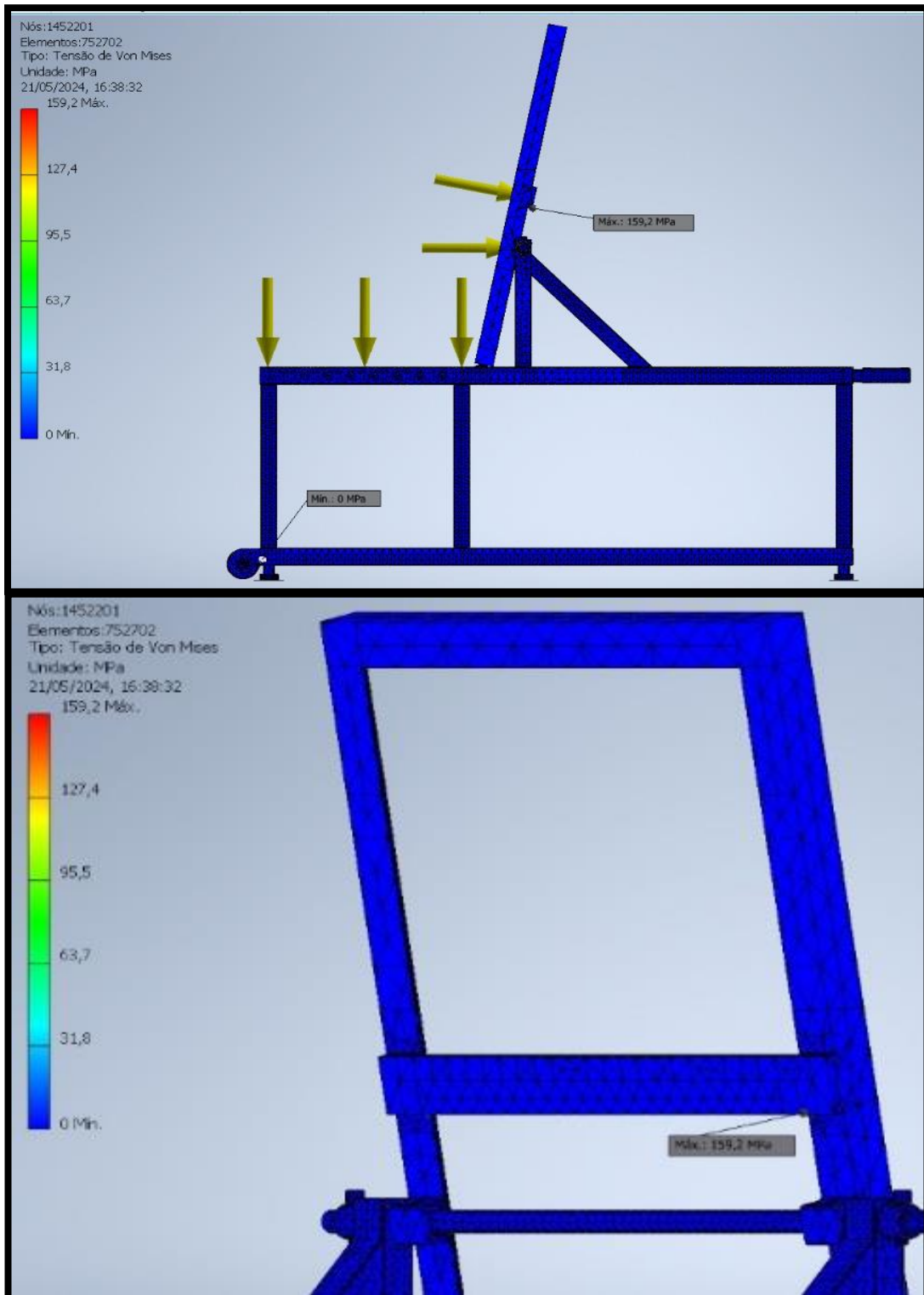
4.2 RESULTADOS NUMÉRICOS DO SISTEMA ESTRUTURAL DO EAMRM

Para obter os resultados do comportamento mecânico estático do mecanismo, foram aplicadas cargas e restrições utilizando o programa Autodesk Inventor, tanto no aparelho de repouso quanto na base estrutural mecânica principal.

4.2.1 Análises de tensões no aparelho de repouso

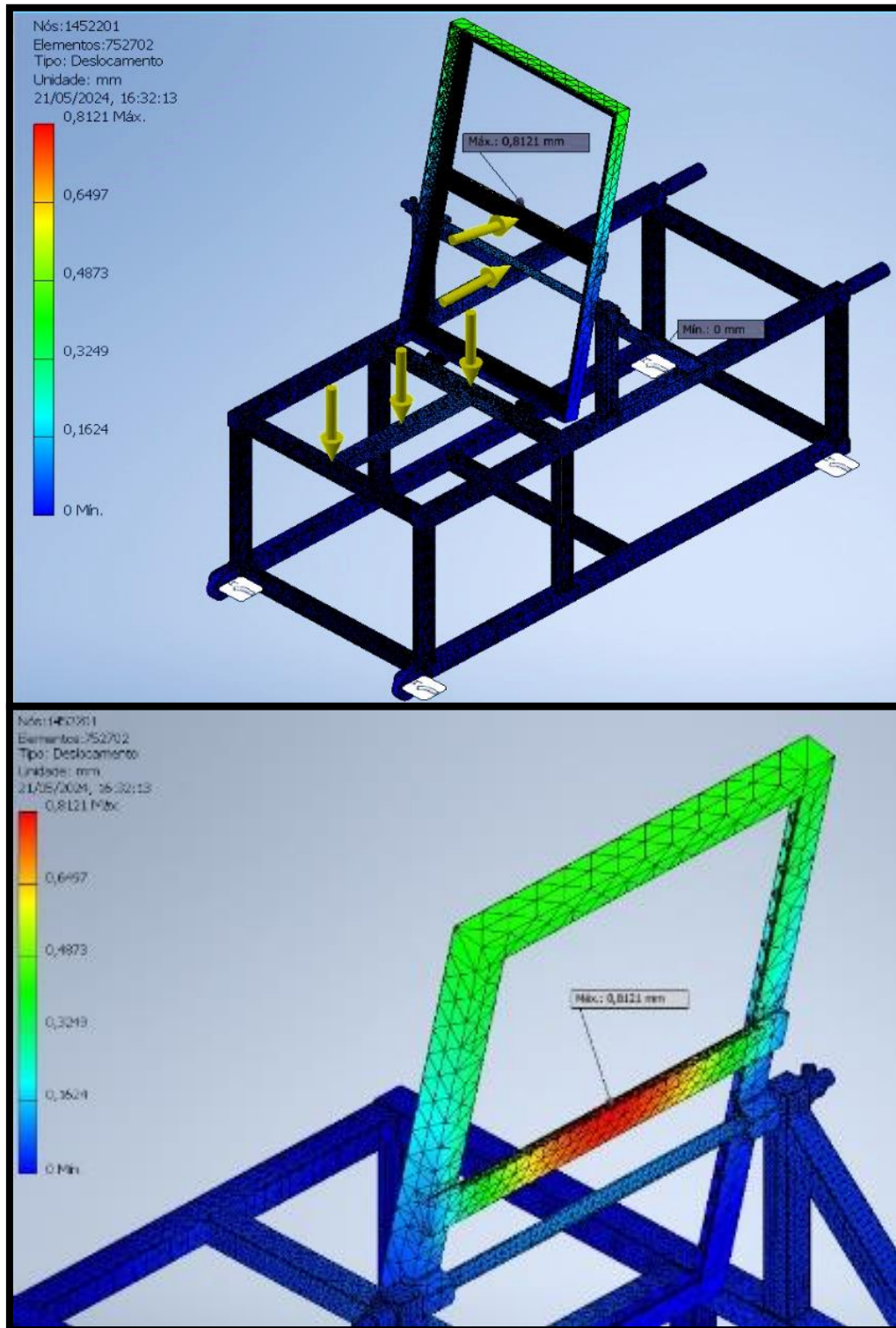
De acordo com o modelo mecânico, foi analisado o comportamento do aparelho de repouso em duas posições operacionais para obter resultados estáticos. Para a cadeira, foram atribuídas as propriedades mecânicas conforme a ABNT NBR 8261:2019, utilizando a biblioteca do Autodesk Inventor 2024. No ambiente de estudo do software, na seção de análise de tensões, foram aplicadas restrições fixas, refinamento de malha de 0,5 mm e carregamentos de 980 N, 1470 N e 1960 N, valores a partir dos pesos humanos de 100 150 e 200 Kg (Kg massa). Obtendo os resultados de tensão de Von Mises (Figura 65), o deslocamento (Figura 66), a deformação equivalente (Figura 67) e o coeficiente de segurança (Figura 68), apresenta-se resumido na Tabela 6.

Figura 65 – Tensão de Von Mises no apoio lombar do aparelho de repouso.



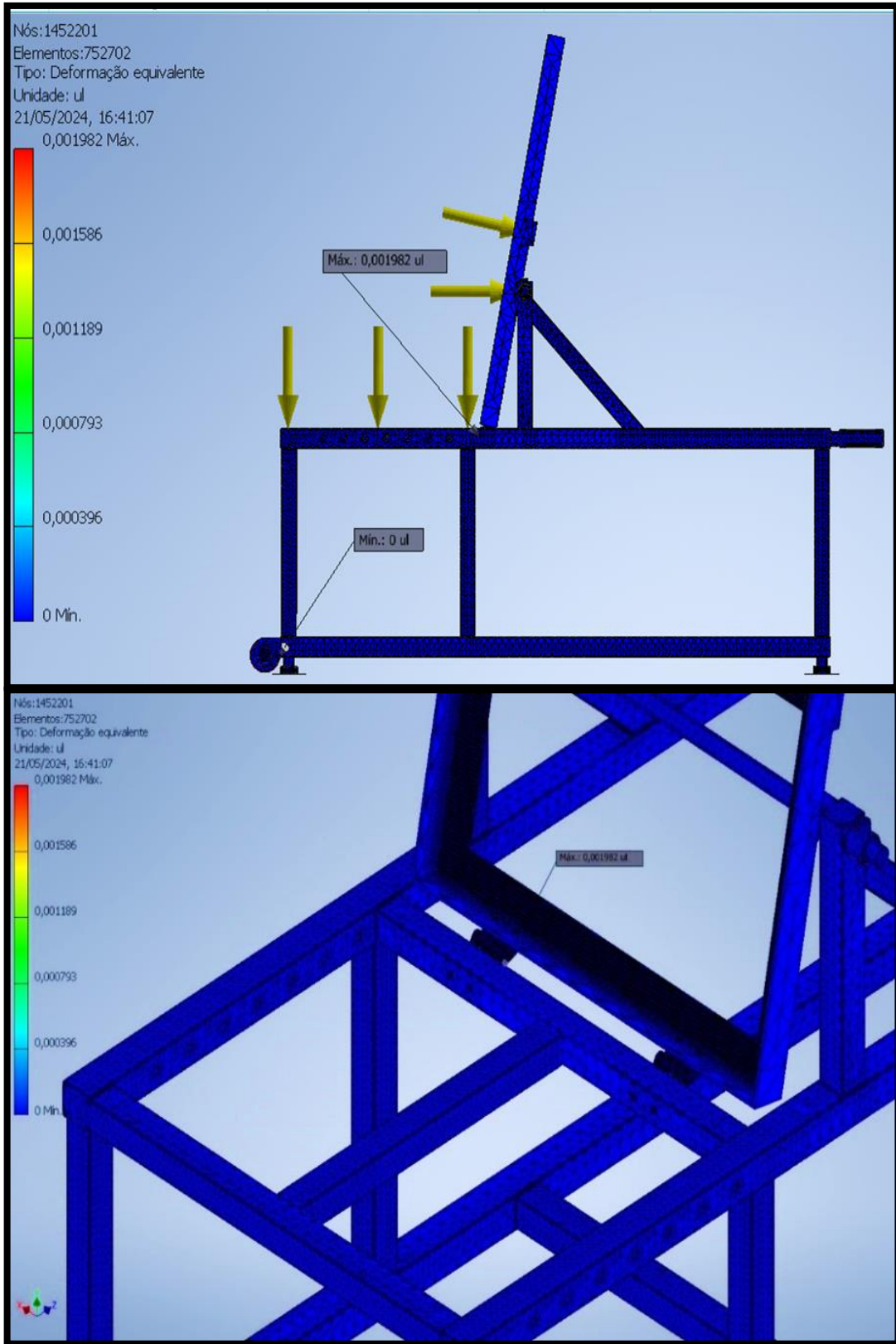
Fonte: Elaborado pelo autor (2024).

Figura 66 – Deslocamento no apoio lombar do aparelho de repouso.



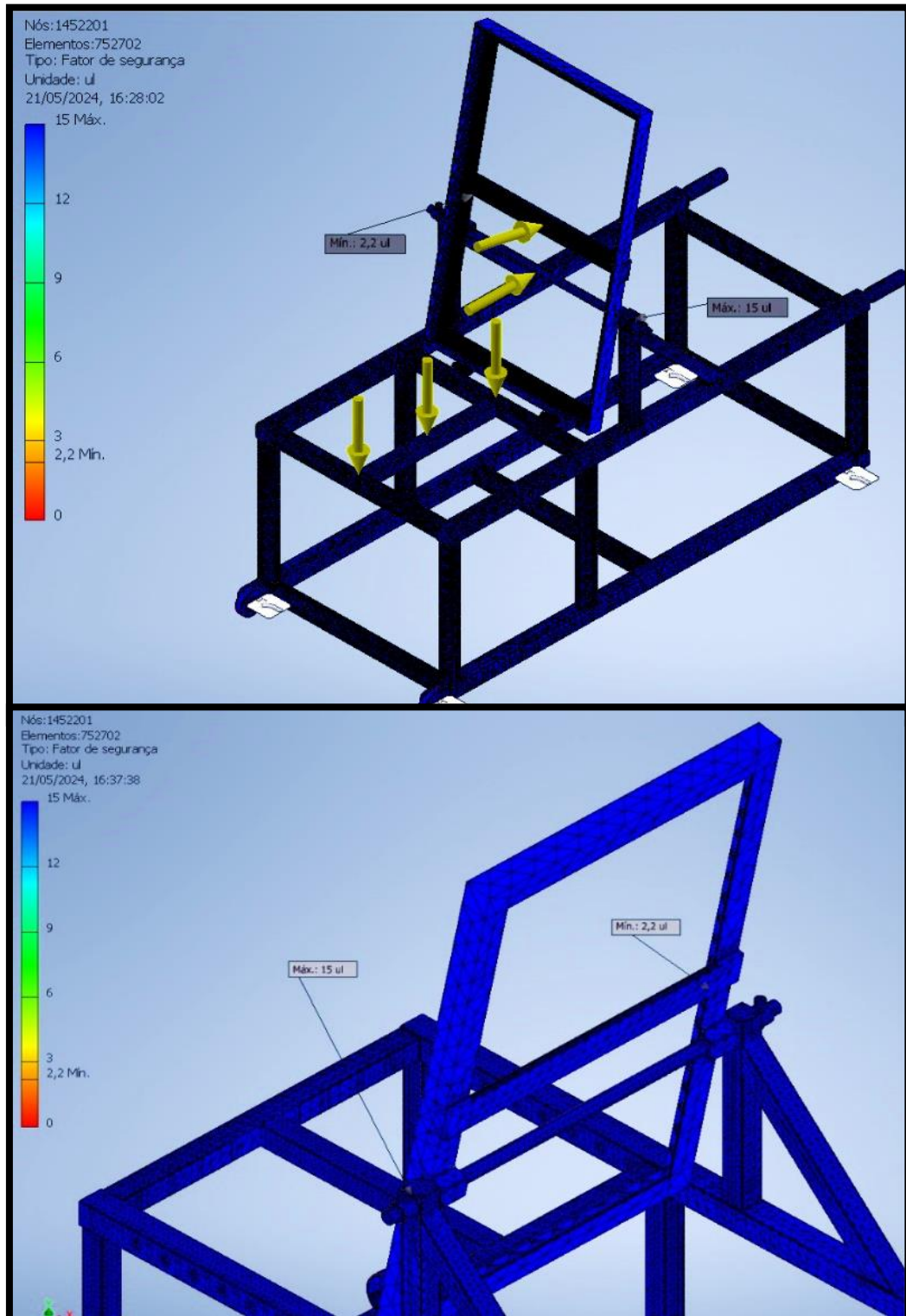
Fonte: Elaborado pelo autor (2024).

Figura 67 – Deformação equivalente no apoio lombar do aparelho de repouso.



Fonte: Elaborado pelo autor (2024).

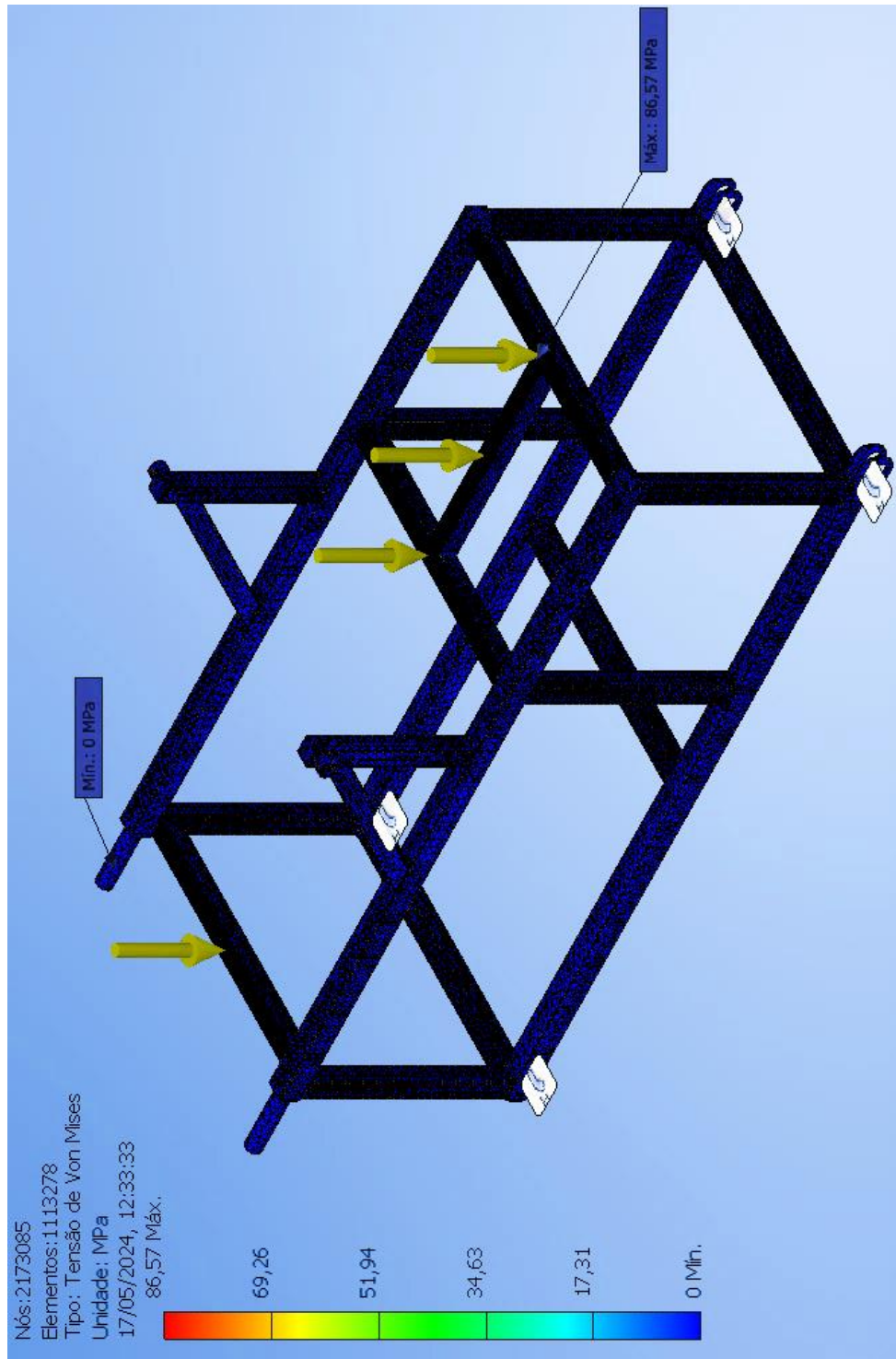
Figura 68 – Fator de segurança, no apoio lombar do aparelho de repouso.



Fonte: Elaborado pelo autor (2024).

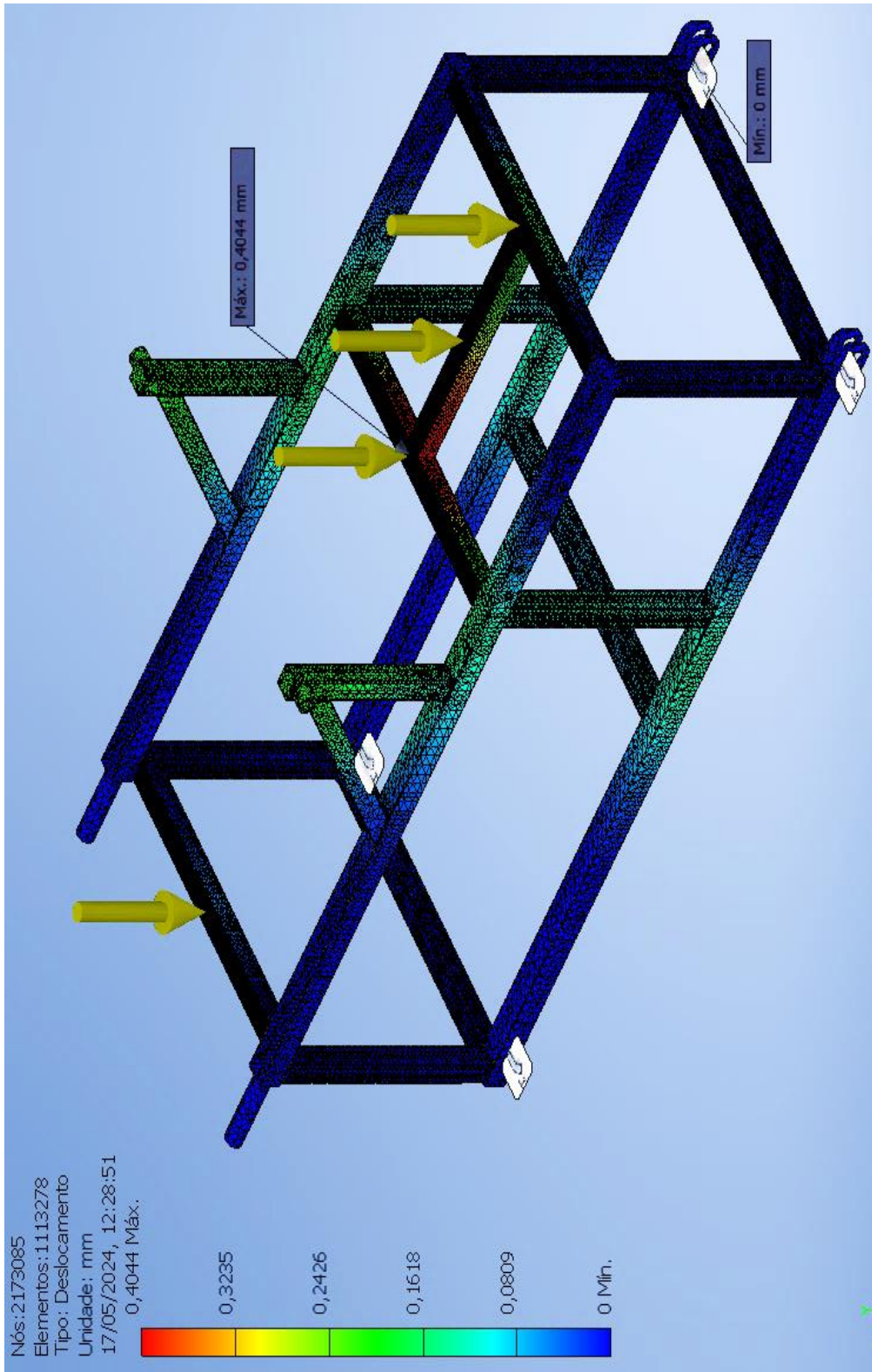
Os resultados estáticos do aparelho de repouso em posição horizontal (maca) incluem tensão de Von Mises (Figura 69), deslocamento (Figura 70), deformação equivalente (Figura 71) e fator de segurança (Figura 72), resumidos na Tabela 6.

Figura 69 – Tensão de Von Mises no aparelho de repouso.



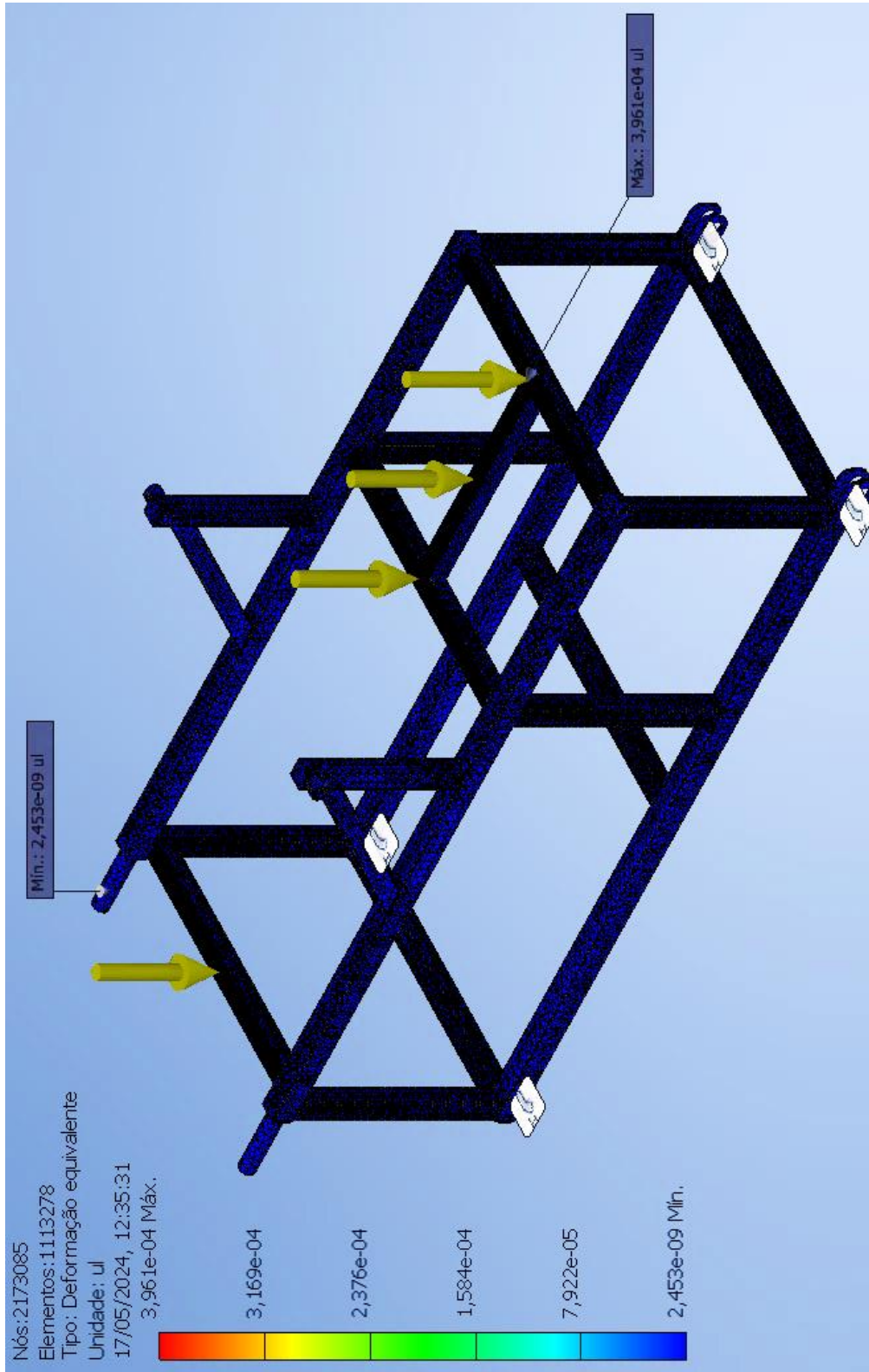
Fonte: Elaborado pelo autor (2024).

Figura 70 – Deslocamento no aparelho de repouso.



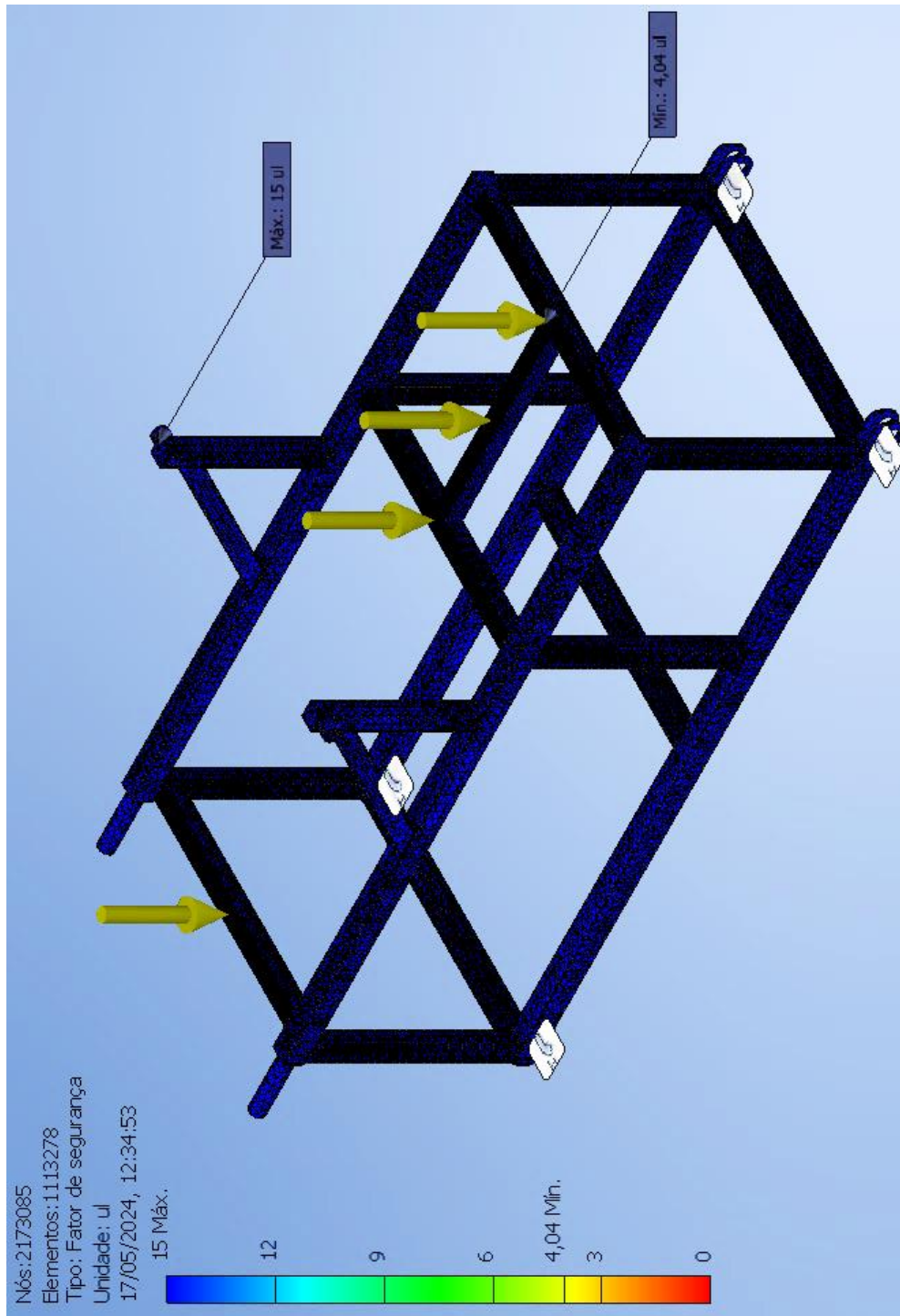
Fonte: Elaborado pelo autor (2024).

Figura 71 – Deformação equivalente no aparelho de repouso.



Fonte: Elaborado pelo autor (2024).

Figura 72 – Fator de segurança no aparelho de repouso.



Fonte: Elaborado pelo autor (2024).

As Tabelas 6 e 7 apresentam o resumo dos resultados obtidos, destacando que o fator de segurança é superior a 100%, indicando um "projeto com eficiência e segurança" conforme Norton (2013).

Tabela 6 – Resultados das análises de tensões no aparelho de repouso (cadeira).

Carregamento (N)	Deslocamento (mm)	Deformação Equivalente ($\mu\epsilon$)	Tensão de Von Mises (MPa)	Fator de Segurança	Fator de Segurança (%)
980	0,41	0,01	76,56	4,57	357%
1470	0,61	0,02	119,50	2,93	193%
1960	0,81	0,02	159,20	2,20	120%

Fonte: Elaborado pelo autor (2024).

Tabela 7 – Resultados das análises de tensões no aparelho de repouso (maca).

Carregamento (N)	Deslocamento (mm)	Deformação Equivalente ($\mu\epsilon$)	Tensão de Von Mises (MPa)	Fator de Segurança	Fator de Segurança (%)
980	0,20	2,11	39,33	8,90	790%
1470	0,30	2,98	65,01	5,38	438%
1960	0,40	3,96	86,57	4,04	304%

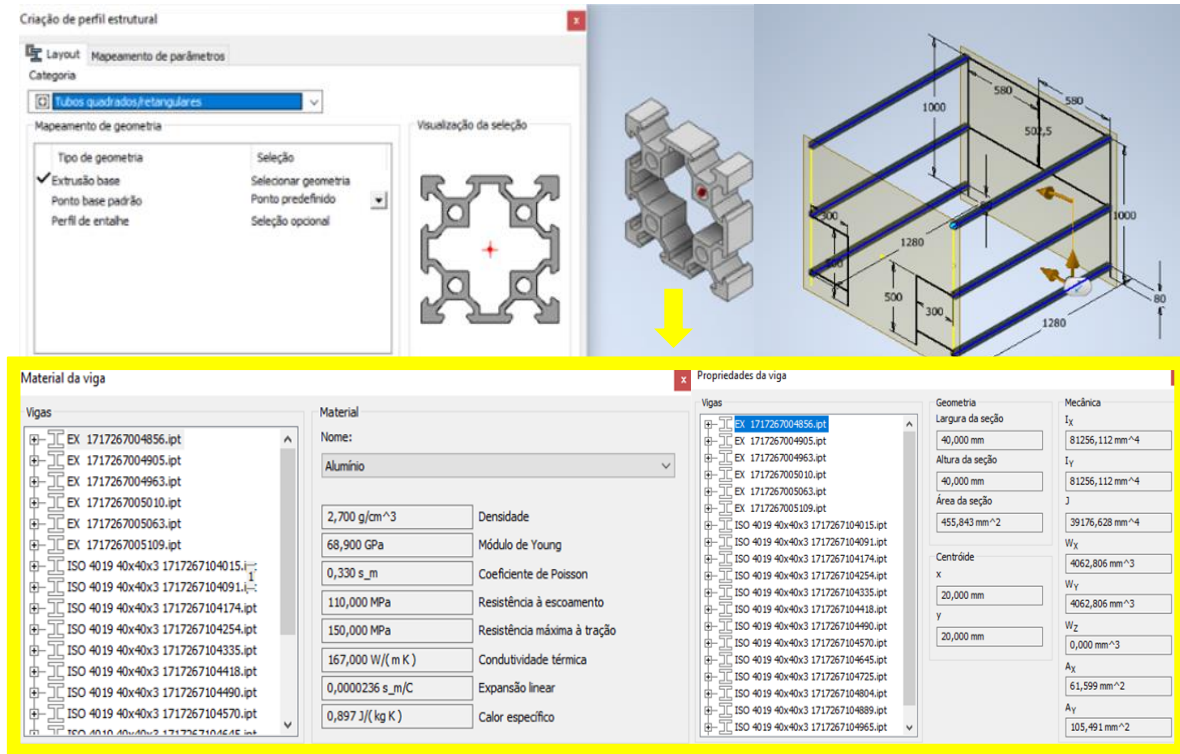
Fonte: Elaborado pelo autor (2024).

4.2.2 Análise da BEMP

Os resultados estáticos da BEMP foram calculados no módulo de análise de estruturas do AUTODESK INVENTOR (2024), avaliando a integridade estrutural em relação a deformações e tensões sob diversas cargas e restrições. O primeiro passo foi criar o perfil na biblioteca do software, com as dimensões geométricas do perfil de alumínio *Openbuilds* de 40 mm x 40 mm, adicionando as propriedades mecânicas conforme a ABNT NBR 7000 (2016), e realizar o dimensionamento em 3D, conforme mostrado na Figura 73. O sólido estrutural gerado possui um comprimento de 1280 mm. Para os elementos estruturais de aço, foram atribuídos materiais e geometria de acordo com a norma ABNT NBR 8261 (2019), com dimensões de 40 mm x 40 mm x 3 mm, gerando o sólido estrutural mostrado na Figura 74. O resultado de cálculo com carga concentrada no eixo “Y”, aplicando o carregamento máximo à viga quadrada *Openbuilds* (1334 N), obtendo como dados a tensão normal máxima de 54,97 MPa e o deslocamento de 3,10 mm, permitindo que as guia linear *V-Slot* se movam sem obstrução no trilho, apresenta-se na Figura 75. O cálculo numérico com carga distribuída no eixo “Y” mostra

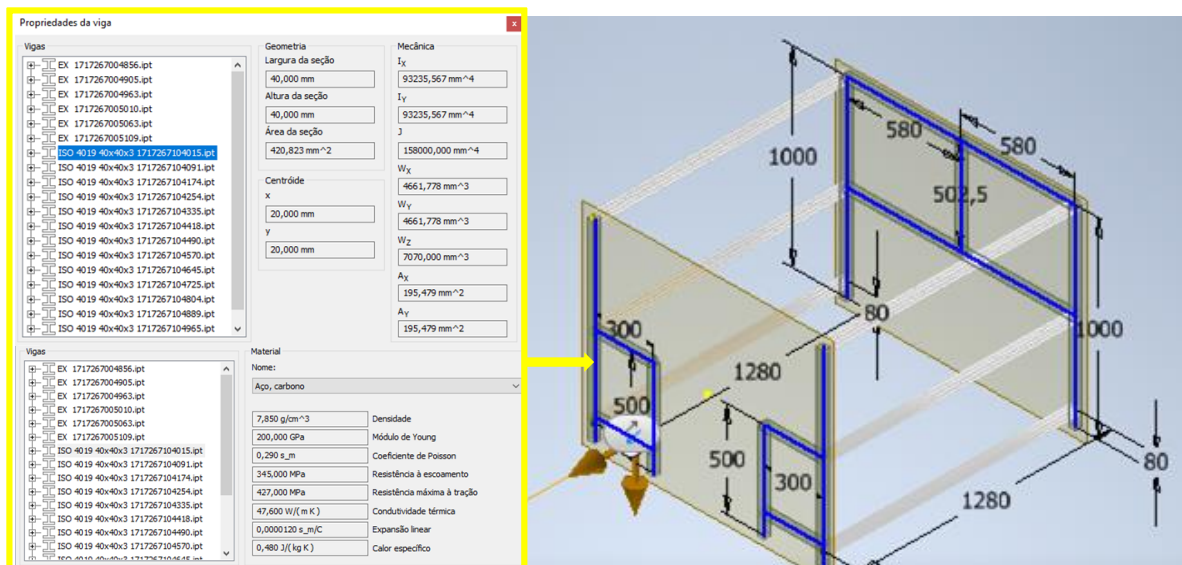
que as duas vigas quadradas *Openbuilds* (1335 N), com uma tensão normal máxima de 54,98 MPa e um deslocamento de 3,11 mm, apresenta-se na Figura 76.

Figura 73 – Identificação do material (Alumínio) e da geometria *Openbuilds*.



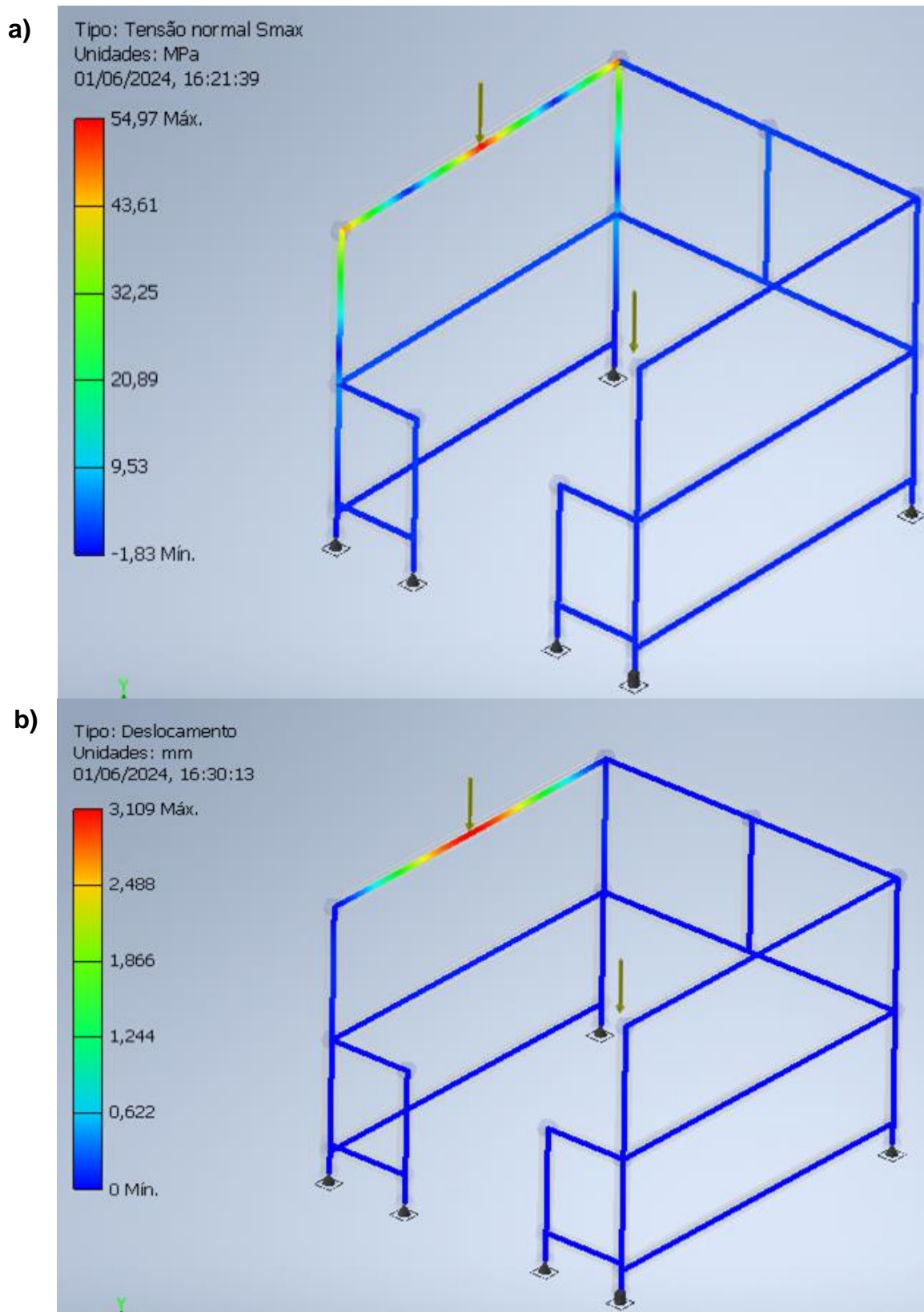
Fonte: Elaborado pelo autor (2024).

Figura 74 – Identificação do material (Aço carbono) e geometria estrutural em BEMP.



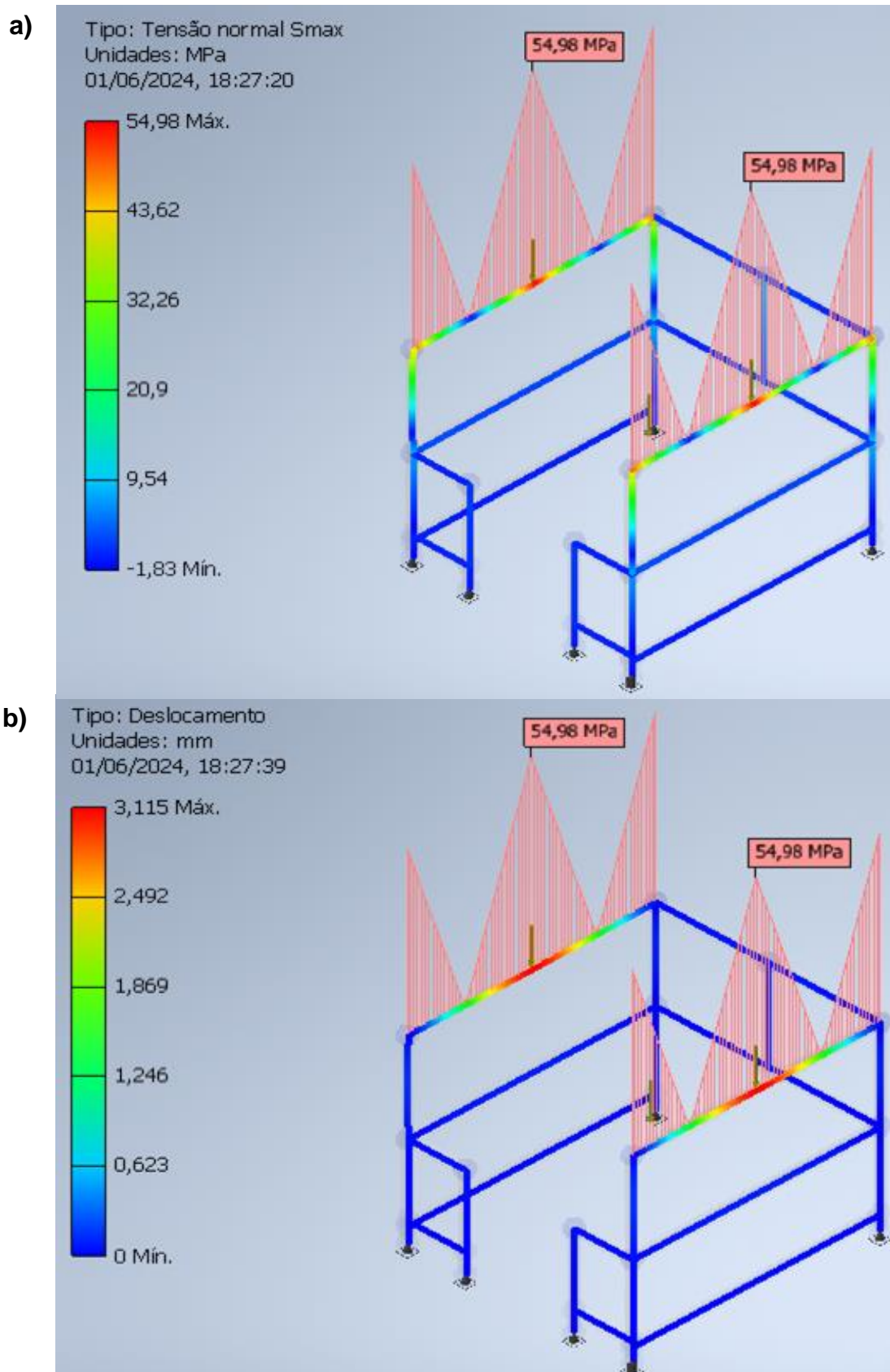
Fonte: Elaborado pelo autor (2024).

Figura 75 – Análise estática com carga concentrada no eixo “Y”: a) Tensão Normal Máxima, b) Deslocamento.



Fonte: Elaborado pelo autor (2024).

Figura 76 – Análises estático com carga distribuída no eixo “Y”: a) Tensão Normal Máxima, b) Deslocamento.



Fonte: Elaborado pelo autor (2024).

Para validar a condição de "projeto com eficiência e segurança" da BEMP conforme Norton (2013), "O fator de segurança deve ser um valor maior que 2 a fim de evitar possibilidade de falha", os valores máximos de carregamentos com carga distribuída (Figura 76) e carga concentrada (Figura 75) aplicados na estrutura deram como índice de segurança mínimo de 2,01, como se apresenta na Tabela 8.

Os dados indicam que o carregamento máximo que a viga de alumínio *Openbuilds* pode suportar é de 1,335 N, não podendo ser sobrecarregada além desse valor na área crítica.

Tabela 8 – Resultados das análises estrutural no eixo "Y" da BEMP.

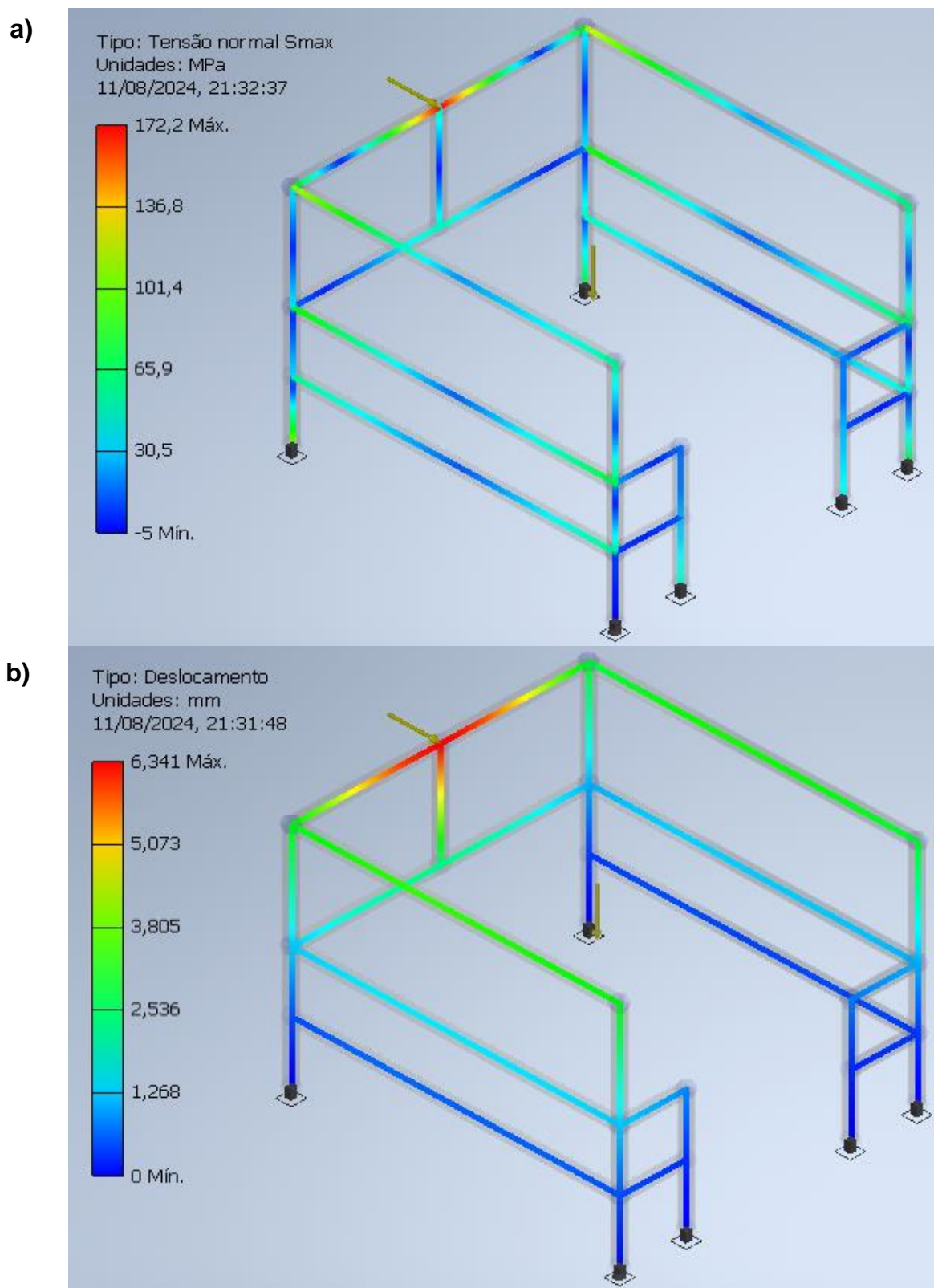
Carregamento "Y" (N)	Deslocamento "Y" (mm)	Limite ao escoamento (MPa)	Tensão Normal Máxima (MPa)	Fator de Segurança	Fator de Segurança (%)
1300	3,03	110	53,57	2,05	105,34%
1325	3,09	110	54,60	2,01	101,47%
1330	3,10	110	54,81	2,01	100,69%
1334	3,11	110	54,97	2,01	100,11%
1335	3,12	110	54,98	2,01	100,07%

Fonte: Elaborado pelo autor (2024).

O resultado do cálculo com carga concentrada no eixo "X", aplicando o carregamento máximo à estrutura da BEMP (5180 N), apresenta uma tensão normal máxima de 172,2 MPa e um deslocamento de 6,341 mm, que é o limite que a estrutura estática conseguiu resistir, conforme apresentado na Figura 77.

A Tabela 9, apresenta o resumo dos resultados estáticos obtidos do cálculo numérico, destacando que o fator de segurança é igual 100,35%, indicando um "projeto com eficiência e segurança" conforme Norton (2013).

Figura 77 – Análise estática com carga concentrada no eixo “X”: a) Tensão Normal Máxima, b) Deslocamento.



Fonte: Elaborado pelo autor (2024).

Tabela 9 – Resultados das análises estrutural no eixo “X” da BEMP.

Carregamento “X” (N)	Deslocamento “X” (mm)	Limite ao escoamento (MPa)	Tensão Normal Máxima (MPa)	Fator de Segurança	Fator de Segurança (%)
1300,00	1,59	345,00	43,72	7,89	689,11%
1325,00	1,62	345,00	44,55	7,74	674,41%
1330,00	1,62	345,00	44,72	7,71	671,47%
1334,00	1,63	345,00	44,85	7,69	669,23%
1335,00	1,64	345,00	44,88	7,69	668,72%
2000,00	2,45	345,00	66,91	5,16	415,62%
3000,00	3,67	345,00	100,00	3,45	245,00%
4000,00	4,89	345,00	133,20	2,59	159,01%
5000,00	6,12	345,00	166,30	2,07	107,46%
5180,00	6,34	345,00	172,20	2,00	100,35%

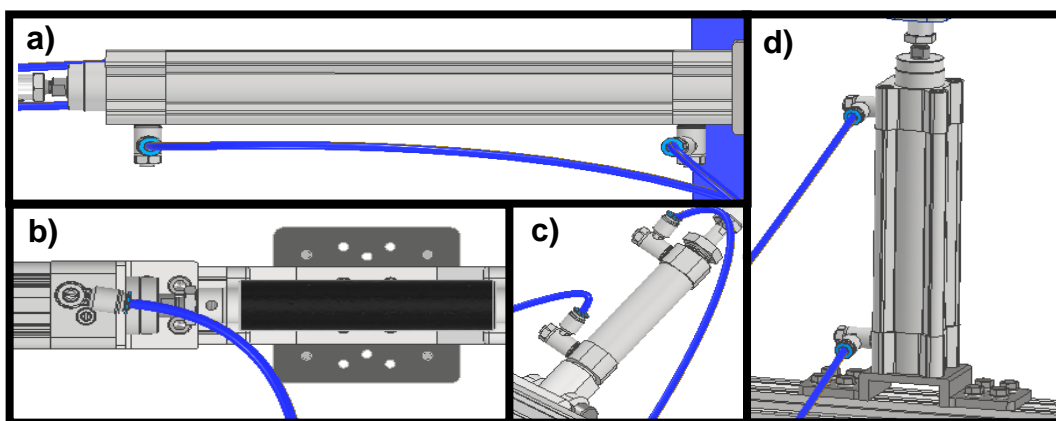
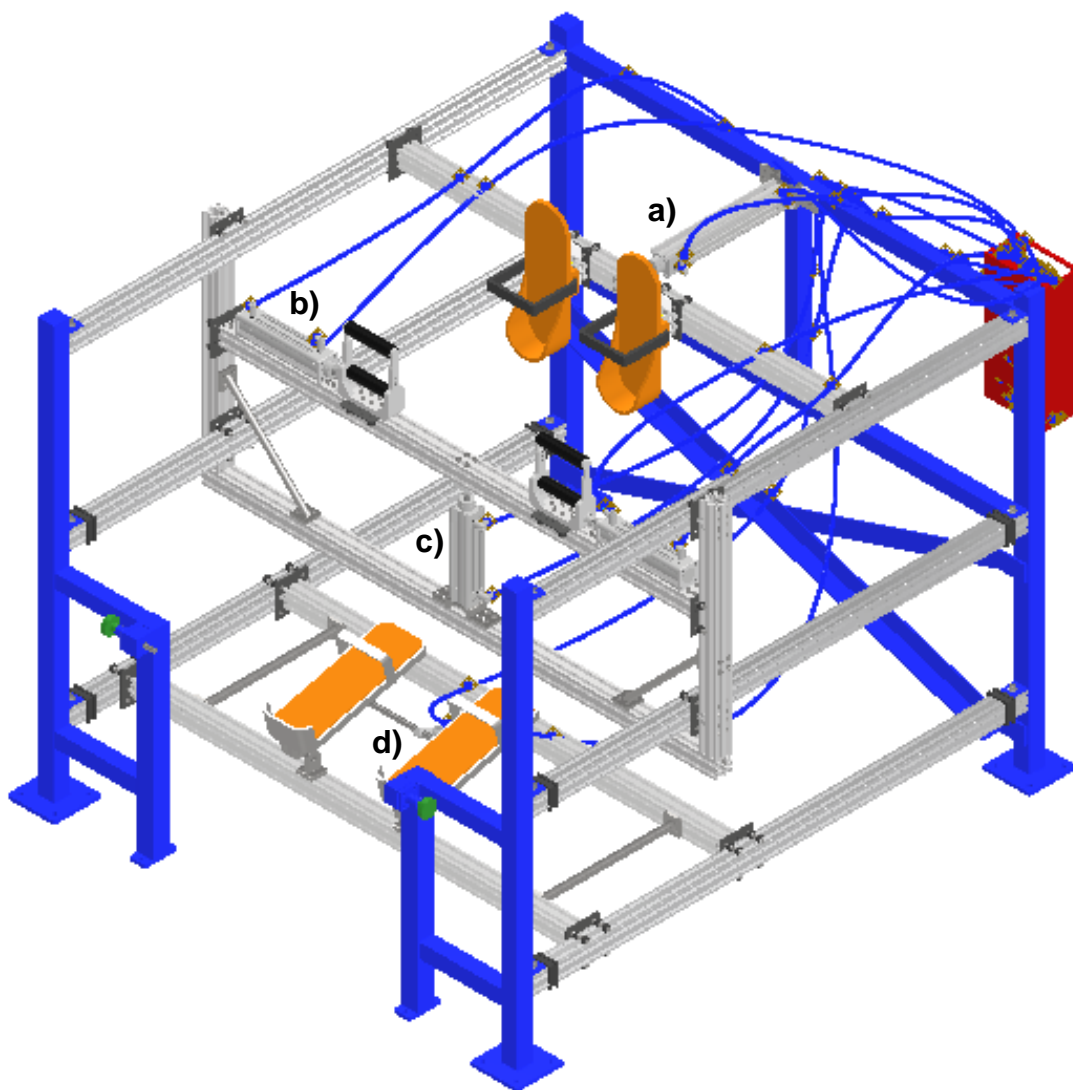
Fonte: Elaborado pelo autor (2024).

4.3 MODELAGEM DO EAMRM

A modelagem desempenha um papel crucial no desenvolvimento do EAMRM. Esse processo envolve a criação de protótipos digitais altamente detalhados do equipamento, permitindo que o projeto mecânico seja rigorosamente testado e aprimorado antes da fabricação física. Com a modelagem, é possível realizar animações precisas e fazer ajustes no modelo sem a necessidade de construir um protótipo físico em cada iteração, o que economiza tempo e recursos.

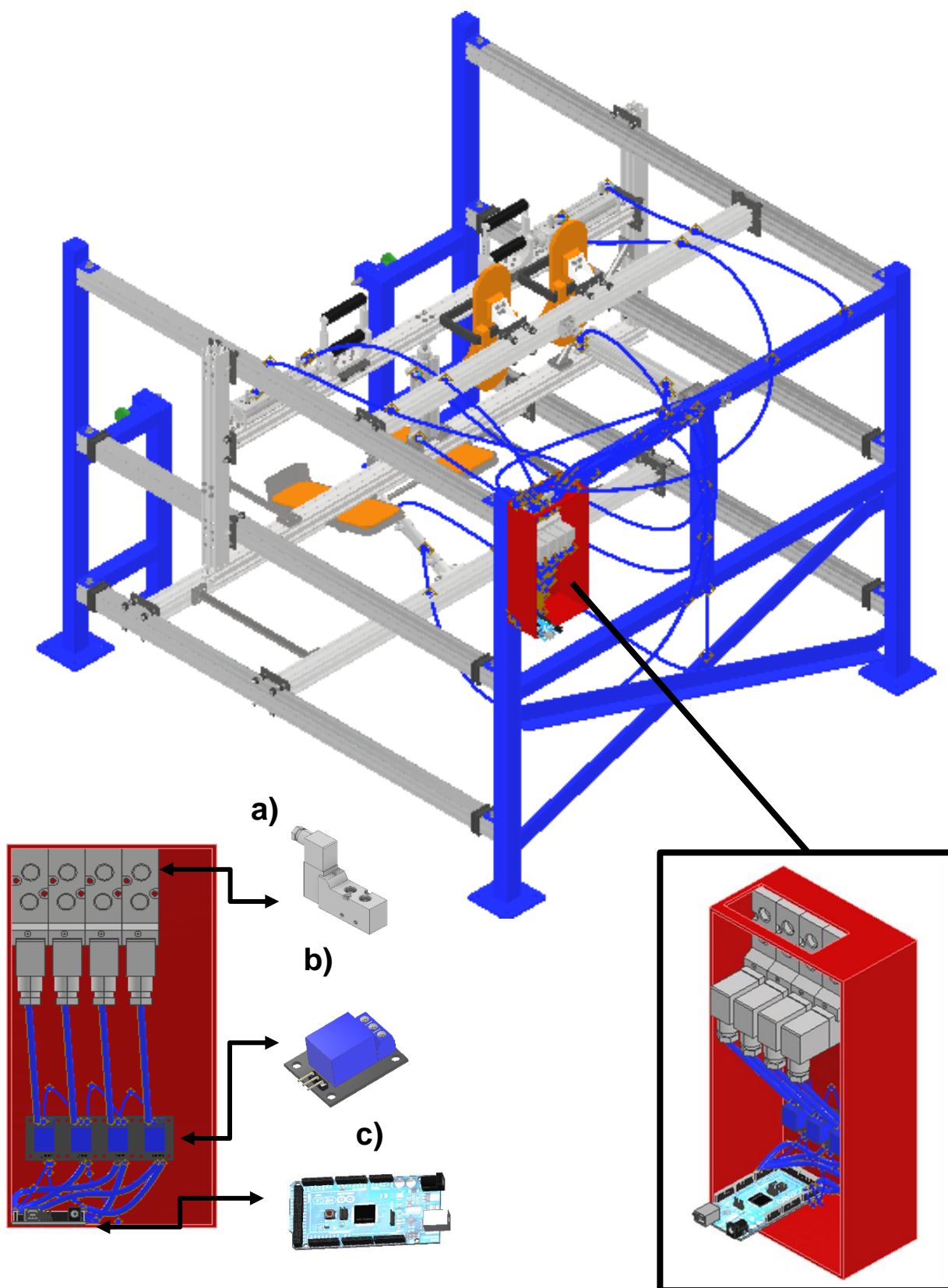
As Figuras 78 e 79 apresentam a modelagem do EAMRM, que consiste na montagem mecânica e eletropneumática do equipamento. Os dispositivos eletropneumáticos de controle estão localizados na parte posterior da BEMP, facilitando sua manipulação e manutenção.

Figura 78 – Modelagem do sistema pneumático do EAMRM, com: a) Atuador do módulo N°01, b) Atuador do módulo N°02, c) Atuador do módulo N°03, e d) Atuador do módulo N°04.



Fonte: Elaborado pelo autor (2024).

Figura 79 – Modelagem do sistema eletropneumático do EAMRM, com: a) Válvula direcional 5/2 vias comandado por solenoide, b) Relé, e c) Arduino Mega 2560.



Fonte: Elaborado pelo autor (2024).

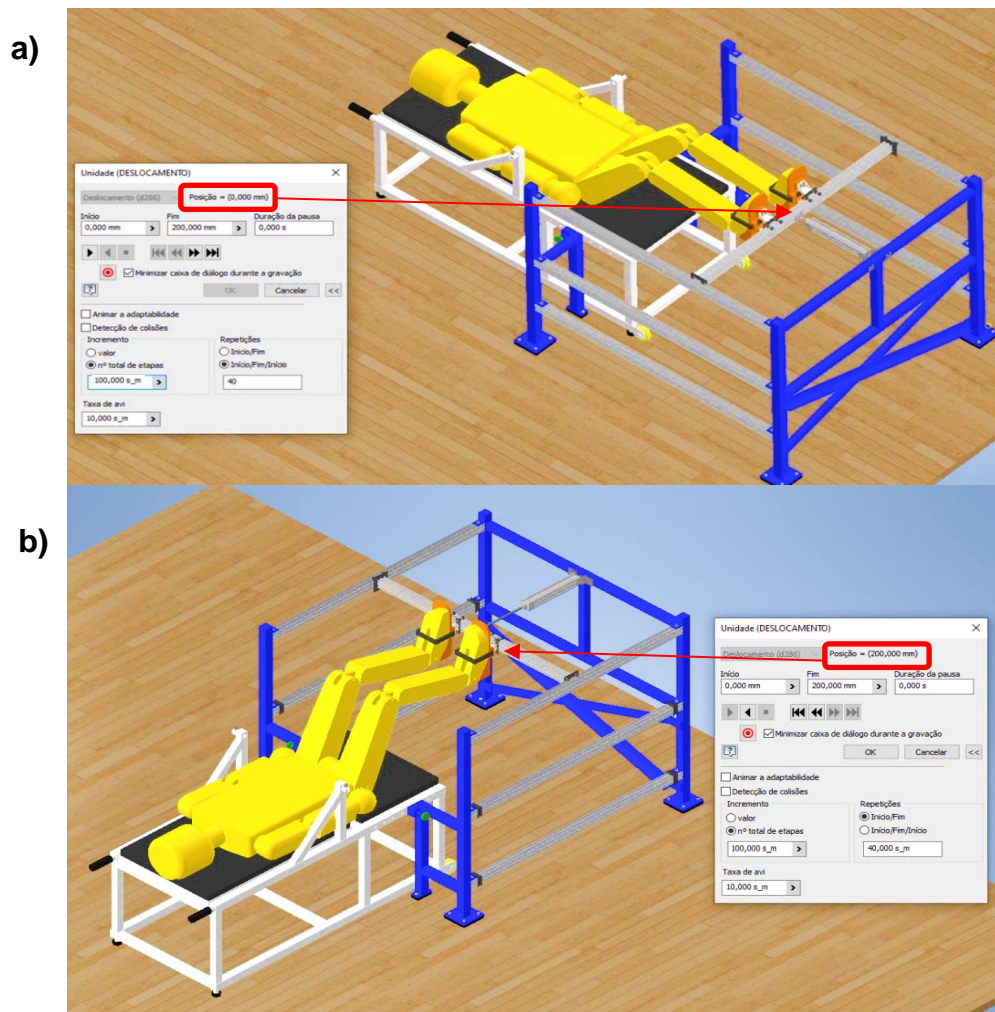
4.4 SIMULAÇÃO DO EAMRM

Nesta seção se apresentam os parâmetros e requisitos para executar as simulações de atuação de cada módulo de reabilitação do EAMRM.

- Módulo N°01:

Para o tratamento dos joelhos, tem-se de posicionar ao paciente, em posição ergonômica deitado, ter instalado o atuador pneumático DSBC-32-200-PPSA-N3 no EAMRM e a configuração funcional motora em modo flexão e extensão, de: três sessões de 20 ciclos (40 repetições), velocidade de 100 mm/s, gerando um tempo de terapia de 16 minutos, apresenta-se na Figura 80.

Figura 80 – Simulação do módulo N°01, modo: a) Extensão, e b) Flexão.

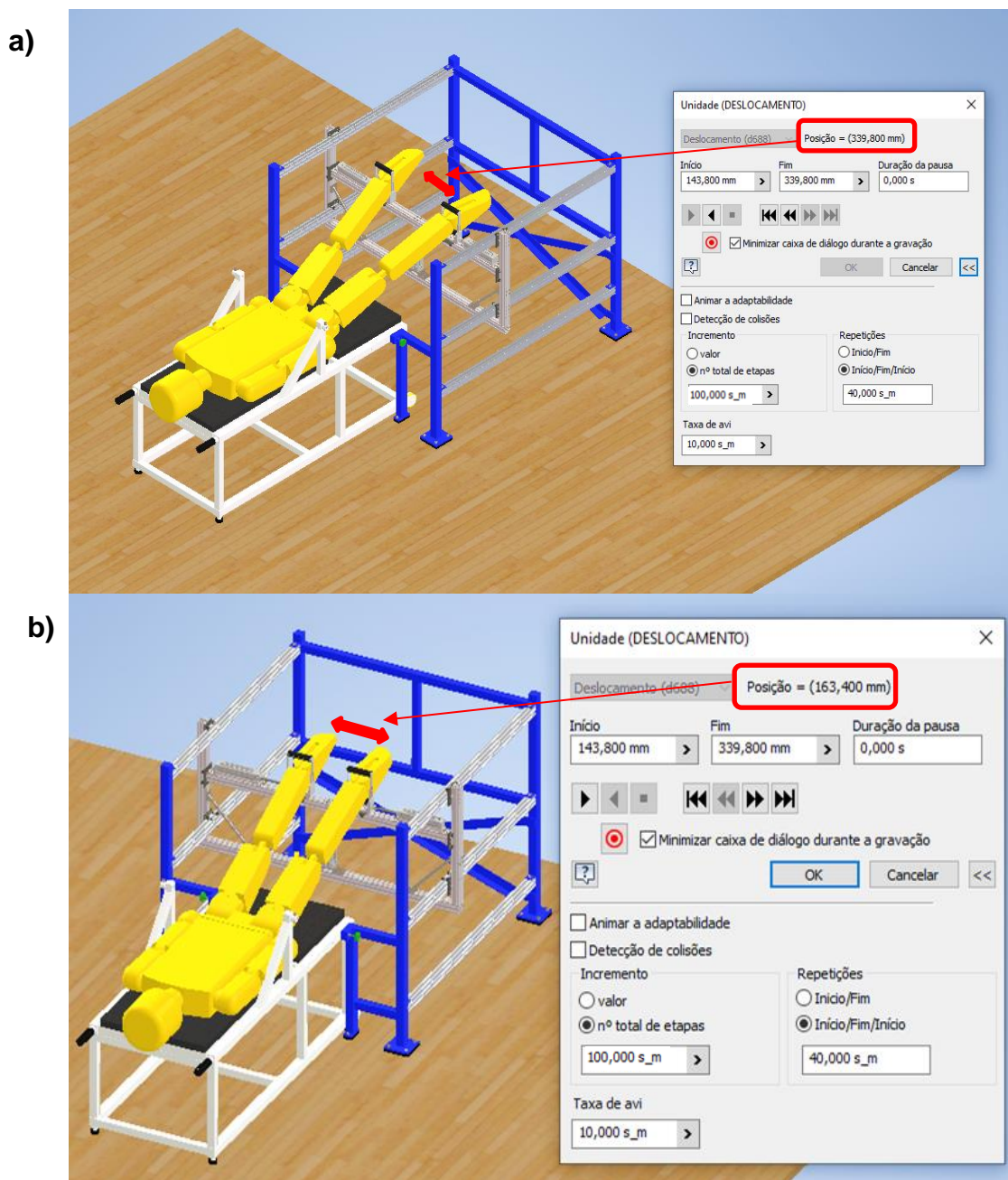


Fonte: Elaborado pelo autor (2024).

- Módulo N°02:

Para o tratamento do quadril, tem-se de manter ao paciente, em posição ergonômica deitado, ter instalado o atuador pneumático DSBC-32-100-PPSA-N3 no EAMRM e a configuração funcional motora em modo abdução e adução, de: três sessões de 20 ciclos (40 repetições), velocidade de 100 mm/s, gerando um tempo de terapia de 13 minutos, mostra-se na Figura 81.

Figura 81 – Simulação do módulo N°02, modo: a) Abdução e b) Adução.

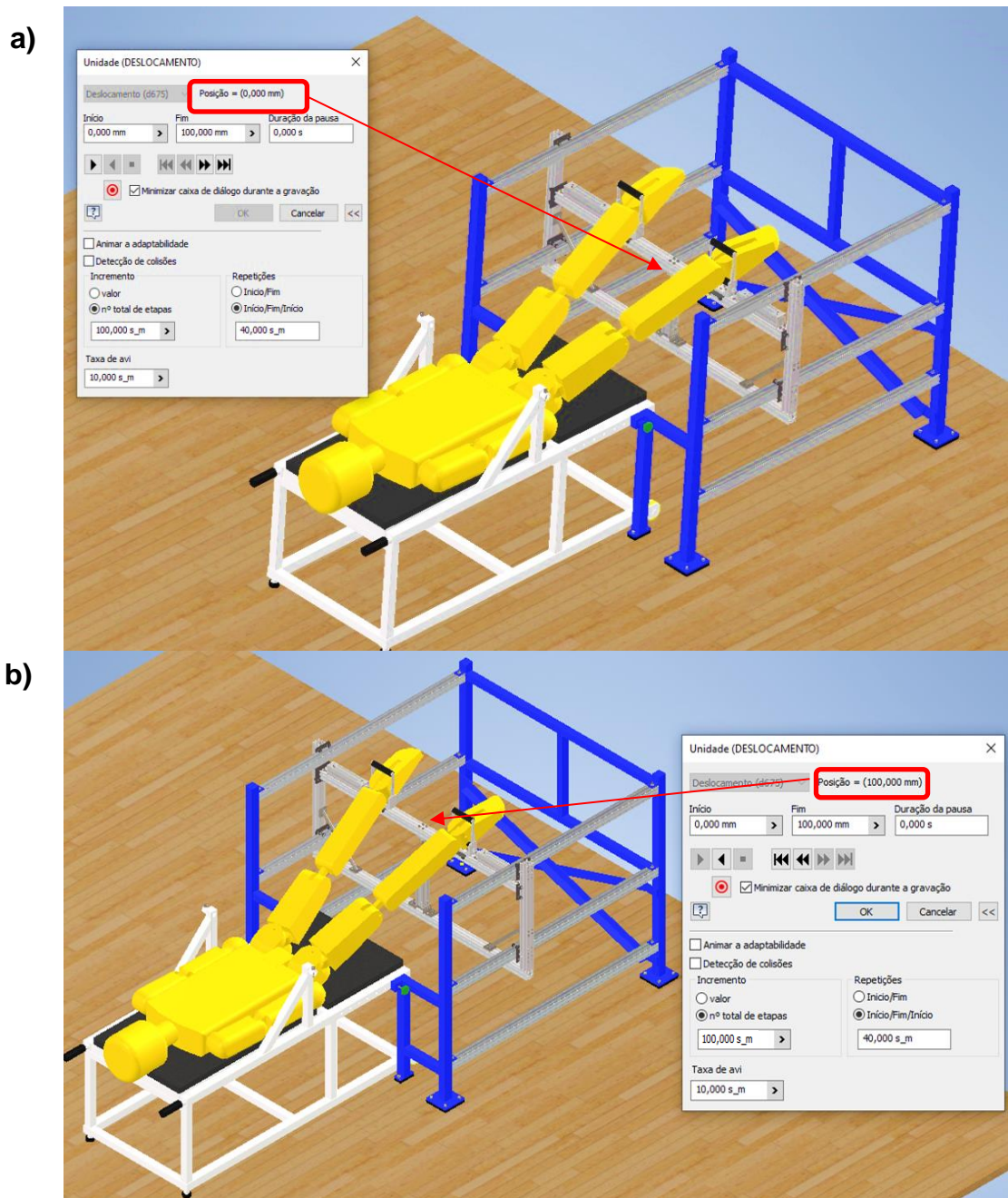


Fonte: Elaborado pelo autor (2024).

- Módulo N°03:

Para o tratamento do quadril, tem-se de manter ao paciente, em posição ergonômica deitado, ter instalado o atuador pneumático DSBC-32-100-PPSA-N3 no EAMRM e a configuração funcional motora em modo flexão e extensão: três sessões de 20 ciclos (40 repetições), velocidade de 100 mm/s, gerando um tempo de terapia de 13 minutos, mostra-se na Figura 82.

Figura 82 – Simulação do módulo N°03, modo: a) Flexão e b) Extensão.



Fonte: Elaborado pelo autor (2024).

- Módulo N°04:

Para o tratamento dos tornozelos, tem-se de posicionar ao paciente, em posição ergonômica sentado, ter instalado o atuador pneumático DSNU-S-25-50-P-A-MX no EAMRM e a configuração funcional motora em modo flexão plantar e dorsiflexão: três sessões de 20 ciclos (40 repetições), velocidade de 100 mm/s, gerando um tempo de terapia de 11 minutos, mostra-se na Figura 83.

Figura 83 – Simulação do módulo N°04, modo: a) Dorsiflexão e b) Flexão plantar.



Fonte: Elaborado pelo autor (2024).

A medição do tempo total da terapia resultou em uma duração de 53 minutos para o conjunto completo de animação. Os desenhos desenvolvidos para a animação geral do projeto estão apresentados no Apêndice B.

O uso de cinco atuadores lineares pneumáticos permitiu a execução de movimentos precisos e controlados para a reabilitação dos joelhos, quadril e tornozelos. A validação do

sistema utilizando o software *FluidSim* confirmou a eficiência do Projeto Mecânico pneumático, especialmente na sincronização dos atuadores 2 e 3.

O circuito elétrico desenvolvido mostrou-se eficaz na gestão e controle das válvulas solenoides e relés, sendo alimentado de forma adequada pela fonte de alimentação de 24Vcc. A integração com o Arduino Mega 2560 garantiu a execução precisa do programa de reabilitação, com três sessões de 20 ciclos, totalizando 51 minutos de reabilitação, com a possibilidade de ajuste de parâmetros como velocidade, ciclos e sessões para aumentar ou reduzir períodos de reabilitação. Ademias, que os resultados indicam que o sistema é capaz de realizar as funções esperadas, proporcionando um tratamento consistente e controlado. Fazendo a comparativa dos testes experimentais com a animação a variação de tempo foi de 2 minutos.

As análises de tensões no aparelho de repouso revelaram que os componentes são estruturalmente sólidos e seguros. Os fatores de segurança superiores a 100%, conforme as Tabelas 6 e 7, validam a condição de "projeto com eficiência e segurança". A análise do aparelho de repouso em diferentes posições operacionais mostrou que ele pode suportar cargas significativas sem comprometer sua integridade estrutural. A deformação, deslocamento e tensões normais máximas encontradas estão dentro dos limites aceitáveis, proporcionando um ambiente seguro para o paciente durante a reabilitação.

Para o caso da BEMP, os resultados estáticos indicam que o perfil de alumínio *Openbuilds* de 40 mm x 40 mm pode suportar uma carga máxima de 1335 N sem comprometer sua integridade. O deslocamento máximo de 3,11 mm e a tensão normal máxima de 54,97 MPa estão dentro dos limites aceitáveis, permitindo o livre deslocamento das guias lineares *V-Slot* na viga de alumínio.

5 CONCLUSÕES

A pesquisa apresentada tem como resultado o desenvolvimento e a implementação de um equipamento assistivo modular para reabilitação motora dos membros inferiores (EAMRM), cuja base fundamental é a aplicação de normas técnicas e referências anatômicas, visando criar um equipamento capaz de auxiliar pacientes na recuperação da mobilidade e da força muscular dos membros inferiores.

A metodologia envolve uma análise detalhada dos planos anatômicos humanos e das dimensões dos membros inferiores. Os dados estatísticos fornecidos pelo Instituto Brasileiro de Geografia e Estatística (IBGE) são essenciais para ajustar o equipamento às medidas médias da população brasileira, garantindo maior precisão e eficácia no tratamento.

O projeto mecânico inclui a criação de um aparelho de repouso adaptável a diferentes módulos de reabilitação, permitindo o posicionamento do paciente tanto sentado quanto deitado. Este aparelho é desenvolvido com materiais leves e resistentes, como o aço carbono de perfil quadrado tubular tipo "C", conforme a norma ABNT NBR 8261 (2019). A estrutura é equipada com componentes ajustáveis, como apoio lombar, barras de encosto, pés niveladores e rodízios auxiliares, para proporcionar conforto e estabilidade ao paciente durante o uso.

A BEMP é projetada para suportar os três módulos de reabilitação (joelho, quadril e tornozelo). Seguindo as especificações da norma ABNT NBR 16779 (2019), a estrutura é dimensionada para garantir segurança e funcionalidade durante os exercícios. O uso de materiais como o aço carbono e o alumínio 6063-T5, combinados com guias lineares e sistemas de fixação robustos, assegura a durabilidade e eficiência do equipamento.

Os módulos para o tratamento dos membros inferiores são desenvolvidos com sistemas mecânicos e eletropneumáticos. O módulo do quadril utiliza dois atuadores pneumáticos para realizar movimentos controlados de abdução e adução, compartilhando uma válvula solenoide, enquanto os outros módulos utilizam um atuador por válvula solenoide. Todas as válvulas solenoides são sincronizadas por meio da placa programável Arduino Mega 2560. Os testes experimentais validam a funcionalidade e a eficiência do sistema eletropneumático, que é o mecanismo funcional do EAMRM. Além disso, o programa

desenvolvido na plataforma Arduino é uma matriz para ajustar parâmetros como velocidade, ciclos e sessões, permitindo aumentar ou reduzir períodos de reabilitação, dependendo do estado do paciente e das recomendações do especialista.

Os resultados das análises de tensões realizadas no software Autodesk Inventor confirmam a solidez e segurança estrutural dos componentes do aparelho de repouso, com fatores de segurança superiores a 100%, conforme demonstrado nas Tabelas 6 e 7. O aparelho suporta cargas significativas sem comprometer sua integridade estrutural, com deformação, deslocamento e tensões dentro dos limites aceitáveis, garantindo um ambiente seguro para o paciente durante a reabilitação. Além disso, o perfil de alumínio *Openbuilds* suporta uma carga máxima de 1335 N, com um deslocamento máximo de 3,11 mm e uma tensão normal máxima de 54,97 MPa, ambos dentro dos limites aceitáveis, permitindo o livre deslocamento das guias lineares *V-Slot* sob os trilhos.

A capacidade máxima de carregamento que o atuador pneumático pode levantar é de 483 N no módulo do quadril, na terapia de flexão e extensão. No entanto, só é possível atender pacientes com peso de até 140 kg, conforme a Tabela 3. Para atender a demanda de pessoas com peso superior a 140 kg, é necessária a substituição do atuador por outro com diâmetro de haste maior.

O custo do projeto é de aproximadamente R\$ 11.693,91, abrangendo a reabilitação de quatro terapias, em comparação com os equipamentos biomecânicos disponíveis no mercado, que geralmente atendem apenas uma terapia específica. Por exemplo, o equipamento de treinamento de reabilitação de tornozelo e pé elétrico da marca *DLCK Beauty* custa R\$ 2.408,55, e a máquina de joelho da marca *THR* custa R\$ 3.509,95. Em relação a uma máquina de quadril para tratamento automatizado de abdução/adução e extensão/flexão, atualmente, não existem equipamentos específicos desenvolvidos. No momento, o fisioterapeuta auxilia no desenvolvimento desses exercícios, gerando um custo de mão de obra de aproximadamente R\$ 100 por hora. Além disso, os equipamentos mencionados atendem apenas um membro inferior por vez durante a terapia, ao contrário do modelo proposto, que é capaz de atender dois membros inferiores simultaneamente.

Este trabalho contribui para o campo da reabilitação motora, oferecendo uma solução inovadora e adaptável às necessidades dos pacientes. Os movimentos proporcionados

pelo EAMRM representam uma solução tecnológica na recuperação de lesões e no fortalecimento muscular dos membros inferiores.

Para trabalhos futuros, recomenda-se a implementação do sistema de controle e, após a aprovação do Comitê de Ética, a realização de testes com pacientes que sofreram lesões nos membros inferiores, sob a supervisão de um profissional especializado em reabilitação física. Além disso, é essencial continuar a otimização e a inovação do sistema, integrando tecnologias avançadas, como dispositivos para reabilitação de membros superiores, eletroestimulação (estimulação elétrica neuromuscular e eletroestimulação para condicionamento físico) e adaptação de movimentos rotacionais das articulações inferiores e superiores. Essas melhorias visam potencializar a eficácia da reabilitação fisioterapêutica.

REFERÊNCIAS

- ARAUJO-GÓMEZ, P.; DÍAZ-RODRÍGUEZ, M.; MATA-AMELA, V. Diseño de dispositivo robótico para la rehabilitación y diagnóstico de extremidades inferiores. **HAL Open science**. [S.l.], 2017. Disponível em: <https://hal.science/hal-01617039>. Acesso em: 31 maio 2024.
- ARDUINO Mega 2560 rev3. **Arduino Official Store**, Bombaim, 2024. Disponível em: <https://store-usa.arduino.cc/products/arduino-mega-2560%20rev3?selectedStore=us>. Acesso em: 31 maio 2024.
- AUTODESK Inventor: versão de avaliação gratuita. **Autodesk**, San Francisco, [S.d.]. Disponível em: <https://www.autodesk.com/products/inventor/free-trial>. Acesso em: 31 maio 2024.
- ASSOCIAÇÃO BRASILEIRA DE NORMAS TÉCNICAS. **ABNT NBR 16779**: Equipamentos permanentemente instalados para treino outdoor de livre acesso — Requisitos de segurança e métodos de ensaio. Rio de Janeiro: ABNT, 2019.
- ASSOCIAÇÃO BRASILEIRA DE NORMAS TÉCNICAS. **ABNT NBR 9050**: Acessibilidade a edificações, mobiliário, espaços e equipamentos urbanos. 4. ed. Rio de Janeiro: ABNT, 2020.
- ASSOCIAÇÃO BRASILEIRA DE NORMAS TÉCNICAS. **ABNT NBR 8261**: Tubos de aço-carbono, com e sem solda, de seção circular, quadrada ou retangular para usos estruturais — Requisitos. 3. ed. Rio de Janeiro: ABNT, 2019.
- ASSOCIAÇÃO BRASILEIRA DE NORMAS TÉCNICAS. **ABNT NBR 7000**: Alumínio e suas ligas — Produtos extrudados com ou sem trefilação — Propriedades mecânicas. 4. ed. Rio de Janeiro: ABNT, 2016.
- BARBIN, I. C. C. **Prótese e órteses**. Londrina: Editora e distribuidora educacional S.A., 2017.
- BEREZNY, N.; DOWLATSHAHI, D.; AHMADI, M. Feasibility of a one degree-of-freedom linear robot for bed-bound stroke rehabilitation. **Journal of medical devices, transactions of the ASME**, New York, v.15, n.3, 2021. Disponível em: <https://doi.org/10.1115/1.4050454>. Acesso em: 31 maio 2024.
- BRASIL. Constituição de 1988. **Constituição da República Federativa do Brasil**. Brasília, DF: Senado Federal, 2016.
- BORGES, I. de P. C. **Desenvolvimento de um dispositivo de movimentação passiva contínua aquático para reabilitação do membro inferior humano**. 2018. Dissertação (Mestrado em Engenharia Mecânica) – Universidade Federal de Uberlândia, Faculdade de Engenharia Mecânica, Uberlândia, 2018.
- BOURBONNAIS, D.; PELLETIER, R.; AZAR, J.; SILLE, C.; GOYETTE, M. Training muscle activation patterns of the lower paretic extremity using directional exertion improves mobility in persons with hemiparesis: a pilot study. **BMC Biomedical engineering**, New York, v.3, n.1, 2021. Disponível em: <https://doi.org/10.1186/s42490-021-00057-5>. Acesso em: 31 maio 2024.

CARR, J. **Fontes de alimentação: princípios e aplicações**. 3. ed. São Paulo: Editora Técnica, 2010.

CHATTANOOGA REHAB. **Artromot SP3 80-00-03XSP3-INT**. Reino Unido: Chattanooga, [S.d.] Disponível em: <https://www.chattanoogarehab.com/artromot-sp3-80-00-03xsp3-int>. Acesso em: 31 maio 2024.

CHATTANOOGA REHAB. **Chattanooga active-K 80-00-072-INT**. Reino Unido: Chattanooga, [S.d.]. Disponível em: <https://www.chattanoogarehab.com/chattanooga-active-k-80-00-072-int>. Acesso em: 31 maio 2024.

CHRIF F.; HUBERTUS J.A.; VAN HEDEL, M. V.; TOBIAS N.; KENNETH J. H. Usability evaluation of an interactive leg press training robot for children with neuromuscular impairments. **Technology and health care**, [S.l.], v.30, p. 1183 – 1197, 2022. Disponível em: <https://doi.org/10.1016/j.bspc.2017.05.011>. Acesso em: 31 maio 2024.

COMITÊ DE AJUDAS TÉCNICAS. **Tecnologia assistiva**. Brasília: CORDE, 2009. 138 p.

OLIVEIRA, G. C. R. **Dimensionamento de um elevador assistivo, com sistema de fuso, para usuários de cadeira de rodas**. 2020. 108f. Dissertação (Mestrado em Engenharia Mecânica) - Universidade Estadual Paulista Júlio de Mesquita Filho, Faculdade de Engenharia e Ciências de Guaratinguetá, Guaratinguetá, 2020.

DEACONESCU A.; DEACONESCU T. Pneumatic equipment for ankle rehabilitation by continuous passive motion. **Mechanisms and machine science**, [S.l.], v. 84, p. 13-609, 2020.

DUC, D. M.; PHUOC, P. D.; TUY, T. X. Study on the lower extremity rehabilitation device Rhleg. **International journal of online and biomedical engineering**, [S.l.], v. 17, n. 11, p. 141–156, 2021. Disponível em: <https://doi.org/10.3991/ijoe.v17i11.25435>. Acesso em: 31 maio 2024.

ESCOLA ESTADUAL DE EDUCAÇÃO PROFISSIONAL – EEEP. **Biomecânica e cinesiologia**. [S.l.]: [S.d], 2011. Disponível em: https://www.seduc.ce.gov.br/wpcontent/uploads/sites/37/2011/01/massoterapia_biomecanica_cinesiologia.pdf. Acesso em: 31 maio 2024.

FERNÁNDEZ-BATANERO, J. M.; MONTENEGRO-RUEDA, M.; FERNÁNDEZCERERO, J.; GARCÍA-MARTÍNEZ, I. Assistive technology for the inclusion of students with disabilities: a systematic review. **Educational technology research and development**, [S.l.], v. 70, n. 5, p. 1911–1930, 2022. Disponível em: <https://doi.org/10.1007/s11423-022-10127-7>. Acesso em: 31 maio 2024.

FESTO. **Atuadores**. 2024. Disponível em: <https://www.festo.com/br/pt/search/?text=ATUADORES+>. Acesso em: 31 maio 2024.

FESTO. **Simulação e modelagem virtuais**. 2024. Disponível em: https://www.festo.com/br/pt/e/formacao-tecnica/aprendizagem-digital/simulacao-e-modelagem-virtuais/fluidsim-id_1663056/. Acesso em: 31 maio 2024.

FORSETI SOLUÇÕES. **Perfis de alumínio**. 2024. Disponível em: <https://loja.forsetisolucoes.com.br/perfis-aluminio>. Acesso em: 31 maio 2024.

FORSETI SOLUÇÕES. **Eixos e guias lineares**. 2024. Disponível em: <https://loja.forsetisolucoes.com.br/eixos-e-guias-lineares->. Acesso em: 31 maio 2024.

GRIFFITHS, F.; OOI, M. The fourth industrial revolution - Industry 4.0 and IoT [Trends in future I&M]. **IEEE instrumentation and measurement magazine**, Long Island, v. 21, n. 6, p. 29-43, 2018. Disponível em: <https://doi.org/10.1109/MIM.2018.8573590>. Acesso em: 31 maio 2024.

GUARNIERI, R. W. **Movimento contínuo passivo para membros inferiores**. 2018. 120f. Dissertação (Mestrado em Engenharia) – Faculdade de Passo Fundo, Passo Fundo, 2018.

GUO, B.; HAN, J.; LI, X.; FANG, T.; YOU, A. Research and design of a new horizontal lower limb rehabilitation training robot. **International journal of advanced robotic systems**, [S.l.], v. 13, n. 1, 2016. Disponível em: <https://doi.org/10.5772/62032>. Acesso em: 31 maio 2024.

HARRIS, N. The design and development of assistive technology. **IEEE Potentials**, v.366, n.1, p.24-28, 2017. Disponível em: <https://doi.org/10.1109/MPOT.2016.2615107>. Acesso em: 31 maio 2024.

HARZHEIM, E.; PINTO, L.F.; D’AVILA, O. P.; HAUSER, L. Following the legacy of professors Barbara Starfield and Leiyu Shi in Brazil as health policy: the National Health Survey (PNS), led by the Brazilian National Institute of Geography and Statistics (IBGE) and the Primary Care Assessment Tool (PCAT). **International journal for equity in health**, [S.l.], v.18, p. 176, 2019. Disponível em: <https://doi.org/10.1186/s12939-019-1083-2>. Acesso em: 31 maio 2024.

INSTITUTO BRASILEIRO DE GEOGRAFIA E ESTATÍSTICA– IBGE. **Pesquisa de orçamentos familiares 2008-2009**: Análise do padrão de vida. Disponível em: <https://www.ibge.gov.br>. Acesso em: 31 maio 2024.

KAPANDJI, A. I. **Fisiologia articular**: Esquemas comentados de mecânica humana - membro inferior, 5. ed. Vol. 2. São Paulo: Editorial Médica Panamericana, 2000.

JONES, C.; PIMDEE, P. Innovative ideas: Thailand 4.0 and the fourth industrial revolution. **Asian international journal of social sciences**, [S.l.], v. 17, n. 1, p. 4–35, 2017. Disponível em: <https://doi.org/10.29139/aijss.20170101>. Acesso em: 31 maio 2024.

KINETEC. **Kinetec Breva**. França: KINETEC, [S.d.], Disponível em: <https://www.kinetec.fr/boutique/travail-actif-passif/kinetec-cheville/kinetec-breva/>. Acesso em: 31 maio 2024.

KINETEC. **Spectra xl avec PU pads**. França: KINETEC, [S.d.], Disponível em: <https://www.kinetec.fr/boutique/travail-actif-passif/kinetec-genou/spectra-xl-avec-pu-pads/>. Acesso em: 31 maio 2024.

MANUAL do Arduino Mega 2560. **Arduino Official Store**, Bombaim, 2024. Disponível em: <https://docs.arduino.cc/hardware/mega-2560/>. Acesso em: 31 maio 2024.

MARAFÁ, N. **Mechanical design of a lower limb exoskeleton for rehabilitation of paraplegic patients**. Universidade de Brasília. Faculdade de Tecnologia. 2021.110f. Dissertação (Mestrado em Engenharia de Sistemas Mecânicos). Universidade de Brasília, 2021.

MARIZCAL-CASTRO, A. de J. **Diseño de un exoesqueleto para terapias de rehabilitación**. 2017. 221f. Dissertação (Mestrado em Sistemas Computacionais) – Instituto Tecnológico de la Paz, 2017. Disponível em: www.itlp.edu.mx. Acesso em: 31 maio 2024.

MOHAN, S.; MOHANTA, J. K.; KURTENBACH, S.; PARIS, J.; CORVES, B.; HUESING, M. Design, development, and control of a 2PRP-2PPR planar parallel manipulator for lower limb rehabilitation therapies. **Mechanism and machine theory**, [S.l.], v. 112, p. 272–294, 2017. Disponível em: <https://doi.org/10.1016/j.mechmachtheory.2017.03.001>. Acesso em: 31 maio 2024.

MOLERO, L.; SÁNCHEZ, M.; ITURRIAGO, C. **Tecnologías asistivas basadas en la adquisición de señales biomédicas**, [S.l.]: [S.d], 2021. Disponível em: https://www.researchgate.net/publication/354854348_Tecnologias_asistivas_basadas_en_la_adquisicion_de_senales_biomedicas/citation/download. Acesso em: 31 maio 2024.

MOSCONI, D. **Interaction models between humans and lower-limbs exoskeletons applied to robotic neurorehabilitation**. 2020. 108f. Dissertação (Mestrado em Engenharia Mecânica) - Universidade de São Paulo, Faculdade de Engenharia de São Carlos, 2020.

NHC MEDICAL & BEAUTY. **Advanced modular operating table**. Itália: NHC Medical & Beauty, [S.d]. 2024. Disponível em: <https://www.medicaexpo.com/prod/nhc-medical-beauty/product-130666-965531.html>. Acesso em: 31 maio 2024.

NORTON, R. **Projeto de máquinas: uma abordagem integrada**. 4. ed. Porto Alegre: Bookman, Brasil. 2013.

OBERDORFER, M. **Projeto de um sistema para reabilitação de membros inferiores**. 2020. 85f. Dissertação (Mestrado em projeto e processos de fabricação). Universidade de Passo Fundo, Rio Grande do Sul, 2020.

OLINSKI M.; LEWANDOWSKI B.; GRONOWICZ A. The evolution of devices and systems supporting rehabilitation of lower limbs. **International journal of applied mechanics and engineering**, [S.l.], v. 20, p. 147–158, 2015. Disponível em: doi: <https://doi.org/10.1515/ijame-2015-0010>. Acesso em: 31 maio 2024

OSTERKAMP, L. K. Current perspective on assessment of human body proportions of relevance to amputees. **Journal of the American dietetic association**, [S.l.], v. 95, n. 2, p. 215–218, fev. 1995. Disponível em: doi: [https://10.1016/S0002-8223\(95\)00050-X](https://10.1016/S0002-8223(95)00050-X). Acesso em: 31 maio 2024.

PARKER TRAINING. **Tecnologia eletropneumática industrial**, Cleveland, [S.d.]. Apostila M1002-2 BR. Disponível em: https://ph.parker.com/us/en/category/cylinders-and-actuators_2_P_20.pdf, 2001. Acesso em: 31 maio 2024.

PISLA, D.; NADAS, I.; TUCAN, P.; ALBERT, S.; CARBONE, G.; ANTAL, T.; BANICA, A.; GHERMAN, B. Development of a control system and functional validation of a parallel robot for lower limb rehabilitation. **MDPI, actuators**, [S.l.], v. 10, n. 10, p. 277, 2021. Disponível em: <https://doi.org/10.3390/act10100277>. Acesso em: 31 maio 2024.

PONS, J. L.; CERES, R.; CALDERÓN, L. Introduction to wearable robotics. In: PONS, J. L. (Ed.). **Wearable robots: biomechatronic exoskeletons**. Madrid: CSIC, 2008. Disponível em: <https://doi.org/10.1002/9780470987667.ch1>. Acesso em: 31 maio 2024.

RODRIGUES, L. A. O.; MORAES, V. P.; GONÇALVES, R. S. ReGear: an upper and lower limb simultaneous system for stroke rehabilitation. **Journal of the Brazilian society of mechanical sciences and engineering**, [S.l.], v. 43, n. 11, 2021. Disponível em: <https://doi.org/10.1007/s40430-021-03199-8>. Acesso em: 31 maio 2024.

RODRIGUES, L. A. O. **Desenvolvimento de dispositivos não motorizados para reabilitação do membro inferior humano**. 2017. 103f. Dissertação (Mestrado em Engenharia Mecânica) – Universidade Federal de Uberlândia, Faculdade de Engenharia Mecânica, Uberlândia, 2017.

ROSADO, V. O. G. Concepção e dimensionamento de equipamentos assistivos para pessoas portadoras de deficiência no ensino do curso de Engenharia Mecânica. In: Congresso brasileiro de ensino de engenharia. 2004. **Anais do COBENGE**. Brasília: Universidade de Brasília, 2004.

SANTOS, A. M. de A.; DA SILVA, A. J. de S. F. **Automação pneumática** 2. ed. São Paulo: PUBLINDÚSTRIA, 2014. 340 p. ISBN 9789728953720. Disponível em: <https://www.indicalivros.com/livros/automacao-pneumatica-adriano-manuel-de-almeida-santos-antonio-jose-de-sousa-ferreira-da-silva>. Acesso em: 31 maio 2024.

SANTOS, R. A. dos. **Pneumática: Apostila de pneumática**. Instituto Federal de Santa Catarina, [s.d.]. Disponível em: <https://wiki.ifsc.edu.br/mediawiki/images/5/57/Pneumatica.pdf>. Acesso em: 31 maio 2024.

SUNILKUMAR P.; MOHAN S.; MOHANTA J.K.; WENGER P.; RYBAK L. Design and motion control scheme of a new stationary trainer to perform lower limb rehabilitation therapies on hip and knee joints. **International journal of advanced robotic systems**, [S.l.], v.19, n 1, 2022. Disponível em: <https://doi.org/10.1177/17298814221075184>. Acesso em: 31 maio 2024.

SZETO, A. 5-Rehabilitation engineering and assistive technology. In: ENDLE, J. D.; BLANCHARD, S. M.; BRONZINO, J. D. (Ed.). **Introduction to biomedical engineering**. 2. ed. San Diego: Academic Press, 2005. p. 211-254. ISBN 9780122386626. Disponível em: <https://doi.org/10.1016/B978-0-12-238662-6.50007-0>. Acesso em: 31 maio 2024.

VICENTE, L. Automação Industrial e Manutenção Mecânica. Perfil do instrutor. **MOVE treinamentos técnicos** [S.l.]. Disponível em: <https://www.udemy.com/user/lury-vicente/>. Acesso em: 31 maio 2024.

XU, R. A novel design of the lower limb rehabilitation robot. **Proceedings - 6th International Conference on Mechanical Engineering and Automation Science, (ICMEAS 2020)**. Moscow, Russia, 2020. p. 254–259. Disponível em: <https://doi.org/10.1109/ICMEAS51739.2020.00054>. Acesso em: 31 maio 2024.

XU, J.; XU, L.; JI, A.; CAO, K. Learning robotic motion with mirror therapy framework for hemiparesis rehabilitation. **Information processing and management**, [S.l.], v. 60, n. 2, 2023. ISSN 0306-4573. Disponível em: <https://doi.org/10.1016/j.ipm.2022.103244>. Acesso em: 31 maio 2024.

WANG, H.; FENG, Y.; YU, H.; WANG, Z.; VLADAREANUV, V.; DU, Y. Mechanical design and trajectory planning of a lower limb rehabilitation robot with a variable workspace. **International journal of advanced robotic systems**, [S.l.], v. 15, n. 3, 2018. Disponível em: <https://doi.org/10.1177/1729881418776855>. Acesso em: 31 maio 2024.

WORLD HEALTH ORGANIZATION. **World report on disability 2011**. Geneva: World Health Organization, 2011. ISBN-13: 978-92-4-156418-2. Disponível em: <https://www.who.int/publications/who-guidelines>. Acesso em: 31 maio 2024.

ZHANG, Z.; ZHANG, T.; KAN, Y.; XU, M. Research on lower limb rehabilitation training device based on gravity balance. **12th International conference on Cyber technology in automation, control, and intelligent systems (CYBER 2022)**, Baishan, China, 2022, pp. 817-820. Disponível em: <https://doi.org/10.1109/CYBER55403.2022.9907746>. Acesso em: 31 maio 2024.

ZHONG, J. U. N.; HE, D.; ZHAO, C.; ZHU, Y. U. E.; ZHANG, Q. A rehabilitation robot driven by pneumatic artificial muscles. **Journal of mechanics in medicine and biology**, Changzhou, China, v. 20, n. 9, 2020. Disponível em: <https://doi.org/10.1142/S0219519420400084>. Acesso em: 31 maio 2024.

APÊNDICE A - PROGRAMA DESENVOLVIDO NO ARDUINO

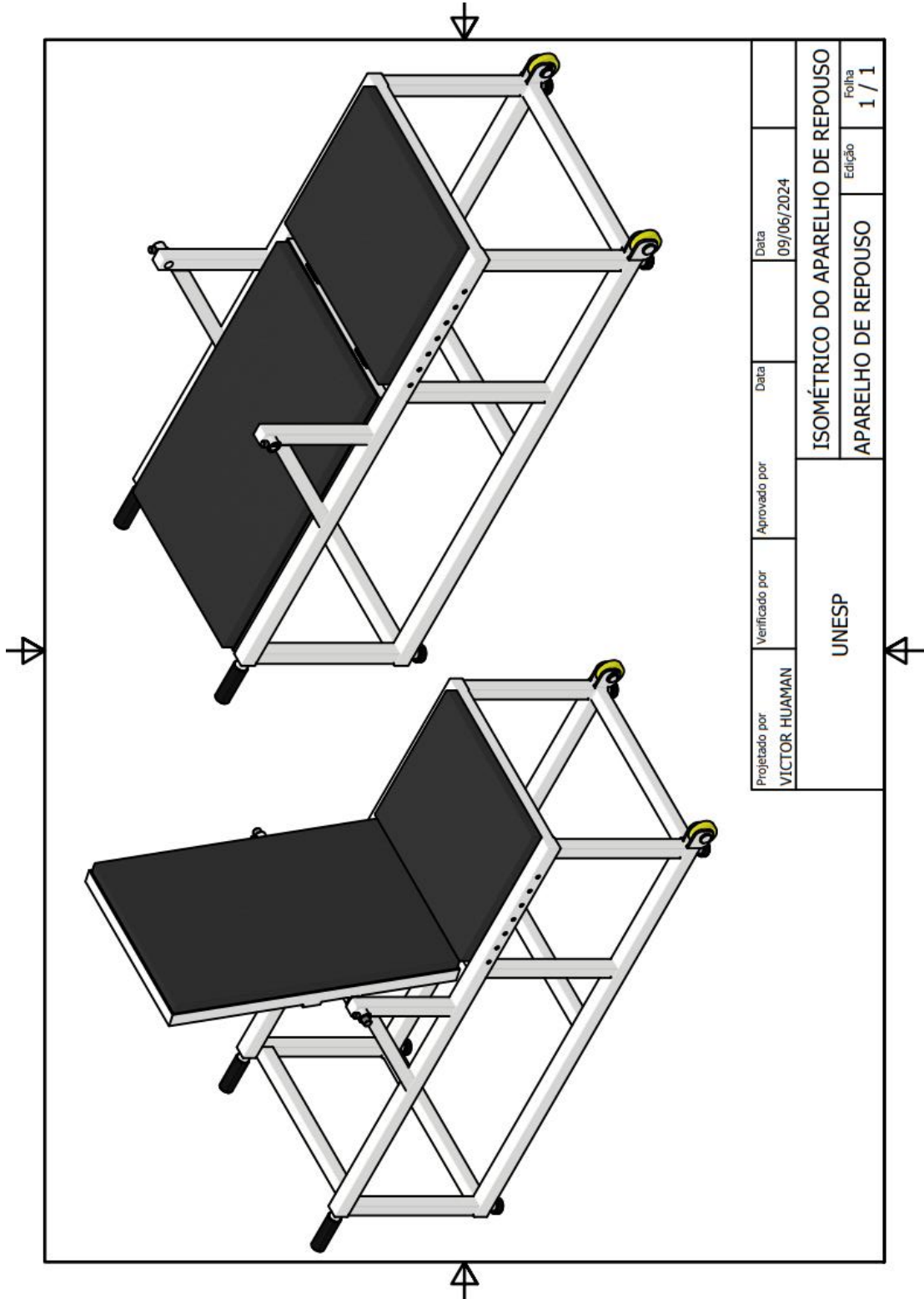
```

sketch_may29a | Arduino IDE 2.3.2
File Edit Sketch Tools Help
Select Board

sketch_may29a.ino
1 // Definição dos pinos dos relés e do botão
2 const int relayPins[] = {2, 3, 4, 5};
3 const int buttonPin = 6;
4
5 // Definição do número de sequências e repetições
6 const int numSequences = 3;
7 const int numRepetitions = 20;
8
9 // Intervalo entre acionamentos (em milissegundos)
10 const unsigned long relayOnTime = 8000; // Tempo que o relé fica ligado
11 const unsigned long relayOffTime = 8000; // Tempo que o relé fica desligado
12 const unsigned long sequenceInterval = 60000; // Intervalo entre sequências (60 segundos)
13
14 void setup() {
15 // Inicializa os pinos dos relés como saída
16 for (int i = 0; i < 4; i++) {
17   pinMode(relayPins[i], OUTPUT);
18   // Desliga todos os relés inicialmente
19   digitalWrite(relayPins[i], LOW);
20 }
21
22 // Inicializa o pino do botão como entrada
23 pinMode(buttonPin, INPUT_PULLUP);
24
25 // Configura a comunicação serial para mensagens de depuração
26 Serial.begin(9600);
27 Serial.println("Pressione o botão para iniciar a sequência de cada relé.");
28 }
29
30 void loop() {
31 // Executa as sequências para cada relé individualmente
32 for (int i = 0; i < 4; i++) {
33   // Espera até que o botão seja pressionado para iniciar a sequência do relé atual
34   Serial.print("Aguardando autorização para iniciar as sequências do relé ");
35   Serial.println(i + 1);
36   while (digitalRead(buttonPin) == HIGH) {
37     // Aguarda a pressão do botão
38   }
39
40   // Executa as sequências
41   for (int seq = 0; seq < numSequences; seq++) {
42     // Mensagem indicando início da sequência
43     Serial.print("Iniciando sequência ");
44     Serial.print(seq + 1);
45     Serial.print(" para o relé ");
46     Serial.println(i + 1);
47
48     // Executa as repetições dentro da sequência
49     for (int rep = 0; rep < numRepetitions; rep++) {
50       // Liga o relé
51       digitalWrite(relayPins[i], HIGH);
52       delay(relayOnTime);
53
54       // Desliga o relé
55       digitalWrite(relayPins[i], LOW);
56       delay(relayOffTime);
57     }
58
59     // Aguarda o intervalo entre sequências, se não for a última sequência
60     if (seq < numSequences - 1) {
61       Serial.println("Aguardando intervalo antes da próxima sequência...");
62       delay(sequenceInterval);
63     }
64   }
65
66   // Mensagem indicando que o relé completou todas as sequências
67   Serial.print("Relé ");
68   Serial.print(i + 1);
69   Serial.println(" completou todas as sequências.");
70 }
71
72 // Após completar todas as sequências para todos os relés, parar a execução
73 Serial.println("Todas as sequências completas para todos os relés.");
74 while (true) {
75   // Pode adicionar um modo de economia de energia aqui, se necessário
76 }
77
78

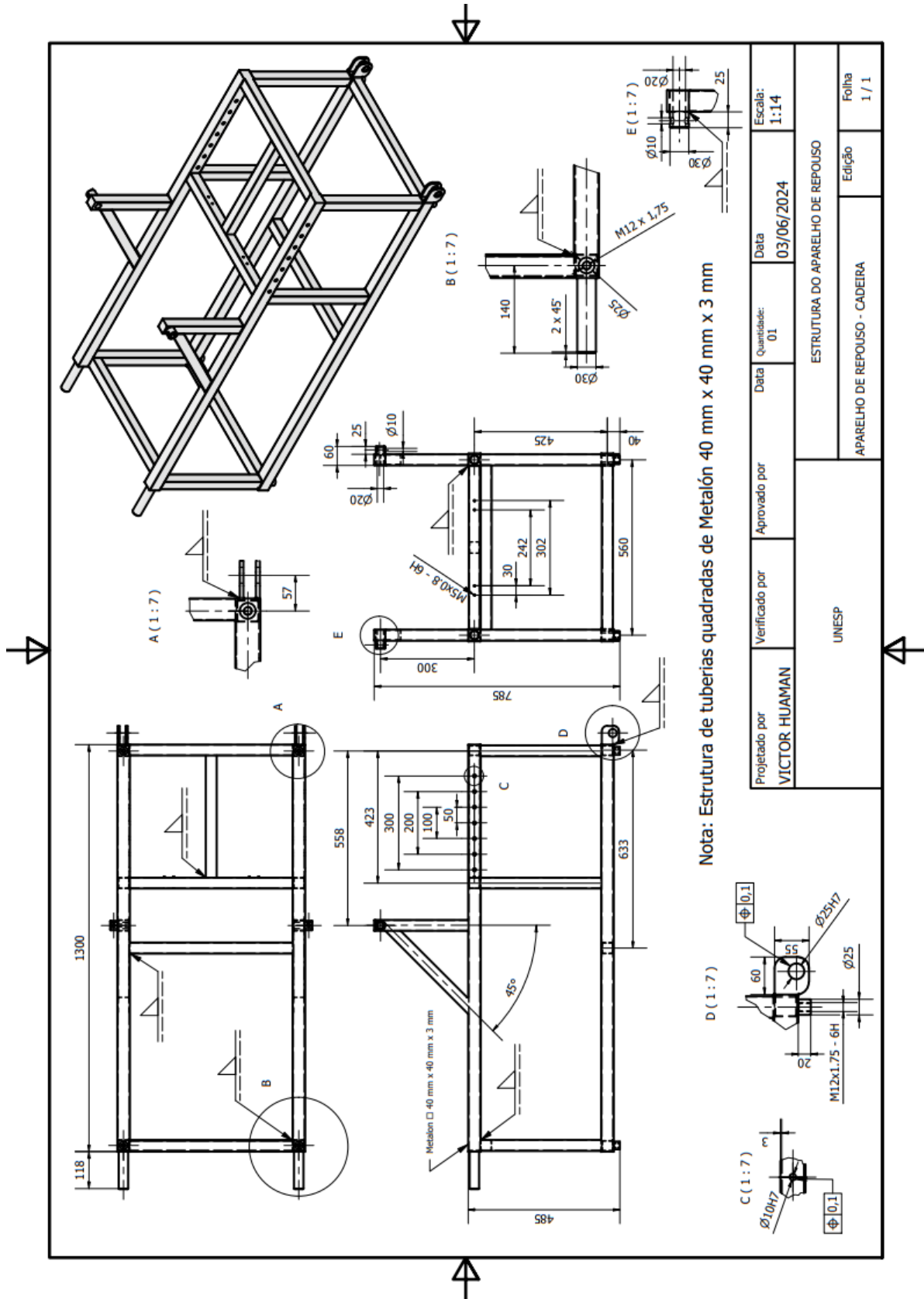
```

APÊNDICE B – ISOMETRIA DO APARELHO DE REPOUSO

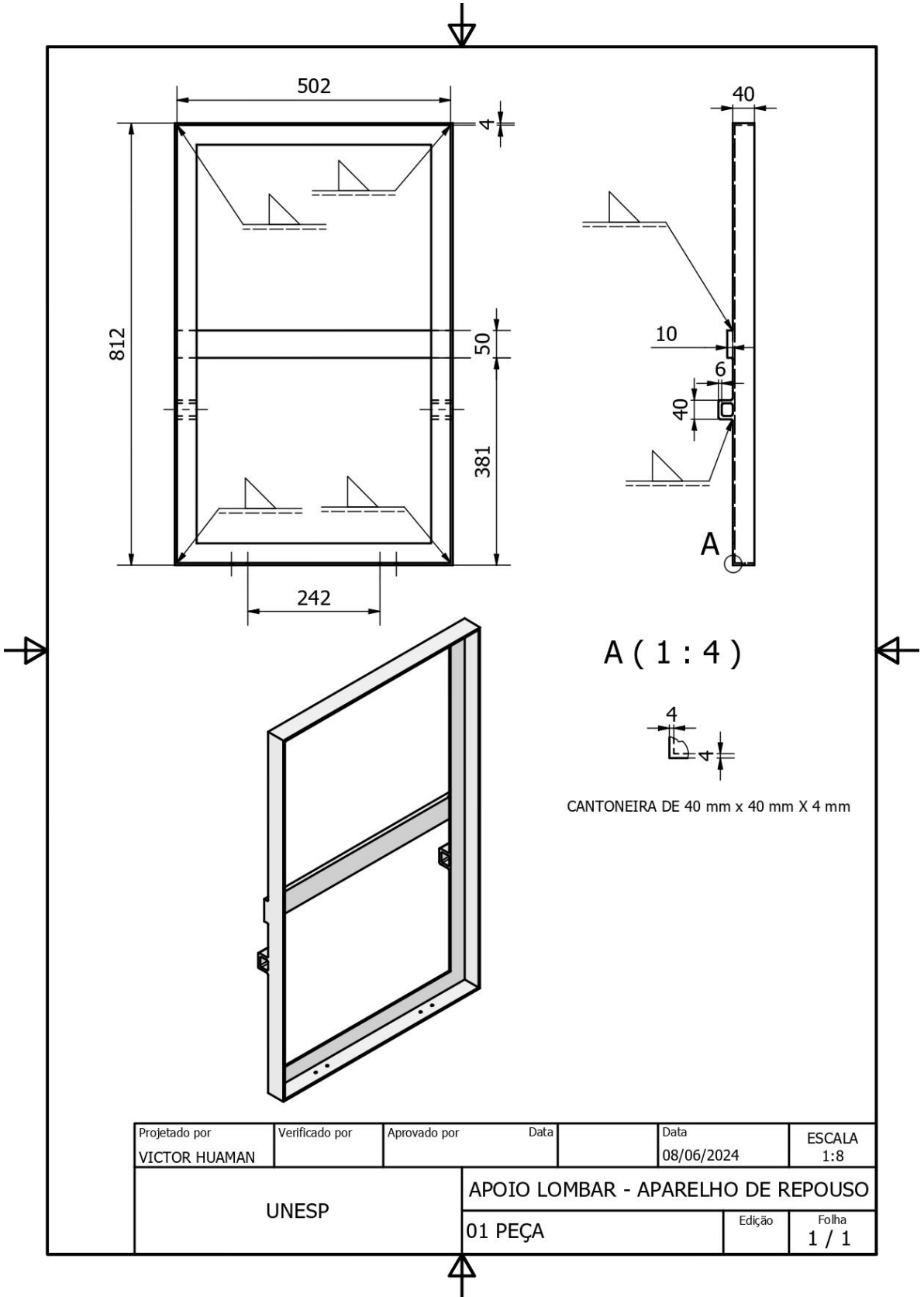


Projetado por VICTOR HUAMAN	Verificado por	Aprovado por	Data 09/06/2024	Data
UNESP			ISOMÉTRICO DO APARELHO DE REPOUSO	
			APARELHO DE REPOUSO	
			Folha	1 / 1

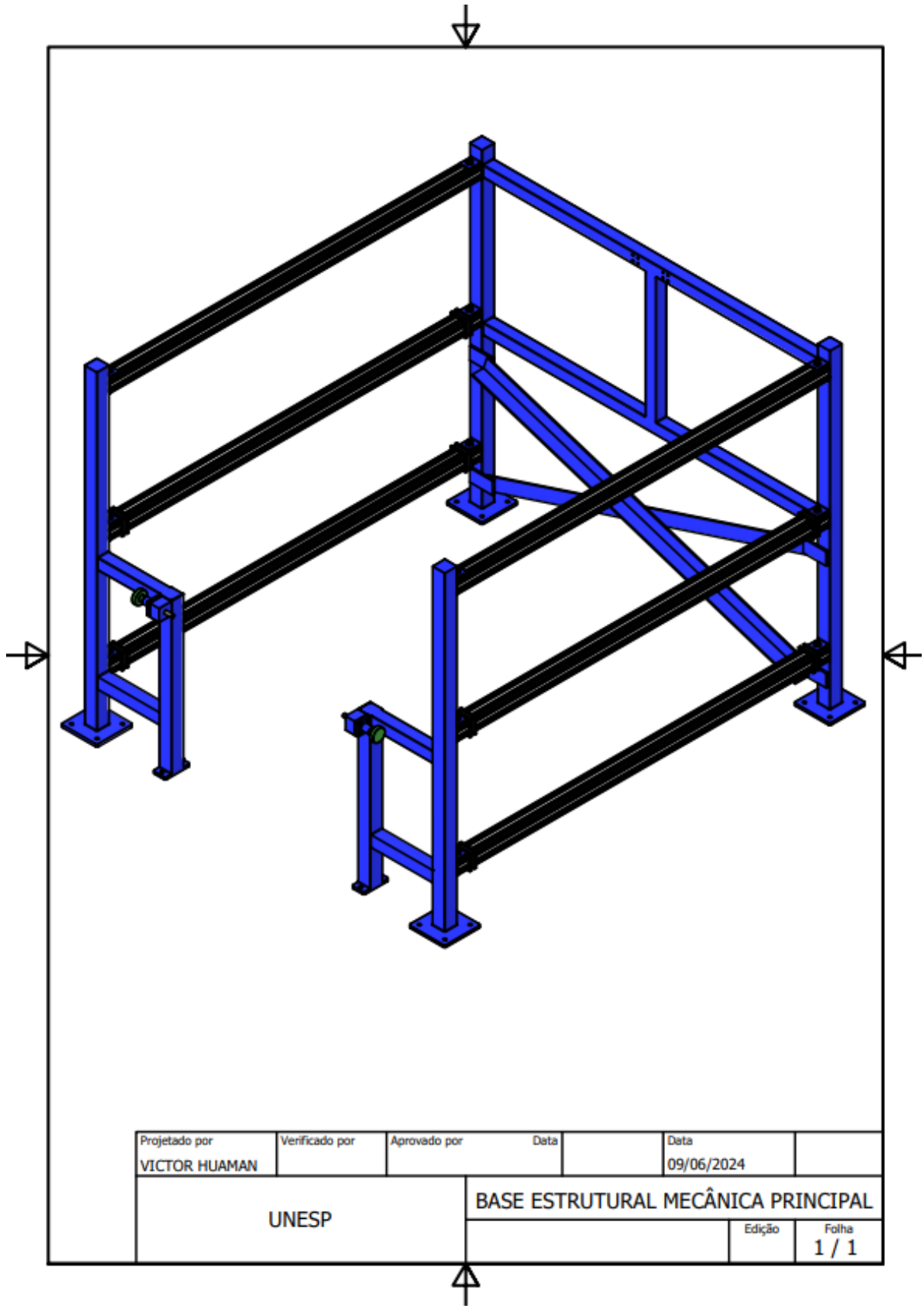
APÊNDICE C – DESENHO DA ESTRUTURA DO APARELHO DE REPOUSO



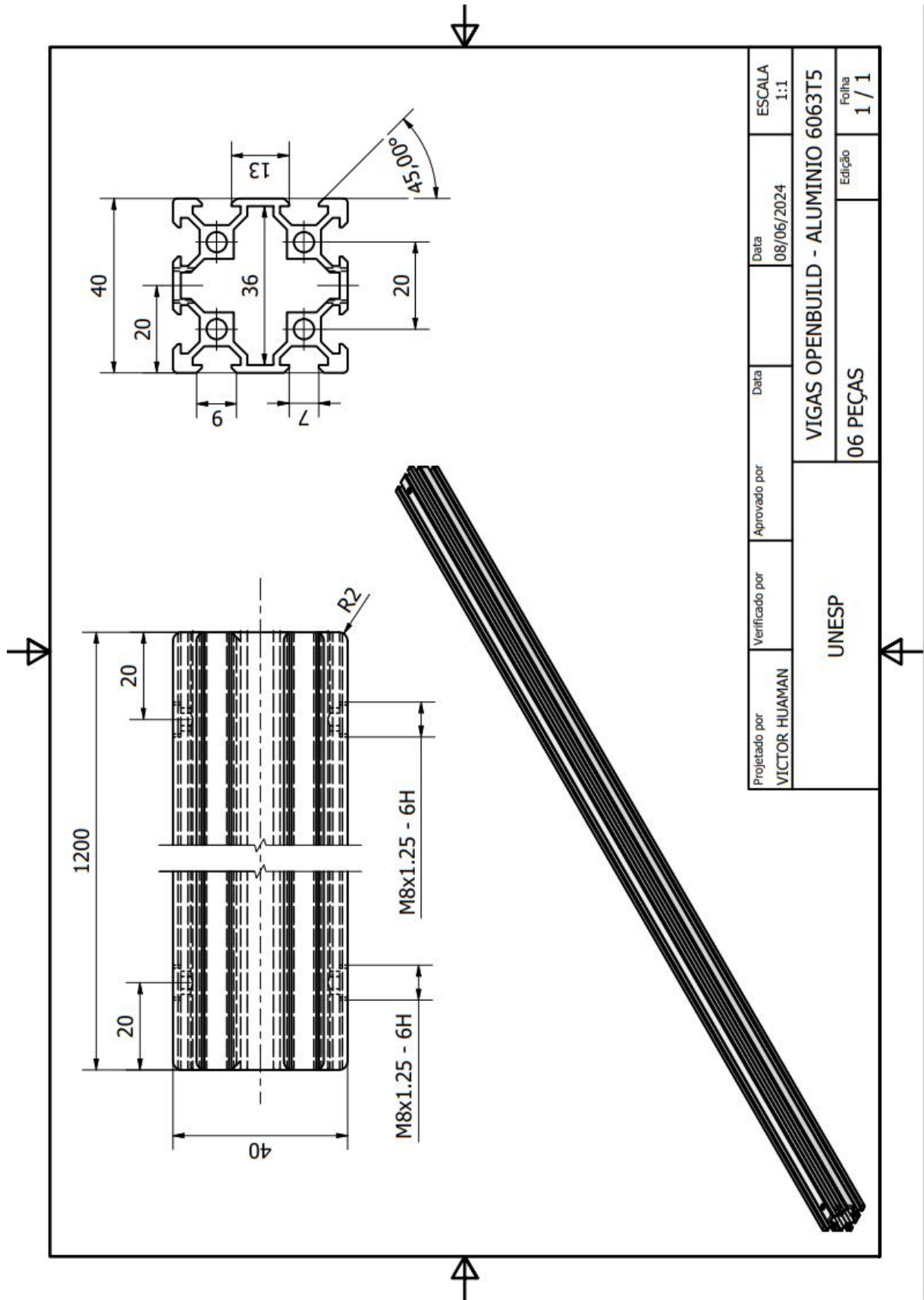
APÊNDICE D - DESENHO DO APOIO LOMBAR DO APARELHO DE REPOUSO



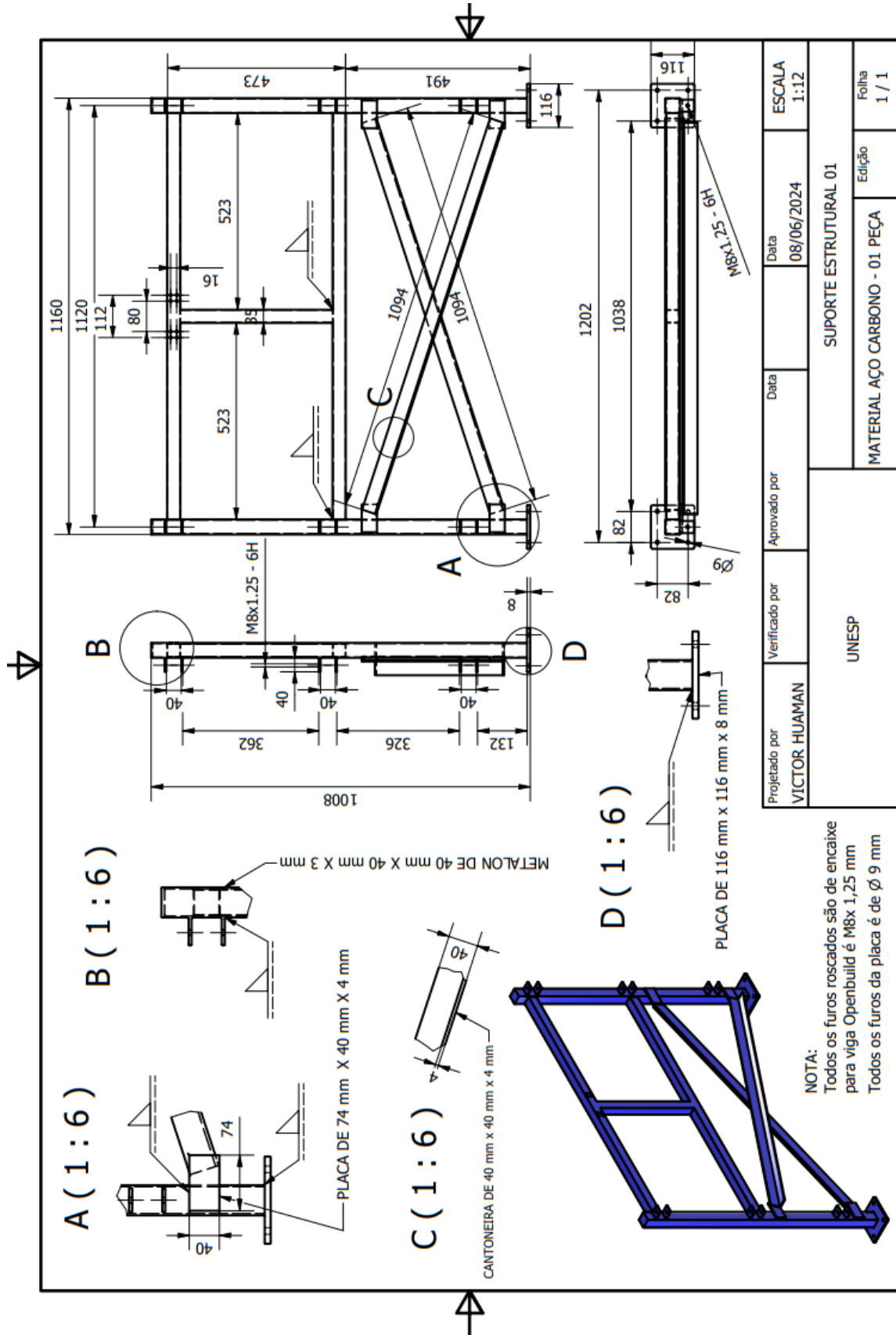
APÊNDICE E - ISOMETRIA DA BEMP



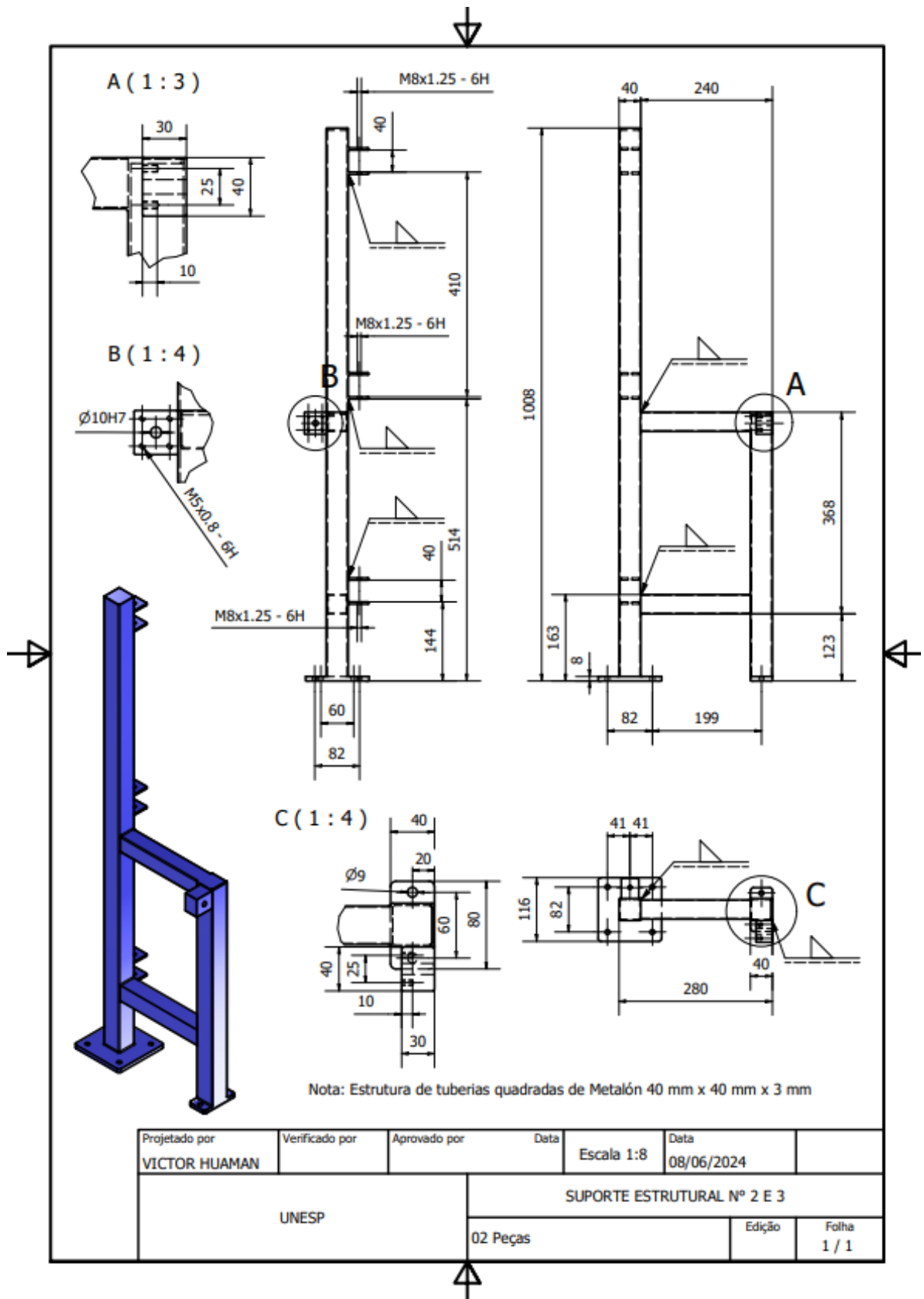
APÊNDICE F – DESENHO DAS VIGAS OPNEBUILDS DA BEMP



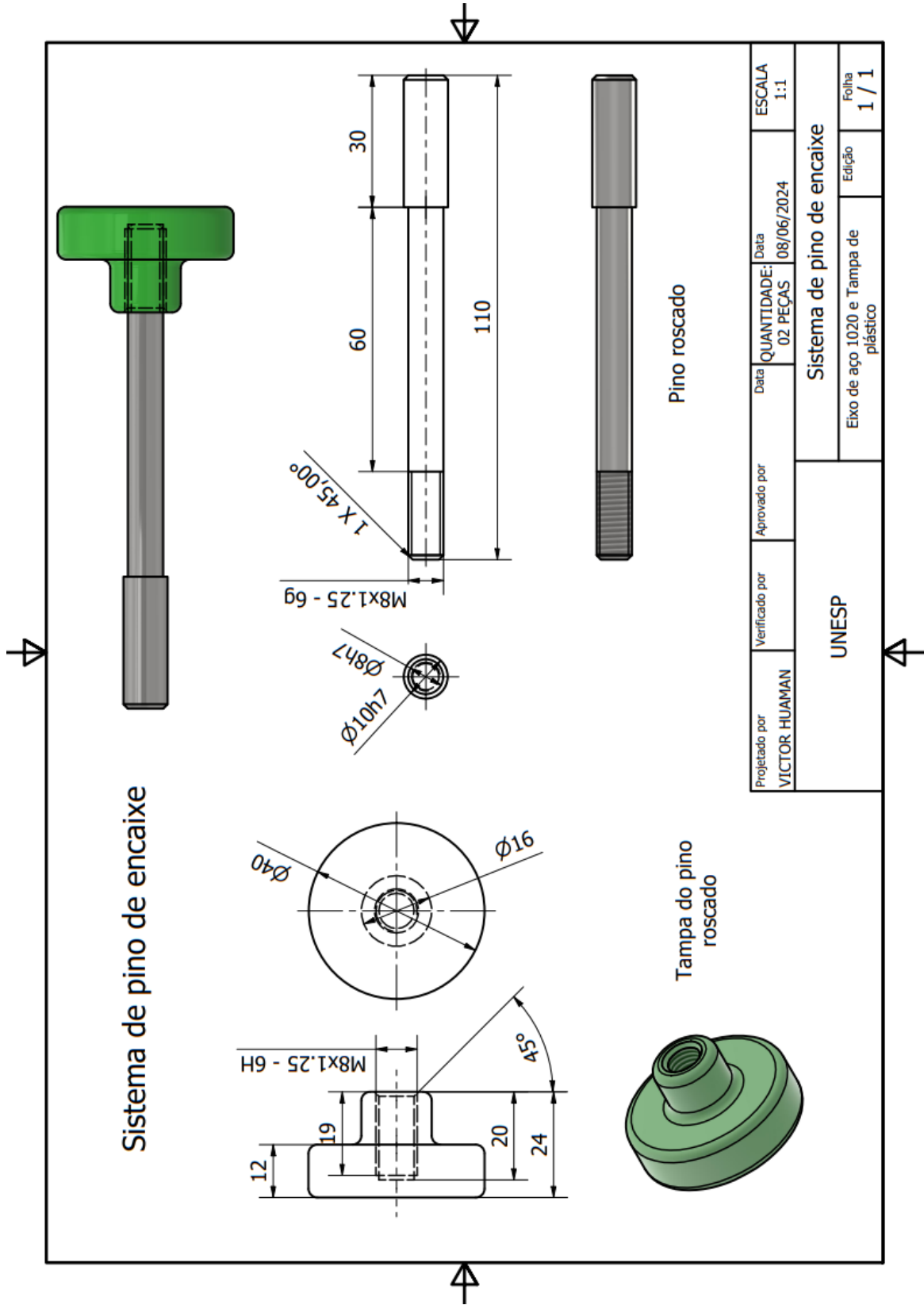
APÊNDICE G – DESENHO DO SOPORTE 1 DA BEMP



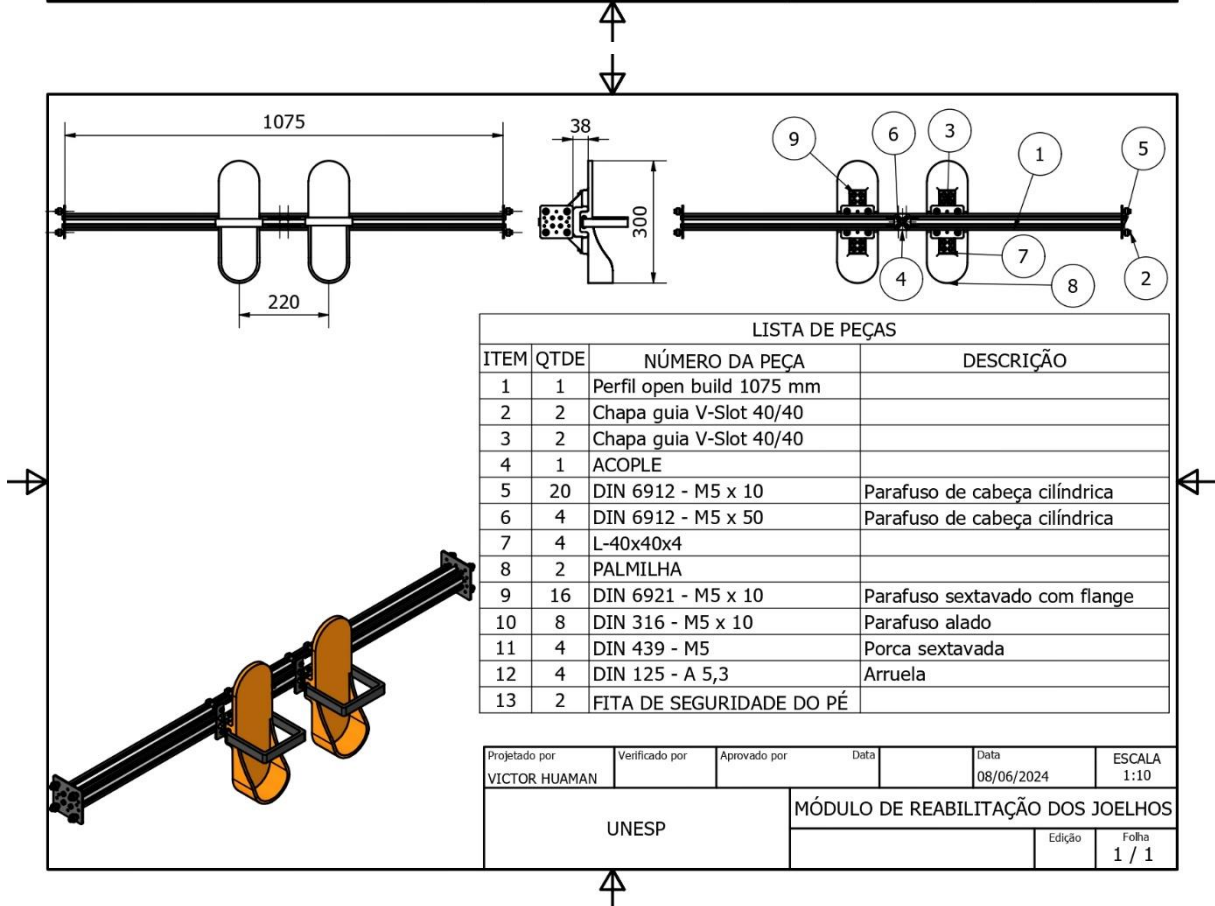
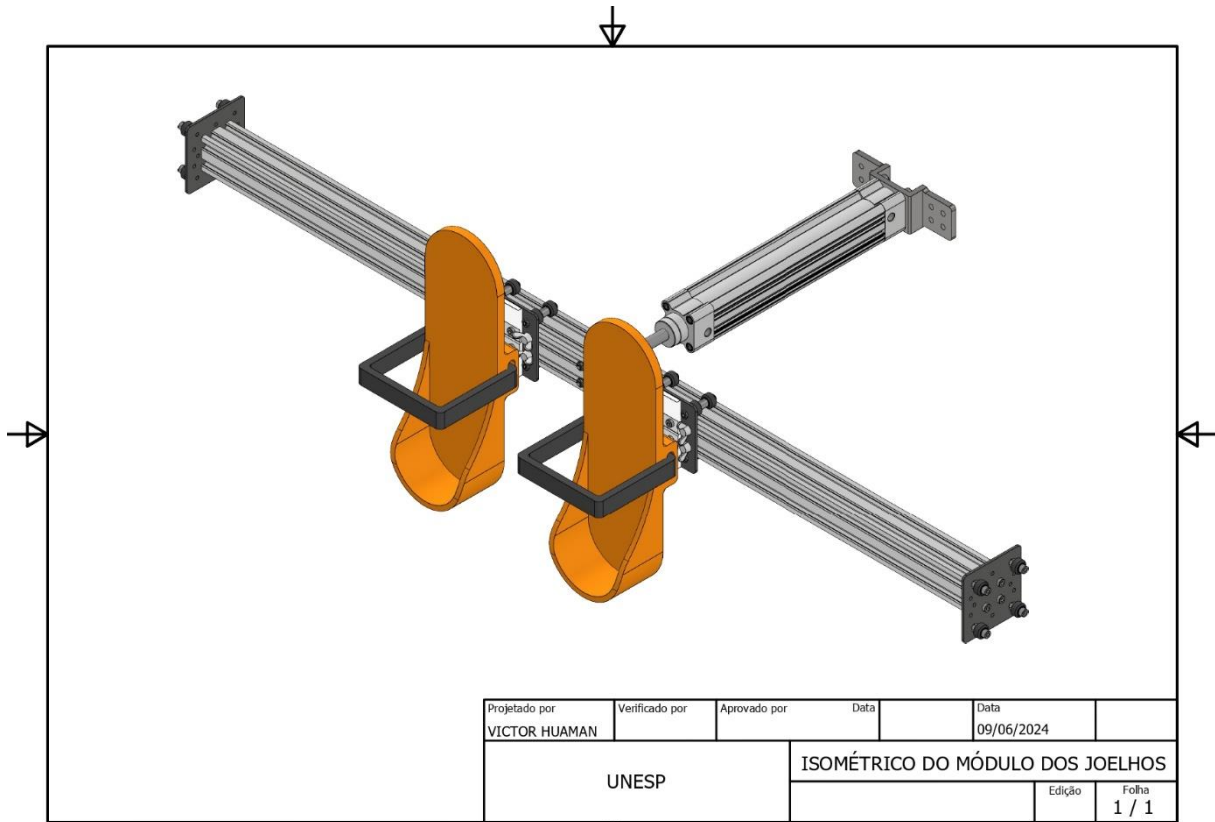
APÊNDICE H - DESENHO DO SOPORTE 2 E 3 DA BEMP



APÊNDICE J – DESENHO DO PINO DE ENCAIXE - BEMP

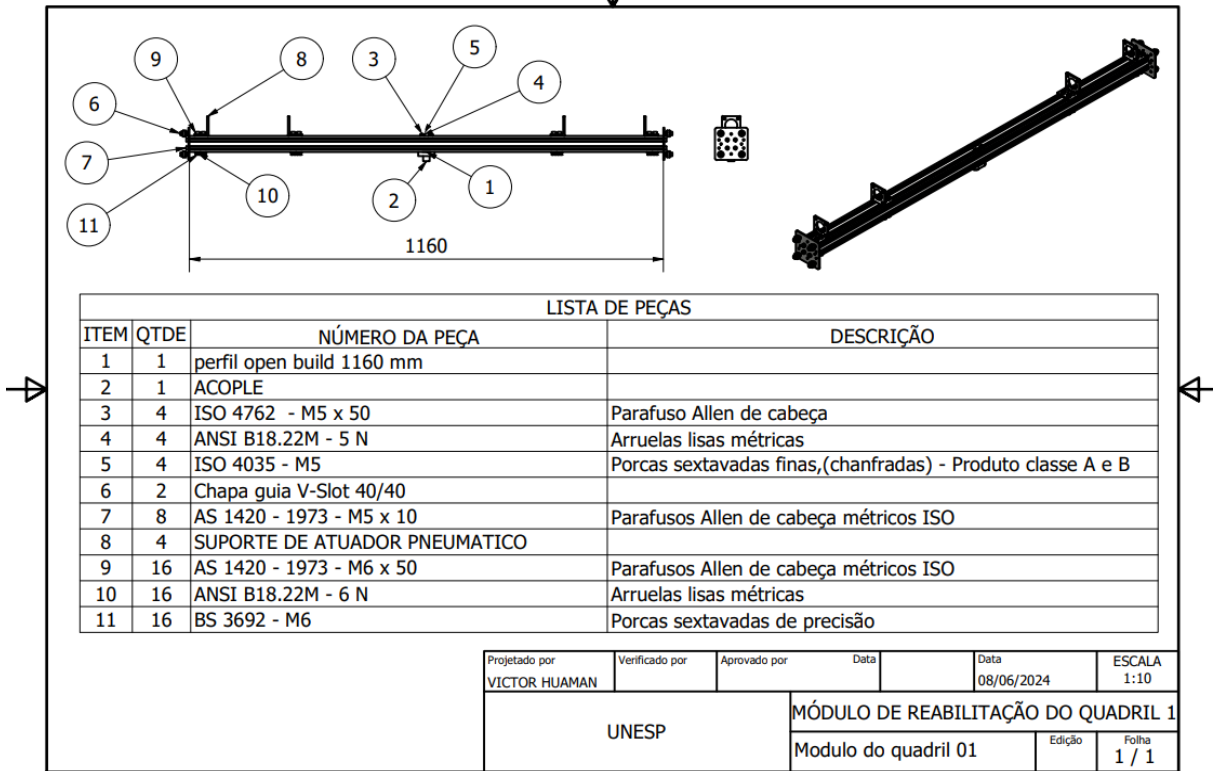
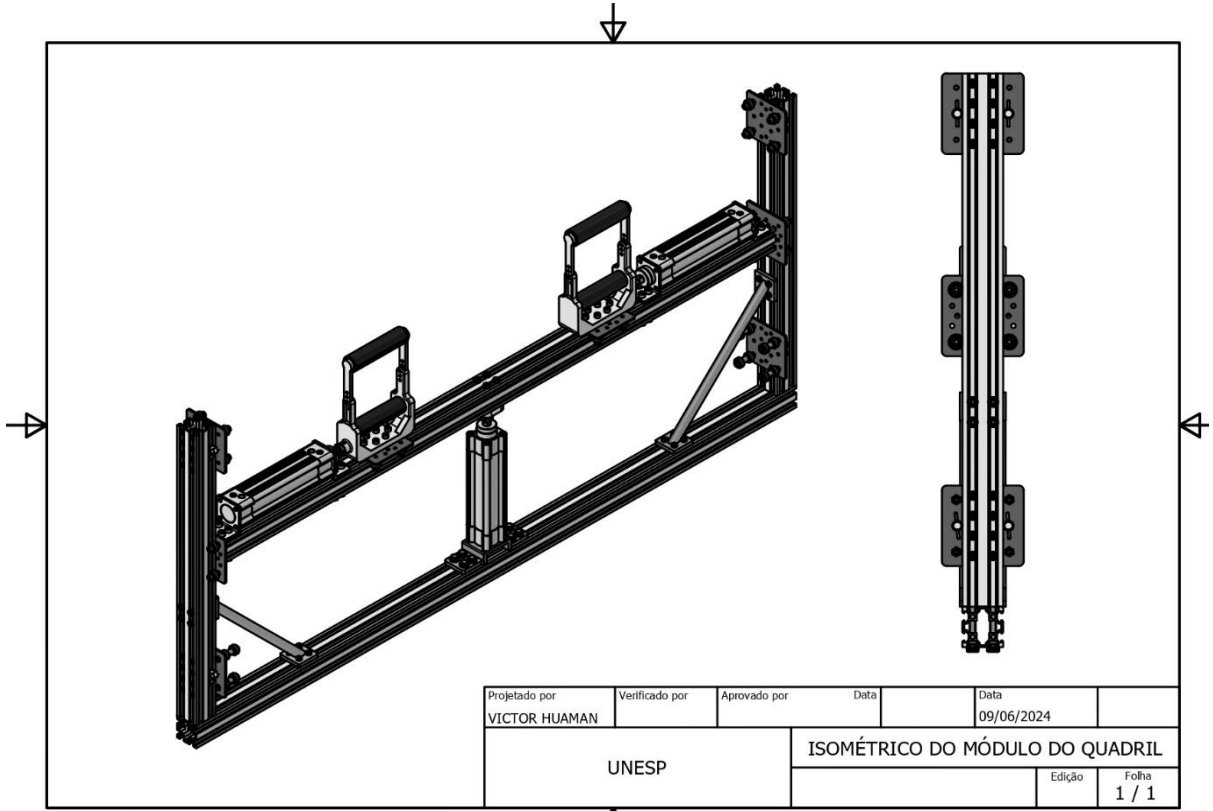


APÊNDICE K - ISOMETRIA E LISTA DE PEÇAS DO MÓDULO N°01

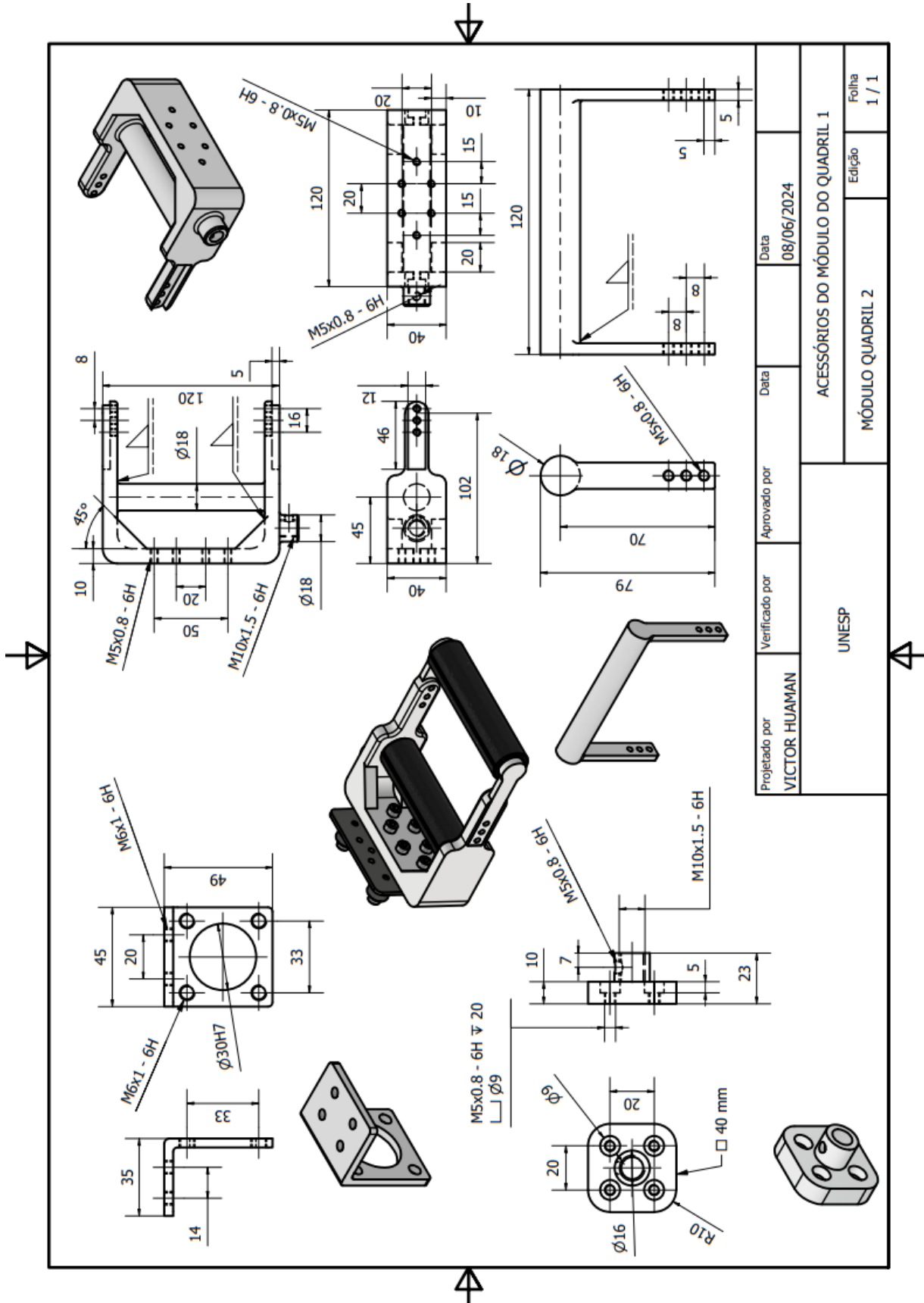


APÊNDICE M - ISOMETRIA E LISTA DE PEÇAS DO MÓDULO N°02 E MÓDULO

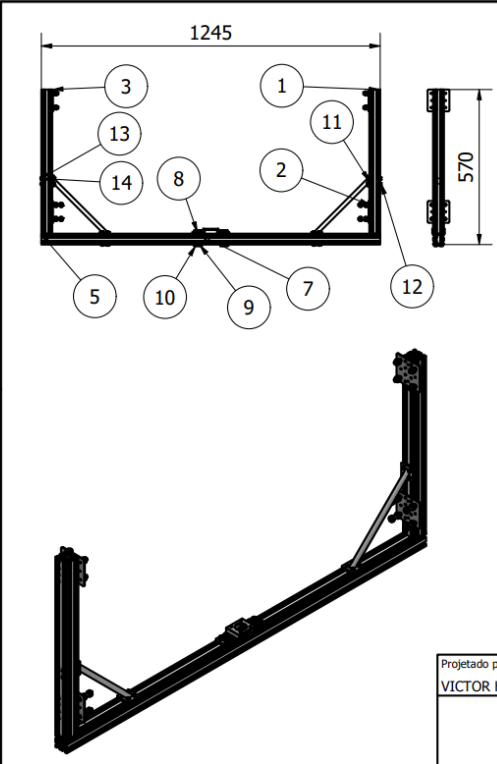
N°03



APÊNDICE N – DESENHOS DAS PEÇAS DO MÓDULO Nº02

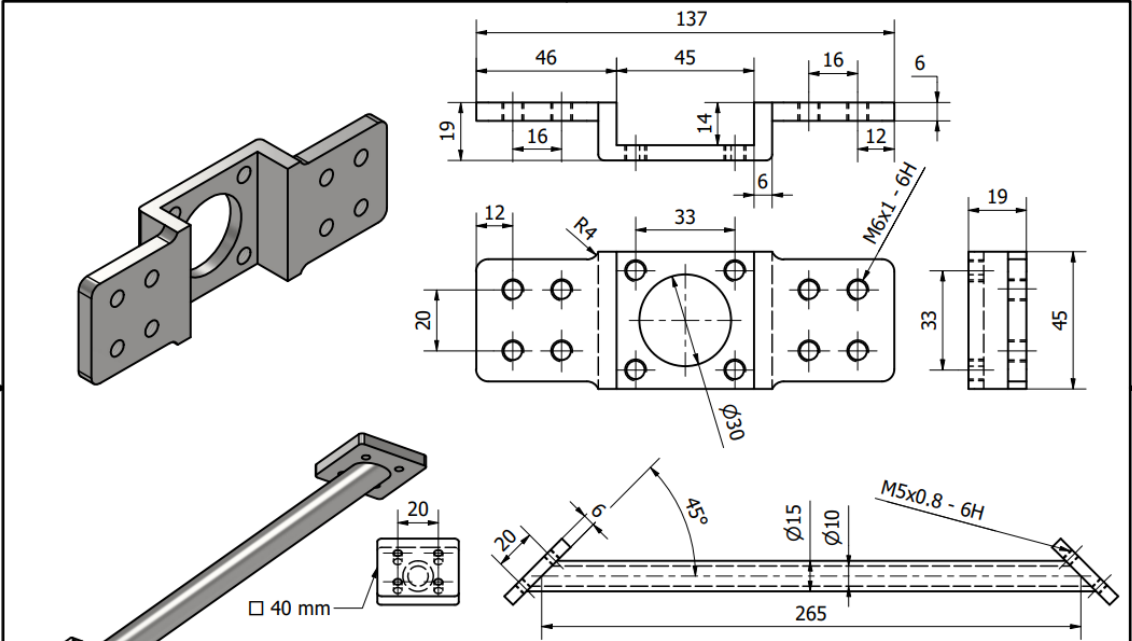


APÊNDICE O - DESENHOS DAS PEÇAS DO MÓDULO N°03



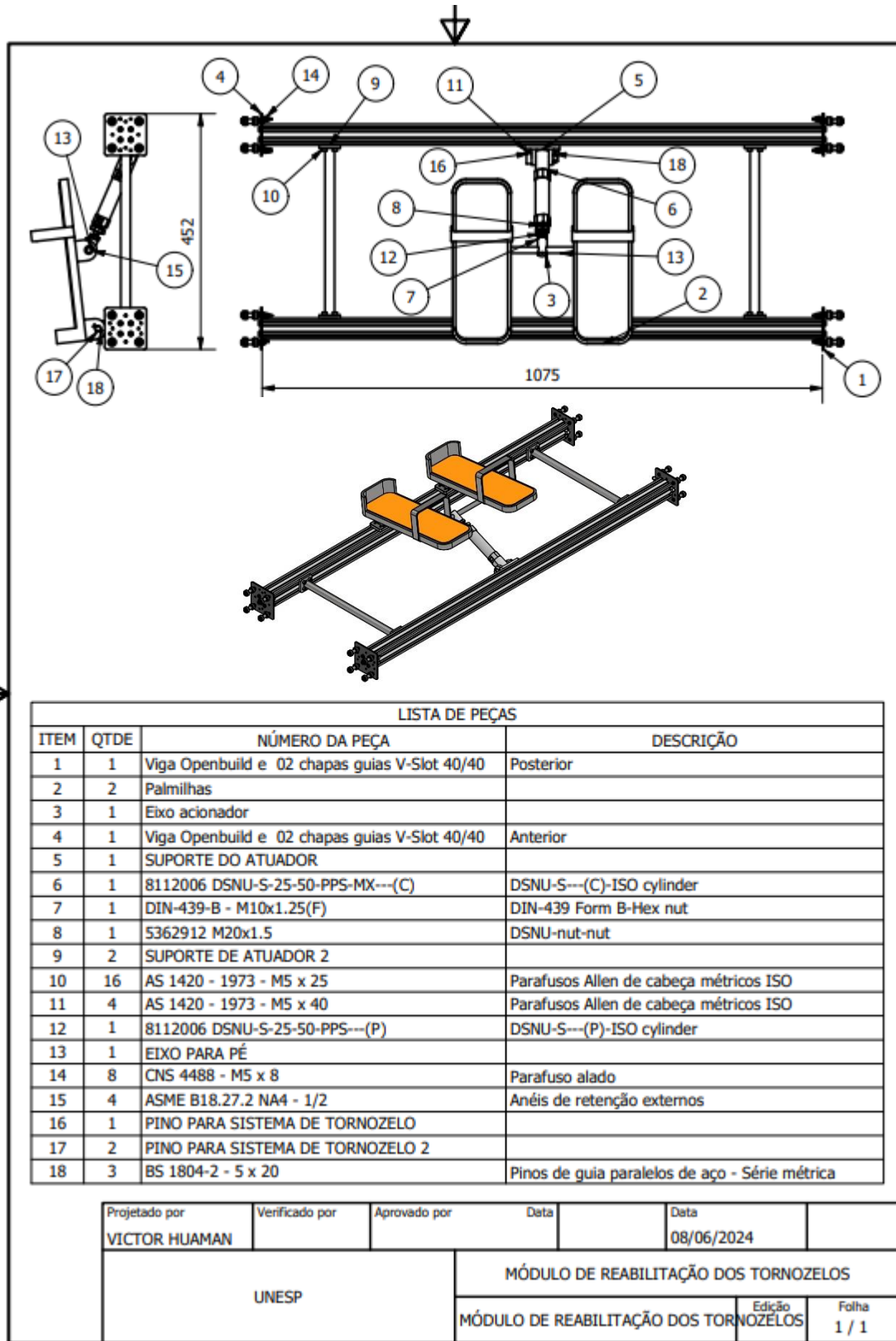
LISTA DE PEÇAS			
ITEM	QTDE	NÚMERO DA PEÇA	DESCRIÇÃO
1	2	perfil open build 570 mm	
2	2	Chapa guia V-Slot 40/40	
3	2	Chapa guia V-Slot 40/40	
4	32	DIN 6912 - M5 x 35	Parafuso de cabeça cilíndrica
5	1	perfil open build 1245 mm	
6	8	DIN 6912 - M5 x 40	Parafuso de cabeça cilíndrica
7	1	Suporte_de_atuador_100	
8	8	DIN 6921 - M6 x 50	Parafuso sextavado com flange
9	8	DIN 125 - A 6,4	Arruela
10	8	DIN 439 - M6	Porca sextavada
11	2	Suporte_45_graus	
12	16	DIN 6912 - M5 x 50	Parafuso de cabeça cilíndrica
13	16	DIN 125 - A 5,3	Arruela
14	16	DIN 439 - M5	Porca sextavada

Projetado por VICTOR HUAMAN	Verificado por	Aprovado por	Data	Data 08/06/2024
UNESP		MODULO QUADRIL- 02		
		EXTENSÃO E FLEXÃO	Edição	Folha 1 / 1

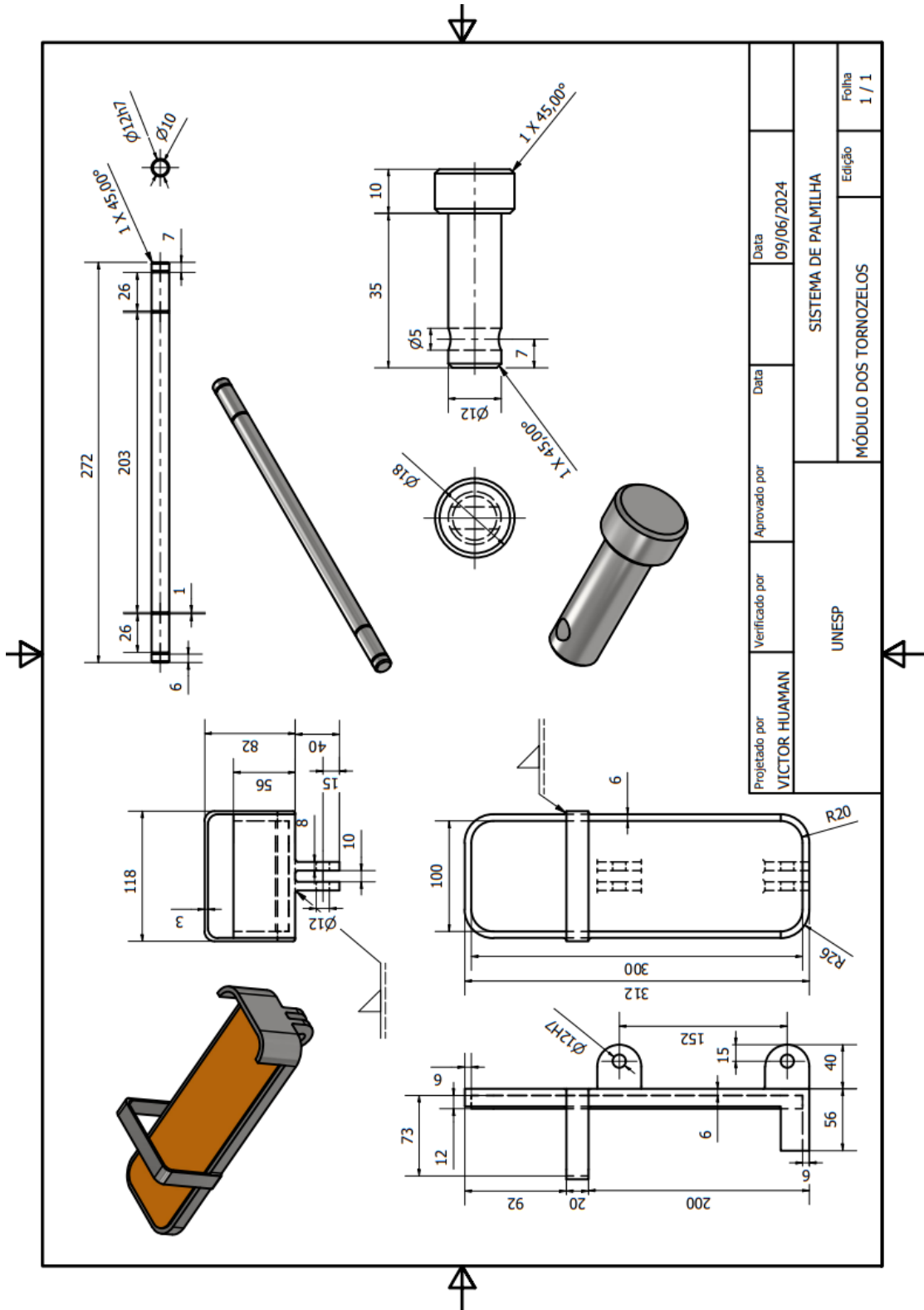


Projetado por VICTOR HUAMAN	Verificado por	Aprovado por	Data	Data 08/06/2024
UNESP		ACCESORIOS DO MODULO DO QUADRIL2		
		MODULO DO QUADRIL 2	Edição	Folha 1 / 1

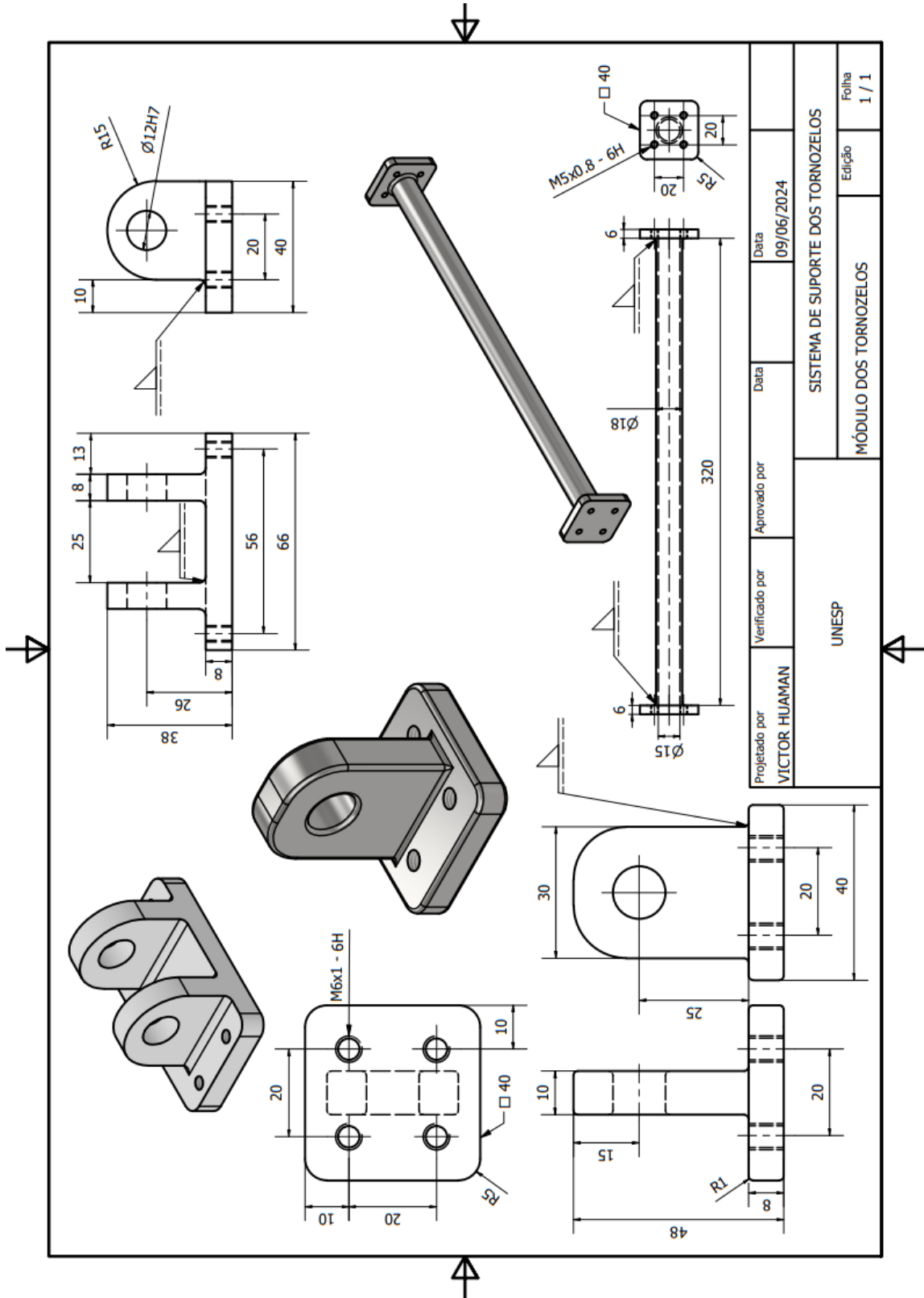
APÊNDICE P - ISOMETRIA E LISTA DE PEÇAS DO MÓDULO N°04



APÊNDICE Q – DESENHO DAS PEÇAS DO MÓDULO N°04



APÊNDICE R - DESENHO DAS PEÇAS DO MÓDULO N°04



APÊNDICE S – ORÇAMENTO DO EQUIPAMENTO MODULAR

Equipamento	Dispositivo/material	Quantidade Solicitada	Preço Total
Aparelho de repouso - Estrutura mecânica	Aço carbono quadrado tubulado Metalon 40 mm x 40 mm x 3 mm.	10 m	R\$ 201,67
Aparelho de repouso - Estrutura mecânica	Aço carbono 1020 eixo de diâmetro 30 mm.	0,40 m	R\$ 60,00
Aparelho de repouso - Estrutura mecânica	Aço carbono Lâmina Aço 6160 de 60 mm x 55 mm x 6 mm.	4 und	R\$ 12,00
Aparelho de repouso - Apoio lombar	ASTM A36- cantoneira de 40 mm x 40 mm x 4 mm.	3 m	R\$ 80,00
Aparelho de repouso - Apoio lombar	ASTM A36 - Barra Chata Laminada 50 mm x 10 mm.	0,50 m	R\$ 90,00
Aparelho de repouso - Barra de encosto	Aço carbono 1020 eixo de diâmetro 20 mm	0,70 m	R\$ 50,00
Aparelho de repouso - Pé nivelador	Pé nivelador de diâmetro de apoio 40 mm.	4 und	R\$ 24,80
Aparelho de repouso - Rodízios auxiliares	Rodízio de PVC fixo de diâmetro 70 mm.	2 und	R\$ 46,00
Aparelho de repouso - Almofaba	Almofada Assento Confort Capa Com Ziper Vittaflex 520 mm x 800 mm x 65 mm	1 und	R\$ 67,00
Aparelho de repouso - Almofaba	Almofada Encoste Confort Capa Com Ziper Vittaflex 520 mm x 440 mm x 32 mm	1 und	R\$ 42,00
Aparelho de repouso - Elementos de maquina	04 parafusos de cabeça sextavada M5, 02 pinos de diâmetro 10 mm , 02 Kit de dobradizas , 02 seguro zeeger diâmetro interior 23 mm.	Global	R\$ 45,00
BEMP - Viga	Aluminio 6063 T-5 tipo Openbuilds 40 mm x 40 mm.	7 m	R\$ 700,00
BEMP - Pórtico	Aço carbono quadrado tubulado Metalon 40 mm x 40 mm x 3 mm.	9 m	R\$ 181,50
BEMP - Pórtico	ASTM A36 - Barra Chata Laminada 32 mm x 4 mm.	1 m	R\$ 110,00
BEMP - Pórtico	ASTM A36- cantoneira de 40 mm x 40 mm x 4 mm.	2 m	R\$ 60,00
BEMP - Pórtico	Aço carbono Lâmina Aço 6160 de 116 mm x 116 mm x 8 mm.	5 und	R\$ 45,00
BEMP - Pórtico	Aço carbono barras vergalhões quadrados 40 mm.	0,2m	R\$ 60,00
BEMP - Anti batida	Piso De Borracha 20 mm Preto Academia Crossfit Playground 1m x 1 m.	1 und	R\$ 37,10
BEMP - Base de Piso	Piso De Borracha 10 mm Preto Academia Crossfit Playground 1m x 1 m.	1 und	R\$ 33,72
BEMP - Eixo centrador	Fabricação de eixo centrador de 110 com rosca M8 e tampa reguladora (segundo o desenho mecânico)	2 und	R\$ 40,00

BEMP - Eixo centrador	Mola de diâmetro interior 8 mm x diâmetro exterior 9 mm de passo 1,5 mm de comprimento 15.	2 und	R\$ 5,00
BEMP - Elementos de maquina	ASME B18.2.3.4M - M8 x passo 1,25 x 16 mm de comprimento.	24 und	R\$ 12,00
MÓDULO JOHELOS - MATERIAIS	Perfil Openbuilds 1075 mm	1	R\$ 100,00
MÓDULO JOHELOS - MATERIAIS	Guía linear V-Slot 40/40	2	R\$ 230,00
MÓDULO JOHELOS - MATERIAIS	Guía linear V-Slot 40/40	2	R\$ 230,00
MÓDULO JOHELOS - MATERIAIS	ACOPLE	1	R\$ 20,00
MÓDULO JOHELOS - MATERIAIS	DIN 6912 - M5 x 10	20	R\$ 6,00
MÓDULO JOHELOS - MATERIAIS	DIN 6912 - M5 x 50	4	R\$ 2,00
MÓDULO JOHELOS - MATERIAIS	L-40x40x4 (CANTONEIRA)	4	R\$ 30,00
MÓDULO JOHELOS - MATERIAIS	PALMILHA	2	R\$ 40,00
MÓDULO JOHELOS - MATERIAIS	DIN 6921 - M5 x 10	16	R\$ 8,00
MÓDULO JOHELOS - MATERIAIS	DIN 316 - M5 x 10	8	R\$ 3,00
MÓDULO JOHELOS - MATERIAIS	DIN 439 - M5	4	R\$ 3,00
MÓDULO JOHELOS - MATERIAIS	DIN 125 - A 5,3	4	R\$ 3,00
MÓDULO JOHELOS - MATERIAIS	FITA DE SEGURIDADE DO PÉ	2	R\$ 15,00
MÓDULO QUADRIL 1 - MATERIAIS	perfil Openbuilds 1160 mm	1	R\$ 120,00
MÓDULO QUADRIL 1 - MATERIAIS	ACOPLE	1	R\$ 20,00
MÓDULO QUADRIL 1 - MATERIAIS	ISO 4762 - M5 x 50	4	R\$ 4,00
MÓDULO QUADRIL 1 - MATERIAIS	ANSI B18.22M - 5 N	4	R\$ 4,00
MÓDULO QUADRIL 1 - MATERIAIS	ISO 4035 - M5	4	R\$ 4,00
MÓDULO QUADRIL 1 - MATERIAIS	Guía linear V-Slot 40/40	2	R\$ 230,00
MÓDULO QUADRIL 1 - MATERIAIS	AS 1420 - 1973 - M5 x 10	8	R\$ 4,00
MÓDULO QUADRIL 1 - MATERIAIS	SUPORTE DE ATUADOR PNEUMATICO	4	R\$ 40,00
MÓDULO QUADRIL 1 - MATERIAIS	AS 1420 - 1973 - M6 x 50	16	R\$ 5,00
MÓDULO QUADRIL 1 - MATERIAIS	ANSI B18.22M - 6 N	16	R\$ 4,00
MÓDULO QUADRIL 1 - MATERIAIS	BS 3692 - M6	16	R\$ 3,00
MÓDULO QUADRIL 2 - MATERIAIS	perfil Openbuilds 570 mm	2	R\$ 100,00

MÓDULO QUADRIL 2 - MATERIAIS	Guía linear V-Slot 40/40	2	R\$ 230,00
MÓDULO QUADRIL 2 - MATERIAIS	Guía linear V-Slot 40/40	2	R\$ 2,00
MÓDULO QUADRIL 2 - MATERIAIS	DIN 6912 - M5 x 35	32	R\$ 10,00
MÓDULO QUADRIL 2 - MATERIAIS	perfil Openbuilds 1245 mm	1	R\$ 140,00
MÓDULO QUADRIL 2 - MATERIAIS	DIN 6912 - M5 x 40	8	R\$ 3,00
MÓDULO QUADRIL 2 - MATERIAIS	Suporte_de_atuador_100	1	R\$ 15,00
MÓDULO QUADRIL 2 - MATERIAIS	DIN 6921 - M6 x 50	8	R\$ 4,00
MÓDULO QUADRIL 2 - MATERIAIS	DIN 125 - A 6,4	8	R\$ 3,00
MÓDULO QUADRIL 2 - MATERIAIS	DIN 439 - M6	8	R\$ 3,00
MÓDULO QUADRIL 2 - MATERIAIS	Suporte_45_graus	2	R\$ 40,00
MÓDULO QUADRIL 2 - MATERIAIS	DIN 6912 - M5 x 50	16	R\$ 8,00
MÓDULO QUADRIL 2 - MATERIAIS	DIN 125 - A 5,3	16	R\$ 7,00
MÓDULO QUADRIL 2 - MATERIAIS	DIN 439 - M5	16	R\$ 7,00
MÓDULO TORNOZELO - MATERIAIS	Viga Openbuilds e 02 Guias lineares V-Slot 40/40	1	R\$ 340,00
MÓDULO TORNOZELO - MATERIAIS	Palmilhas	2	R\$ 120,00
MÓDULO TORNOZELO - MATERIAIS	Eixo acionador	1	R\$ 30,00
MÓDULO TORNOZELO - MATERIAIS	Viga Openbuilds e 02 Guias lineares V-Slot 40/40	1	R\$ 340,00
MÓDULO TORNOZELO - MATERIAIS	SUPORTE DO ATUADOR	1	R\$ 30,00
MÓDULO TORNOZELO - MATERIAIS	DIN-439-B - M10x1.25(F)	1	R\$ 15,00
MÓDULO TORNOZELO - MATERIAIS	5362912 M20x1.5	1	R\$ 3,00
MÓDULO TORNOZELO - MATERIAIS	SUPORTE DE ATUADOR 2	2	R\$ 40,00
MÓDULO TORNOZELO - MATERIAIS	AS 1420 - 1973 - M5 x 25	16	R\$ 10,00
MÓDULO TORNOZELO - MATERIAIS	AS 1420 - 1973 - M5 x 40	4	R\$ 7,00
MÓDULO TORNOZELO - MATERIAIS	EIXO PARA PÉ	1	R\$ 30,00
MÓDULO TORNOZELO - MATERIAIS	CNS 4488 - M5 x 8	8	R\$ 3,00
MÓDULO TORNOZELO - MATERIAIS	ASME B18.27.2 NA4 - 1/2	4	R\$ 3,00
MÓDULO TORNOZELO - MATERIAIS	PINO PARA SISTEMA DE TORNOZELO	1	R\$ 2,00

MÓDULO TORNOZELO - MATERIAIS	PINO PARA SISTEMA DE TORNOZELO 2	2	R\$ 4,00
MÓDULO TORNOZELO - MATERIAIS	BS 1804-2 - 5 x 20	3	R\$ 9,00
ELETROPNEUMATICA	DSBC-32-200-PPSA-N3	1	R\$ 1.154,00
ELETROPNEUMATICA	DSBC-32-100-PPVA-N3	3	R\$ 2.448,00
ELETROPNEUMATICA	DSNU-S-25-50-P-A-MX	1	R\$ 400,00
ELETROPNEUMATICA	Kit de programação (ARDUINO E ACESSORIOS)	1	R\$ 150,00
ELETROPNEUMATICA	Válvulas de controle de fluxo unidireccional	10	R\$ 1.490,00
ELETROPNEUMATICA	Válvulas solenoide 5/2 vias retorno por mola	4	R\$ 759,00
ELETROPNEUMATICA	Conector macho reto 8x1	10	R\$ 107,00
ELETROPNEUMATICA	Bobina led ac 220 com led corrente ac 220vl	5	R\$ 309,65
ELETROPNEUMATICA	Conector macho reto 8x1/4 plástico	15	R\$ 77,55
ELETROPNEUMATICA	Tubería Pu 8 x 6 azul	24	R\$ 109,92

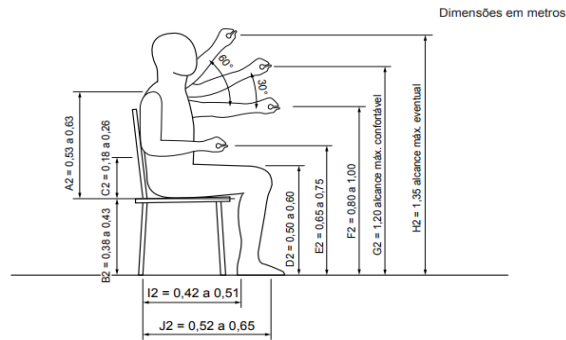
Valor Total

R\$ 11.693,91

ANEXOS

ANEXO A - NORMA ABNT NBR 9050:2015 - ACESSIBILIDADE A EDIFICAÇÕES, MOBILIÁRIO, ESPAÇOS E EQUIPAMENTOS URBANOS (PÁGINA 16).

ABNT NBR 9050:2015



Legenda

- A2 altura do ombro até o assento
- B2 altura da cavidade posterior do joelho (popliteal) até o piso
- C2 altura do cotovelo até o assento
- D2 altura dos joelhos até o piso
- E2 altura do centro da mão, com o antebraço em ângulo de 90° com o tronco
- F2 altura do centro da mão, com o braço estendido paralelamente ao piso
- G2 altura do centro da mão, com o braço estendido formando 30° com o piso = alcance máximo confortável
- H2 altura do centro da mão, com o braço estendido formando 60° com o piso = alcance máximo eventual
- I2 profundidade da nádega à parte posterior do joelho
- J2 profundidade da nádega à parte anterior do joelho

Figura 12 – Alcance manual frontal – Pessoa sentada

ANEXO B - NORMA ABNT NBR 8261:2019 - TUBOS DE AÇO-CARBONO, COM E SEM SOLDA, DE SEÇÃO CIRCULAR, QUADRADA OU RETANGULAR PARA USOS ESTRUTURAIS — REQUISITOS (PÁGINA 13).

ABNT NBR 8261:2019

Tabela 4 – Propriedades de tração

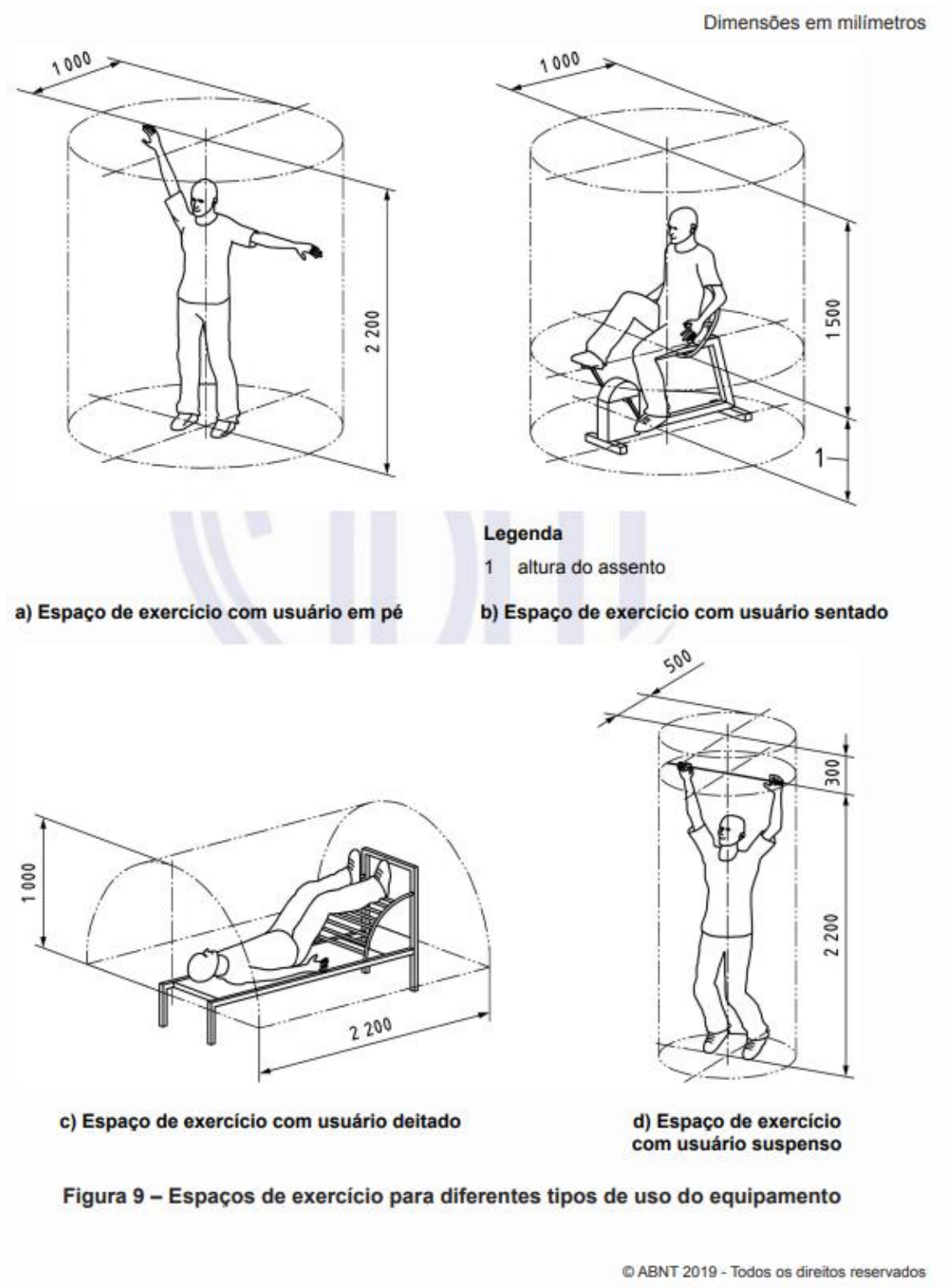
Característica	Propriedades de tração em função do grau do aço					
	Seção circular			Seções quadrada e retangular		
	A	B	C	A	B	C
Limite de resistência à tração LR mínimo MPa	310	400	427	310	400	427
Limite de escoamento LE mínimo MPa	228	290	317	269	317	345
Alongamento mínimo (Lo = 50 mm) %	25 ^a	23 ^b	21 ^c	21 ^a	19 ^b	16 ^c

^a Aplicável às espessuras de parede maiores ou iguais a 3,0 mm. Para espessuras de parede menores, o alongamento deve ser calculado de acordo com a seguinte equação:
 $A = [2,20e + 17,50]$
 onde
 A é o alongamento, expresso em porcentagem (%);
 e é a espessura de parede, expressa em milímetros (mm).

^b Aplicável às espessuras de parede maiores ou iguais a 4,6 mm. Para espessuras de parede menores, o alongamento deve ser calculado de acordo com a seguinte equação:
 $A = 2,40e + 12,0$

^c Aplicável às espessuras de parede maiores ou iguais a 3,0 mm. Para espessuras de parede menores, o valor do alongamento deve ser estabelecido por acordo prévio entre produtor e comprador.

ANEXO C - NORMA ABNT NBR 16779 (2019) - EQUIPAMENTOS PERMANENTEMENTE INSTALADOS PARA TREINO OUTDOOR DE LIVRE ACESSO — REQUISITOS DE SEGURANÇA E MÉTODOS DE ENSAIO (PÁGINA 18).

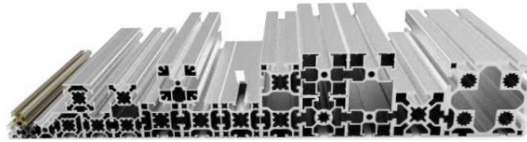


ANEXO D - CATÁLOGO TÉCNICO FORSETI - INFORMATIVO TÉCNICO SOBRE O PERFIL DE ALUMÍNIO (PÁGINA 6).



INFORMATIVO TÉCNICO SOBRE O PERFIL DE ALUMÍNIO

- LIGA: 6063 (DIN AlMgSi 0,5)
- TRATAMENTO TÉRMICO: T5
- DENSIDADE: 2700kg/m³
- MÓDULO DE ELASTICIDADE: 69000N/mm²
- DUREZA: 73HB
- ESPESURA DA CAMADA DE ANODIZAÇÃO: 13 À 16µm



ANEXO E - NORMA ABNT NBR 7000 - TUBOS ALUMÍNIO E SUAS LIGAS — PRODUTOS EXTRUDADOS COM OU SEM TREFILAÇÃO — PROPRIEDADES MECÂNICAS (PÁGINA 4).

ABNT NBR 7000:2016

Tabela 1 (continuação)

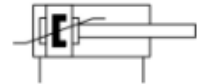
Liga e tempera	Diâmetro ou espessura nominal ^b mm		Área mm ²		Limite de resistência à tração MPa		Limite convencional de escoamento MPa		Alongamento mínimo %	
	Acima de	Até	Acima de	Até	Mínimo	Máximo	Mínimo	Máximo	50 mm	SD(5,65√A)
6063-T5	—	12,50	Qualquer	—	150	—	110	—	8	7
	12,50	25,00	Qualquer	—	145	—	105	—	—	—
6063-T52	—	25,00	Qualquer	—	150	205	110	170	8	7
6063-T6 e T62 ^{f,g}	—	3,20	Qualquer	—	205	—	170	—	8	—
	3,20	25,00	Qualquer	—	205	—	170	—	10	9
6063-T64	—	15,00	Qualquer	—	195	—	140	—	12	10
6063-T66	—	10,00	Qualquer	—	245	—	200	—	8	6
	10,00	25,00	Qualquer	—	225	—	180	—	8	6
6066-O	Qualquer	—	Qualquer	—	—	200	—	125	16	14
6066-T4, T4510 ^{d,e} e T4511 ^{d,e}	Qualquer	—	Qualquer	—	275	—	170	—	14	12
6066-T42 ^{f,g}	Qualquer	—	Qualquer	—	275	—	165	—	14	12
6066-T6, T6510 ^d e T6511 ^d	Qualquer	—	Qualquer	—	345	—	310	—	8	7
6066-T62 ^{f,g}	Qualquer	—	Qualquer	—	345	—	290	—	8	7
6070-T6 e T62 ^{f,g}	—	80,00	—	20 000	330	—	310	—	6	5
6082-T4	—	12,50	Qualquer	—	205	—	110	—	12	—
6082-T6	—	12,50	Qualquer	—	310	—	260	—	8	6
6105-T1	—	12,50	Qualquer	—	170	—	105	—	16	14
6105-T5	—	12,50	Qualquer	—	260	—	240	—	8	7
6162-T5, T5510 ^d e T5511 ^d	—	25,00	Qualquer	—	255	—	235	—	7	6
6162-T6, T6510 ^d e T6511 ^d	—	6,30	Qualquer	—	260	—	240	—	8	—
	6,30	12,50	Qualquer	—	260	—	240	—	10	9
6261-T4	Qualquer	—	Qualquer	—	180	—	110	—	17	—
6261-T6 ^h	Qualquer	—	Qualquer	—	260	—	225	—	10	—
6262-T6, T62 ^{f,g} T6510 ^d e T6511 ^d	Qualquer	—	Qualquer	—	260	—	240	—	10	9
6351-T1	—	12,50	—	13 000	180	—	90	—	15	13
	—	20,00	Qualquer	—	220	—	130	—	16	14
6351-T4	—	6,30	Qualquer	—	260	—	240	—	8	—
6351-T5	6,30	25,00	Qualquer	—	260	—	240	—	—	7
6351-T51	—	—	—	13 000	250	—	230	—	10	9
6351-T54	3,20	25,00	—	13 000	205	—	140	—	10	9
6351-T6 ^h	—	12,50	Qualquer	—	290	—	255	—	8	—
6351-T6 ^h	—	3,20	Qualquer	—	290	—	255	—	10	9
6460B-T4	Qualquer	—	Qualquer	—	120	—	60	—	16	14


ANEXO F - CATÁLOGO TÉCNICO FESTO - CILINDRO NORMALIZADO DSBC-32-200-PPSA-N3.

Cilindro normalizado DSBC-32-200-PPSA-N3

Cód. do item: 1376474

FESTO



 [General operating condition](#)

Ficha técnica

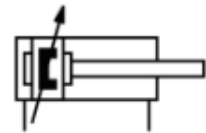
Característica	Valor
Curso	200 mm
Diâmetro do êmbolo	32 mm
Terminação da haste	M10x1,25
Amortecimento	amortecimento de posição final pneumático autoajustável
Posição de instalação	Indiferente
Norma correspondente	ISO 15552
Rosca da haste	Rosca macho
Estrutura	Êmbolo Haste Tubo perfilado
Deteção de posição	para o sensor de proximidade
Símbolo	00992970
Variantes	haste simples
Pressão operacional	0.06 MPa ... 1.2 MPa
Pressão operacional	0.6 bar ... 12 bar
Funcionamento	de dupla ação
Meio de operação	Ar comprimido conforme ISO 8573-1:2010 [7:4:4]
Observação sobre o meio de operação/controlado	Admite operação com ar lubrificado (uso obrigatório de ar lubrificado na operação posterior)
Classe de resistência à corrosão KBK	2 - resistência moderada à corrosão
Conformidade LABS	VDMA24364-B1/B2-L
Categoria para sala limpa	Classe 6, conforme ISO 14644-1
Temperatura ambiente	-20 °C ... 80 °C
Força de impacto nas posições finais	0.4 J
Curso de amortecimento	17 mm
Força teórica a 6 bar, retorno	415 N
Força teórica a 6 bar, avanço	483 N
Cargas móveis com curso de 0 mm	110 g
Suplemento de massa movida por curso de 10 mm	9 g
Peso básico com curso de 0 mm	465 g
Suplemento de peso por curso de 10 mm	27 g
Tipo de fixação	alternativo: Com rosca fêmea Com acessórios
Conexão pneumática	G1/8
Indicação sobre os materiais	Conformidade RoHS
Material da tampa	Alumínio fundido, revestido

ANEXO G - CATÁLOGO TÉCNICO FESTO - CILINDRO NORMALIZADO DSBC-32-100-PPSA-N3.

Cilindro normalizado DSBC-32-100-PPVA-N3

Cód. do item: 1376426

FESTO



 [General operating condition](#)

Ficha técnica

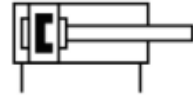
Característica	Valor
Curso	100 mm
Diâmetro do êmbolo	32 mm
Terminação da haste	M10x1,25
Amortecimento	amortecimento pneumático, ajustável de ambos os lados
Posição de instalação	Indiferente
Norma correspondente	ISO 15552
Rosca da haste	Rosca macho
Estrutura	Êmbolo Haste Tubo perfilado
Deteção de posição	para o sensor de proximidade
Símbolo	00991235
Variantes	haste simples
Pressão operacional	0.06 MPa ... 1.2 MPa
Pressão operacional	0.6 bar ... 12 bar
Funcionamento	de dupla ação
Meio de operação	Ar comprimido conforme ISO 8573-1:2010 [7:4:4]
Observação sobre o meio de operação/control	Admite operação com ar lubrificado (uso obrigatório de ar lubrificado na operação posterior)
Classe de resistência à corrosão KBK	2 - resistência moderada à corrosão
Conformidade LABS	VDMA24364-B1/B2-L
Categoria para sala limpa	Classe 6, conforme ISO 14644-1
Temperatura ambiente	-20 oC ... 80 oC
Força de impacto nas posições finais	0.4 J
Curso de amortecimento	17 mm
Força teórica a 6 bar, retorno	415 N
Força teórica a 6 bar, avanço	483 N
Cargas móveis com curso de 0 mm	110 g
Suplemento de massa movida por curso de 10 mm	9 g
Peso básico com curso de 0 mm	465 g
Suplemento de peso por curso de 10 mm	27 g
Tipo de fixação	alternativo: Com rosca fêmea Com acessórios
Conexão pneumática	G1/8
Indicação sobre os materiais	Conformidade RoHS

ANEXO H - CATÁLOGO TÉCNICO FESTO - CILINDRO REDONDO DSNU-S-25-50-P-A-MX.

Cilindro redondo DSNU-S-25-50-P-A-MX

Cód. do item: 5228233

FESTO



 [General operating condition](#)

Ficha técnica

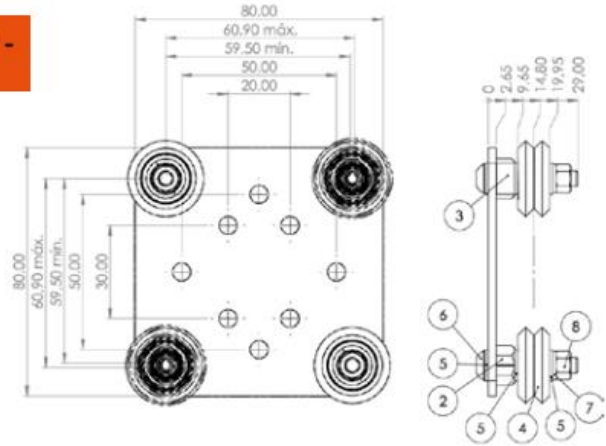
Característica	Valor
Curso	50 mm
Diâmetro do êmbolo	25 mm
Terminação da haste	M10x1,25
Amortecimento	anéis/placas de amortecimento elásticos em ambos os lados
Posição de instalação	Indiferente
Estrutura	Êmbolo Haste Camisa do atuador
Detecção de posição	para o sensor de proximidade
Símbolo	00991217
Pressão operacional	0,06 MPa ... 1 MPa
Pressão operacional	0,6 bar ... 10 bar
Funcionamento	de dupla ação
Meio de operação	Ar comprimido conforme ISO 8573-1:2010 [7:4:4]
Observação sobre o meio de operação/controlado	Admite operação com ar lubrificado (uso obrigatório de ar lubrificado na operação posterior)
Classe de resistência à corrosão KBK	2 - resistência moderada à corrosão
Conformidade LABS	VDMA24364-B2-L
Categoria para sala limpa	Classe 6, conforme ISO 14644-1
Temperatura ambiente	-20 oC ... 80 oC
Força teórica a 6 bar, retorno	247,4 N
Força teórica a 6 bar, avanço	294,5 N
Cargas móveis com curso de 0 mm	63,6 g
Suplemento de massa movida por curso de 10 mm	6 g
Peso básico com curso de 0 mm	180,2 g
Suplemento de peso por curso de 10 mm	11 g
Tipo de fixação	Com acessórios
Conexão pneumática	G1/8
Indicação sobre os materiais	Conformidade RoHS
Material da tampa	Liga de alumínio forjado, anodizado
Material vedações	TPE-U(PU)
Material da haste	Aço inoxidável de alta liga
Material da camisa do atuador	aço inoxidável de alta liga

ANEXO I - CATÁLOGO TÉCNICO FORSETI – GUIA LINEAR V-SLOT 40/40 - COM ROLDANAS W (PÁGINA 78).

• KIT CHAPA GUIA V-SLOT 40/40 - COM ROLDANAS W COD: CGV01-05-K



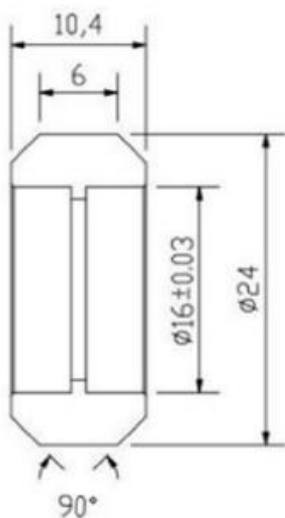
- Permite deslizamento de perfis e componentes em perfis 20x40 V-Slot. Com 4 Roldanas.



Nº DESENHO	CÓDIGO	ITEM	QNT
1	CGV02-04	CHAPA GUIA 20	1
2	EEV01-01	ESPAÇADOR EM AÇO COM FLURO EXCÊNTRICO	2
3	EAL01-06	ESPAÇADOR DE ALUMÍNIO COM SERRA	2
4	RWV01-01	ROLDANA W	4
5	ALM-5	ARRUELA LISA MS	12
6	PAB5-30	PARAFUSO ALLEN CABEÇA ABALADA MEX30	4
7	APM-5	ARRUELA DE PRESSÃO MS	4
8	PSM-5	PORCA SEXTAVADA MS	4

ANEXO J - CATÁLOGO TÉCNICO FORSETI – ROLDANA V PARA PERFIL V-SLOT (PÁGINA 75).

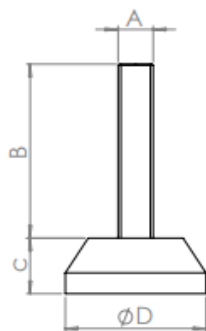
• ROLDANA V PARA PERFIL V-SLOT
COD: RW01-01



- Roldana em Nylon com 2 rolamentos 625ZZ, permite leve deslizamentos nos canais de perfis V-Slot.

ANEXO K - CATÁLOGO TÉCNICO FORSETI – PÉ NIVELADOR SIMPLES COD: PNXX-50 (PÁGINA 49).

• PÉ NIVELADOR SIMPLES
COD: PNXX-50



CÓDIGO	A	B	C	D	MATERIAL	BASE APOIO
PNP14-20	M1/4"	20	10	18	AÇO 1020/PP	OCTOGONAL
PNM6-20	M6	50	10	18	AÇO 1020/PP	OCTOGONAL
PN8-50	M8	50	16	40	AÇO 1020/PP	REDONDA
PN108-20	M8	50	16	40	AÇO INOX/PP	REDONDA
PN10-50	M10	50	16	40	AÇO 1020/PP	REDONDA
PN110-50	M10	50	16	40	AÇO INOX/PP	REDONDA
PN12-50	M12	50	16	40	AÇO 1020/PP	REDONDA

*medidas em milímetros



■ Pé nivelador para estruturas de pequeno e médio porte.

Sua rosca permite inclinar a estrutura e compensar desníveis de pisos irregulares.

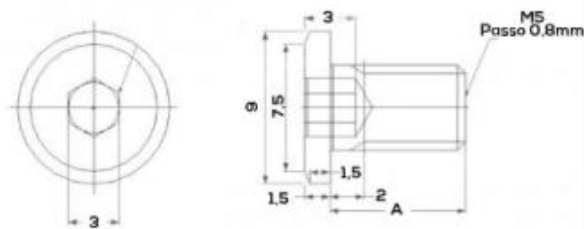
ANEXO L - CATÁLOGO TÉCNICO FORSETI – PARAFUSO ALLEN DE PERFIL BAIXO - M5 (PÁGINA 54).

• PARAFUSO ALLEN DE PERFIL BAIXO - M5
COD: PPB05-XX



■ Parafuso allen M5 com cabeça de perfil rebaixado.

Esse modelo de parafuso é uma excelente opção para todos os tipos de projetos pois sua cabeça rebaixada proporciona uma montagem extremamente compacta.



CÓDIGO	A	MATERIAL
PPB05-06	6	AÇO 1020
PPB05-08	8	AÇO 1020
PPB05-10	10	AÇO 1020
PPB05-12	12	AÇO 1020
PPB05-15	15	AÇO 1020
PPB05-20	20	AÇO 1020
PPB05-25	25	AÇO 1020
PPB05-30	30	AÇO 1020
PPB05-35	35	AÇO 1020
PPB05-40	40	AÇO 1020
PPB05-45	45	AÇO 1020
PPB05-55	55	AÇO 1020
PPB05-65	65	AÇO 1020

*medidas em milímetros