

**NATASHA DUARTE SILVA**

**DESENVOLVIMENTO DE UM EQUIPAMENTO  
ROBÓTICO PARA REABILITAÇÃO DOS  
MOVIMENTOS INDIVIDUAIS DO TORNOZELO COM  
UTILIZAÇÃO DE ATUADOR LINEAR**



**UNIVERSIDADE FEDERAL DE UBERLÂNDIA  
FACULDADE DE ENGENHARIA MECÂNICA**

2022

**NATASHA DUARTE SILVA**

**DESENVOLVIMENTO DE UM EQUIPAMENTO ROBÓTICO PARA  
REABILITAÇÃO DOS MOVIMENTOS INDIVIDUAIS DO  
TORNOZELO COM UTILIZAÇÃO DE ATUADOR LINEAR**

**Monografia** apresentada à Faculdade de Engenharia Mecânica da Universidade Federal de Uberlândia como parte dos requisitos para obtenção do título de **BACHAREL EM ENGENHARIA MECÂNICA**.

Orientador: Prof. Dr. Rogério Sales Gonçalves

**UBERLÂNDIA - MG  
2022**

## **AGRADECIMENTOS**

Agradeço aos meus pais, Andréa e Rainier, que, com humildade e honestidade, me fizeram melhor, agradeço por todo o apoio e dedicação que colocaram sobre mim, tornando possível o meu desenvolvimento pessoal e profissional. A vocês, todo meu amor, gratidão e admiração.

Ao meu irmão, Allan, por me ensinar a dividir e lutar, sem ele, com toda certeza, não seria a mesma pessoa que sou.

Aos meus avós, Jerônima e João, que, com seus jeitinhos, me foram importantes nessa caminhada.

Aos meus primos, Jéssica, Juca e Léo, que serviram de inspiração e exemplo para muitas escolhas que tomei, inclusive a que me fez seguir este curso. A vocês, toda minha admiração.

Aos meus protetores, Josi e Guilherme, por todo apoio, conselhos e por me permitirem estar perto e aprender com vocês, muito amor, admiração e gratidão por vocês.

A todos os professores que fizeram parte de minha formação e em especial aos que, além de professores, se tornaram parte da família, Tia Neuza, Tia Léia e Fernando, gratidão imensa pelos ensinamentos de vida e por fazerem parte da minha jornada.

Ao meu orientador, Dr. Rogério Sales, que desde o ensino médio esteve presente, contribuindo com meu desenvolvimento e o deste trabalho.

Agradeço aos meus amigos que proporcionaram momentos de alegria e descontração durante esse período, Valéria, Paula e Bianca, obrigada por vocês em minha vida.

Quero agradecer aos amigos que adquiri durante a graduação, que me acompanharam durante todas as dificuldades encontradas nesse período, especialmente aos do grupo “Usinagem 2” por todo o companheirismo, sem vocês, talvez teria demorado um pouco mais a chegar até aqui.

Por fim, agradeço à Universidade Federal de Uberlândia e à Faculdade de Engenharia Mecânica pela oportunidade de realizar este curso.

SILVA, N. D. **Desenvolvimento de um equipamento robótico para reabilitação dos movimentos individuais do tornozelo com utilização de atuador linear.** 2022. Monografia de Projeto de Fim de Curso, Universidade Federal de Uberlândia, Uberlândia.

## RESUMO

Este projeto de pesquisa visa o desenvolvimento de um equipamento robótico para ser aplicado na reabilitação dos movimentos individuais do tornozelo de pessoas que sofreram lesão física ou neurológica. Os movimentos abordados neste estudo são os de flexão plantar/dorsal, inversão/eversão e abdução/adução. Cada par é realizado em um dos três graus de liberdade da articulação do tornozelo. Nos exercícios de reabilitação, o profissional da área de fisioterapia promove a resistência no pé e tornozelo do paciente para execução dos movimentos. Neste projeto, foi elaborado o modelo matemático e em seguida projetado o equipamento em software de CAD/CAE, para uma posterior fabricação do protótipo. O equipamento foi projetado para ser compacto e conta com um atuador linear para promover o deslocamento necessário e permitir a inclinação da placa de apoio do pé. Sua utilização poderá permitir uma melhor precisão dos exercícios de reabilitação devido ao melhor controle dos ângulos e força aplicada sobre o tornozelo do paciente.

---

*Palavras-chave: reabilitação, tornozelo, equipamento robótico, atuador linear.*

SILVA, N. D. **Development of a robotic device for the individual ankle rehabilitation movements using linear actuator.** 2022. Monography, Federal University of Uberlândia, Uberlândia.

### **ABSTRACT**

This research project aims the development of a robotic device to be applied in individual ankle rehabilitation movements of people who suffered physical or neurological injury. The approached movements in this study are plantarflexion/dorsiflexion, inversion/eversion and abduction/adduction. Each pair act in one of the three ankle joint degrees of freedom. At the rehabilitation exercises, the physiotherapist promotes the resistance on the patient foot and ankle to execute the movements. In this project, the mathematical model is elaborated and then designed the 3D model at a CAD/CAE software, for a future manufacturing of the prototype. The equipment was designed to be compact and counts with a linear actuator to do the necessary movement and allow the foot support inclination. Its application will allow a better precision of the rehabilitation exercises due to better angle control and applied force over the patient ankle.

---

*Keywords: rehabilitation, ankle, robotic device, linear actuator.*

# SUMÁRIO

<b>CAPÍTULO I – Introdução .....</b>	<b>7</b>
1.1. Objetivo principal.....	8
1.2. Objetivos específicos.....	8
1.3. Justificativa.....	8
1.4. Contribuição técnico-científica .....	9
1.5. Estrutura do trabalho .....	9
<b>CAPÍTULO II – Revisão Bibliográfica .....</b>	<b>10</b>
2.1. Causas da mobilidade limitada do tornozelo.....	10
2.2. Biomecânica do pé e tratamento fisioterápico do tornozelo .....	11
2.3. Engenharia assistiva aplicada na reabilitação do tornozelo .....	13
<b>CAPÍTULO III – Metodologia .....</b>	<b>15</b>
3.1. Modelo matemático.....	15
3.2. Modelo CAD/CAE.....	21
3.3. Construção do protótipo .....	25
<b>CAPÍTULO IV – Resultados e Discussões .....</b>	<b>27</b>
<b>CAPÍTULO V – Conclusões .....</b>	<b>30</b>
<b>REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS .....</b>	<b>31</b>
<b>APÊNDICES</b>	
Apêndice A – Modelo de conjunto.....	34
Apêndice B – Desenho técnico suporte do atuador .....	35
Apêndice C – Desenho técnico conector linear .....	36
Apêndice D – Desenho técnico placa base .....	37
Apêndice E – Desenho técnico acoplamento da haste horizontal .....	38
Apêndice F – Desenho técnico acoplamento do atuador.....	39
Apêndice G – Desenho técnico haste vertical .....	40
Apêndice H – Desenho técnico acoplamento soquete da junta universal .....	41
Apêndice I – Desenho técnico acoplamento superior da junta universal .....	42
Apêndice J – Desenho técnico apoio do pé .....	43

# CAPÍTULO I

## INTRODUÇÃO

O campo da reabilitação é uma área multiprofissional da fisioterapia e medicina com foco no tratamento de doenças crônicas advindas do nascimento, ou lesões/sequelas neurológicas, ou por acidentes de trabalho ou de trânsito. Seu objetivo é assegurar ao paciente uma maior participação na vida social e proporcionar a maior independência possível nas atividades do dia a dia através da recuperação física (CARDOSO, 2011).

O processo de reabilitação é cíclico e, de forma geral, abrange identificar os problemas e necessidades do paciente, relacionar esses problemas aos fatores que podem ser modificados, definir os problemas e os mediadores alvo para selecionar as medidas adequadas, planejar, implementar e coordenar as intervenções e, por fim, avaliar os efeitos das medidas aplicadas (OMS, 2011).

A engenharia entra para compor o corpo multiprofissional da reabilitação quando se implementa tecnologias assistivas nos processos fisioterápicos. Essa tecnologia tem como objetivo dar suporte ao paciente com deficiência, seja uma cadeira de rodas, uma prótese ou um dispositivo que auxilia nos exercícios de reabilitação (VALDIERO; GOERGEN, 2020). Dentre os processos de reabilitação, a engenharia auxilia na implementação das intervenções necessárias que atenda às necessidades de cada paciente, as quais foram previamente identificadas por um especialista da área de medicina e/ou fisioterapia.

Em resumo, a reabilitação é assistida por um profissional da área de fisioterapia que auxilia seus pacientes na execução dos exercícios, normalmente, guiando o movimento de maneira física. A engenharia aplicada na fisioterapia, não somente pode aliviar o trabalho do fisioterapeuta como também proporciona exercícios executados com mais precisão e adaptados para cada paciente, e ainda uma maneira de avaliar os resultados obtidos por cada paciente (ZHOU *et al.*, 2013). Neste trabalho o foco será dado na fisioterapia e reabilitação dos movimentos do tornozelo.

### **1.1. Objetivo principal**

Este trabalho tem como objetivo principal desenvolver um equipamento robótico compacto para reabilitação dos movimentos individuais do tornozelo utilizando um atuador linear. Será realizado o projeto CAD assim como algumas análises CAE da estrutura para a construção de um protótipo em tamanho real.

### **1.2. Objetivos específicos**

- Desenvolver a ideia do equipamento compacto para reabilitação dos movimentos individuais do tornozelo.
- Estudo do tornozelo humano.
- Realizar o modelo matemático.
- Realizar o modelo CAD.
- Realizar o modelo CAE.
- Projeto técnico do projeto para fabricação.
- Fabricação do protótipo.
- Montagem do protótipo.
- Escrita do relatório.

### **1.3. Justificativa**

No Brasil, estima-se que, cerca de 2.231.000 pessoas sofreram Acidente Vascular Cerebral (AVC) e, dessas, 568.000 com incapacidade grave (BENSENOR *et al.*, 2015). Segundo o Painel CNT (2021), 71.699 pessoas foram feridas em acidentes rodoviários no ano de 2021. A entorse do tornozelo é mais comum em atletas, apresenta com maior frequência em atletas de vôlei, futebol e basquete, e corresponde a cerca de 10% a 15% das lesões totais desses esportes (RODRIGUES; WAISBERG, 2009).

Dessa forma, sabendo que uma parcela desses acidentes resulta em pacientes que precisarão de reabilitação dos movimentos do tornozelo (HAYES; CARROLL, 1986; JETTE *et al.*, 2005), o dispositivo desenvolvido neste projeto é importante como solução que colabora com o profissional de fisioterapia na execução de exercícios mais precisos e adaptados para cada paciente.



#### **1.4. Contribuição técnico-científica**

Neste trabalho será desenvolvido um equipamento que auxiliará profissionais da área de fisioterapia a executar com maior precisão os exercícios de reabilitação dos movimentos individuais do tornozelo. Dessa forma, se espera que os resultados obtidos com o uso deste equipamento possam se tornar uma ferramenta de auxílio permitindo a quantificação das seções de fisioterapia.

#### **1.5. Estrutura do trabalho**

Esta monografia está estruturada em cinco capítulos:

O capítulo II apresenta a revisão bibliográfica das causas da limitação de movimento do tornozelo, biomecânica do tornozelo e equipamentos robóticos aplicados na reabilitação do tornozelo.

O capítulo III traz a metodologia e procedimentos que foram necessários para o desenvolvimento da monografia.

O capítulo IV aborda e discute os resultados obtidos com o projeto.

Por fim, o capítulo V apresenta as conclusões e propostas para futuras pesquisas.

## CAPÍTULO II

### REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

#### 2.1. Causas da mobilidade limitada do tornozelo

A causa da limitação da mobilidade do tornozelo pode ser dada por diferentes fatores, os mais comuns são a paralisia cerebral, o AVC, entorse ou acidentes em geral que podem causar fraturas na coluna ou no tornozelo.

A paralisia cerebral é uma condição ocasionada por distúrbios ocorridos durante o desenvolvimento cerebral que começa durante a infância e persiste ao longo da vida podendo afetar desde a fala até o movimento (BAX *et al.*, 2005).

O AVC é uma das principais doenças que matam ou deixam sequelas, uma delas é a limitação motora. A reabilitação do paciente que sofreu AVC deve ser implementada o mais rápido possível para que a eficácia seja maior (HAYES; CARROLL, 1986).

A entorse é uma lesão aguda dos ligamentos causada por traumas torcionais nas articulações do tornozelo, podendo provocar rompimento parcial ou total dos ligamentos (ZAMPIERI; ALMEIDA, 2003).

Acidentes em geral, como os de trânsito, acontecem todos os dias e em vários casos podem fazer vítimas. Segundo a Organização Mundial da Saúde (2013), cerca de 20 a 50 milhões de pessoas sofrem acidentes não fatais todo ano. Além dessas causas, existe também a perda de mobilidade gradual devido ao envelhecimento (HERNÁNDEZ-GUILLÉN *et al.*, 2022).

As limitações de mobilidade do tornozelo causadas por essas doenças ou acidentes podem ser tratadas através de exercícios fisioterapêuticos aplicados no tornozelo (HAYES; CARROLL, 1986; JETTE *et al.*, 2005).

## 2.2. Biomecânica do pé e tratamento fisioterápico do tornozelo

A junta do tornozelo humano possui uma estrutura que permite três graus de liberdade. Para medir essa Amplitude De Movimento (ADM) é necessário que o pé esteja em posição anatômica, ou seja, posição inicial. Para o tornozelo, essa posição anatômica é a medida adotada na posição ereta. A medição é feita com o paciente deitado ou sentado com o auxílio de um goniômetro, esse é um dispositivo com corpo, onde se encontra as escalas (pode ser encontrado com escalas de 0-360° ou 0-180°), um braço fixo e outro móvel (MARQUES, 2003). Um exemplo de medição da ADM do tornozelo está apresentado na Fig. 2.1.

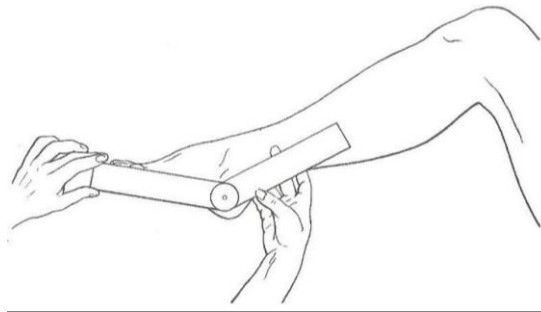


Figura 2.1 – Utilização do goniômetro para medir ADM do tornozelo. (MARQUES, 2003).

Além desses parâmetros, entram, também, na biomecânica do pé, suas características antropométricas, ou seja, suas dimensões (FREITAS JUNIOR, 2018). A média e desvio padrão de variáveis antropométricas do pé feminino e masculino são apresentadas na Tab. 2.1 (CASTRO, 2007).

Tabela 2.1 – Médias e desvios padrão de características antropométricas do pé [cm] (CASTRO, 2007).

Variável	Mulheres		Homens	
	Pé esquerdo	Pé direito	Pé esquerdo	Pé direito
Comprimento do pé	24,0 (±1,1)	24,0 (±1,1)	25,9 (±1,4)	25,9 (±1,2)
Largura do pé	9,9 (±0,6)	9,9 (±0,6)	10,5 (±0,7)	10,5 (±0,7)
Altura do peito do pé	5,7 (±0,6)	5,7 (±0,6)	6,5 (±0,6)	6,6 (±0,6)
Perímetro do peito do pé	23,5 (±1,3)	23,5 (±1,2)	25,5 (±1,4)	25,6 (±1,3)
Perímetro dos dedos	21,9 (±1,4)	21,9 (±1,4)	23,0 (±1,6)	23,50(±1,6)
Perímetro do tornozelo	25,5 (±1,9)	25,4 (±1,8)	27,0 (±1,7)	27,1 (±1,6)

Na fisioterapia são utilizadas diversas técnicas fisioterapêuticas com o intuito de aumentar a mobilidade articular, alguns movimentos que são tratados com essas técnicas são os de flexão plantar e dorsal, inversão e eversão, e adução e abdução, descritos na Fig. 2.2. Os exercícios são auxiliados por um fisioterapeuta que força e guia esses movimentos no paciente de acordo com sua necessidade e capacidade (Fig. 2.3) (DUTTON, 2010).



Figura 2.2 – Movimentos individuais do tornozelo em cada GDL (Adaptado de <https://www.elearnuk.co.uk/uploads/courses/168.pdf>).

Para a realização dos movimentos é necessário saber a amplitude em graus para cada um, os quais são mensurados através da utilização de um goniômetro (MARQUES, 2003). A Tab. 2.2 apresenta estes valores.

Tabela 2.2 – Amplitude de movimento da articulação do tornozelo.

<b>Movimento</b>	<b>Ângulo (°)</b>
Flexão plantar	0 – 45
Flexão dorsal	0 – 20
Inversão	0 – 20
Eversão	0 – 05
Abdução	0 – 20
Adução	0 – 40

Segundo estudos experimentais, a maior força aplicada por um profissional de fisioterapia para a mobilização do tornozelo foi cerca de 225N e a menor em torno de 100N (RESENDE *et al.*, 2005).



Figura 2.3 – Exercício de reabilitação auxiliado por um fisioterapeuta (DUTTON, 2010)

### 2.3. Engenharia assistiva aplicada na reabilitação do tornozelo

Estudos anteriores aplicaram dispositivos robóticos na reabilitação do tornozelo com apenas um ou mais Graus De Liberdade (GDL) (MIAO *et al.*, 2018; ALCOCER *et al.*, 2012). Na China, foi projetado um dispositivo robótico (Fig. 2.4a) que permite três GDL através da utilização de dois motores que giram uma haste roscada que irá movimentar o bloco de apoio do pé para a execução dos exercícios de reabilitação (WANG *et al.*, 2019). No Vietnã um equipamento robótico com apenas um GDL (Fig. 2.4b) foi projetado para reabilitação dos movimentos do tornozelo utilizando um atuador linear para simular flexão plantar e dorsal (DUC DAO *et al.*, 2022).

Um dispositivo acionado por motores (Fig. 2.4c) foi desenvolvido para permitir quatro GDL, dessa forma, além de exercer movimentos na articulação do tornozelo, ele realiza movimentos na junta do joelho (ALIPOUR *et al.*, 2020). Outro equipamento projetado permite mobilidade na articulação do tornozelo em três GDL e utiliza dois atuadores lineares para

acionar dois desses graus (Fig. 2.4d), os quais permitem exercitar flexão dorsal e plantar, e inversão e eversão. Este dispositivo é fixo ao paciente, ou seja, ele não é preso ao chão (KHANNA *et al.*, 2010).

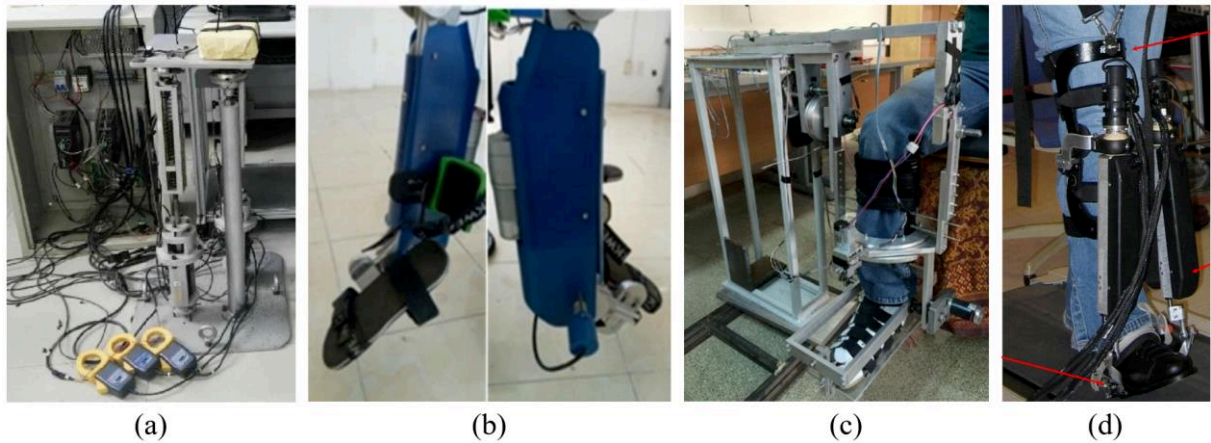


Figura 2.4 – Dispositivos robóticos para reabilitação dos movimentos do tornozelo. (a) Dispositivo com 3-GDL (WANG *et al.*, 2019); (b) Dispositivo com 1-GDL (DUC DAO *et al.*, 2022); (c) Dispositivo com 4-GDL (ALIPOUR *et al.*, 2020); (d) Dispositivo com 3-GDL (KHANNA *et al.*, 2010).

Os equipamentos presentes na literatura possuem limitações quanto aos tipos de movimento, altura em relação ao solo, sistema de controle complexo, além do alto custo dos equipamentos.

Neste trabalho é apresentado um projeto inovador, de baixo custo, que permitirá a movimentação do tornozelo em cada grau de liberdade separadamente.

## CAPÍTULO III

### METODOLOGIA

Neste capítulo é apresentado a metodologia utilizada para a realização do trabalho. Dessa forma, será dividido nos seguintes tópicos: modelo matemático, modelo CAD/CAE e, construção do protótipo.

#### 3.1. Modelo matemático

Neste trabalho, o equipamento de reabilitação do tornozelo foi projetado para permitir o movimento rotacional individual dos 3 graus de liberdades com apenas um atuador, o qual estará posicionado de maneira perpendicular ao solo para a execução dos movimentos de flexão plantar, flexão dorsal, inversão e eversão, e posicionado paralelo ao solo quando para execução dos movimentos de adução e abdução. A esquematização do sistema é apresentada na Fig. 3.1.

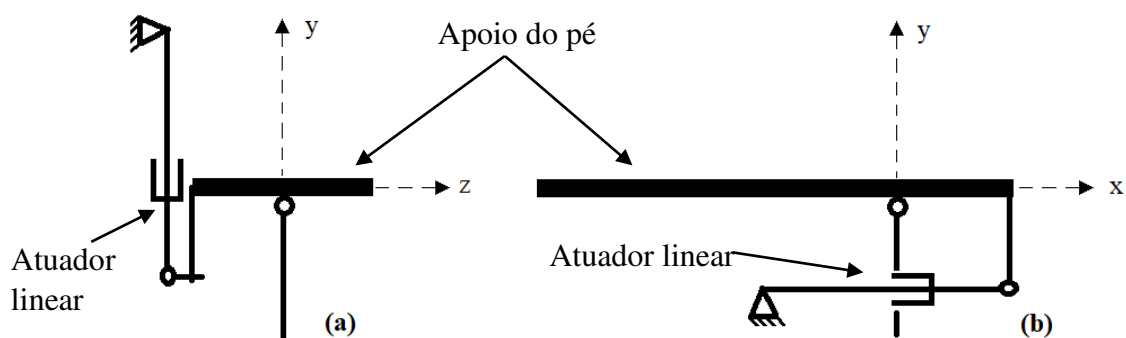


Figura 3.1 – (a) Posição do atuador para flexão plantar, flexão dorsal, inversão e eversão (vista traseira). (b) Posição do atuador para adução e abdução (vista lateral) (Autoria própria).

Utilizando de conhecimentos da trigonometria e geometria, foi possível determinar a altura mínima que o apoio do pé deve estar em relação ao solo para que não bata no chão ao executar o movimento de flexão plantar, e calcular o deslocamento da haste do atuador para a

execução de cada um dos 6 movimentos individuais necessários para a reabilitação do tornozelo.

Equações trigonométricas:

$$\cos(\theta) = \frac{CA}{H} \quad (1)$$

$$\text{sen}(\theta) = \frac{CO}{H} \quad (2)$$

Sendo  $CA$  o cateto adjacente e o  $CO$  o cateto oposto do triângulo retângulo utilizado como base para os cálculos.

As dimensões necessárias para os cálculos realizados nesta sessão são as do apoio do pé (Fig. 3.2), as quais foram baseadas na média dos valores encontrados para as dimensões do pé apresentadas na Tab. 2.1.

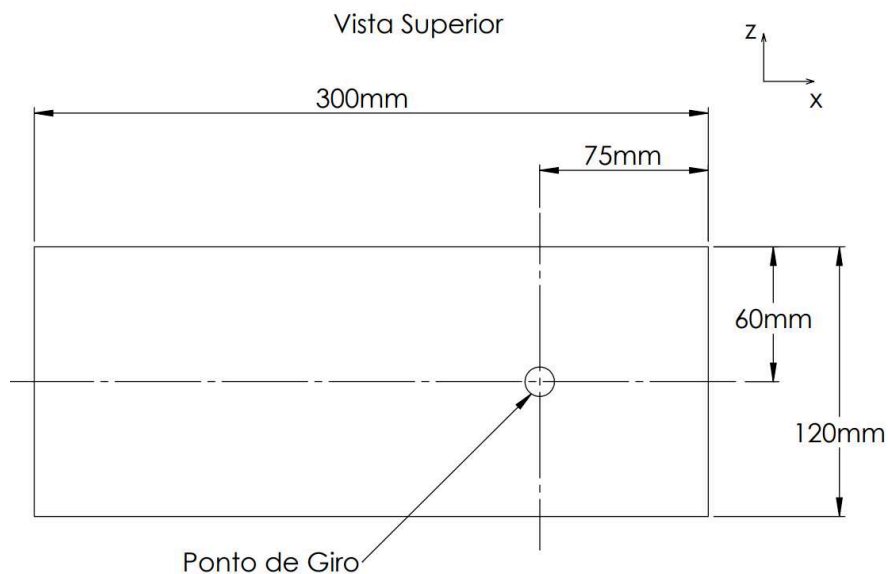


Figura 3.2 – Dimensões do apoio de pé utilizado (Autoria própria).

Para determinar a altura mínima do apoio foi utilizado a relação apresentada na Fig. 3.3, onde  $y$  representa o avanço máximo da haste,  $\theta$  é o ângulo máximo de flexão do pé,  $x_1$  é a distância entre a extremidade frontal do apoio e o ponto de giro e  $x_2$  a distância entre o ponto de giro e a traseira do apoio, dessa forma, para o cálculo desse avanço foi utilizada a Eq. 2, onde obtém-se uma altura mínima de 144,63 mm, utilizando angulação máxima para flexão plantar ( $\theta = 45^\circ$ ) e hipotenusa a distância do ponto de giro até a extremidade frontal ( $H = 225$  mm).



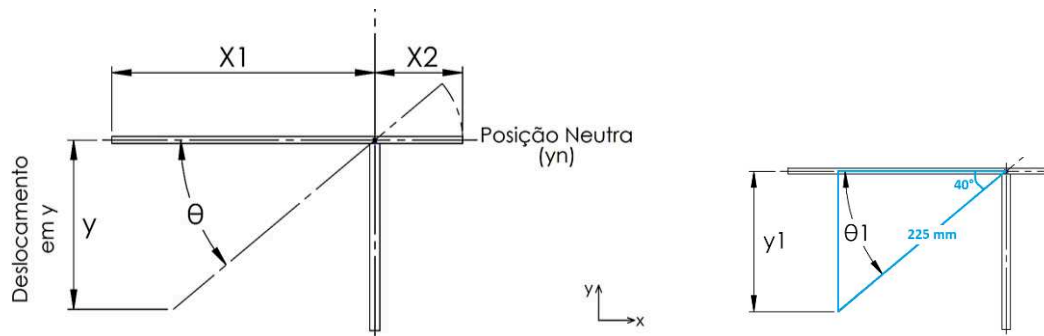


Figura 3.3 – Diagrama esquemático para o cálculo da altura mínima (Autoria própria).

Os cálculos de deslocamento da haste do atuador para os movimentos de flexão plantar e dorsal, inversão e eversão, foi feito de maneira análoga ao cálculo da altura mínima. Os diagramas esquemáticos para esses movimentos estão apresentados na Fig. 3.4.

Os deslocamentos para flexão plantar e dorsal são iguais tanto para o pé esquerdo quando para o pé direito. Já os deslocamentos para inversão e eversão sofrem um pouco de distinção visto que esses movimentos são feitos para direções opostas em cada um dos pés (esquerdo e direito). Desse modo, a equivalência pode ser determinada através da simetria do movimento, assim, o deslocamento realizado para a inversão no pé esquerdo será o mesmo deslocamento realizado para a eversão no pé direito, porém com movimento diferente da haste do atuador, quando para o pé esquerdo ela avança, para o pé direito ela se recolhe.

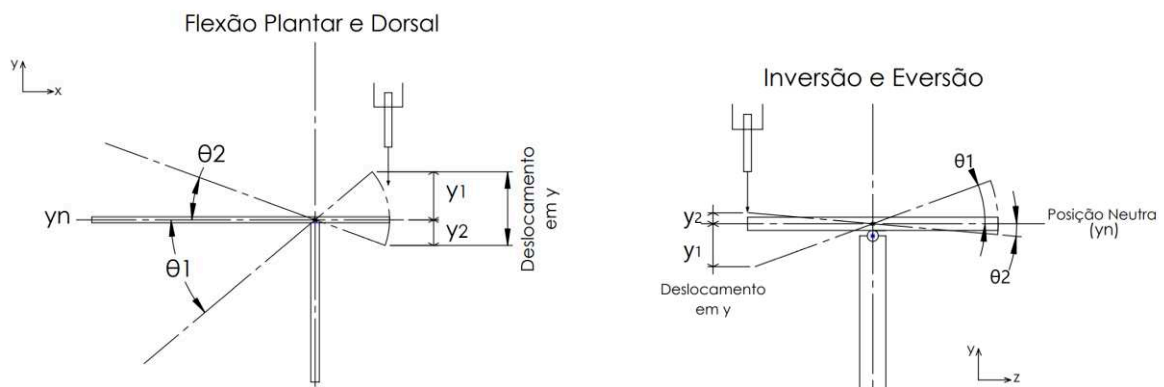


Figura 3.4 – Diagrama esquemático para o cálculo dos deslocamentos em y (Autoria própria).

Para determinar o deslocamento em x nos movimentos de adução e abdução, quando o atuador está posicionado paralelamente a base é utilizado o diagrama esquemático para os movimentos do pé esquerdo em torno do eixo y, Fig. 3.5.

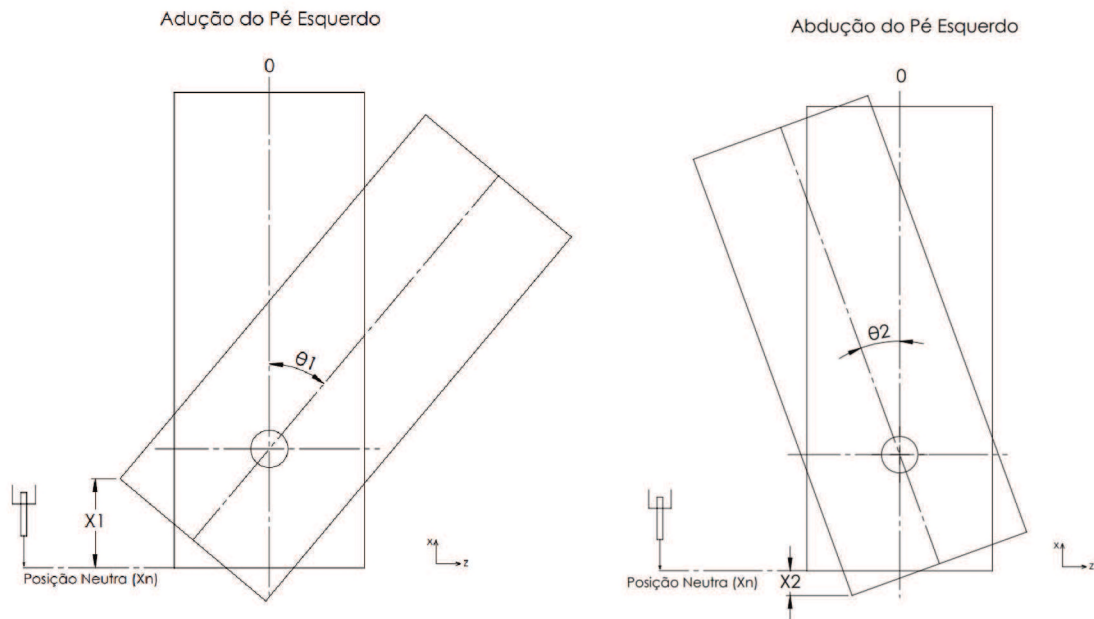


Figura 3.5 – Diagrama esquemático para os movimentos de adução e abdução do pé esquerdo, respectivamente (Autoria própria).

Diferentemente dos movimentos de inversão e eversão, a abdução e adução não possuem a equivalência entre os deslocamentos do pé esquerdo e pé direito. Assim, as relações precisam ser analisadas para cada um dos pés. O diagrama esquemático para os movimentos do pé direito em torno no eixo  $y$  estão apresentados na Fig. 3.6.

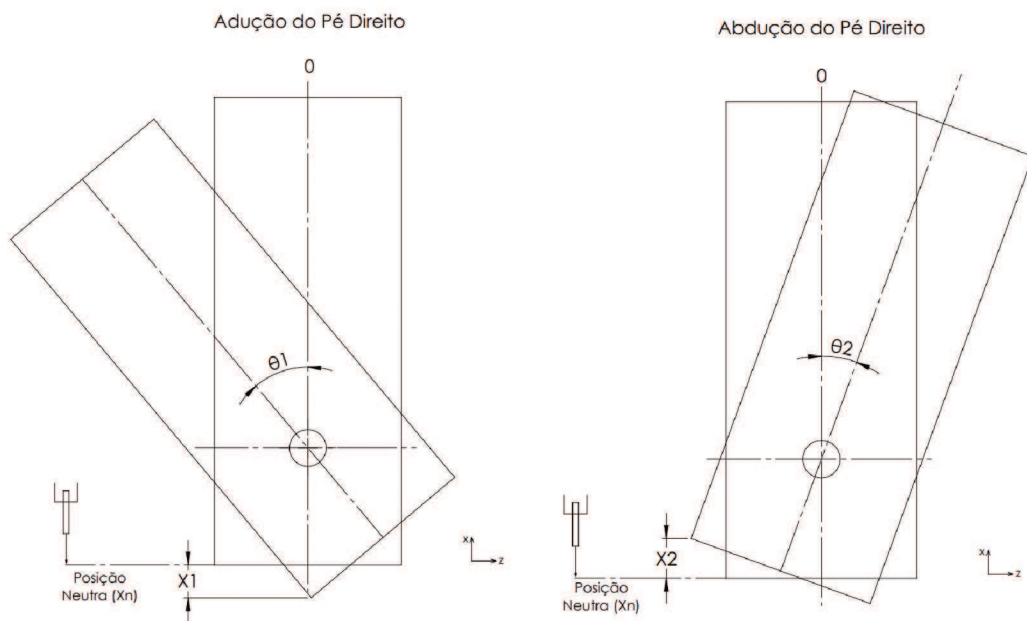


Figura 3.6 - Diagrama esquemático para os movimentos de adução e abdução do pé direito, respectivamente (Autoria própria).

Para uma melhor visualização do procedimento adotado para determinar o deslocamento em  $x$  foram desenhados os esquemas mostrados nas Fig. 3.7 e Fig. 3.8.

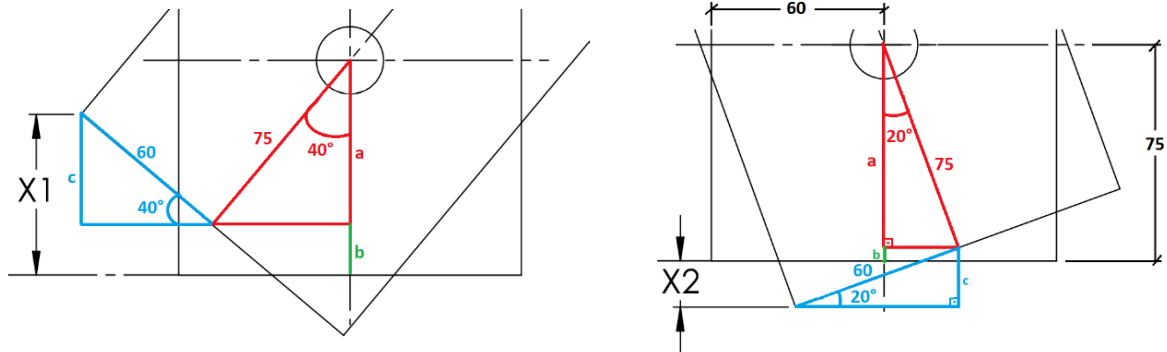


Figura 3.7 – Relações trigonométricas para o cálculo do deslocamento em  $x$  nos movimentos do pé esquerdo de adução e abdução, respectivamente (Autoria própria).

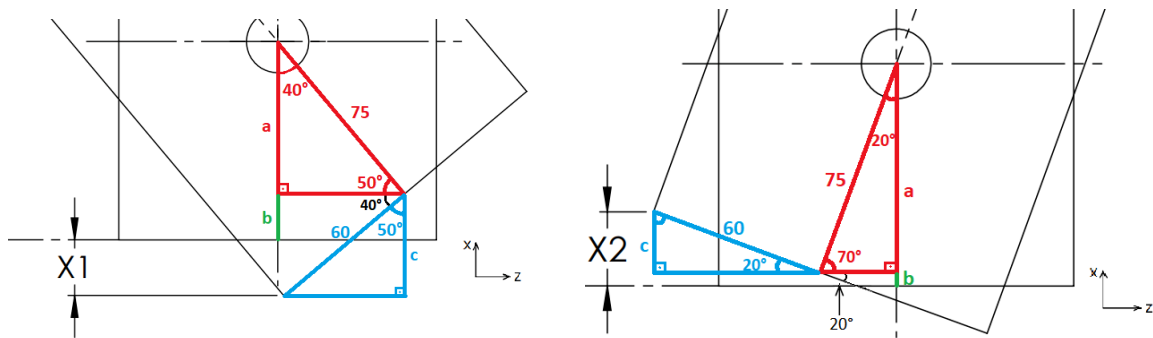


Figura 3.8 – Relações trigonométricas para o cálculo do deslocamento em  $x$  nos movimentos do pé direito de adução e abdução, respectivamente (Autoria própria).

Ao fazer as relações, obtém-se as Eq. 3 e Eq. 4 para o cálculo do deslocamento em  $x$  nos movimentos de adução do pé esquerdo ( $x_1^e$ ) e direito ( $x_1^d$ ), respectivamente.

$$x_1^e = 60 * \text{sen}(\theta) + 75 * [1 - \cos(\theta)] \quad (3)$$

$$x_1^d = 60 * \text{sen}(\theta) - 75 * [1 - \cos(\theta)] \quad (4)$$

E as Eq. 5 e Eq. 6 para o cálculo do deslocamento em  $x$  nos movimentos de abdução do pé esquerdo ( $x_2^e$ ) e direito ( $x_2^d$ ), respectivamente.

$$x_2^e = 60 * \text{sen}(\theta) - 75 * [1 - \cos(\theta)] \quad (5)$$

$$x_2^d = 60 * \text{sen}(\theta) + 75 * [1 - \cos(\theta)] \quad (6)$$

Foi observado que o deslocamento da haste do atuador, para o movimento de flexão plantar, sofre uma defasagem em relação ao ângulo real desejado, dessa forma, através de comparações, obteve-se a Eq. 7 para encontrar um ângulo ( $\varphi$ ) que seja equivalente a essa defasagem, o qual será usado na Eq. 2 para o cálculo do deslocamento em y na flexão plantar e dorsal. O Gráfico 3.1 apresenta a equivalência entre os ângulos.

$$\varphi = 0,7 * \theta + 4 \quad (7)$$

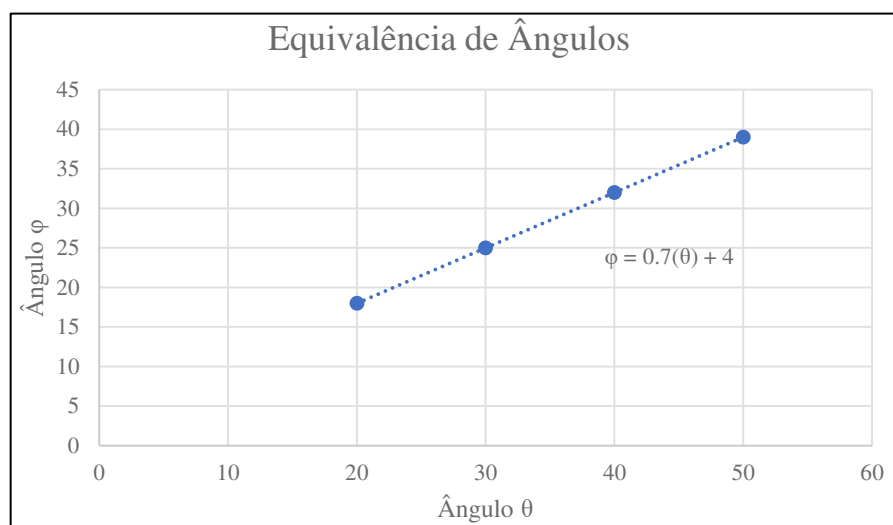


Gráfico 3.1 – Equivalência de ângulos para o cálculo do deslocamento da haste do atuador (Autoria própria).

O deslocamento máximo obtido de acordo com a maior angulação para cada um dos movimentos aplicados tanto no pé direito quando no pé esquerdo são apresentados na Tab. 3.1.

Tabela 3.1 – Deslocamento e direção do movimento da haste do atuador linear.

Movimento	$\theta$ (°)	Deslocamento (mm)		Haste do Atuador	
		Pé Esquerdo	Pé Direito	Pé Esquerdo	Pé Direito
Plantar	45	43,55	43,55	Recolhe	Recolhe
Dorsal	20	25,65	25,65	Avança	Avança
Inversão	20	20,52	20,52	Avança	Recolhe
Eversão	5	5,23	5,23	Recolhe	Avança
Adução	40	56,11	21,02	Recolhe	Avança
Abdução	20	16,00	25,04	Avança	Recolhe

Os valores apresentados na Tab. 3.1 são subtraídos da posição neutra do atuador quando é preciso recolher a haste e somados a posição neutra quando necessário avançar a haste.

Para a escolha do atuador linear a ser utilizado no projeto foi necessário conhecer o deslocamento máximo total em  $y$ , o qual é dado pela soma dos maiores deslocamentos realizados para recolher (56,11 mm) e avançar (25,65 mm) a haste do atuador, dessa forma obtém-se um valor de 81,76 mm, visto que um dos parâmetros de escolha é o comprimento da haste. Os valores para tal cálculo pode ser observado na Tab. 3.1.

### 3.2. Modelo CAD/CAE

Em função do modelo matemático, dados obtidos sobre dimensões anatômicas do pé humano e materiais já disponíveis no Laboratório de Automação e Robótica da Universidade Federal de Uberlândia, foi projetado um modelo tridimensional em um *software* de CAD. O modelo foi projetado para ser compacto e permitir a execução dos três exercícios individuais, flexão plantar/dorsal (Fig. 3.9a), inversão/eversão (Fig. 3.9b) e adução/abdução (Fig. 3.9c), tanto para o pé esquerdo quanto para o pé direito. A Fig. 3.9 apresenta o modelo 3D com um manequim para referência.

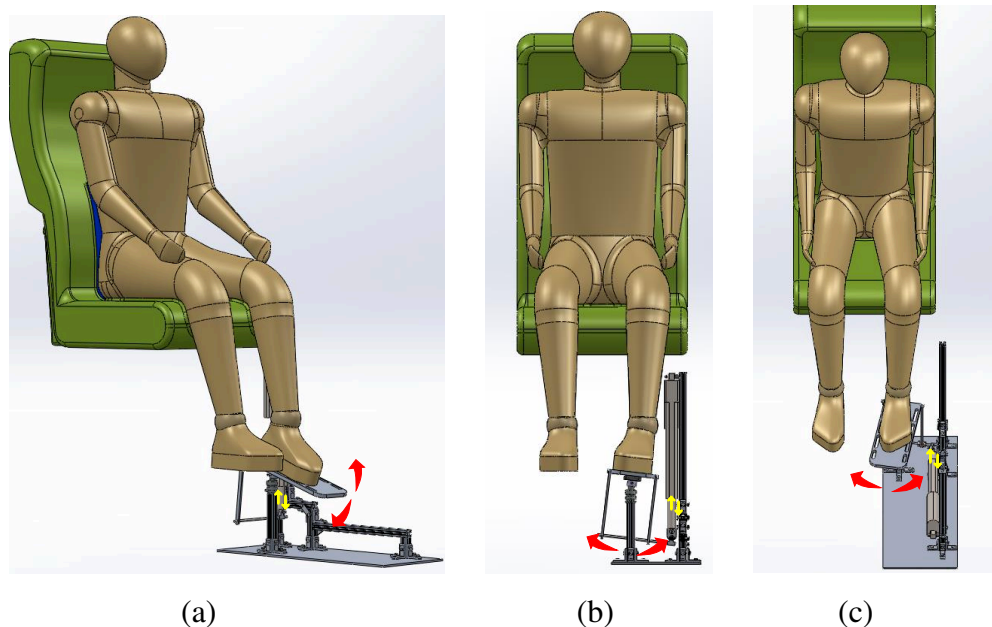


Figura 3.9 – Modelo CAD com manequim. (a) flexão plantar e dorsal; (b) inversão e eversão; (c) abdução e adução (Autoria própria).

Foi escolhido um atuador linear que atendesse aos requisitos mínimos do projeto, ou seja, haste de pelo menos 81,76 mm e força de 500 N (DUC DAO *et al.*, 2022). Com isso, na construção do modelo CAD foi utilizado como referência as dimensões do atuador linear do site Vinitrônica modelo V0F com haste de 200 mm (Fig. 3.10) para uma maior margem de segurança.

Com isso, o atuador linear escolhido possui um comprimento total de 559 mm, o que significa que para efetuar seu maior movimento de avanço (flexão plantar) ele teria que ser fixado a uma altura de pelo menos 685 mm. Dessa forma, visando que o equipamento fosse o mais compacto possível, o ponto de conexão entre a haste e o apoio do pé foi deslocado para a parte traseira do apoio do pé e para baixo em relação a esse apoio, assim o movimento pode ser realizado com o atuador fixado em um ponto mais baixo (Fig. 3.11).

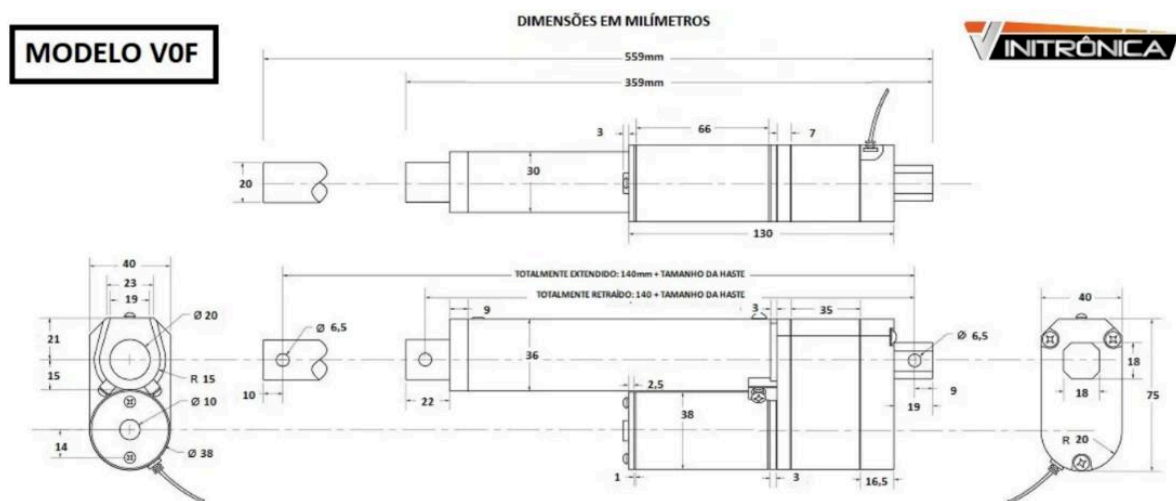


Figura 3.10 – Dimensões do atuador linear (<https://www.vinitronica.com.br/atuador-linear-eletrico-vf-com-feedback>).

A haste vertical projetada, a qual é conectada ao apoio do pé, possui comprimento total de 188 mm e entre furos 173 mm. Dessa forma, para que a haste do atuador fique com uma distância livre de pelo menos 60mm do seu ponto zero de forma que ela possa se recolher e exercer o movimento de adução do pé esquerdo (maior deslocamento de retração), é necessário que o atuador seja fixado a uma distância de 400 mm do ponto de conexão com o apoio do pé e tal ponto esteja a pelo menos 30 mm da base.

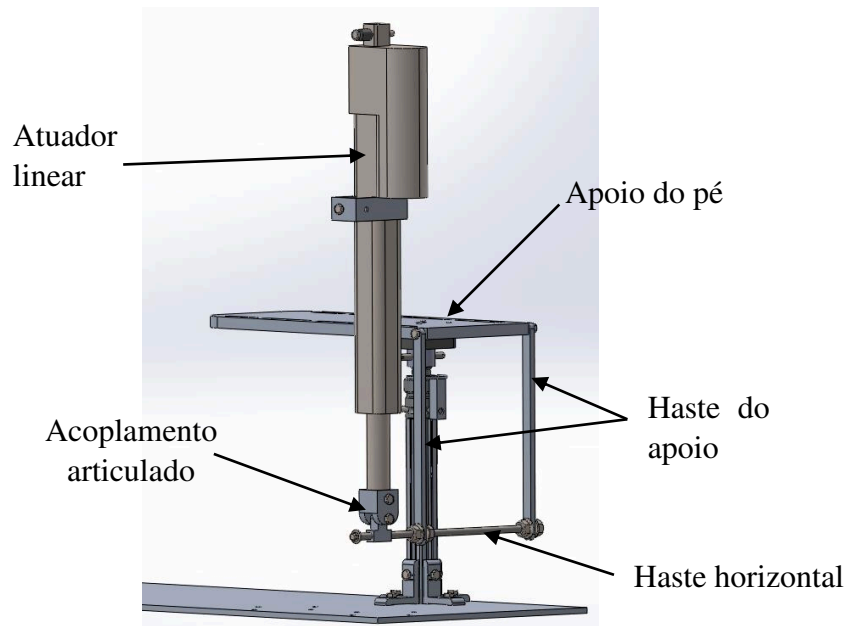


Figura 3.11 – Ponto de conexão entre haste do atuador e apoio do pé (Autoria própria).

O centro de giro do apoio do pé é posicionado a uma distância que representa 25% do comprimento total da chapa (300 mm), ou seja, está localizado a 75 mm da parte traseira. Ele está preso a um rolamento para permitir giro em torno do eixo  $y$  e executar os movimentos de adução e abdução. Uma junta universal de impacto de 1/2" é acoplada ao rolamento, dessa forma, é possível os giros em torno de  $x$  e  $z$ . A limitação do giro em torno de apenas um desses eixos é feita por uma trava que o próprio fisioterapeuta irá trocar de lugar de acordo com o exercício a ser realizado. A Fig. 3.12 apresenta a disposição dos componentes citados.

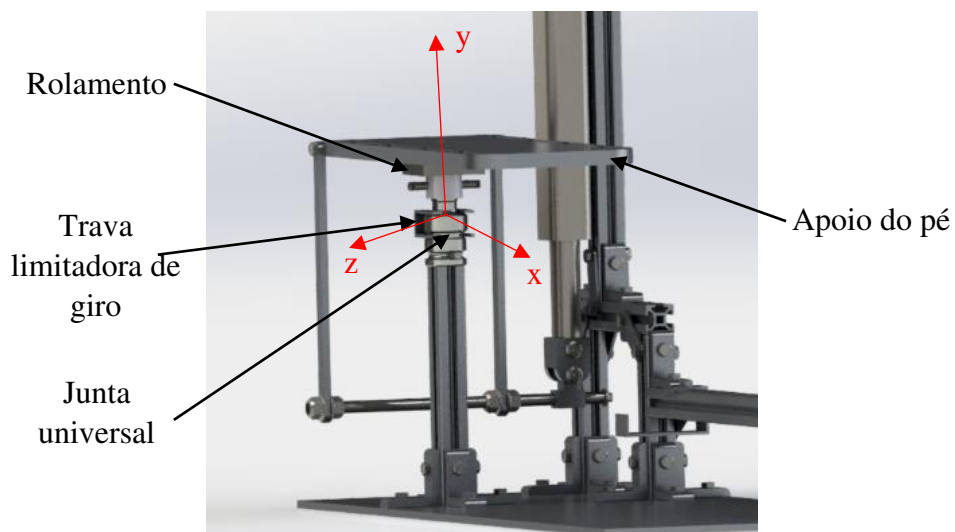


Figura 3.12 – Desenho CAD do protótipo e disposição de componentes (Autoria própria).

Com o modelo CAD construído foi possível realizar a verificação dos parâmetros calculados. A Fig. 3.13 apresenta os deslocamentos realizados pelo atuador nos exercícios de flexão plantar (Fig. 3.13b) e dorsal (Fig. 3.13c), assim como o ângulo equivalente a cada deslocamento, dessa forma, pode-se comparar resultados analíticos com o modelo CAD. Para o cálculo do deslocamento, é necessário conhecer a posição neutra do atuador (Fig. 3.13a), onde a plataforma está paralela ao solo, ou seja, com ângulo de  $0^\circ$ . Os valores apresentados no exercício de flexão plantar e dorsal são subtraídos do valor apresentado na posição neutra para determinar o deslocamento efetivo.

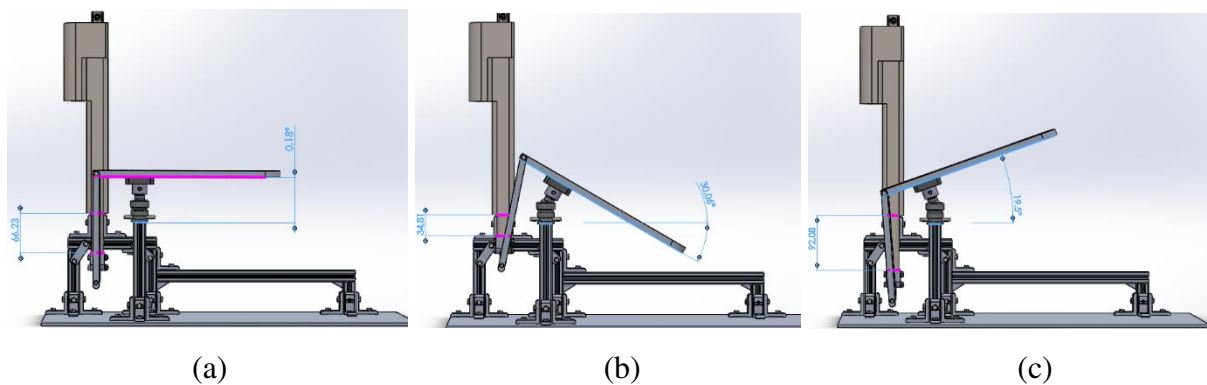


Figura 3.13 – Deslocamento da haste do atuador. (a) posição neutra; (b) flexão plantar; (c) flexão dorsal (Autoria própria).

Análogo aos movimentos de flexão, foi feito a verificação para os demais movimentos individuais. A Fig. 3.14 mostra os movimentos de inversão e eversão e a Fig. 3.15 os movimentos de adução e abdução.

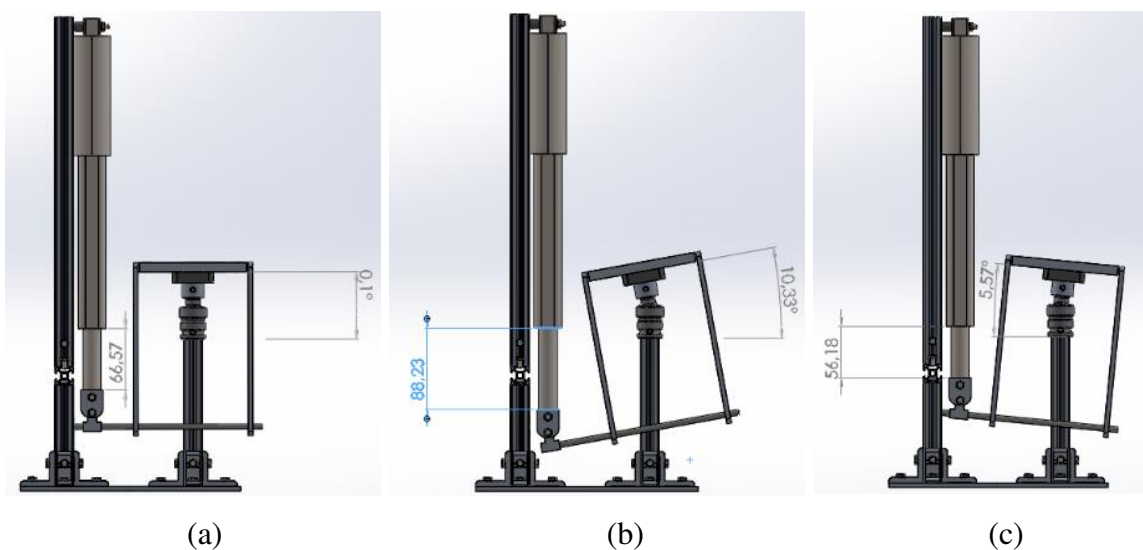


Figura 3.14 – Deslocamento da haste do atuador. (a) posição neutra; (b) inversão; (c) eversão (Autoria própria).



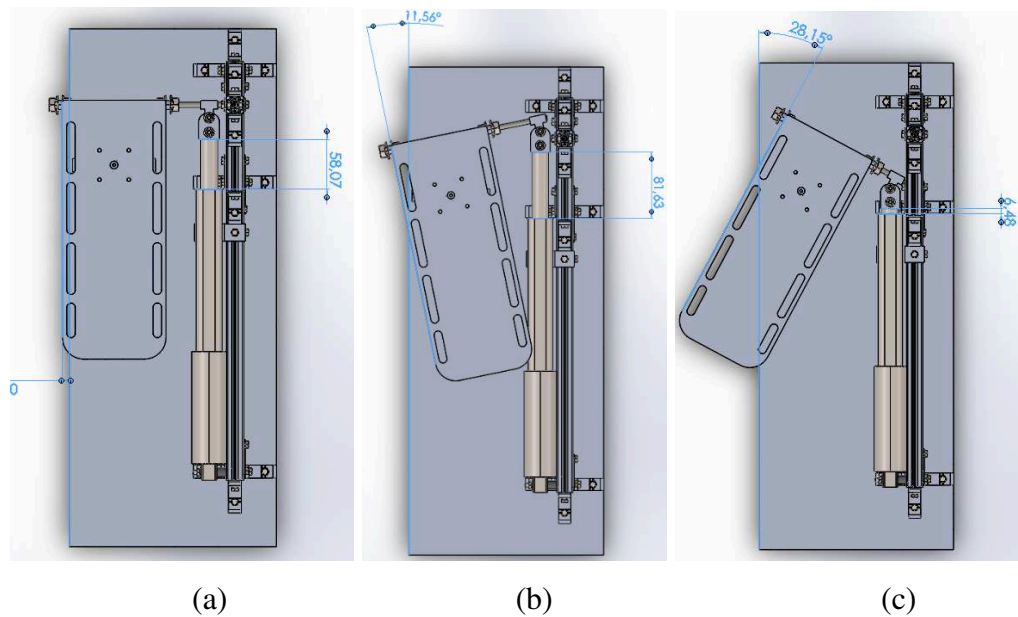


Figura 3.15 – Deslocamento da haste do atuador. (a) posição neutra; (b) abdução; (c) adução (Autoria própria).

A partir da modelagem 3D no *software* de CAD, SOLIDWORKS, foi feito o desenho técnico dos componentes (Apêndices de A a J) e especificações de fabricação.

### 3.3. Construção do protótipo

Com o desenho técnico do projeto 3D, foi realizada a fabricação das peças personalizadas e corte dos perfis estruturais segundo o dimensionamento especificado. Todas as peças fabricadas e os perfis estruturais (20x20 mm) são de alumínio. Foi utilizado usinagem por jato d'água no corte da base, apoio do pé, conectores lineares e haste vertical que conecta o apoio do pé com o atuador. O suporte do atuador foi impresso em PLA por uma impressora 3D presente no laboratório. Todos os componentes necessários para a construção do protótipo, desde parafusos a chapas de alumínio, já estavam disponíveis no laboratório com exceção da junta universal para o projeto.

Após a fabricação das peças, foram feitas as roscas internas (Fig. 3.16a) nos furos necessários, de forma manual, e montados os primeiros componentes que integram a estrutura de base (Fig. 3.16b).



Figura 3.16 – Construção do protótipo. (a) rosca interna; (b) montagem parcial do protótipo (Autoria própria).

Com a estrutura de base montada, foi possível a montagem final do protótipo. O posicionamento do atuador linear para os movimentos individuais de flexão plantar/dorsal e inversão/eversão é mostrado na Fig. 3.17a e o posicionamento para o movimento de adução/abdução é apresentado na Fig. 3.17b.

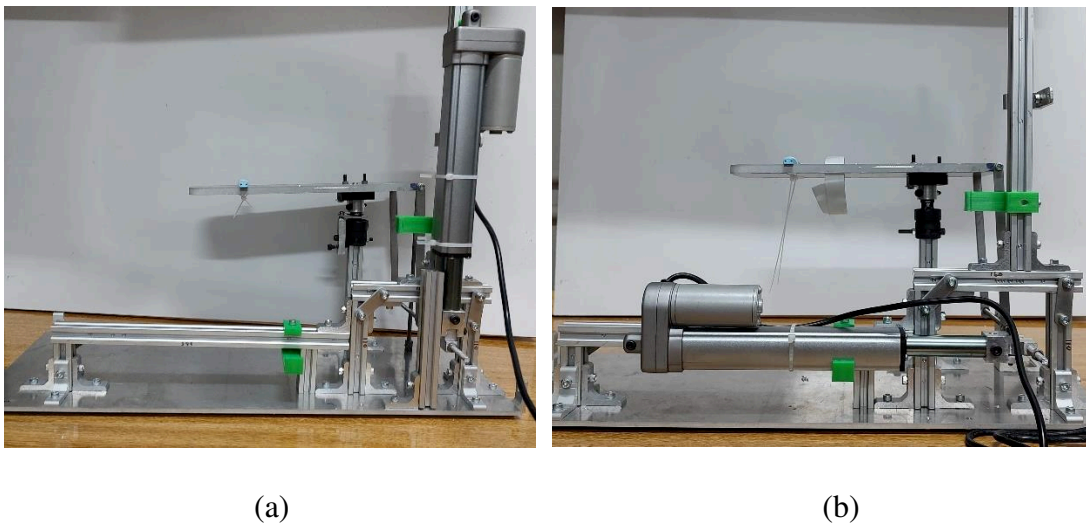


Figura 3.17 – Protótipo completamente montado. (a) Atuador linear na vertical. (b) Atuador linear na horizontal (Autoria própria).

Para a execução dos movimentos individuais de adução e abdução, o atuador, que antes estava na vertical para os demais movimentos, é desacoplado do perfil vertical e acoplado no perfil horizontal mantendo a posição neutra da haste do atuador.

Os testes realizados estão apresentados no capítulo IV de resultados e discussões.

## CAPÍTULO IV

### RESULTADOS E DISCUSSÕES

O equipamento foi construído e testado a execução dos movimentos com o auxílio de um inclinômetro digital, com resolução de  $0,1^\circ$ , fixo na plataforma. O dispositivo simulou os movimentos de flexão plantar/dorsal, inversão/eversão e abdução/adução com o deslocamento calculado previamente de acordo com as amplitudes de movimento (Tab. 2.2) da articulação do tornozelo. Devido a utilização de uma junta universal de impacto como componente articulado que apoia o suporte do pé possuir apenas  $0-30^\circ$  de amplitude, o movimento de flexão plantar foi limitado a este parâmetro.

O resultado do teste para flexão plantar e dorsal (Fig. 4.1) mostrou que o equipamento consegue executar o movimento individual de forma limitada devido ao dispositivo de articulação utilizado, o qual não promove nenhum tipo de resistência que permita o apoio do pé ficar parado em uma posição, essa deveria ser apenas alterada pela ação do atuador linear, porém a simples ação da força peso da placa altera sua posição.

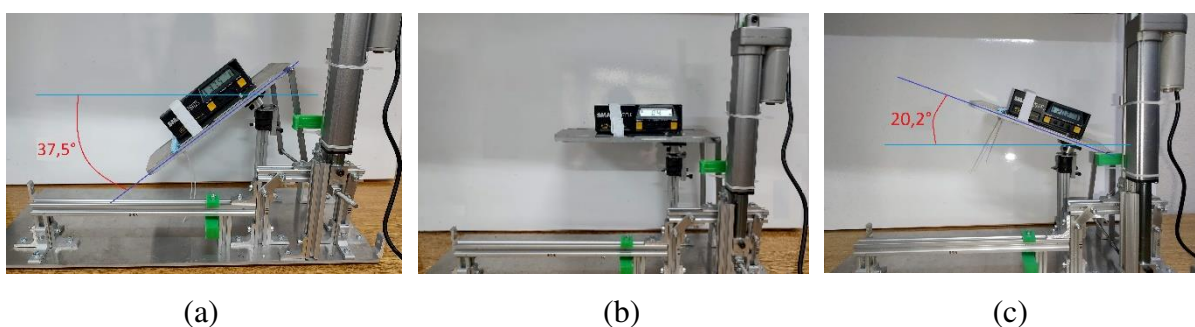


Figura 4.1 – Testes de flexão. (a) inclinação máxima em flexão plantar; (b) posição neutra; (c) inclinação máxima em flexão dorsal (Autoria própria).

Similar aos resultados do teste de flexão, para inversão e eversão (Fig. 4.2) o equipamento executa o movimento individual inclinando levemente para frente devido a

articulação utilizada e com a inversão do pé direito limitada a  $15^\circ$  devido às características da estrutura.

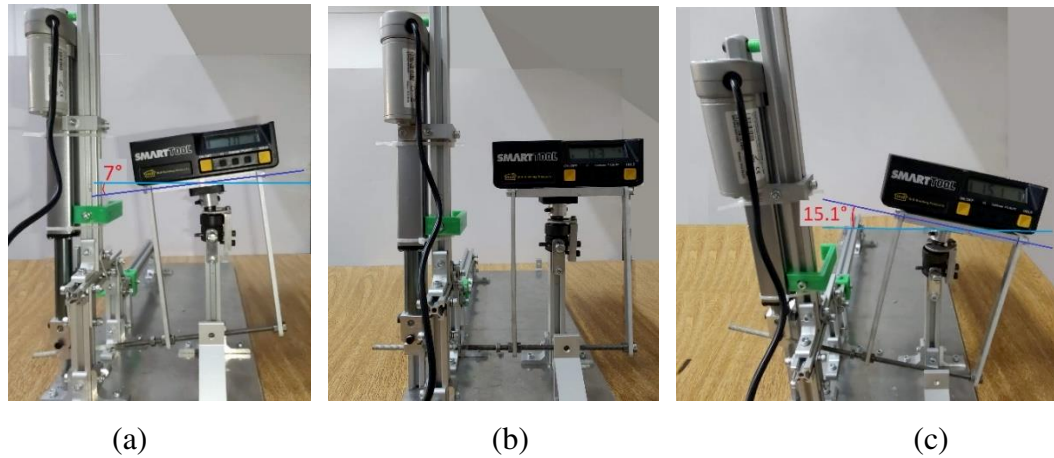


Figura 4.2 – Testes de (a) eversão pé direito; (b) posição neutra; (c) inversão pé direito (Autoria própria).

A peça de travamento da articulação, utilizada para restringir o movimento para as direções desejadas, alivia movimentos indesejados, porém não totalmente. Ela permite que a articulação atue em graus de liberdade indesejados, dessa forma, as inclinações apresentadas nos testes de flexão plantar/dorsal e inversão/eversão se dão por esses graus livres.

O teste para abdução e adução apresentou resultado na execução dos movimentos individuais sem que a plataforma se inclinasse, porém, os ângulos executados foram limitados devido às características mecânicas da estrutura. O ângulo executado, o qual pode ser observado através da Fig. 4.3, foi calculado com o auxílio da ferramenta matemática, Geogebra.

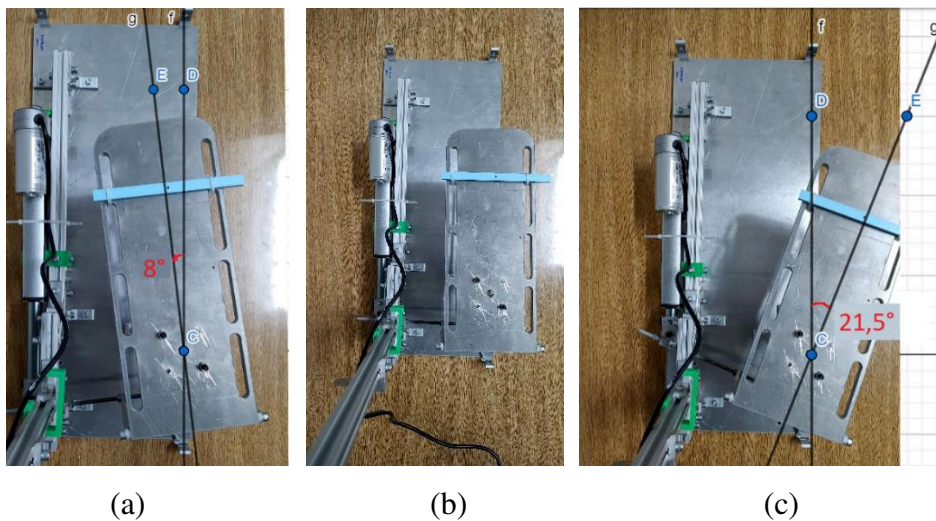


Figura 4.3 – Teste de (a) abdução do pé esquerdo; (b) posição neutra; (c) adução do pé esquerdo (Autoria própria).

O atuador linear foi mudado de lado do suporte para que as hastes acopladas no apoio do pé não colidissem com o atuador. Essa mudança ocasionou uma limitação no curso do atuador, pois a barra roscada precisou ser aumentada no comprimento. A limitação ocorre quando a barra roscada encosta nos perfis estruturais que dão suporte ao atuador linear.

De modo geral, a estrutura é rígida e suporta a aplicação. Com mudanças que permitam uma maior liberdade de movimento da barra roscada, tanto na horizontal como na vertical, maiores ângulos poderão ser executados nos movimentos individuais de reabilitação do tornozelo.

Ainda, para que o apoio do pé não sofra inclinações indesejadas, e para que os GDL sejam limitados para os movimentos a serem executados, é necessário que o dispositivo de articulação seja trocado ou colocado uma trava que limite esses movimentos. Um outro fator que contribuiu para o surgimento de novos GDL foi o fato de o atuador linear possuir haste que gira em torno de seu eixo, para amenizar esse giro foi elaborado uma trava para que este fosse contido.

## CAPÍTULO V

### CONCLUSÕES

Neste trabalho foi desenvolvido um dispositivo para reabilitação dos movimentos individuais do tornozelo com o intuito de auxiliar profissionais da área de fisioterapia a executar com maior precisão os exercícios de reabilitação. Assim, utilizando como base a biomecânica do tornozelo, foi feito primeiramente um modelo matemático, o qual permitiu a criação de um modelo CAD para uma posterior montagem do protótipo físico.

O protótipo desenvolvido apresenta estrutura rígida e com potencial para aplicação, porém para uma melhora do dispositivo são necessárias algumas alterações como:

- A troca do dispositivo de articulação é necessária para eliminar graus de liberdade indesejados e restringir o movimento apenas à direção necessária para a execução do movimento individual;
- É necessário a utilização de outro dispositivo para exercer a força sobre a haste e executar os movimentos desejados, visto que o atuador linear utilizado permite tempo de trabalho limitado, necessitando, até mesmo, tempo de descanso para próxima utilização. Uma das alternativas é utilizar motor rotativo e converter o movimento em linear;
- A estrutura precisa ser alterada para permitir maior liberdade de movimento da barra roscada.

Dessa forma, feito tais alterações, se espera que os resultados obtidos com o uso deste equipamento possam se tornar uma ferramenta de auxílio, permitindo a quantificação das seções de fisioterapia.

## REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- ALCOCER, W.; VELA, L.; BLANCO, A.; GONZALEZ, J.; OLIVER, M. Major Trends in the Development of Ankle Rehabilitation Devices. **DYNA**. Medellin, v. 79, n.176, p.45-55, jan. 2012.
- ALIPOUR, A.; MAHJOOB, M. J.; FAKHARIC, Z.; NAZARIAN, A. A New 4-DOF Robot for Rehabilitation of Knee and Ankle-Foot Complex: Simulation and Experiment. 2020. 23 p.
- BAX, M.; GOLDSTEIN M.; ROSENBAUM P.; LEVITON A.; PANETH N.; DAN B.; JACOBSSON B.; DAMIANO D.; Executive Committee for the Definition of Cerebral Palsy. Proposed Definition and Classification of Cerebral Palsy. **Dev. Med. Child. Neurol.** v.47, n.8, p.571-576, ago. 2005. DOI: 10.1017/s001216220500112x. PMID: 16108461.
- BENSENOR, I. M.; GOULART, A. C.; SZWARCOWALD, C. L.; VIEIRA, M. L.; MALTA, D. C.; LOTUFO, P. A. Prevalence of Stroke and Associated Disability in Brazil: National Health Survey – 2013. **Arquivos de Neuropsiquiatria.** v.73, n.9, p. 746-750, set. 2015 doi: 10.1590/0004-282X20150115. PMID: 26352491.
- CARDOSO, V. D. A Reabilitação de Pessoas com Deficiência Através do Desporto Adaptado. *Rev. Bras. Ciênc. Esporte, Florianópolis*, v.33, n.2, p.529-539, jun. 2011.
- CASTRO, A. P. **Características Antropométricas dos Pés de Indivíduos Idosos**, 164f. Dissertação de Mestrado, Universidade Federal de São Carlos, São Carlos, 2007.
- CONFEDERAÇÃO NACIONAL DO TRANSPORTE. Painel CNT de Acidentes Rodoviários. Brasília, 2021. Disponível em: < <https://www.cnt.org.br/painel-acidente>>. Acesso em: 15 ago. 2022.
- DUC DAO, M.; TRAN, X. T.; PHAM, D. P.; NGO, Q. A.; LE, T. T. T. Study on the Ankle Rehabilitation Device. **Archive of Mechanical Engineering.** v.69, n.1, p. 147-163, 2022. DOI: 10.24425/ame.2021.139803
- DUTTON, M. **Fisioterapia Ortopédica: Exame, Avaliação e Intervenção**. 2. Ed. Porto Alegre, RS: Artmed Editora S.A., 2010. 1720 p. ISBN 978-8536322711
- FREITAS JUNIOR, I. F., Org. **Padronização de Medidas Antropométricas e Avaliação da Composição Corporal**. São Paulo: CREF4/SP, 2018. 152 p.

HERNÁNDEZ-GUILLÉN, D.; ROIG-CASASÚS, S.; TOLSADA-VELASCO, C.; GARCÍA-GOMÁRIZ, C.; BLASCO, J. M. Talus Mobilization-Based Manual Therapy is Effective for Restoring Range of Motion and Enhancing Balance in Older Adults with Limited Ankle Mobility: A Randomized Controlled Trial, **Gait & Posture**, v.93, p.14-19, 2022, ISSN 0966-6362.

HAYES, S.H.; CARROLL, S.R. Early Intervention Care in the Acute Stroke Patient. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, v.67, n.5, p. 319–321, mai. 1986.

JETTE, D.U.; WARREN, R.L.; WIRTALLA, C. The Relation Between Therapy Intensity and Outcomes of Rehabilitation in Skilled Nursing Facilities. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, v.86, n.3, p.373–379, 2005.

KHANNA, I.; ROY, A.; RODGERS, M. M.; KREBS, H. I.; MACKO, R. M.; Forrester, L. W. Effects of Unilateral Robotic Limb Loading on Gait Characteristics in Subjects with Chronic Stroke. **Journal of Neuroengineering and Rehabilitation**. v.7, n. 23, maio 2010. DOI: 10.1186/1743-0003-7-23

MARQUES, A. P. **Manual de Goniometria**. 2. Ed. Barueri, SP: Manole, 2003. 136p. ISBN 85-204-1627-6

MIAO, Q.; ZHANG, M.; WANG, C.; LI, H. Towards Optimal Platform-Based Robot Design for Ankle Rehabilitation: The State of the Art and Future Prospects. **Journal of Healthcare Engineering**. v. 2018, mar. 2018. DOI: 10.1155/2018/1534247.

RESENDE, M. A.; VENTURINI, C.; PENIDO, M. M.; BICALHO, L. I.; PEIXOTO, G. H. C.; CHAGAS, M. H. Estudo da Confiabilidade da Força Aplicada Durante a Mobilização Articular Ântero-Posterior do Tornozelo. **Brazilian Journal of Physical Therapy**, v.10, n.2, p.199-204, nov. 2005.

RODRIGUES, F. L.; WAISBERG, G. Entorse de Tornozelo. **Rev. Assoc. Méd. Bras. Diretrizes em foco**, v.55, n.5, p.510-511, nov. 2009.

VALDIERO, A. C.; GOERGEN, R. A importância da Modelagem Matemática na Engenharia: Estudo de Caso de Robótica para Reabilitação. **Redes - Revista Interdisciplinar do IELUSC**, [S.l.], n.2, p.25-36, jan. 2020. ISSN 2595-4423. Disponível em: <<http://revistaredes.ielusc.br/index.php/revistaredes/article/view/64>>. Acesso em: 15 ago. 2022.



WANG, C.; WANG, L.; WANG, T.; LI, H.; DU, W.; MENG, F.; ZHANG, W. Research on an Ankle Joint Auxiliary Rehabilitation Robot with a Rigid-Flexible Hybrid Drive Based on a 2-S'PS' Mechanism. *Applied Bionics and Biomechanics*. v. 2019, ID 7071064, 20 p., jul. 2019.

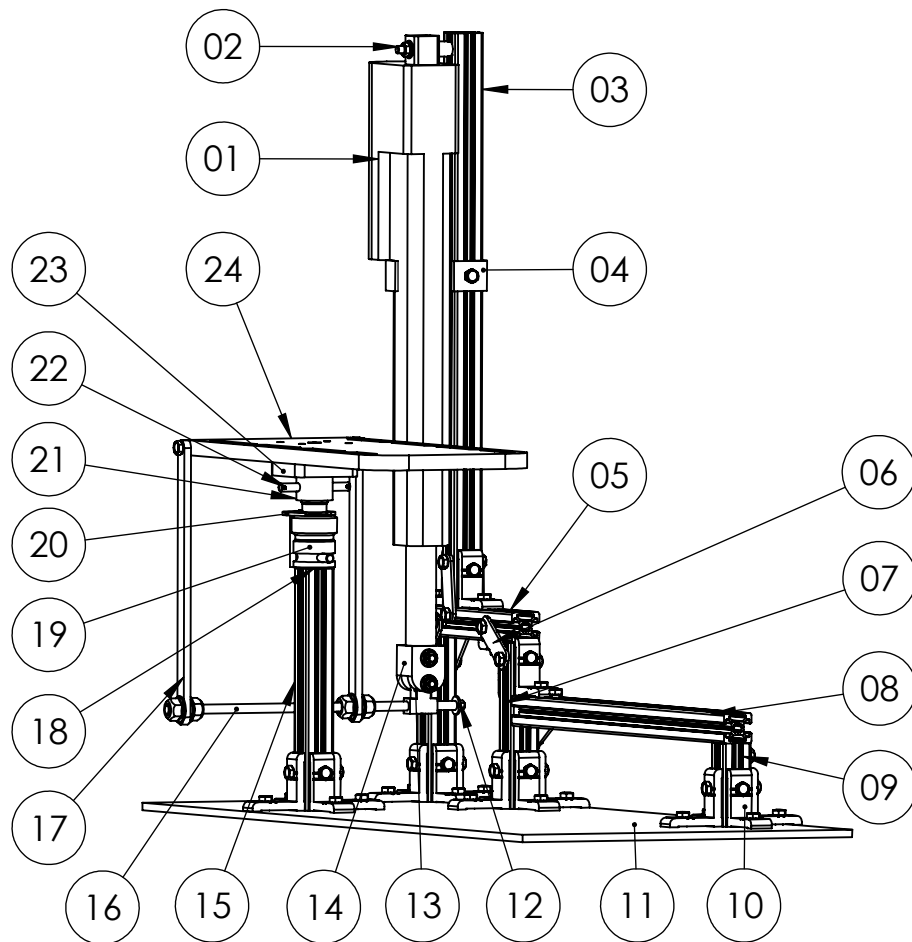
Organização Mundial da Saúde, OMS. **World Report on Disability**. Geneva, 2011. ISBN 978 92 4 068800 1

Organização Mundial da Saúde, OMS. **Global Status Report on Road Safety: Supporting a Decade of Action**. Geneva, 2013. ISBN 978 92 4 156456 4

ZAMPIERI, C.; ALMEIDA, G. L. Instabilidade Funcional do Tornozelo: Controle Motor e Aplicação Fisioterapêutica. **Brazilian Journal of Physical Therapy**. Ribeirão Preto, v.7, n.2, p.101-114, ago. 2003.

ZHOU, Z.; MENG, W.; AI, Q.; LIU, Q.; WU, X. Practical Velocity Tracking Control of a Parallel Robot Based on Fuzzy Adaptive Algorithm. **Adv. Mech. Eng.** 5:574896. Hubei, 2013. DOI: 10.1155/2013/574896

Apêndice A - Modelo de conjunto

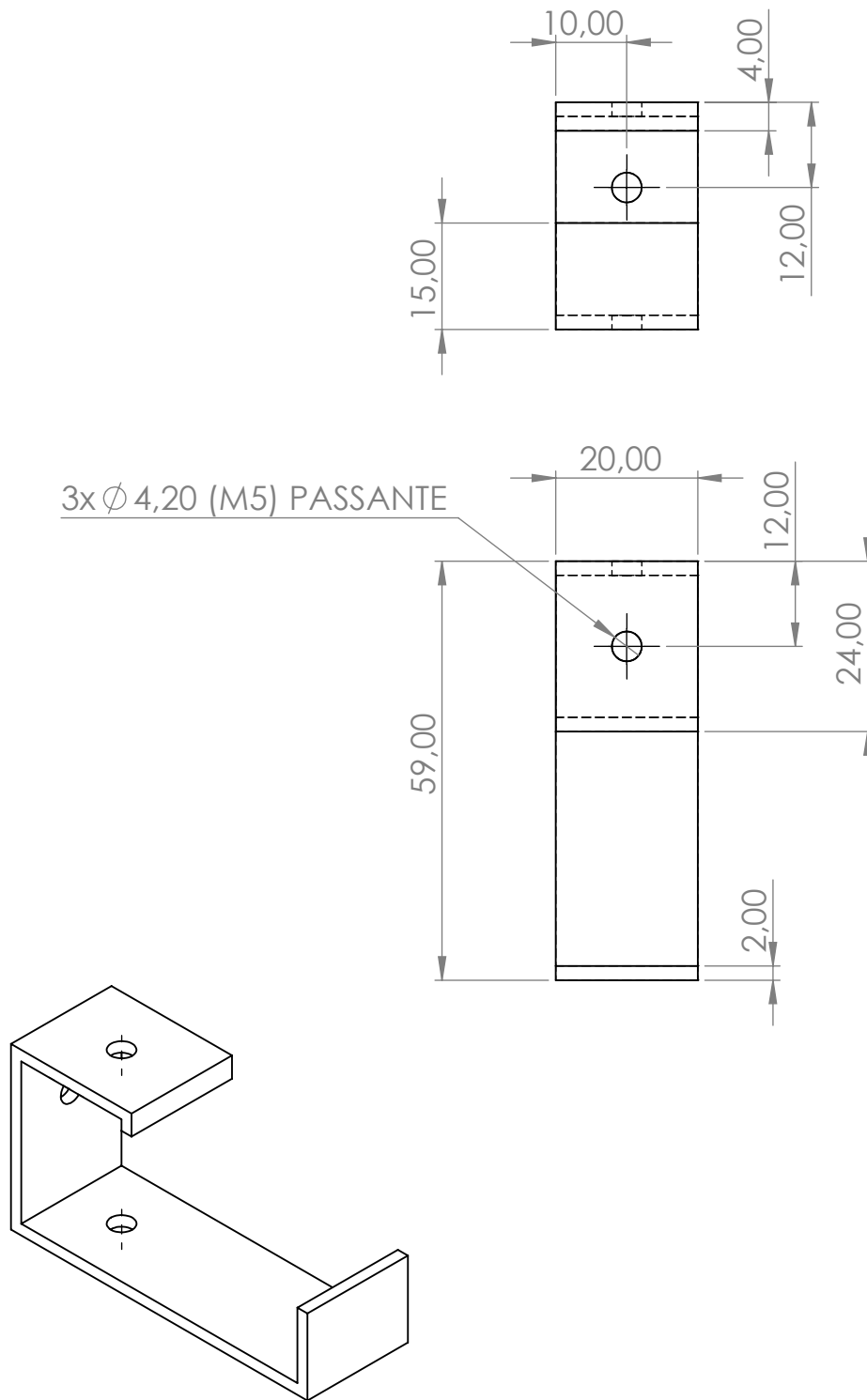


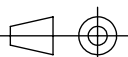
Nº	Nome	Dim. [mm]	Qtd.	Nº	Nome	Dim. [mm]	Qtd.
01	Atuador 50 kgf	200	1	13	Acoplamento Haste	--	1
02	Pino Fixação Atuador	D6.5x40	1	14	Acoplamento Atuador	--	1
03	Perfil Estrutural	20x20x380	1	15	Perfil Estrutural	20x20x160	1
04	Suporte Atuador	--	2	16	Haste Horizontal	D6x210	1
05	Perfil Estrutural	20x20x150	1	17	Haste Vertical	10x5x185	2
06	Conector Linear	15x2x45	10	18	Acomplamento Soquete	--	1
07	Perfil Estrutural	20x20x110	2	19	Junta Universal 1/2"	--	1
08	Perfil Estrutural	20x20x335	1	20	Limitador Junta	--	1
09	Perfil Estrutural	20x20x55	1	21	Acoplamento da Esfera	--	1
10	Cantoneira	38x38x15	21	22	Pino Fixação Junta	D5.5x45	2
11	Placa Base	240x600	1	23	Mancal com Rolamento	D8	1
12	Parafuso Limitador	M4	1	24	Apoio do pé	10x120x300	1

Data 08/2022 Nome Modelo de Conjunto Nº 00 Qtd. 01

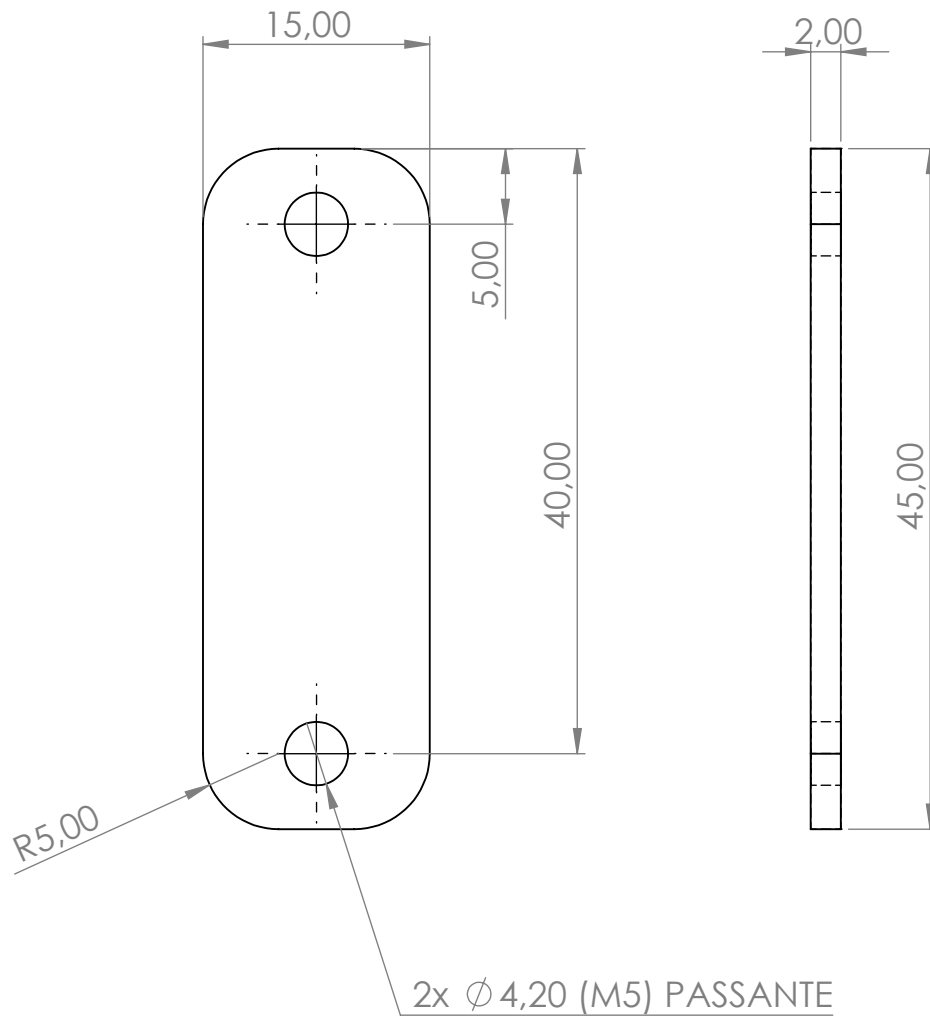
Escala 1:5 Título Desenvolvimento de um Equipamento Robótico para Reabilitação dos Movimentos Individuais do Tornozelo com Utilização de Atuador Linear Unidade mm Material --

Apêndice B - Desenho técnico suporte do atuador



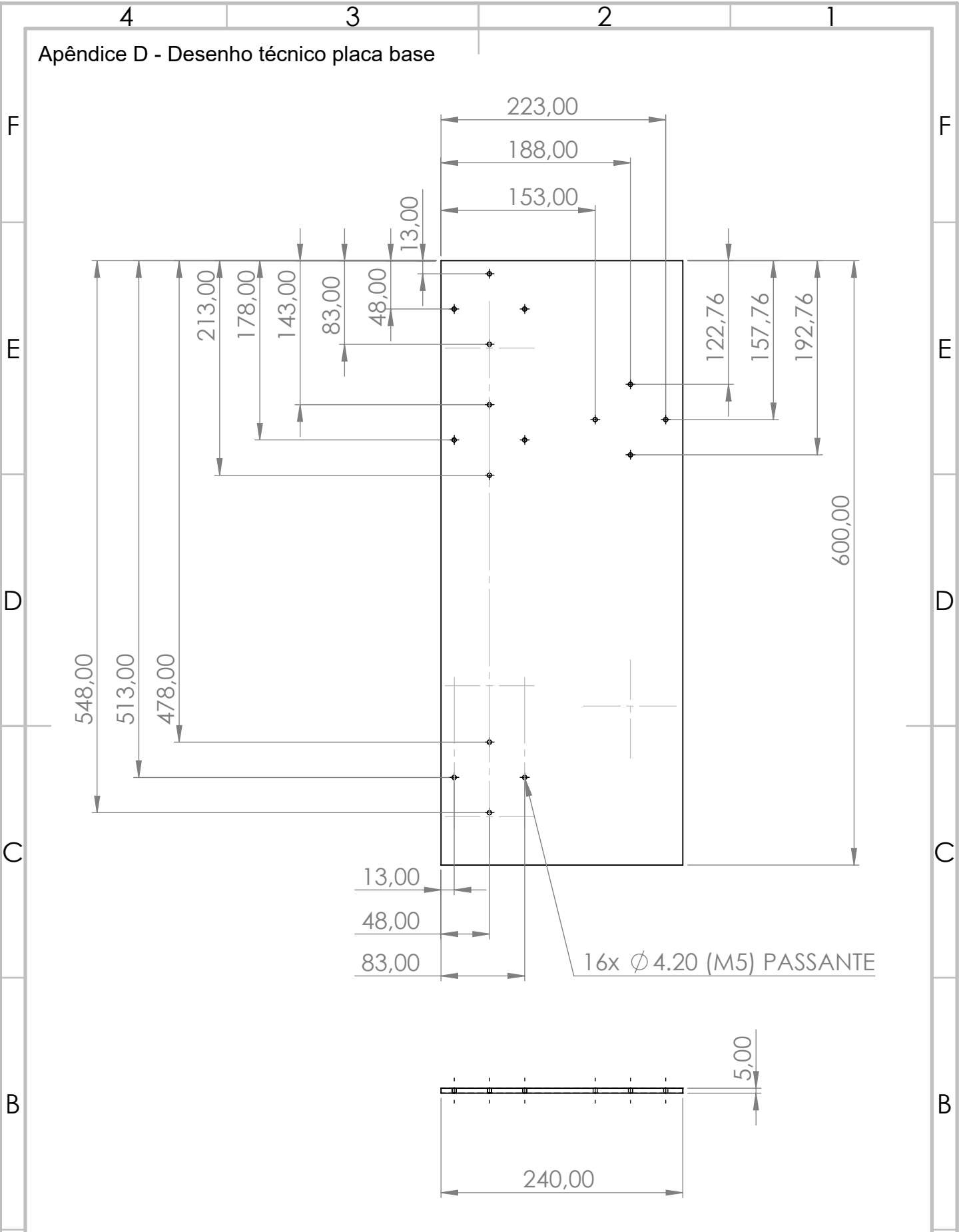
Data 08/2022	Nome Suporte do Atuador	Nº 04	Qtd. 02
Escala 1:1	Titulo Desenvolvimento de um Equipamento Robótico para Reabilitação dos Movimentos Individuais do Tornozelo com Utilização de Atuador Linear		Unidade mm
			Material Polímero

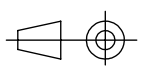
Apêndice C - Desenho técnico conector linear



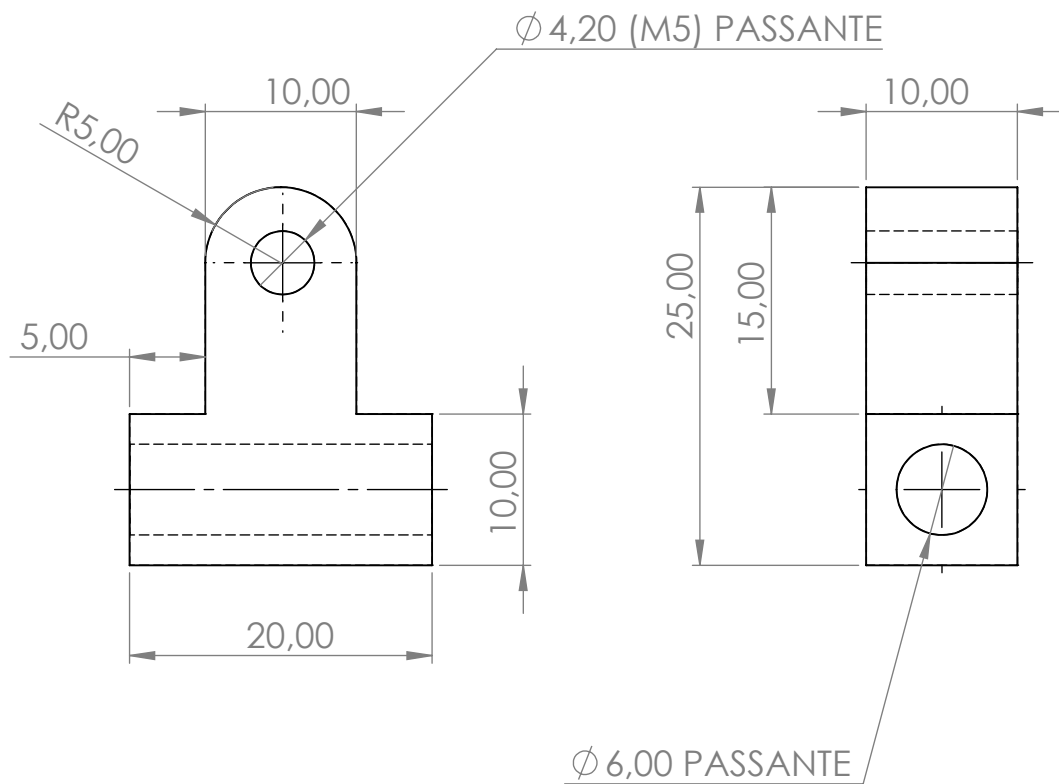
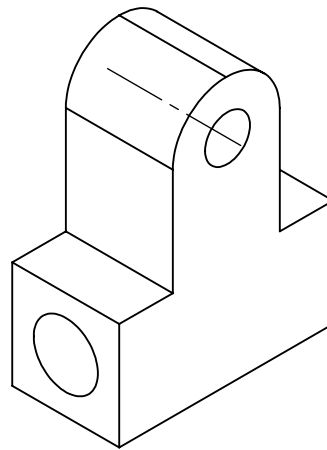
Data 08/2022	Nome Conector Linear	Nº 06	Qtd. 10
Escala 2:1	Titulo Desenvolvimento de um Equipamento Robótico para Reabilitação dos Movimentos Individuais do Tornozelo com Utilização de Atuador Linear	Unidade mm	
		Material Aluminio	

Apêndice D - Desenho técnico placa base



Data 08/2022	Nome Placa Base	Nº 11	Qtd. 01
Escala 1:5	Título Desenvolvimento de um Equipamento Robótico para Reabilitação dos Movimentos Individuais do Tornozelo com Utilização de Atuador Linear		Unidade mm
			Material Aluminio

Apêndice E - Desenho técnico acoplamento da haste horizontal



Data 08/2022	Nome Acoplamento da Haste Horizontal	Nº 13	Qtd. 01
Escala 2:1	Título Desenvolvimento de um Equipamento Robótico para Reabilitação dos Movimentos Individuais do Tornozelo com Utilização de Atuador Linear		Unidade mm
			Material Aluminio

Apêndice F - Desenho técnico acoplamento do atuador

F

E

D

C

B

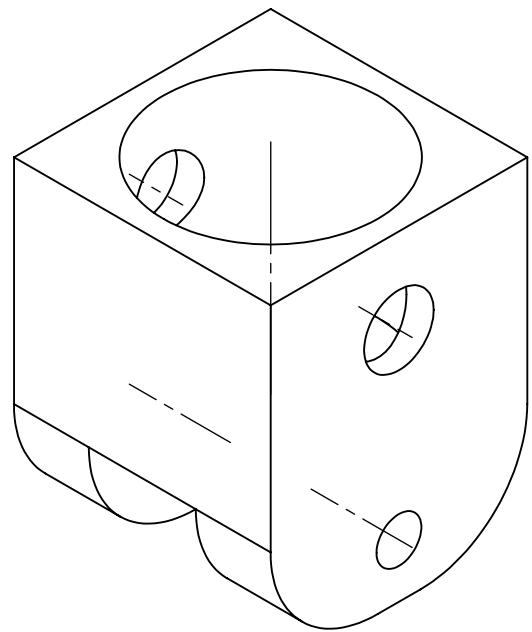
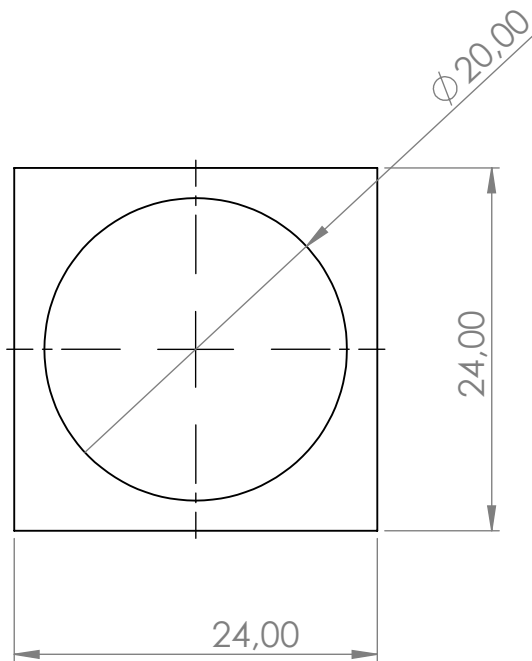
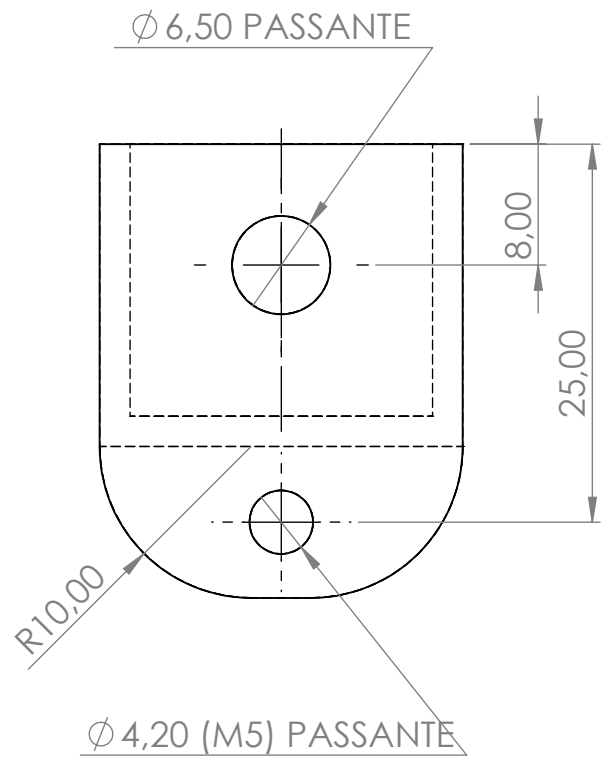
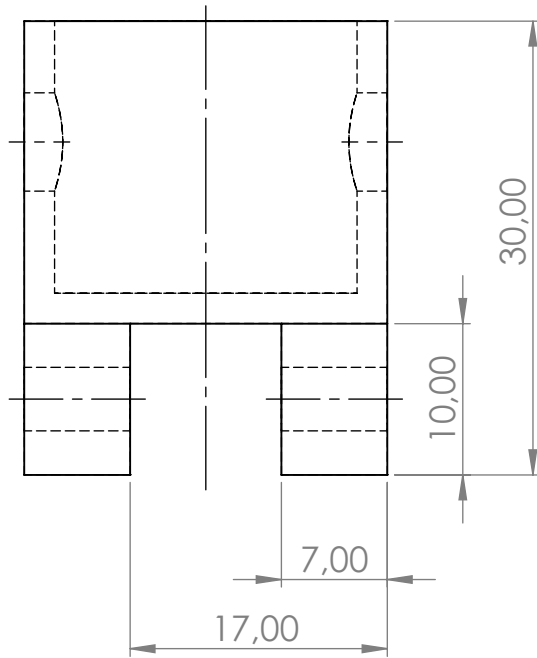
F

E

D

C

B



A

A

Data  
08/2022

Nome  
Acoplamento do Atuador

Nº  
14

Qtd.  
01

Escala  
2:1

Título  
Desenvolvimento de um Equipamento Robótico para  
Reabilitação dos Movimentos Individuais do Tornozelo  
com Utilização de Atuador Linear

Unidade  
mm

Material  
Aluminio



Apêndice G - Desenho técnico haste vertical

F

E

D

C

B

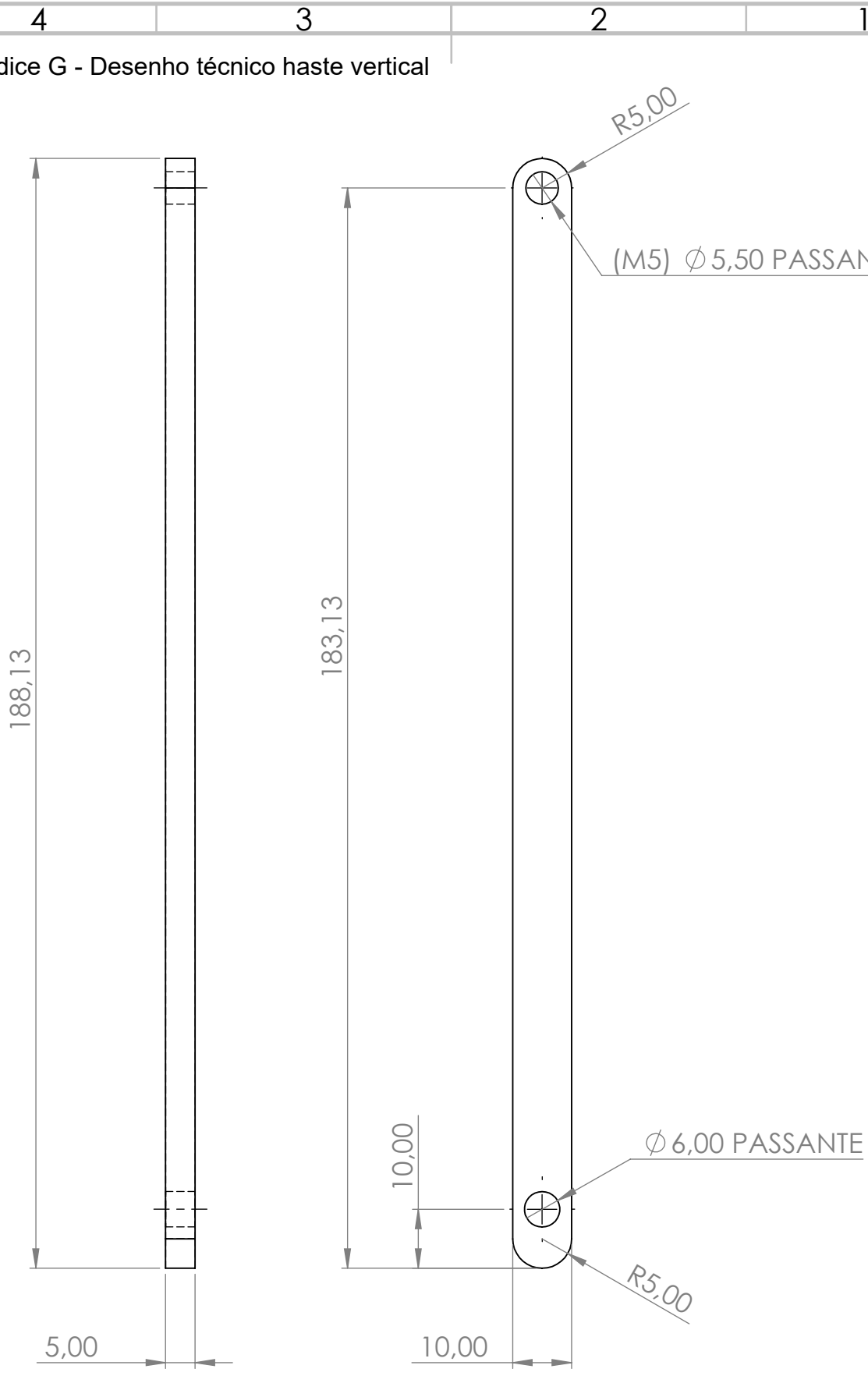
F

E

D

C

B



A

A

Data  
08/2022

Nome  
Haste Vertical

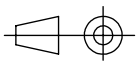
Nº  
17

Qtd.  
02

Escala  
1:1

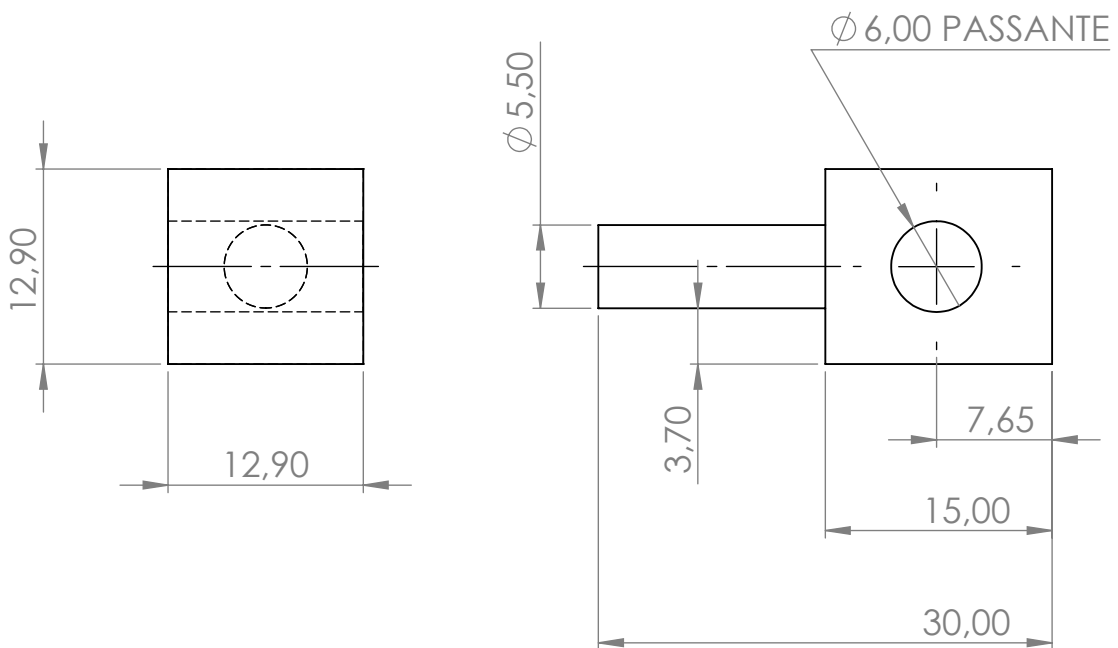
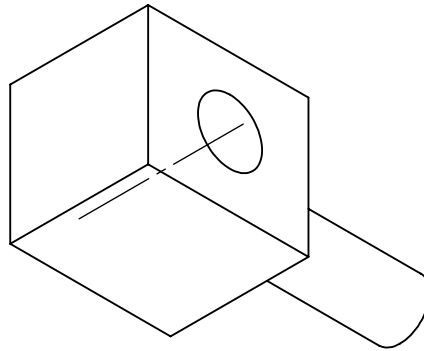
Título  
Desenvolvimento de um Equipamento Robótico para  
Reabilitação dos Movimentos Individuais do Tornozelo  
com Utilização de Atuador Linear

Unidade  
mm  
Material  
Alumínio



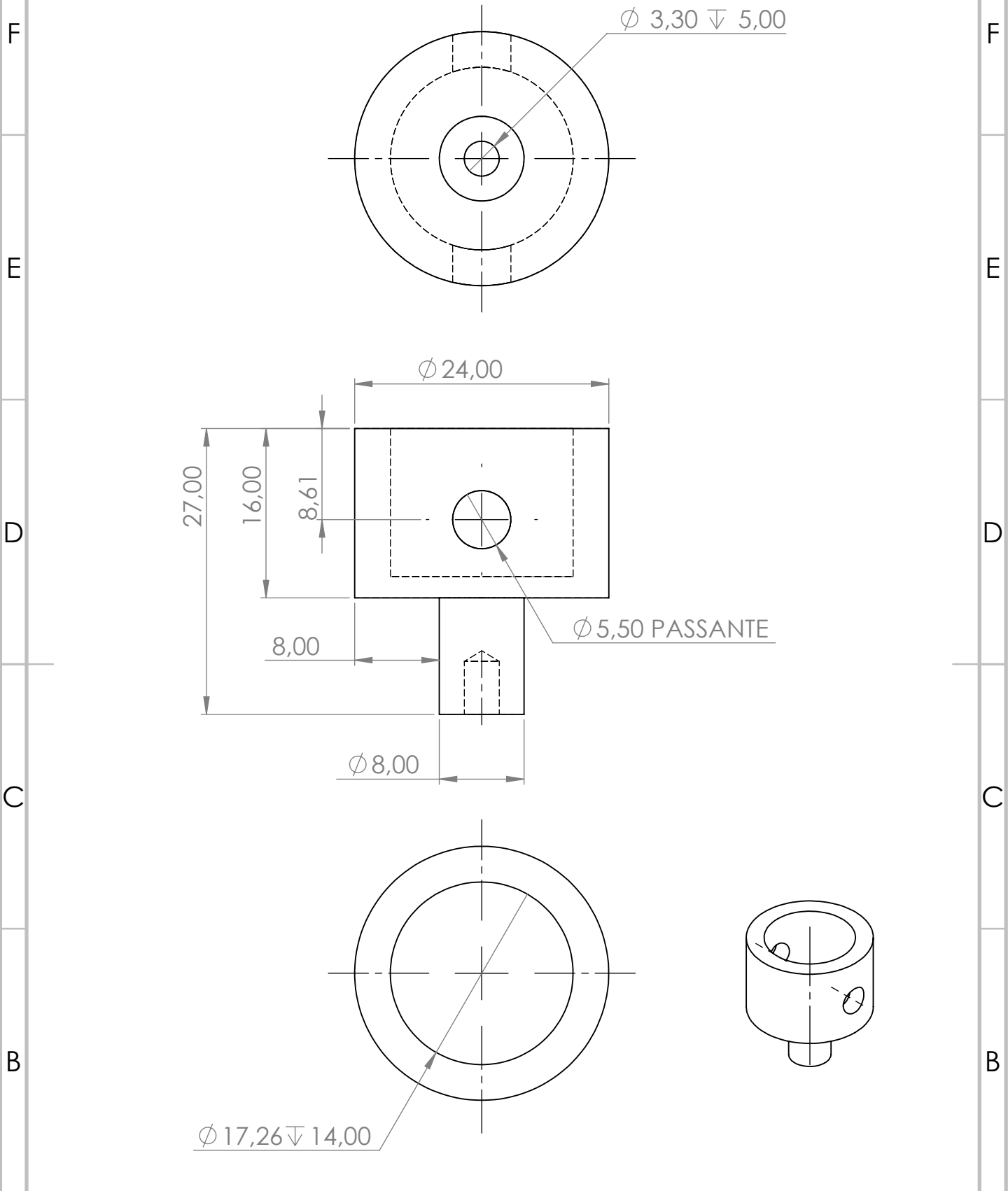


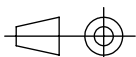
Apêndice H - Desenho técnico acoplamento soquete da junta universal



Data 08/2022	Nome Acoplamento Soquete da Junta Universal	Nº 18	Qtd. 01
Escala 2:1	Título Desenvolvimento de um Equipamento Robótico para Reabilitação dos Movimentos Individuais do Tornozelo com Utilização de Atuador Linear	Unidade mm	
		Material Alumínio	

Apêndice I - Desenho técnico acoplamento superior da junta universal

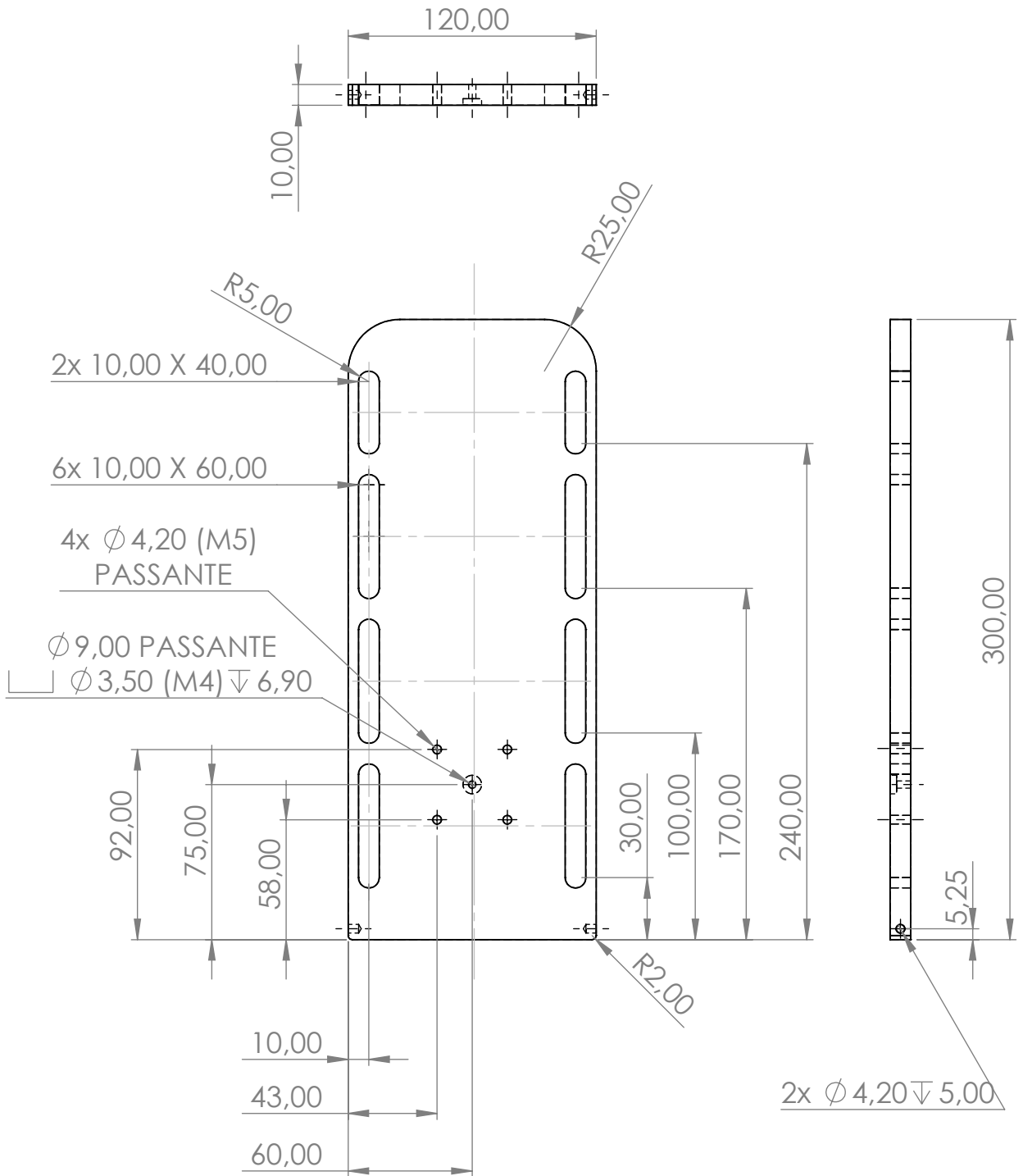


Data 08/2022	Nome Acoplamento da Esfera (Junta Universal)	Nº 21	Qtd. 01
Escala 2:1	Titulo Desenvolvimento de um Equipamento Robótico para Reabilitação dos Movimentos Individuais do Tornozelo com Utilização de Atuador Linear		Unidade mm
			Material Aluminio

Apêndice J - Desenho técnico apoio do pé

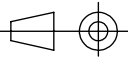
F  
E  
D  
C  
B

F  
E  
D  
C  
B



A

A

Data 08/2022	Nome Apoio do Pé	Nº 24	Qtd. 01
Escala 1:3	Título Desenvolvimento de um Equipamento Robótico para Reabilitação dos Movimentos Individuais do Tornozelo com Utilização de Atuador Linear		Unidade mm
			Material Aluminio