

Seidi Yonamine Yamauti

Protótipo de Prótese de Membro Superior
para Estudo de Controle de Força de Prensão

São Paulo

2017

Seidi Yonamine Yamauti

Protótipo de Prótese de Membro Superior para Estudo de Controle de Força de Prensão

Monografia apresentada à Escola Politécnica
da Universidade de São Paulo como requisito
para a conclusão do curso de graduação em
Engenharia Mecatrônica, junto ao Departa-
mento de Engenharia Mecatrônica e de Siste-
mas Mecânicos (PMR)

Orientador: Prof. Dr. Chi-Nan Pai

São Paulo

2017

Esta monografia é apresentada como requisito parcial para obtenção do grau de Engenharia Mecatrônica na Escola Politécnica da Universidade de São Paulo. É o produto do nosso próprio trabalho, exceto onde indicado no texto. A monografia pode ser livremente copiada e distribuída desde que a fonte seja citada.

FICHA CATALOGRÁFICA

Yamauti, Seidi Yonamine

Protótipo de Prótese de Membro Superior para Estudo de Controle de Força de Prensão/ Yamauti, Seidi Yonamine. – São Paulo, 2017-77 p.

Monografia – Escola Politécnica da Universidade de São Paulo. Departamento de Engenharia Mecatrônica e de Sistemas Mecânicos (PMR), 2017.

1. Prótese de membro superior 2. Controle de força 3. Bancada de testes I. Universidade de São Paulo. Escola Politécnica. Departamento de Engenharia Mecatrônica e de Sistemas Mecânicos II. Yamauti, Seidi Yonamine

AGRADECIMENTOS

Agradeço em primeiro lugar aos meus pais, por terem me dado suporte em todo o meu trajeto até o momento.

Agradeço também aos professores da Escola Politécnica da USP, pelo conhecimento transmitido em suas aulas e laboratórios. Conhecimento que formará a base de informação para que seus alunos possam atingir seus objetivos a partir de agora.

Entre os professores, gostaria de agradecer principalmente ao meu orientador de trabalho de fim de curso, Chi Nan Pai, por ter sido tão presente ao longo deste projeto. Ele foi para mim tanto mentor como aconselhador, para questões do trabalho e para questões da vida.

Por fim, agradeço aos meus amigos, por terem tornado os últimos anos de estudos não apenas suportável, mas também proveitoso.

RESUMO

Desenvolveu-se um protótipo de prótese de membro superior, inserido em bancada de testes para estudo de controle de força de preensão. O mecanismo desenvolvido possui a forma de uma mão antropométrica, instrumentada o suficiente para que ela realize controle de posição e força dos dedos individualmente.

Uma interface foi criada para controle do mecanismo e monitoramento em tempo real do esforço aplicado em objetos físicos

A força máxima simulada por dedo sem que o mecanismo sofra deformação plástica é de 7.26N e na prática, obteve-se até 5.6N como referência de um controlador PID de força.

Testou-se o protótipo por meio de realização de posturas de preensão e em um experimento de preensão de objeto esférico, o qual pôde ser mantido estático preendido por dois dedos.

Palavras-chave: Prótese de membro superior, controle de força, bancada de teste

ABSTRACT

A prototype of upper limb prosthesis was developed, designed as a test bench to study prehension force control. The mechanism developed has the shape of an anthropometric hand, instrumented enough for it to perform control of the position and force of the fingers individually.

An interface was created for control of the mechanism and real-time monitoring of effort applied by it on physical objects.

The maximum simulated force by finger, without plastic deformation of the structure, is 7.26N and in practice a 5.6N force was obtained as a reference of a PID force control

We tested the prototype by means of realization of prehension postures and in an experiment for prehension of a spherical object, which could be kept static held by two fingers.

Key-words: Upper-limb prosthesis, force control, testbench

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	1
1.1	Importância das Próteses e do Controle de Força para Próteses	1
1.2	Estado da Arte	1
1.2.1	Próteses de Membro Superior	2
1.2.2	Manipuladores Robóticos	4
1.2.3	Revisões de Estado da Arte	4
1.3	Objetivo	5
1.3.1	Requisitos	6
2	FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA	8
2.1	Controle de Força	8
2.1.1	Controle de Força Direto	8
2.2	Modelagem de Motor DC	8
2.3	Anatomia e Cinemática da Mão Humana	10
2.3.1	Ossos da Mão Humana	10
2.3.2	Músculos e Cinemática da Mão Humana	11
3	MATERIAIS E MÉTODOS	14
3.1	Arquitetura da bancada de testes	14
3.2	Materiais	14
3.2.1	Componentes Mecânicos	14
3.2.2	Componentes Elétricos	15
3.3	Projeto Mecânico	16
3.3.1	Adaptação em Relação à Mão Humana	17
3.3.2	Seleção de Componentes	18
3.3.2.1	Estimativa de Custo	18
3.3.3	CAD Final	19
3.3.3.1	Iteração de Modelagem	19
3.3.3.2	Mecanismos dos Dedos	19
3.3.3.3	Simulação de Esforços Mecânicos	22
3.4	Sistema de Controle	23
3.4.1	Interface Homem-Máquina (IHM)	23
3.4.2	Máquina de Estados	25
3.4.3	Projeto de Controlador	26
4	RESULTADOS E DISCUSSÃO	29

4.1	Protótipo Final	29
4.2	Teste Independente dos Atuadores e Sensores	29
4.3	Teste do Controlador	31
4.4	Discussão e Propostas Futuras	32
5	CONCLUSÃO	34
	ANEXO A – ESQUEMÁTICO ELÉTRICO	41
	ANEXO B – EIXO MCP	43
	ANEXO C – EIXO MIP	45
	ANEXO D – EIXO PIP	47
	ANEXO E – DESENHO DE FAB. CORPO DA PALMA . .	49
	ANEXO F – DESENHO DE FAB. TAMPA DA PALMA . .	51
	ANEXO G – DESENHO DE FAB. DA BASE DA PALMA .	53
	ANEXO H – DESENHO DE FAB. BASE 1 DEDO	55
	ANEXO I – DESENHO DE FAB. BASE 2 DEDO	57
	ANEXO J – DESENHO DE FAB. FALANGE PROX. LADO A	59
	ANEXO K – DESENHO DE FAB. FALANGE PROX. LADO B	61
	ANEXO L – DESENHO DE FAB. FALANGES DISTAIS LADO A	63
	ANEXO M – DESENHO DE FAB. FALANGES DISTAIS LADO B	65
	ANEXO N – DESENHO DE FAB. BASE POLEGAR PARTE A	67
	ANEXO O – DESENHO DE FAB. BASE POLEGAR PARTE B	69
	ANEXO P – DESENHO DE FAB. POLEGAR PARTE A . .	71

ANEXO Q – DESENHO DE FAB. POLEGAR PARTE B . .	73
ANEXO R – DESENHO DE FAB. POLEGAR PARTE C . .	75
ANEXO S – DESENHO DE CONJUNTO COM MEDIDAS PRINCIPAIS	77

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1 – Posturas propostas por M. Cutkosky	7
Figura 2 – Diagrama de Controle de Força Pura	8
Figura 3 – Modelagem de Motor DC	9
Figura 4 – Ossos de mão direita humana em vista palmar. Imagem retirada de SCHWARZ ⁴⁶	11
Figura 5 – Representação em destaque para os músculos intrínsecos (esquerda) extrínsecos superficiais (meio) e profundos (direita) da mão humana. Imagem retirada de Anatomy of the human body ⁴⁸	12
Figura 6 – Modelo cinemático da mão humana, proposto por Cobos et al ⁵⁰ . . .	13
Figura 7 – Arquitetura da Bancada de Testes	14
Figura 8 – Eletrônicos de Atuação do Projeto	16
Figura 9 – Mecanismo projetado por Nili et al. ⁴³	17
Figura 10 – Exemplo de obtenção de ângulo entre dedos médio e indicador, para extensão natural da mão	18
Figura 11 – CAD visual/proporcional do protótipo, mostrando os graus de liberdade e destacando a execução de oposição	20
Figura 12 – CAD oficial, assembly finalizado	20
Figura 13 – Montagem do polegar	21
Figura 14 – Montagem dos dedos não opositores	21
Figura 15 – Simulações de tensão aplicada na ponta do dedo. Esquerda: força aplicada de 50N, teste para a junta proximal-interfalangeal. Direita: força aplicada de 5N, teste para a junta metacarpofalangeal	22
Figura 16 – Interface de Usuário	24
Figura 17 – Máquina de Estados da estrutura do controle	26
Figura 18 – Diagrama de blocos desenvolvido em Simulink para projeto do controlador PID	27
Figura 19 – Projeto em bancada de testes, com interface ativa, e mecanismo em teste de controle de força	29
Figura 20 – Realização de preensões e posturas: (A) Disco, (B) Esfera, (C) Cilindro Médio, (D) Cilindro Esbelto, (E) Oposição Pelo Polegar, (F) Extensão Palmar	30
Figura 21 – Teste do sensor de corrente ACS714. À direita, o valor das correntes geradas para obter-se os respectivos patamares do sinal	31

Figura 22 – Teste de conjunto de sensores de força e corrente, para verificar a correlação entre os sinais. O sensor de corrente se mostrou dispensável. À direita, o valor de força de referência, seguindo a escala do sensor de força	31
Figura 23 – Teste de Prensão por dois dedos de um objeto esférico, utilizando apenas sensores de força. À direita, o valor de força de referência, seguindo a escala do sensor de força	32

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 – Tabela de custo dos materiais e componentes	19
Tabela 2 – Resultados das simulações de tensões	23

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

ABS	Acrilonitrila Butadieno Estireno (Material de Impressão 3D)
CAD	Computer Aided Design
CI	Circuito Integrado
IHM	Interface Homem Máquina
SI	Sistema Internacional de Unidades

1 INTRODUÇÃO

1.1 Importância das Próteses e do Controle de Força para Próteses

O uso de próteses eletromecânicas de membro superior tem mostrado requisitos por parte dos usuários ainda não atingidos com os modelos comerciais atuais ¹. Dentre eles a falta de um controle intuitivo para preensão e manipulação de objetos do cotidiano e também a falta de feedback deste tipo de interação.

Para explorar estes requisitos em particular, foi construída uma bancada de testes em forma de protótipo de mão robótica com características antropomórficas, possuindo 3 dedos, instrumentada de forma que seja possível implementar controles programáveis de preensão ², a princípio controle de força puro com parâmetros de entrada dados por um usuário. É importante destacar que o conceito de antropomorfismo não se limita à quantidade de dedos na mão robótica, mas também a outros fatores, como tamanho, formato, cinemática e características das superfícies de contato ^{4,5}.

1.2 Estado da Arte

Termos utilizados em inglês:

- Soft robots - são robôs cuja estrutura mecânica é feita em materiais maleáveis.
- Open-source - termo derivado do desenvolvimento de software em que são disponibilizadas partes de código ou o código completo, em termos de distribuição para uso e/ou contribuição no desenvolvimento contínuo do software. Neste texto, o termo foi utilizado em seu contexto estendido a projetos de hardware.
- Off-the-shelf - termo utilizado para recursos, materiais e produtos disponíveis atualmente no mercado.
- Spinoff - aqui utilizado para descrever um projeto derivado de outro.
- Underactuation - termo utilizado para designar mecanismos com menos atuadores que graus de liberdade. Existem dois conceitos básicos relacionados a função de garras e mãos robóticas: a preensão e a manipulação⁶. O primeiro trata da estabilização de um objeto, de forma a imobilizá-lo, já o segundo conceito trata da capacidade de controlar a posição e orientação do objeto.

A preensão e a manipulação de objetos por mãos robóticas em geral são obtidas uma em detrimento da outra, por meio de dois principais fatores de implementação, que são a estrutura mecânica (tipo e complexidade do mecanismo) e o controle utilizado: tende-se a obter uma manipulação melhor quanto mais complexos o mecanismo e o controle, porém com menor performance em preensão em relação a projetos mais simples.

Para entender melhor essa questão, foram selecionados exemplos de estudo descritos abaixo. Pelo escopo deste trabalho, a busca se limitou a mãos robóticas antropomórficas^{4,5} – formato e função semelhantes a mão humana – principalmente próteses de membro superior humano eletromecânicas e manipuladores robóticos de elos rígidos (em oposição a robôs de elos flexíveis, ou *soft robots*, em inglês), quando estes apresentaram conceitos relevantes à aplicação em próteses. A categoria “prótese de membro superior” é aqui utilizada para classificar mecanismos cuja intenção principal é funcionar tal como e para substituir o membro humano (dando especial atenção à mão, neste texto), estando os atuadores e dispositivos de controle embarcados no mecanismo. A categoria “manipuladores robóticos” é utilizada de forma geral para mecanismos que explorem tanto a preensão quanto a manipulação de objetos, e se diferencia da primeira categoria não pela forma, e sim por não haver limitação de tamanho e embarcamento dos componentes. O foco maior foi em estudos acadêmicos, por gerar publicações do funcionamento geral do sistema proposto, e também em exemplos de projetos open-source, cuja documentação, discussão e arquivos são disponibilizados publicamente.

1.2.1 Próteses de Membro Superior

O exemplo mais proeminente desta categoria é a Modular Prosthetic Limb^{12,13,14}, desenvolvida pelo Applied Physics Laboratory, da Universidade Johns Hopkins, nos Estados Unidos. Seu intuito é ter a movimentação, fator de forma antropomórfico, rapidez, força e destreza de um braço que cubra 50% da população militar masculina dos Estados Unidos. Este braço possui 17 graus de liberdade atuados, sendo 26 articulações no total, incluindo o conjunto completo composto por mão, antebraço e braço – ou seja, a prótese, em seu estado completo, almeja substituir o membro superior humano até a altura do ombro. Apenas a mão possui 74 sensores, variando entre sensores de torque, posição angular das juntas, aceleração, temperatura, contato, etc., de forma que diversos tipos de controle sejam testados no protótipo ainda em desenvolvimento (atualmente em sua terceira fase). Utilizando sensores de forças de 3 eixos, posicionados nas pontas dos dedos da prótese, Timothy et al.¹⁵ demonstraram a capacidade do mecanismo de escrever com uma caneta e realizar preensão e sustentação em forma de pinça (preensão pelas pontas dos dedos polegar e indicador) de diversos objetos, com sucesso em dois terços das tentativas.

Um outro protótipo foi desenvolvido através de uma parceria entre o Centro Aeroespacial Alemão (Deutschen Zentrum für Luft und Raumfahrt, ou DLR) e o Instituto

de Tecnologia Harbin (Harbin Institute of Technology, ou HIT)¹⁶. A DLR-HIT Hand II (modelo atual) possui quatro dedos com 4 juntas e 3 graus de liberdade e um dedo opositor com 1 grau de liberdade extra. No total, são 65 sensores analógicos embarcados na mão robótica, destacando-se sensores angulares magnéticos e strain-gauges (utilizados para sensoriar torque) em cada junta e sensores de efeito Hall analógicos integrados aos atuadores. Liarakapis¹⁷ demonstra o mecanismo sendo utilizado em modo mestre-escravo, com atuação individual dos dedos pelo operador e feedback simples de força aplicada nas pontas dos dedos. Outros estudos demonstram desenvolvimento contínuo do controle da DLR-HIT Hand II: Alessi et al.¹⁸ apresenta uma arquitetura de auto-aprendizado do modelo interno de interação e Chen et al.¹⁹ apresenta resultados da implementação de um controle de impedância cartesiano em 6 graus de liberdade, com compensação de atrito presente na transmissão mecânica interna ao mecanismo.

Próteses de membro superior comerciais, em geral, possuem mecanismos robustos, mas controle programável pouco complexo, quase nunca possuindo sensores táteis e/ou algum tipo de feedback ao usuário, além do visual²⁰. A arquitetura de controle e a estrutura interna de atuadores, sensores e soluções mecânicas nem sempre estão disponíveis para consulta, mas estudos experimentais e demonstrações comerciais deixam transparecer as limitações e soluções de cada mecanismo. Exemplos nesta categoria são: a i-limb, da Touch Bionics²¹, a bebionic3, da RSLSteeper²² e a Michelangelo, da Ottobock²³. As três próteses possuem uma interface de escolha de formas de preensão, tais como categorizadas por Cutkosky³³, e um controle a nível hierárquico mais baixo próprio para interação com objetos (e.g. controle de força, controle de posição).

Além dos exemplos acima, uma categoria interessante de próteses de membro superior vêm se destacando nos últimos anos: os projetos open-source, em geral desenvolvidos por startups em parceria com laboratórios de pesquisa acadêmica. Entre eles a AdaHand²⁴, desenvolvida pela Open Bionics em conjunto com a Universidade de Bristol, no Reino Unido, possui 5 dedos com atuação independente de flexão/extensão e feedback de corrente elétrica que passa pelos atuadores, de forma a controlar a força exercida de cada dedo. Outros exemplos são a Hackberry⁹, projetada pela empresa japonesa exiii, com atuação independente do movimento de oposição do polegar, da flexão/extensão do indicador e da flexão/extensão acoplado dos dedos médio, anelar e mínimo, a Limbtless Arm²⁵, do grupo Enabling the Future, com atuação independente dos 5 dedos, sendo que ambas não possuem sensores embarcados senão os presentes nos atuadores, e o projeto da Universidade de Colorado-Denver⁴³, desenvolvido com o intuito de servir como plataforma de testes de controle de preensão, também possui atuação independente de cada dedo, tendo o polegar um grau de liberdade a mais que os outros dedos, para realizar movimento de oposição.

1.2.2 Manipuladores Robóticos

Alguns manipuladores utilizam-se de subatuação (do inglês, *underactuation*) e design mecânico inteligente, de forma que existam menos atuadores que graus de liberdade e ainda assim o robô consiga realizar movimentos complexos. Uma mão mecânica desenvolvida pela universidade de Yale²⁶, fabricada através de técnicas de prototipagem rápida e materiais off-the-shelf mostrou-se capaz de realizar preensão de objetos de geometrias diversas e manipulação em preensão mesmo com a utilização de um controle de malha aberta²⁷.

Um spinoff do projeto gerou a startup Open Bionics, que desenvolve não apenas mãos robóticas semelhantes à da universidade de Yale, mas também próteses de membro superior – ou seja, com um viés mais antropomórfico^{7,28}. Neste último caso, mesmo sem sensores nos dedos ou na palma, a prótese atual foi capaz de prender diversos objetos utilizados no dia a dia.

A Shadow Dexterous Hand²⁹, desenvolvida pela empresa Shadow Robotic Company, apesar de possuir muitas características antropomórficas, é de uso exclusivo para pesquisas robóticas e aplicações industriais. Ela possui 5 dedos e um pulso atuáveis, com 12 graus de liberdade independentes totais, atuados por músculos artificiais pneumáticos, e um total de 129 sensores, dentre eles sensores de posição angular, táteis, de força, de temperatura e corrente e de pressão nos atuadores. Um estudo independente, realizado por Röthling et al.³⁰ demonstrou a capacidade da Shadow Hand em prender 21 objetos diferentes, com alta taxa de sucesso (em torno de 8 a 10 sucessos a cada 10 tentativas por objeto).

Um caso a parte é o braço do robô Robonaut II^{31,32}, projetado pela NASA Johnson Space Center, nos Estados Unidos, em colaboração com a General Motors. O humanoide possui especificações de interação com objetos e máquinas da Estação Espacial Internacional (International Space Station, ou ISS), mas que na prática não requerem dedicação exclusiva de um astronauta humano, ou se encontram em ambientes de risco. Os atuadores e processadores do membro superior robótico estão todos embarcados no antebraço, havendo apenas transmissão de esforço e informação para a mão. No total são 12 graus de liberdade atuados na mão, dando especial atenção aos dedos polegar, indicador e médio, além de 2 graus de liberdade no pulso, sensorizados por sensores de efeito Hall analógicos, para posição angular das juntas, células de carga customizadas, com 6 graus de liberdade, posicionadas uma em cada falange, e medidores de tensão nos tendões de transmissão entre os atuadores e os dedos, tornando-a capaz de realizar 15 das 16 formas de preensão categorizadas por Cutkosky³³.

1.2.3 Revisões de Estado da Arte

Além dos trabalhos aqui expostos, diversas revisões científicas podem ser encontradas na literatura acadêmica, e que detalham projetos e conceitos relacionados ao tema proposto

nesta monografia.

Tai et al.³⁴ apresenta o estado da arte em preensores robóticos para diversos usos, incluindo industrial, médico, para uso com objetos frágeis, em ambientes conhecidos e desconhecidos, além de apresentar as tendências para o desenvolvimento de futuros robôs.

Vlachos e Schärfe³⁵ fazem uma revisão própria do estado da arte de mãos andróides (termo que pode ser entendido como mãos robóticas com características antropomórficas), incluindo uma breve descrição da anatomia e fisiologia da mão humana.

Kappassov et al.³⁶ e Girão et al.³⁷ realizam uma extensa revisão de sensores táteis para mãos robóticas.

Pons et al.³⁸ explora conceitos importantes no projeto e controle de mãos robóticas, enquanto Zeng et al.² e De Schutter et al.³⁹ expõem tipos e implementações de controles de força programáveis (e.g.: controle de força puro, controle de impedância, controles híbridos, controles avançados).

Uma discussão geral sobre sensação tátil e controle de manipulação robótica é realizada por Howe¹¹.

Tais artigos foram utilizados como consulta e referência adicional durante a redação deste texto.

1.3 Objetivo

O objetivo principal deste trabalho é a construção e instrumentação de um protótipo de membro superior com 3 dedos, que seja capaz de realizar preensão e controle de força, de forma que seu uso possa futuramente contribuir com avanços no atingimento dos requisitos dos usuários de próteses de membro superior

Estudos complementares serão realizados para indicar possíveis melhorias no mecanismo final e a possibilidade de, além de preensão, este ser capaz de realizar manipulação simples dos objetos. Aqui, entende-se preensão como a estabilização e prevenção de movimentação de um objeto, e manipulação como a capacidade de controle da posição e orientação do objeto⁶.

A escolha de 3 dedos advém do fato de que este é um requisito em geral utilizado para diferenciar mecanismos apenas preensivos de mecanismos que possibilitem manipulação de objetos⁶, e também pelo fato de que muitas funções da mão humana são reproduzíveis em mãos robóticas de 3 dedos, desde que estas possuam a cinemática apropriada (i.e. dois dedos que realizem flexão/extensão e um dedo que realize flexão/extensão e oposição).

1.3.1 Requisitos

Abaixo são apresentados os requisitos mínimos para a finalização do projeto

- **Obtenção da mínima cinemática necessária para uso como prótese de mão humana** ¹

F. Cortella et al realizaram uma revisão bibliográfica de 354 artigos sobre uso e abandono de próteses de membro superior humano, dos quais 7 continham dados suficientes para comparação e síntese dos principais requisitos dos usuários das próteses. Dentre estes requisitos, a cinemática mínima é descrita como:

- Mínimo de dois dedos cada um com 1 Grau de Liberdade atuado, para realizar movimento de flexão/extensão;
- Um dedo opositor, com 2 Graus de Liberdade atuados, capaz de realizar movimentos de rotação e flexão/extensão;

- **Execução de posturas de preensão, conforme proposto por Mark Cutkosky** ³³

Em 1989, Mark Cutkosky propôs uma classificação de posturas de preensão a serem implementadas em mãos robóticas em tarefas de manufatura, partindo do estudo cinemático e dinâmico de trabalhadores de fábrica em exercícios monomanuais de fabricação de peças de baixa remessa. Por considerar geometria e preensões comuns fora do ambiente de trabalho (tarefas cotidianas), esta classificação foi facilmente incorporada no projeto e estudo de próteses do membro superior humano, como modelo de comparação funcional entre o projeto mecânico e o equivalente humano.

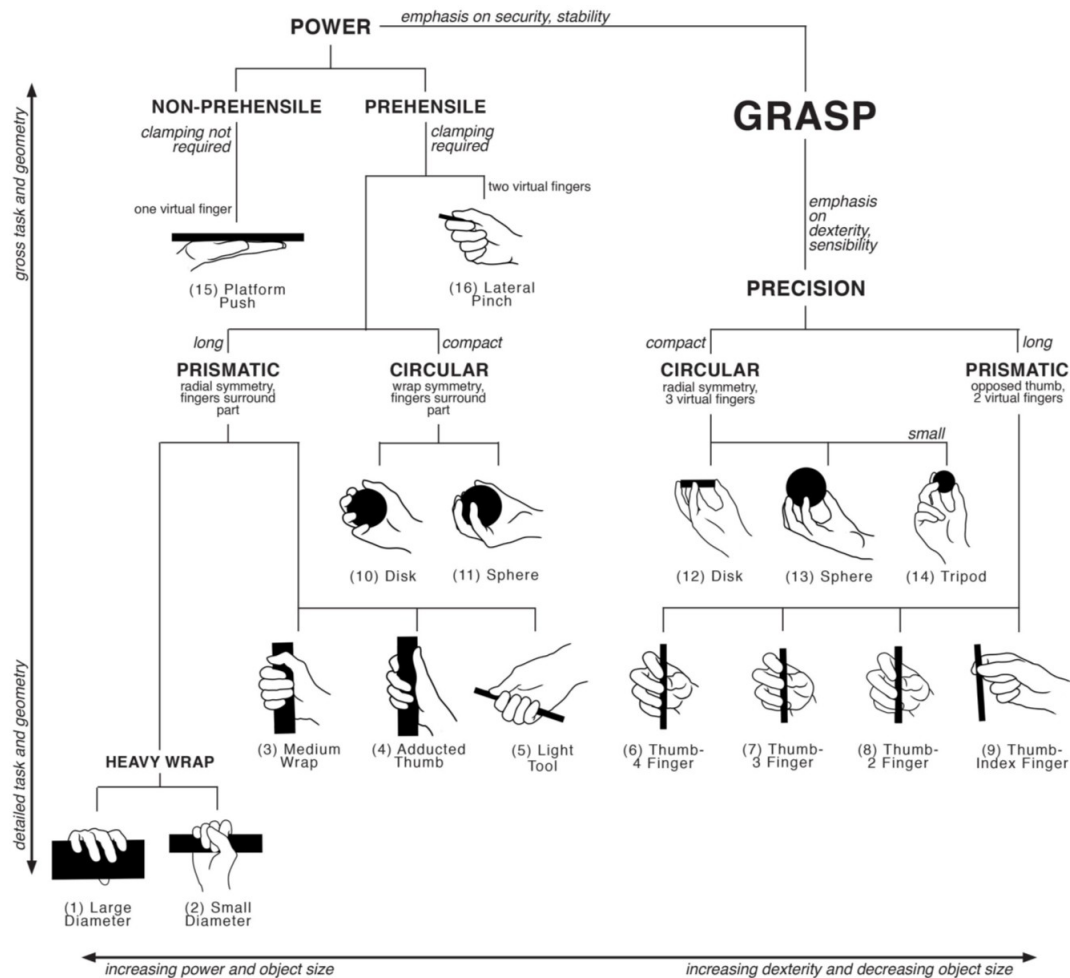
A classificação, graficamente, é feita cartesianamente, onde o eixo horizontal representa potência de preensão (que está relacionada com o tamanho do objeto preendido) e o eixo vertical representa destreza (que está relacionada com a complexidade geométrica do objeto). Tal classificação está reproduzida na figura 1

- **Dimensões proporcionais às antropométricas** ⁴⁴

A NASA (National Aeronautics and Space Administration) cataloga antropometria e biomecânica da população média dos Estados Unidos, de forma que os dados coletados possam ser utilizados para atender os parâmetros dos seus projetos. A partir destes dados, obtêm-se as proporções presentes na média populacional entre as dimensões principais da mão humana.

Como estes dados são úteis como parâmetros de comparação no projeto de próteses de membro superior, e sendo a referência amplamente usada em outros projetos, eles serão utilizados como referência neste trabalho também.

Figura 1 – Posturas propostas por M. Cutkosky



- Instrumentação suficiente para que seja possível implementar controle de força de preensão
- Força mínima nas pontas dos dedos para preensão de objetos do dia a dia (média de 5N a 6N) ⁴⁵

C. Pylatuk et al realizaram um experimento de medição da distribuição de forças na preensão de objetos com geometria simples (cilindros, esferas), utilizando 17 participantes com sensores de força distribuídos nos centros das falanges e metacarpos de suas mãos. Uma média de 5N a 6N foi encontrada para todo o agrupamento sensorial e um máximo de 9.9N nas falanges distais, em exercício de preensão de zíper em postura de pinça. O resultado médio é usado no presente projeto, como requisito de força nas falanges distais.

2 FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

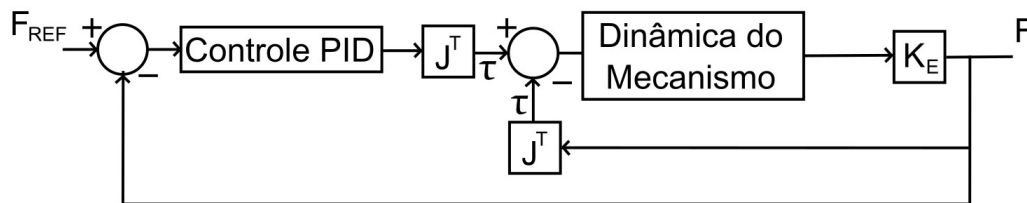
2.1 Controle de Força

Por definição conceitual, um controle de força é uma forma de estabilizar um mecanismo a fim de que este aplique uma força com requisitos estáticos e/ou dinâmicos determinados⁵³. Observando que as soluções de arquitetura e parâmetros são várias para um comportamento único, a seguir será exposta apenas uma arquitetura – a de Controle de Força Direto por controlador PID –, a ser implementada no mecanismo deste trabalho (Seção 3.4.3)

2.1.1 Controle de Força Direto

No diagrama de controle de força direto (Figura 8), um único parâmetro de força é selecionado como entrada, ele é comparado com o estado de força atual do mecanismo, que alimenta o controle em si. A diferença entre a saída do controle e o feedback do mecanismo são transformados em um sinal de atuação do mecanismo. Assim, é importante aqui que tanto o mecanismo seja bem modelado como que o controle atenda requisitos suficientes de performance.

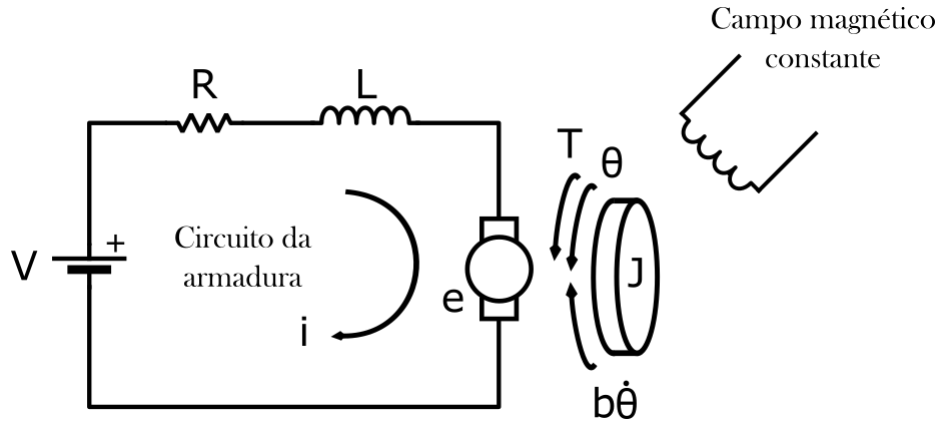
Figura 2 – Diagrama de Controle de Força Pura



2.2 Modelagem de Motor DC

Um motor DC genérico pode ser modelado como uma bobina atrelada a uma carga inercial⁵⁴. A bobina possui propriedades elétricas de resistência e indutância, é alimentada por uma fonte de voltagem externa e gera uma força-contraeletromotriz quando excitada por um campo magnético.

Supondo ainda, que o rotor e o eixo sejam rígidos e a força de atrito presente sobre a rotação do eixo seja viscosa, ou seja, é proporcional à velocidade angular do rotor, e o campos magnético presente seja constante no tempo, obtêm-se o modelo diagramado na figura abaixo.

Figura 3 – Modelagem de Motor DC

Onde:

- V é a voltagem de alimentação (V)
- R é a resistência equivalente do rotor (Ohm)
- L é a indutância equivalente do rotor (H)
- e é a força contra-eletromotriz (V)
- i é a corrente que passa pelo rotor (A)
- J é o momento de inércia do rotor (kg.m^2)
- T é o torque gerado pelo rotor (N.m)
- b é o coeficiente de atrito viscoso (N.m.s)
- θ é a posição angular do rotor (rad)

Para este modelo, a equação de torque é simplesmente:

$$T = K_t i \quad (2.1)$$

Onde K_t é a constante de torque do motor.

A força contra-eletromotriz é proporcional à velocidade angular

$$e = K_e \dot{\theta} \quad (2.2)$$

No SI, K_t possui o mesmo valor numérico que K_e , então mantendo a coesão de unidades, pode-se escrevê-los como K . Por fim, da Figura 3, utilizando a Segunda Lei de Newton e a lei de Kirchhoff, tem-se que:

$$J\ddot{\theta} + b\dot{\theta} = Ki \quad (2.3)$$

$$L\frac{di}{dt} + Ri = V - K\dot{\theta} \quad (2.4)$$

Aplicando a Transformada de Laplace sobre as equações 2.3 e 2.4, obtêm-se:

$$s(Js + b)\Theta(s) = KI(s) \quad (2.5)$$

$$(Ls + R)I(s) = V(s) - Ks\Theta(s) \quad (2.6)$$

Isolando $I(s)$ na equação 2.5 e substituindo em 2.6, chega-se à função de transferência (domínio da frequência) do motor cuja entrada é a voltagem V e a saída é a posição angular Θ :

$$\frac{\Theta(s)}{V(s)} = \frac{K}{(Js + b)(Ls + R) + K^2} \quad (2.7)$$

2.3 Anatomia e Cinemática da Mão Humana

A mão humana é provavelmente um dos órgãos humanos de maior importância sensorial e motora. Sensorial no sentido de que é a mão humana que realiza o reconhecimento tátil do ambiente e seus componentes, e motora no sentido de que é ela que atua sobre os mesmos, manipulando e prendendo objetos, apoiando o corpo humano e até mesmo tendo utilidade na comunicação pessoal.

Em termos anatômicos, a mão é composta de ossos, músculos atuantes (incluindo intrínsecos e extrínsecos) e tendões, nervos, tecido conjuntivo e tegumentar. Uma extensa bibliografia pode ser consultada para encontrar informações detalhadas sobre a anatomia e biomecânica do membro superior e da mão humana em especial ^{44,46,47}. Vamos nos concentrar nos tecidos ósseo e muscular a seguir.

2.3.1 Ossos da Mão Humana

A Figura 4 abaixo apresenta todos os ossos da mão humana e suas respectivas juntas. As siglas foram retiradas dos respectivos nomes em inglês.

Figura 4 – Ossos de mão direita humana em vista palmar. Imagem retirada de SCHWARZ⁴⁶

Ossos do Metacarpo

N Escafoide

L Semilunar

T Piramidal

P Pisiforme

GM Trapézio

LM Trapezoide

C Capitato

H Hamato

Ossos do Metacarpo

M - I, II, III, IV, V

Primeiras Falanges

FP - I, II, III, IV, V

Segundas Falanges

SP - II, III, IV, V

Terceiras Falanges

TP - I, II, III, IV, V

Juntas

RC Radiocarpal

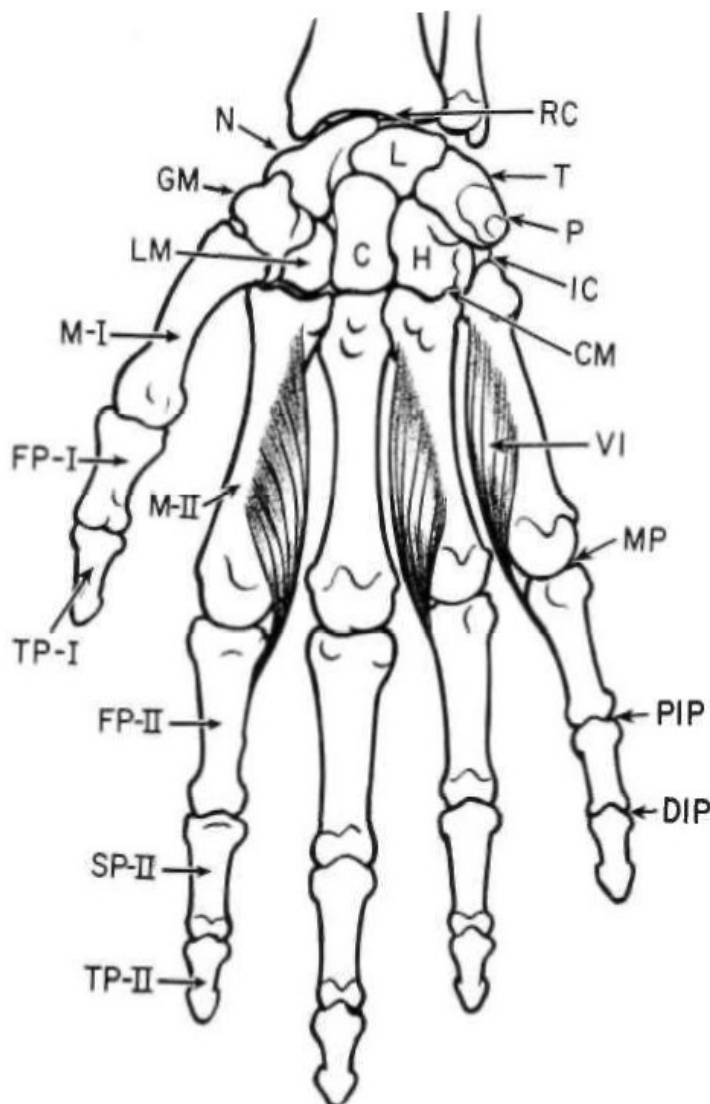
IC Intercarpal

CM Carpometacarpal

MP Metacarpofalangeal

PIP Proximal Interfalangeal

DIP Distal Interfalangeal

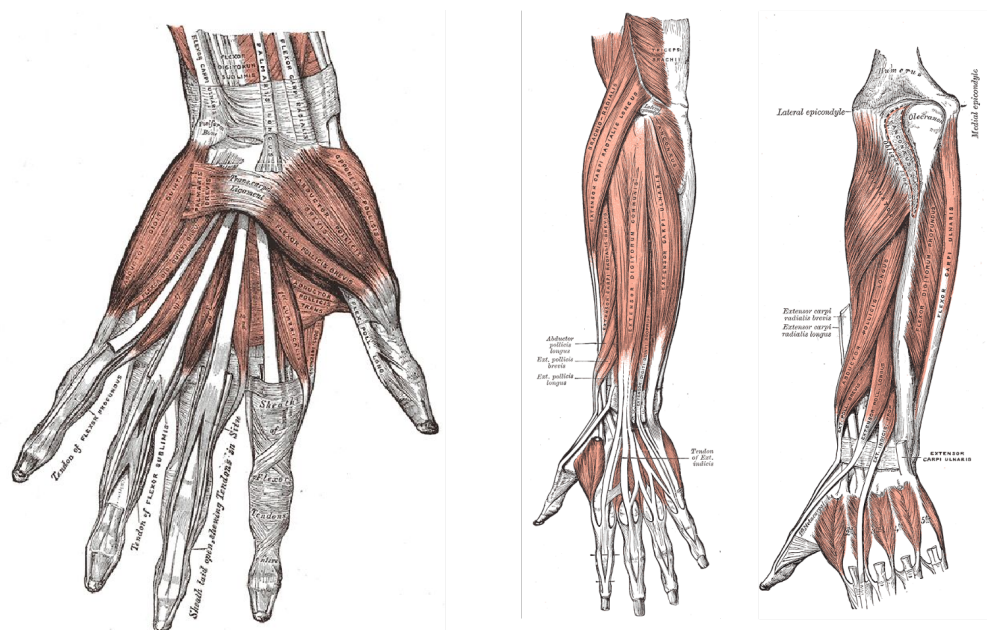


2.3.2 Músculos e Cinemática da Mão Humana

Uma divisão clássica dos músculos da mão é entre intrínsecos (contidos no próprio membro) e extrínsecos (interiores ao antebraço). Suas funções são de agonistas/antagonistas, ou seja em pares com movimentações opostas de um elo corporal, ou sinérgicos, atuando em conjunto com outros músculos para a realização de um movimento complexo.

Como visto na seção anterior, existem 27 ossos compondo a mão humana, contando com os ossos do punho. A maioria dos músculos atuantes são extrínsecos, que convergem em tendões, ultrapassam o punho e ligam-se aos ossos ou ligamentos da mão, suas funções principais são flexão/extensão dos dedos, pronação/supinação da mão, e movimentos associados ao punho, além de outros movimentos do antebraço. Já os músculos intrínsecos, relativamente menores e de menor calibre, realizam principalmente movimentos do polegar

Figura 5 – Representação em destaque para os músculos intrínsecos (esquerda) extrínsecos superficiais (meio) e profundos (direita) da mão humana. Imagem retirada de **Anatomy of the human body**⁴⁸



e abdução/adução dos dedos.

Cada dedo não opositor, composto por 3 falanges, é capaz de realizar movimentos de abdução/adução em relação ao eixo médio, que passa pelo dedo médio, e flexão e extensão de cada falange, sendo a falange proximal praticamente independente das distais e as distais mantendo uma relação fixa de movimento na maior parte das posturas de preensão.

Já o polegar possui, além dos movimentos de flexão/extensão e abdução adução, um movimento de circunvecção. A sinergia entre os três movimentos gera a oposição do polegar em relação aos outros dedos.

Além dos movimentos citados, existem graus de liberdade envolvendo os próprios ossos metacarpais, mas que são mínimos e difíceis de serem realizados voluntariamente. O punho também conta com a interação entre os ossos que o compõem e os músculos que o envolvem, podendo realizar, de forma simplificada, abdução/adução, flexão/extensão e pronação/supinação. estes últimos movimentos não foram explorados no presente projeto.

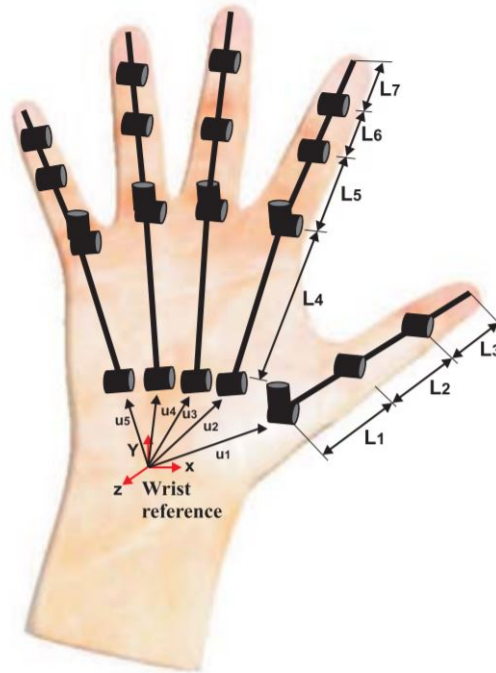
Para conceituação dos movimentos citados e detalhamento maior da anatomia humana, o autor recomenda que o leitor consulte obras de anatomia e fisiologia, tais como **Anatomy & Physiology**⁴⁹ e **Anatomy of the human body**⁴⁸.

Alguns modelos para a cinemática da mão humana podem ser encontrados na literatura científica. Abaixo, apresenta-se o modelo proposto por **Cobos, Salvador et al**⁵⁰. Neste modelo, o centro do pulso é definido como ponto referencial global e cada elo é

encontrado por cinemática direta.

$\{u_1, u_2, \dots, u_5\}$ indica a origem de cada dedo em relação ao referencial global e $\{L_1, L_2, \dots, L_7\}$ denota o comprimento de cada elo, baseado nos comprimentos dos ossos da mão humana. Os cilindros representam juntas rotativas. No total, este modelo contém 19 elos e 24 graus de liberdade. Escolheu-se, neste caso, utilizar o mesmo modelo cinemático para os dedos não-opositores e um segundo modelo cinemático para o polegar.

Figura 6 – Modelo cinemático da mão humana, proposto por Cobos et al⁵⁰

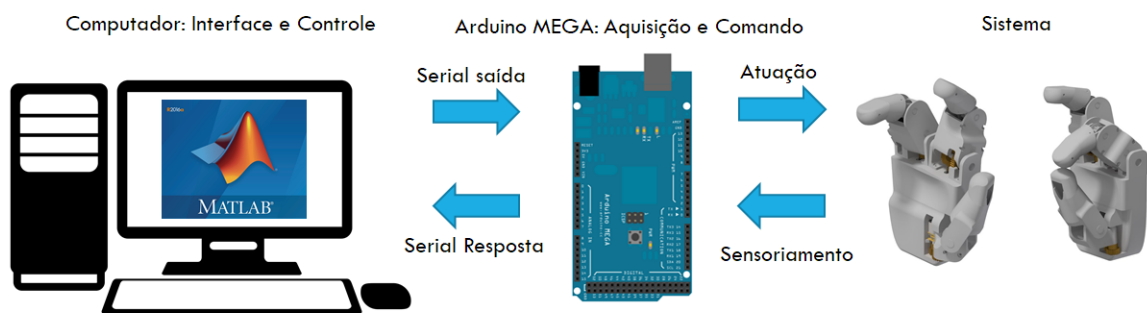


3 MATERIAIS E MÉTODOS

3.1 Arquitetura da bancada de testes

A imagem abaixo ilustra a bancada de testes planejada, que será melhor explorada nas subseções seguintes.

Figura 7 – Arquitetura da Bancada de Testes



Ela é constituída de três componentes principais:

- Um computador, que contém uma interface homem-máquina e o programa principal, para controle do sistema e alteração dos parâmetros de controle
- Um microcontrolador, que recebe os comandos do programa principal e os traduz em comandos dos atuadores; ou recebe os sinais dos sensores e os envia ao programa principal
- O sistema em si, composto de elementos elétricos (atuadores e sensores) e elementos mecânicos (transmissores e estruturais)

3.2 Materiais

3.2.1 Componentes Mecânicos

Pela característica de prototipagem e necessidade de modelagem altamente customizada, a estrutura da mão mecânica foi realizada em material plástico ABS, e a fabricação usada foi a de impressão 3D por deposição. A migração para outro tipo de estrutura foi deixada para a posterioridade, quando será possível realizar otimização estrutural e revisão do projeto.

Partes com simplicidade dimensional e necessidades apropriadas de resistência mecânica e/ou dimensionamento, como é o caso de eixos internos, foram fabricados em aço 1020. Os desenhos de fabricação estão representados nos anexos ANEXO 2.1 – Eixo MCP, ANEXO 2.2 – Eixo MIP e ANEXO 2.3 – Eixo PIP.

Por fim, elementos de transmissão como engrenagens, correias e polias foram adquiridos prontos. As seguintes engrenagens foram selecionadas, compostas de bronze endurecido:

- Engrenagem Cilíndrica, passo diametral 32, 16 dentes, diâmetro interno 6,35mm (2 unidades);
- Engrenagem Cilíndrica, passo diametral 32, 32 dentes, diâmetro interno 6,35mm (2 unidades);
- Engrenagem Cônica, passo diametral 32, 16 dentes, diâmetro interno 4mm (4 unidades);
- Engrenagem Cônica, passo diametral 32, 32 dentes, diâmetro interno 6,35mm (2 unidades);
- Engrenagem Cilíndrica, passo diametral 32, 12 dentes, diâmetro interno 3mm (1 unidade);
- Engrenagem Cilíndrica, passo diametral 32, 24 dentes, diâmetro interno 6,35mm (1 unidade);

As correias sincronizadoras adquiridas (2 unidades) possuem largura 9,525mm (3/8”) e passo 5,08mm (1/5”), fabricadas em material Neoprene com cordas de fibra de vidro e dentes trapezoidais. Um par de polias de 10 dentes também foi adquirido como complemento.

3.2.2 Componentes Elétricos

O circuito elétrico é composto por conexão entre os elementos energizantes e elementos energizados e comunicação lógica entre os demais componentes. Com a escolha de motores DC como atuadores, uma seleção lógica para o desenvolvimento do circuito é de drivers dos respectivos motores e sensores para feedback dos estados da mão mecânica.

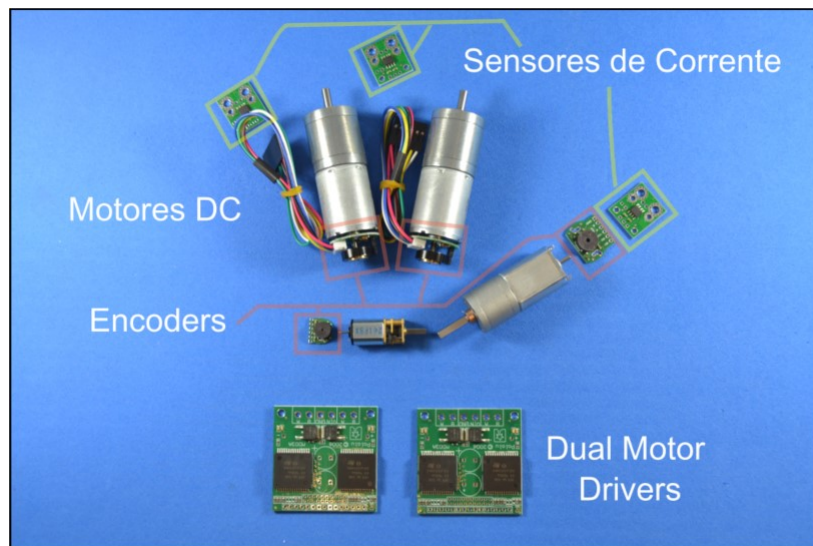
Para implementação adequada do controle de força de preensão, incluíram-se sensores de corrente para os motores (Allegro ACS714), já que a corrente é conhecida em relação ao torque do atuador, e vice-versa, conforme a Equação 2.2. Também como forma direta de monitoramento da força nas extremidades do mecanismo (dedos), sensores de pressão do tipo FSR foram incluídos no projeto do circuito (Sparkfun Force Sensitive

Resistor 0.5"). Por fim, cada motor possui feedback de posição angular relativa, por meio de encoders de quadratura.

Além disso, utiliza-se um microcontrolador Arduino MEGA como intermediário de processamento de controle de auto nível do programa principal em comandos de atuação ou, na via oposta de informação, de transmissão dos sinais analógicos dos sensores em variáveis de programa. O Arduino MEGA possui alimentação de entrada de 7V a 12V e gera até 5V nas suas portas de saída, possui clock interno de 16MHz, 16 portas analógicas, 54 portas digitais, 15 das quais geram sinal PWM e 6 delas suportam interrupção programável.

O circuito final, implementado com os componentes selecionados, está representado no ANEXO A – Circuito Elétrico (Seção 7. Anexos)

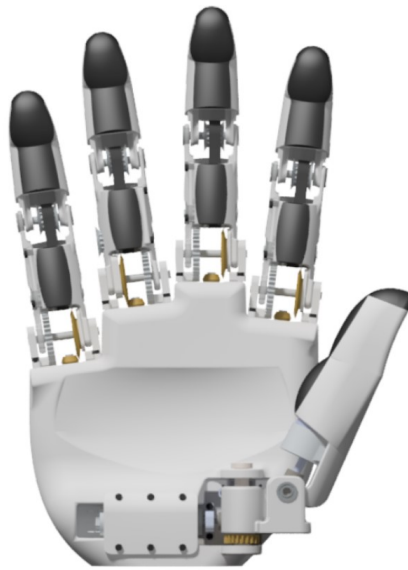
Figura 8 – Eletrônicos de Atuação do Projeto



3.3 Projeto Mecânico

O mecanismo de atuação foi baseado principalmente no trabalho de **Nili et al**⁴³. Como já mencionado na Seção 1.2.1, este projeto consta de uma mão robótica antropomórfica, com atuação independente dos 5 dedos, sendo que o polegar possui 2 Graus de Liberdade ativos (rotação e flexão/extensão) enquanto que os outros dedos possuem cada um 1 Grau de Liberdade ativo (flexão/extensão da junta metacarpofalangeal) e 1 Grau de Liberdade acoplado ao primeiro (flexão/extensão da junta entre as falanges proximal e distal).

Apesar de ele se adequar ao trabalho atual, sua replicação se mostrou dificultada pelo alto custo de aquisição dos componentes. Desta forma, um mecanismo próprio foi modelado, seguindo os passos expostos a seguir.

Figura 9 – Mecanismo projetado por Nili et al.⁴³

3.3.1 Adaptação em Relação à Mão Humana

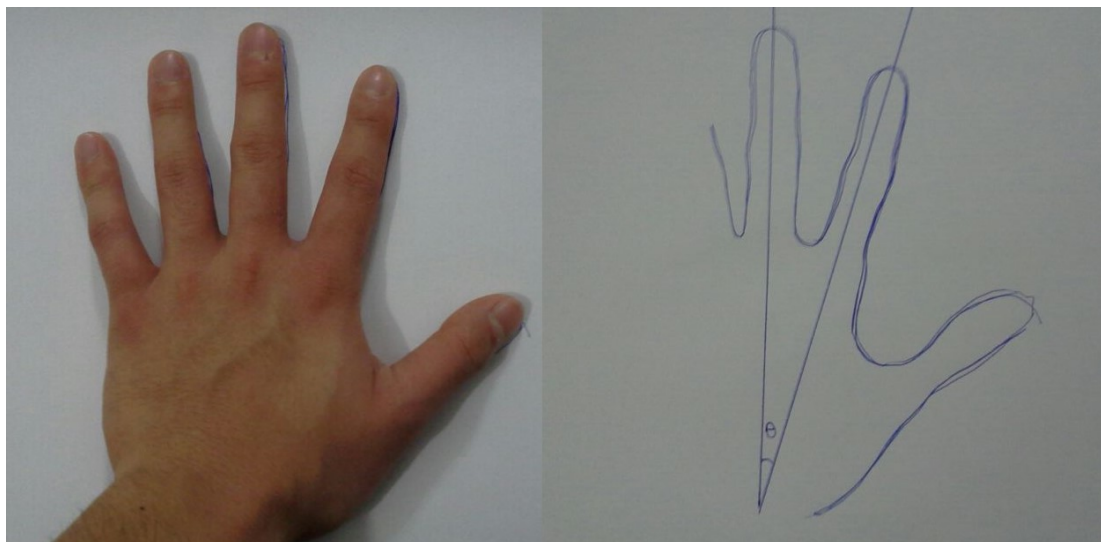
Como exposto na Seção 2.3, a representatividade mecânica do membro humano ainda não possui uma fácil adaptação para um mecanismo sintetizado. Em geral, no desenvolvimento da cinemática, recorre-se a um trade-off entre custo e funcionalidade e, por outro lado, o comportamento dinâmico do músculo humano ainda não possui um análogo elétrico-computacional.

Realizou-se, então, um processo de simplificação. Dando ênfase à funcionalidade e proporções físicas/biomecânicas, decidiu-se minimizar a mecânica do projeto aos requisitos mínimos necessários, conforme expostos na Seção 1.3.1.

A primeira grande adaptação é a redução da quantidade de dedos de 5 para 3, desde que dois deles realizem flexão/extensão e o outro oposição e flexão/extensão. Isso advém das recomendações segundo a revisão de necessidades dos usuários de próteses de membro superior, e a redução de custos mantendo a funcionalidade.

Observando que o mecanismo não realiza movimento de abdução/adução entre os dedos, uma segunda adaptação em relação à referência anatômica é a imposição de um ângulo fixo entre os eixos médios dos metacarpos dos dedos médio e indicador. Este ângulo foi convencionado como uma média populacional para a mão em postura de flexão natural plana, sem esforço de abdução/adução. Este dado não foi facilmente e diretamente encontrado na literatura científica, então procedeu-se a um método heurístico, em que mediu-se o ângulo realizado pela mão de 6 voluntários, traçando-se o contorno da palma apoiada em papel e as retas médias de posicionamento angular dos dedos médio e indicador, conforme ilustrado na figura abaixo.

Figura 10 – Exemplo de obtenção de ângulo entre dedos médio e indicador, para extensão natural da mão



A medida encontrada do ângulo entre as retas médias é de aproximadamente $10,76^\circ$, adotada no projeto. Uma terceira grande adaptação é o aumento proporcional das medidas principais da mão humana ⁴⁴. As principais causas desta adaptação são a escolha de atuação do mecanismo e os correspondentes componentes selecionados, conforme justificado a seguir.

3.3.2 Seleção de Componentes

Uma primeira alternativa de atuadores são aqueles selecionados no trabalho referenciado. Porém, uma cotação inicial mostrou que o custo da aquisição e importação dos motores e drivers excederia o financiamento disponibilizado para este projeto.

Desta forma, os motores foram substituídos por análogos em termos de dimensão e torque. Observe que a limitação de tamanho é mais crítica (na seleção) que o torque, já que este pode ser reduzido ou amplificado pela transmissão do mecanismo, além disso, à velocidade do mecanismo foi dada uma importância secundária, pois seu valor é menos relevante que o valor do torque para os resultados finais.

3.3.2.1 Estimativa de Custo

A Tabela 1 resume o custo de todos os componentes adquiridos. O preço unitário é referente ao custo de compra no Brasil. Eventuais produtos importados estão com taxas incluídas.

Tabela 1 – Tabela de custo dos materiais e componentes

Item	Função	QNT.	Preço un.	Gasto
Pololu 499:1 Metal Gearmotor	Flex/Ext Dedos	2	R\$106,25	R\$212,50
Pololu 195:1 Metal Gearmotor	Flex/Ext Polegar	1	R\$83,60	R\$83,60
Pololu Magnetic Encoder Pair Kit 1	Feedback de Posição Angular	1	R\$54,40	R\$54,40
Pololu 210:1 Micro Metal Gearmotor	Rotação Polegar	1	R\$103,60	R\$103,60
Pololu Magnetic Encoder Pair Kit 2	Feedback de Posição Angular	1	R\$54,40	R\$54,40
Pololu ACS714	Sensor de Corrente	3	R\$60,50	R\$181,50
Pololu Dual VNH3SP30 Motor Driver	Driver dos motores	2	R\$303,70	R\$607,40
Servo-City 615436	Engrenagem Cônica (Flex./Ext. Dedos)	4	R\$36,40	R\$145,60
Servo-City 615444	Engrenagem Cônica (Flex./Ext. Dedos)	2	R\$48,60	R\$97,20
Servo-City 615242	Engrenagem Cilíndrica (Flex./Ext. Dedos)	2	R\$48,60	R\$97,20
Servo-City 615254	Engrenagem Cilíndrica (Flex./Ext. Dedos)	2	R\$48,60	R\$97,20
Servo-City 615376	Polias (Flex./Ext. Dedos)	4	R\$42,50	R\$170,00
Servo-City B375-50XL	Correia Sincronizadora (Flex./Ext. Dedos)	2	R\$23,70	R\$47,40
Servo-City 535202	Mancais de Rolamento	12	R\$6,00	R\$72,00
Servo-City 615318	Engrenagem Cilíndrica (Rot. Polegar)	1	R\$60,70	R\$60,70
Servo-City 615246	Engrenagem Cilíndrica (Rot. Polegar)	1	R\$48,60	R\$48,60
ABS, 300g	Impressão 3D	–	–	R\$150,00(*)
TOTAL				R\$2283,30

(*) Valor estimado a partir do custo de um rolo de filamento ABS (R\$300, rolo com 500g de material)

3.3.3 CAD Final

3.3.3.1 Iteração de Modelagem

Foram geradas duas montagens em CAD, uma forma visual/proporcional, que possua as características cinemáticas do mecanismo final, mas sem a preocupação de detalhamento físico, e uma forma para fabricação. O primeiro funciona como um meio de rápida iteração virtual, pois seus parâmetros geométricos podem ser facilmente modificados para então serem transferidos para o segundo CAD. Ambas as versões estão ilustradas abaixo (Figura 11 e Figura 12, respectivamente).

3.3.3.2 Mecanismos dos Dedos

Como exposto na seção 3.3.1, algumas adaptações claras foram realizadas sobre o mecanismo, em relação à mão humana. Além disso, decidiu-se por manter os dois dedos não opositores com a mesmas proporções e solução de transmissão e atuação mecânica, reduzindo os tipos de dedos a apenas dois, como ilustrados nas Figuras 13 e 14. Utilizam-se nos nomes dos componentes as extensões de arquivos CAD do software Inventor (.ipt para peças completas e .iam para montagens compostas por mais de uma peça) e as nomeações dos componentes listados na seção 3.3.2.1.

O polegar rotaciona, atuado por um motor DC interno (Pololu 199:1 Metal Gearmotor) em torno de um eixo fixo em uma base, em transmissão 2:1 de engrenagens cônica (Servo-City 615436 e 615444, respectivamente), que por sua vez é rotacionada por um motor fixo à palma (Pololu Micro Motor), em transmissão 3:5 de engrenagens cilíndricas (Servo-City 615246 e 615318, respectivamente).

Figura 11 – CAD visual/proporcional do protótipo, mostrando os graus de liberdade e destacando a execução de oposição

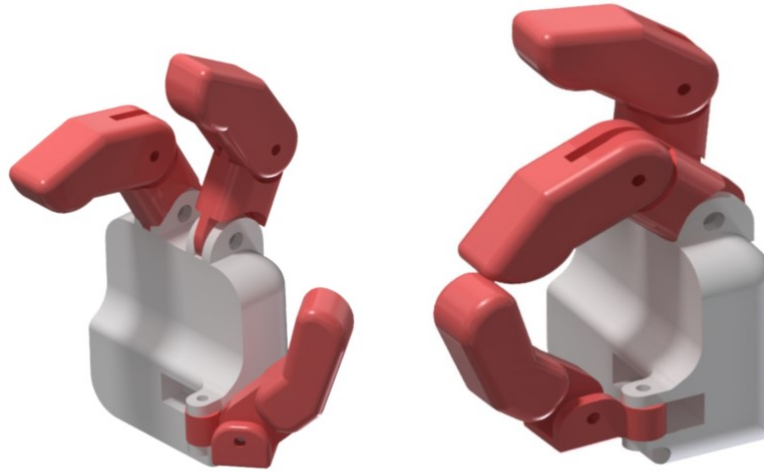
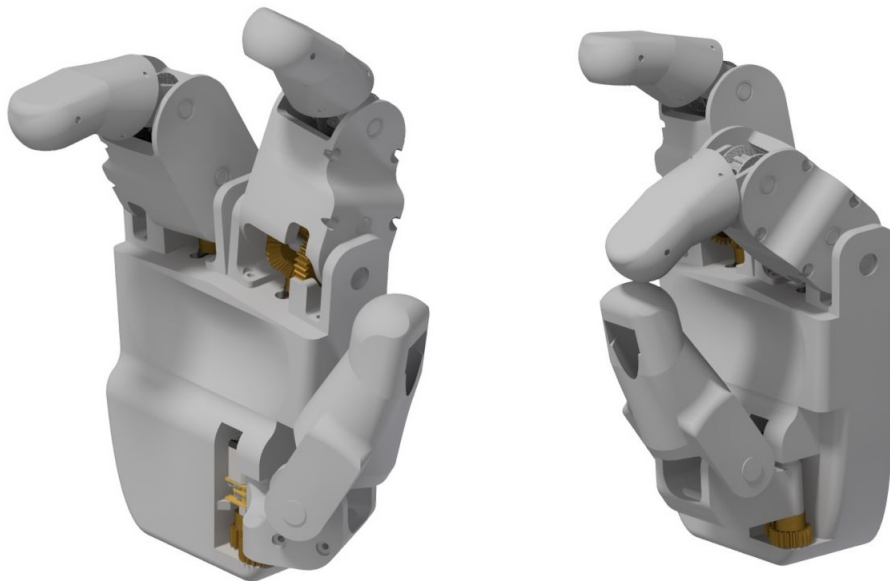
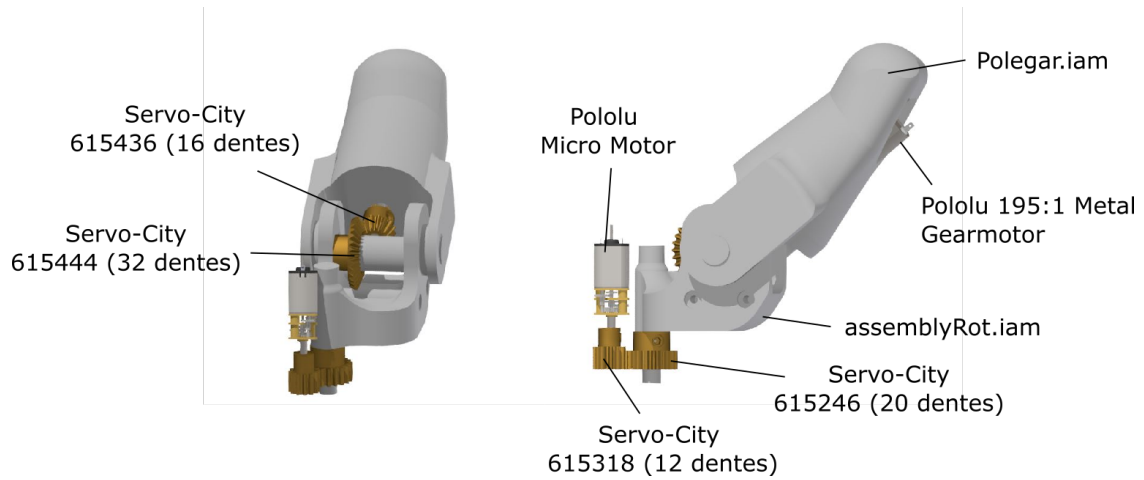
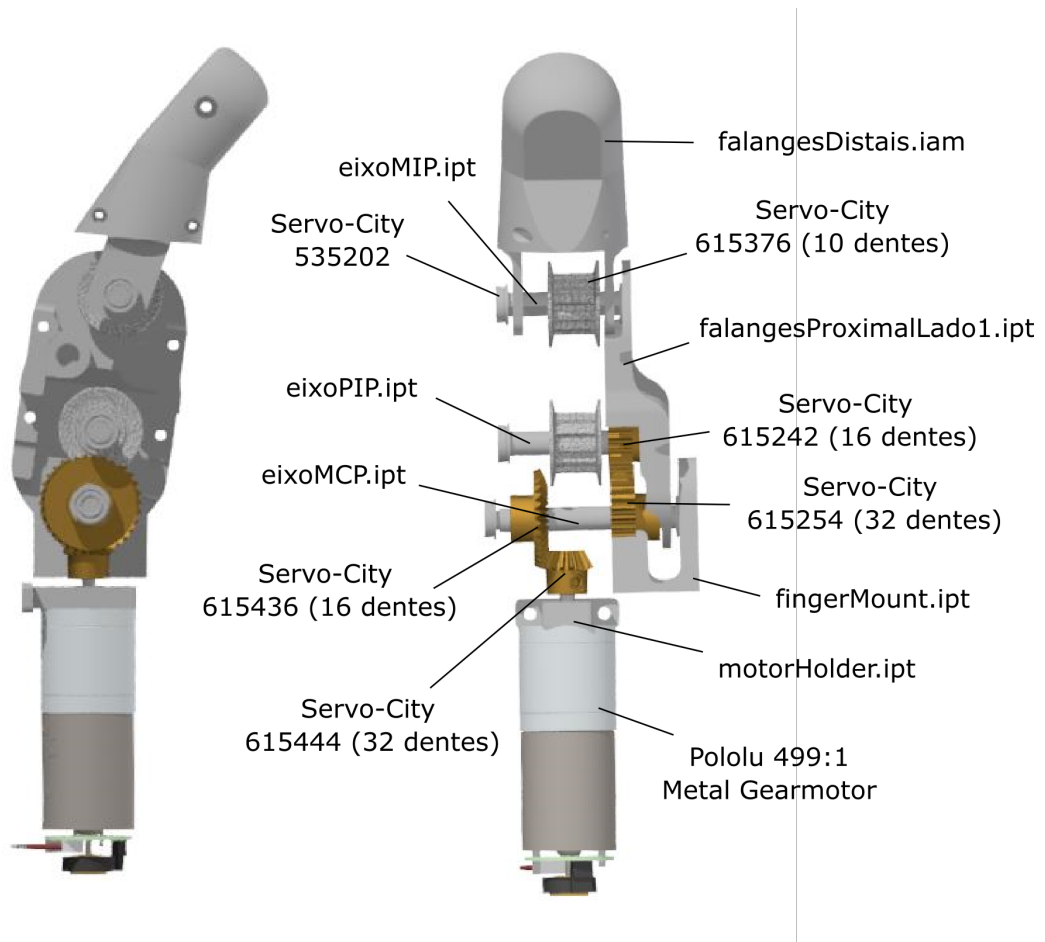


Figura 12 – CAD oficial, assembly finalizado



Observe que as duas falanges do polegar (Polegar.iam) são mantidas em peça única em vez de dois elos, como é o caso do membro anatômico humano

Os dedos não opositores, por sua vez, são acionados por um motor DC (Pololu 499:1 Metal Gearmotor) com engrenagem cônica fixa ao seu eixo e funcionando como pinhão (Servo-City 615436), que por sua vez rotaciona a coroa (Servo-City 615436) em transmissão 1:2. A coroa é solidária ao eixo MCP, que por sua vez é solidário às peças que compõem a

Figura 13 – Montagem do polegar**Figura 14** – Montagem dos dedos não opositores

falange proximal. Por sua vez, engrenagem cilíndrica maior (Servo-City 615254) é solidária à peça fingerMount.ipt, que é solidária à palma, e seu centro flutua sobre o eixo MCP, nunca tocando-o. Sobre a engrenagem cilíndrica maior percorre a engrenagem cilíndrica menor (Servo-City 615254), solidária ao eixo PIP, sendo este conjunto acionado pela

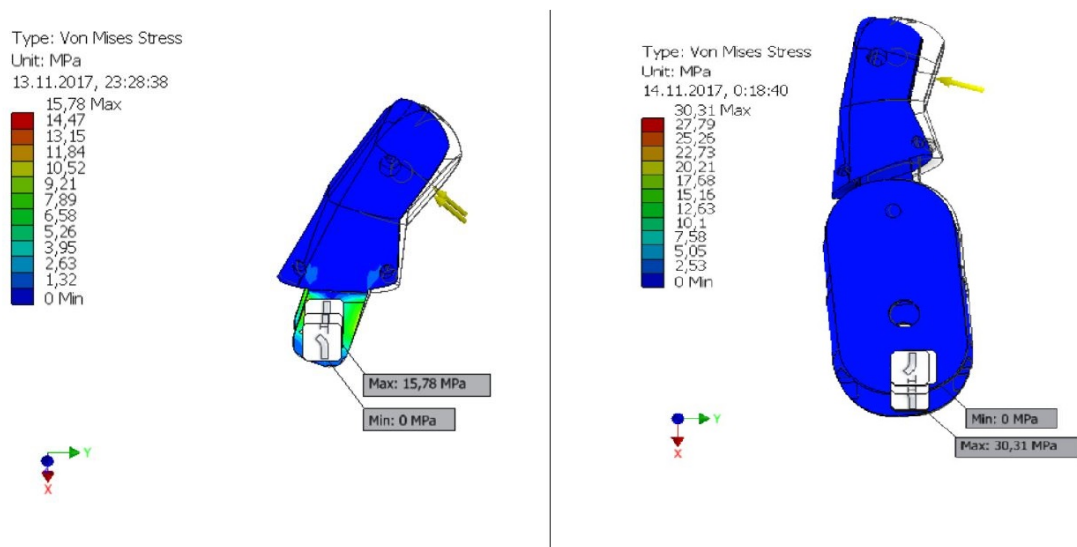
falange proximal. No mesmo eixo (PIP), há uma polia dentada com 10 dentes (Servo-City 615376) que sincroniza seu par idêntico por meio de uma correia de dentes trapezoidais (Servo-City B375-50XL, não mostrada na figura). Esta última polia é por fim solidária ao eixo MIP, que também é solidário às falanges distais.

As falanges distais, assim como no polegar, são mantidas em peça única.

3.3.3.3 Simulação de Esforços Mecânicos

Para validar o aspecto mecânico do protótipo, foram geradas duas formas de simulações de esforços no software Inventor, para verificar as tensões sofridas pelo material de impressão (ABS) nas juntas mais críticas dos dedos não opositores, a metacarpofalangeal e a proximal-interfalangeal, devido a uma força aplicada ortogonalmente à superfície da ponta do dedo e em seu centro, como mostrado na figura abaixo.

Figura 15 – Simulações de tensão aplicada na ponta do dedo. Esquerda: força aplicada de 50N, teste para a junta proximal-interfalangeal. Direita: força aplicada de 5N, teste para a junta metacarpofalangeal



Para cada forma de simulação, foram realizadas repetições, variando-se a intensidade da força aplicada, na seguinte ordem, até que um estado crítico não fosse encontrado na simulação: 50N, 25N, 10N 5N e 1N. Um estado crítico é caracterizado pela presença de uma tensão maior que o limite de ruptura do material de impressão (68,9MPa para o ABS), senão uma tensão maior que a do limite de deformação elástica (44MPa para ABS)⁴²

A tabela abaixo mostra os resultados para deformação e/ou ruptura do mecanismo. A simulação para a junta proximal-interfalangeal está identificada como Simulação 1 e a simulação para a junta metacarpofalangeal está identificada como Simulação 2

Como pode-se ver, por simulação, a junta proximal-interfalangeal pode suportar forças aplicadas sobre a superfície da ponta do dedo de mais de 50N. Porém, a junta

Tabela 2 – Resultados das simulações de tensões

Força	Simulação 1			Simulação 2		
	Máx. Tensão	Ruptura	Def. Plástica	Máx. Tensão	Ruptura	Def. Plástica
50N	15,78MPa	Não	Não	303,1MPa	Sim	Sim
25N	-	Não	Não	151,6MPa	Sim	Sim
10N	-	Não	Não	60,62MPa	Sim	Sim
5N	-	Não	Não	30,31MPa	Não	Não
1N	-	Não	Não	-	Não	Não

metacarpofalangeal não suporta forças maiores que 10N sejam aplicadas na ponta do dedo.

Como a máxima tensão encontrada é linear em relação à força aplicada, encontra-se que a máxima força aplicável na ponta do dedo seria de 7,26N, caso se deseje que não haja deformação plástica do material mais frágil no mecanismo. Este valor será adotado como limite máximo de força exercível pelo mecanismo.

O valor de 7,26N é superior ao requisito de força mínima para preensão, como proposto na seção 1.3.1 Requisitos, porém inferior a possíveis forças exercíveis e necessárias na preensão de objetos do dia-a-dia. Desta forma, observa-se a necessidade de revisão da mecânica projetada, porém nota-se que o valor atual limitante é suficiente para realizar testes no presente projeto.

3.4 Sistema de Controle

3.4.1 Interface Homem-Máquina (IHM)

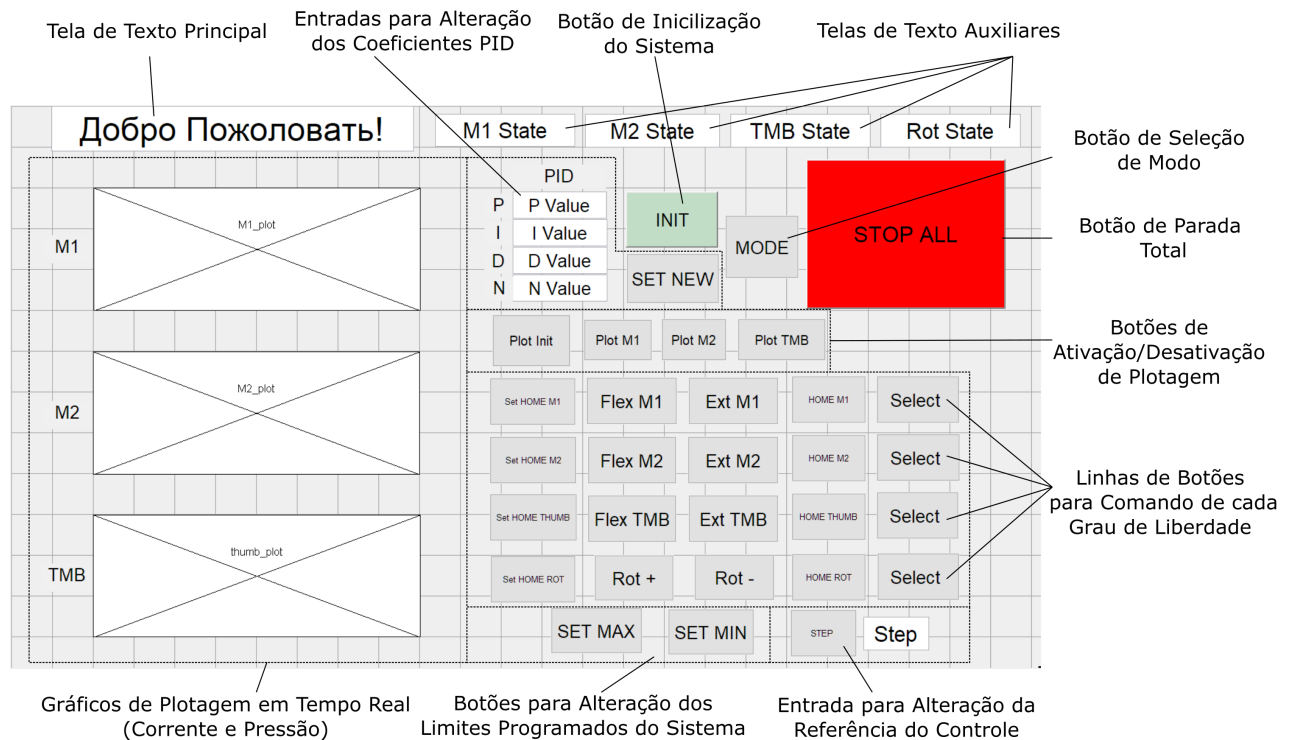
Uma interface visual foi criada a partir da função GUIDE (Graphic User Interface Development Environment) do software Matlab⁴¹, como forma de interação primária entre o usuário e o mecanismo. Ela tem o papel tanto de comandar as ações desejadas como iterar os valores de coeficientes dos controles PID utilizados em controle de posição e de força, respectivamente, além de monitorar os estados recorrentes dos sensores utilizados no sistema. Um outro papel da interface é de acionamento de parada de segurança, caso o mecanismo realize alguma ação indesejada.

Estruturalmente, cada elemento da interface implementa uma função escrita em Matlab, chamada de callback, que recebe o estado atual da interface, por meio de uma estrutura handles. Cada callback pode ser alterada para realizar uma ação desejada dentro do programa principal.

A Figura 16 ilustra a tela inicial da IHM, iniciada para controle de posição individual dos graus de liberdade do mecanismo e iteração de seus respectivos parâmetros de controle. O acompanhamento das ações principais são realizadas pela **Tela de Texto Principal** e os estados correntes de cada grau de liberdade são mostrados nas **Telas de Texto**

Auxiliares.

Figura 16 – Interface de Usuário



Cada sessão de uso é iniciada pelo botão **INIT**, que carrega parâmetros pré-salvos de coeficientes PID, além de gerar e inicializar eventos internos que serão manipulados ao longo da sessão de uso.

Os próprios coeficientes PID podem ser alterados a partir da interface, selecionando-se primeiro o grau de liberdade/atuador que será configurado e em seguida preenchendo-se os respectivos coeficientes nas **Entradas para Alteração dos Coeficientes PID**.

Com a inicialização realizada, os botões de comando podem ser utilizados para atuar o sistema, a partir de cada grau de liberdade individualmente. O parâmetro de referência pode ser alterado no canto inferior direito, na **Entrada para Alteração da Referência do Controle**.

O modo de funcionamento padrão da interface é o de controle de posição, o qual cada junta atuada realiza um movimento de rotação. Por exemplo, ao se configurar a referência (**Step**) para 50 e pressionar-se o botão Flex M1, o dedo 1 realizará flexão com diferença de posição relativa de 50° da junta atuada.

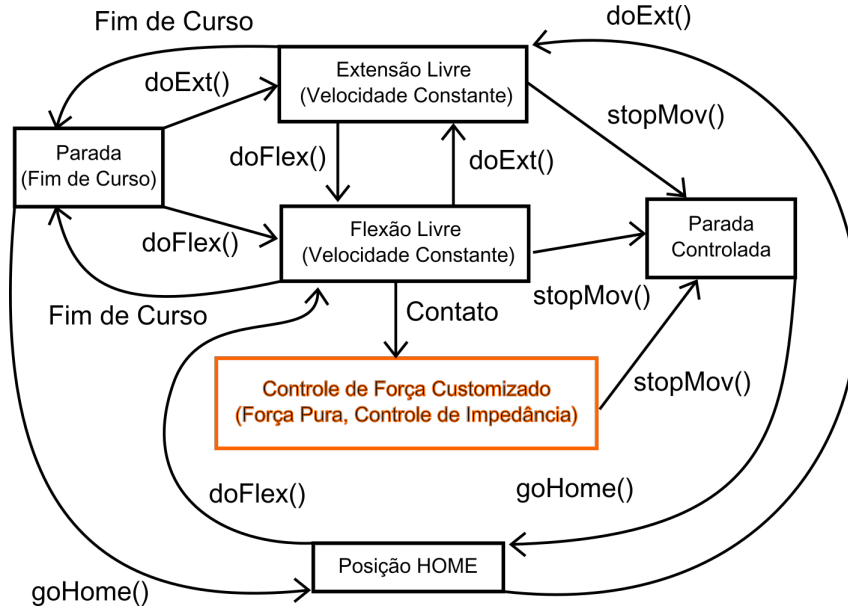
Se o botão **MODE** é clicado, pode-se selecionar outras funções de controle, como controle de força. Nesse caso, o comportamento do mecanismo segue a máquina de estados descrita na seção 3.4.2 abaixo.

No momento atual, apenas controle de posição e controle de força estão implementados, além de um modo de configuração, onde o acesso aos parâmetros internos é menos restrito do que os outros modos, sendo este utilizado para configurar os limites de posição angular de cada junta (neste modo, se o limite configurado é atingido pelo sistema, apenas um aviso é mostrado na tela principal, porém o funcionamento não é interrompido, diferente dos outros modos).

3.4.2 Máquina de Estados

Propõe-se uma máquina de estados para o funcionamento geral da mão mecânica em modo de controle de força (Figura 17). Observe que, apesar de o escopo ser o estudo de controle de força de preensão, o mecanismo possui comportamentos não exclusivamente preensivos, por exemplo a extensão livre dos dedos e a impossibilidade de movimento (chegada no limite máximo de rotação da junta física). Dessa forma, foram planejados 6 estados para o funcionamento geral do projeto:

- **Extensão Livre:** é o movimento de abertura, ou extensão dos dedos, que não possui função manipuladora ou preensora neste projeto e, não esperando-se que o mecanismo encontre algum anteparo ou objeto neste movimento, ele pode ser realizado com velocidade relativamente alta.
- **Flexão Livre:** é o movimento de fechamento, ou flexão, dos dedos, neste caso, espera-se que a mão encontre um anteparo ou objeto, por isso a velocidade de atuação é reduzida.
- **Parada de Fim de Curso:** Quando uma das juntas atinge uma posição angular limite, a atuação desta junta é automaticamente parada.
- **Parada Controlada:** Semelhante ao estado anterior, porém o comando de parada é dada de forma externa (i.e.: botão STOP ALL)
- **Posição HOME:** Ao inicializar a mão, uma posição angular para cada dedo pode ser salva. Esta é a posição HOME na execução do programa principal, e este estado é o de movimentação para esta posição. Por questões de segurança, ela só é atingida após um estado de parada
- **Controle Customizado de Força:** neste bloco está a própria implementação do controle de força. Ele deve ser pensado como uma caixa-preta no diagrama abaixo, pois pode comportar estados internos.

Figura 17 – Máquina de Estados da estrutura do controle

3.4.3 Projeto de Controlador

Para a implementação completa do controle pela IHM, foram projetados dois controles PID para cada atuador: um controle de posição e outro controle para força de contato nas pontas dos dedos, excetuando-se o motor que realiza rotação do polegar, ao qual foi projetado apenas um controlador de posição

O projeto completo envolve obtenção de resposta da planta a um sinal definido. dimensionamento dos valores PID em malha fechada, discretização do controlador e implementação computacional.

Para obtenção do modelo da planta, gerou-se um sinal em degrau de 6V de voltagem para alimentar cada atuador e adquiriu-se suas respectivas velocidades angulares em relação ao tempo.

As repostas foram realizadas em cada atuador isolado, por meio da porta analógica de um arduino MEGA. A velocidade foi obtida por meio de contadores de bordas de subida nos sinais gerados pelos encoders magnéticos acoplados a cada atuador, com um período de aquisição de 0.05s em vetor de 1200 pontos.

Para cada atuador, foram geradas 6 respostas e utilizou-se a resposta-média para obtenção do modelo da planta. Para praticidade e execução do projeto dos controladores, as respostas foram aproximadas por uma função soma de duas exponenciais, conforme a Equação 3.1 e transformadas para o domínio da frequência pela Transformada de Laplace.

$$y(t) = a \cdot \exp(bt) + c \cdot \exp(ct) \quad (3.1)$$

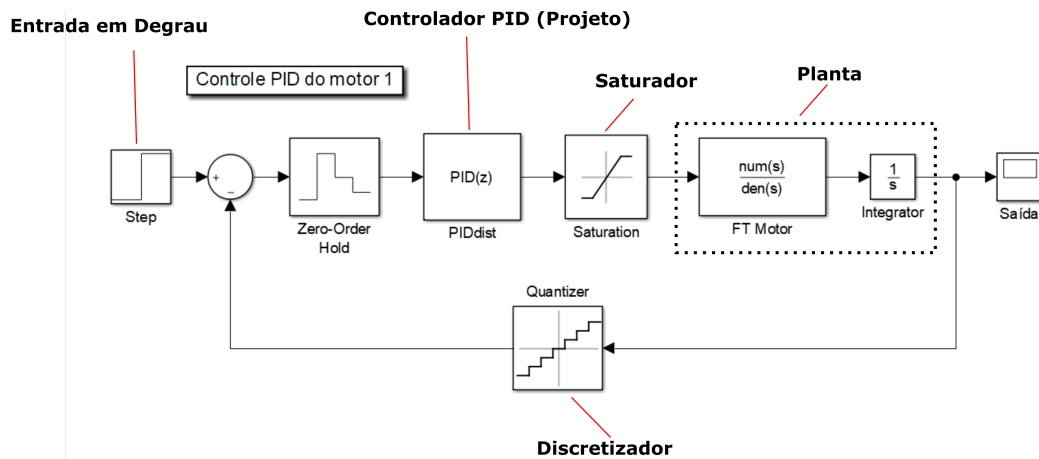
Onde y é a resposta adquirida, t é o vetor tempo e $\{a,b,c,d\}$ são coeficientes de regressão.

Multiplicando-se a equação resultante por $1/s$ (integrador, para que a resposta seja de posição angular em relação à voltagem de entrada), obteve-se uma fórmula análoga à Equação 2.7.

Este modelo foi enfim, substituído em um modelo de blocos do software Simulink, contendo um bloco de PID Tuning (Iteração PID) discretizado e em malha fechada com a planta. Desta forma, o controlador PID pode ser projetado visualizando-se a resposta, e escolheu-se os requisitos de controle:

- Sobrerresposta $< 10\%$
- Tempo de assentamento de 2s

Figura 18 – Diagrama de blocos desenvolvido em Simulink para projeto do controlador PID



A função transferência do controlador PID oferecida pelo software é

$$\frac{Esforço}{Erro} = P(1 + IT_s \frac{1}{z-1} + D \frac{N}{1 + NT_s \frac{1}{z-1}}) \quad (3.2)$$

Onde P, I, D e N são os coeficientes de projeto do controlador, T_s é o período de aquisição ($T_s = 0.05s$) e z a variável de discretização da Transformada Z.

Isolando-se o Esforço na equação, e utilizando-se a Transformada Z Inversa, obtêm-se o formato da equação em pontos discretos do esforço presente em relação aos esforços

passados e os erros presente e passados:

$$\begin{aligned} a_0 Esforco[k] = & b_0 Erro[k] + b_1 Erro[k - 1] + b_2 Erro[k - 2] \\ & - a_1 Esforco[k - 1] - a_2 Esforco[k - 2] \end{aligned} \quad (3.3)$$

Onde: $a_0 = (1 - NT_s)$; $a_1 = (NT_s - 2)$; $a_2 = 1$; $b_0 = P(1 + DN - NT_s - IT_s)$; $b_1 = P(NT_s + IT_s - 2 - 2DN)$ e $b_2 = P(1 + DN)$.

Os coeficientes P,I,D e N advindos do projeto realizado em Simulink.

Com isso, um controlador foi implementado em Matlab, segundo a arquitetura da Seção 3.1

De forma definitiva, o projeto do controlador não foi suficiente para realizar a mesma resposta acoplada ao mecanismo, apesar de o controlador garantir que a referência de posição angular seja alcançada. Neste caso, como um modelo analítico do mecanismo é difícil de ser obtido e mesmo assim prevê-se que ele conterá erros associados à forma de fabricação e perdas de carga pela transmissão mecânica, uma iteração dos parâmetros PID foi realizado através da própria IHM, seguindo o método proposto por **Ziegler Nichols**⁵¹, no qual aumenta-se gradativamente o valor do coeficiente P até obter-se uma resposta levemente oscilatória e então os outros coeficientes seguem uma relação tabelada, caso o controlador seja PI ou PID.

O mesmo método iterativo foi utilizado para o projeto do controlador de força. Os parâmetros encontrados são salvos em uma estrutura interna do programa principal e podem ser utilizados em outras seções de uso do protótipo.

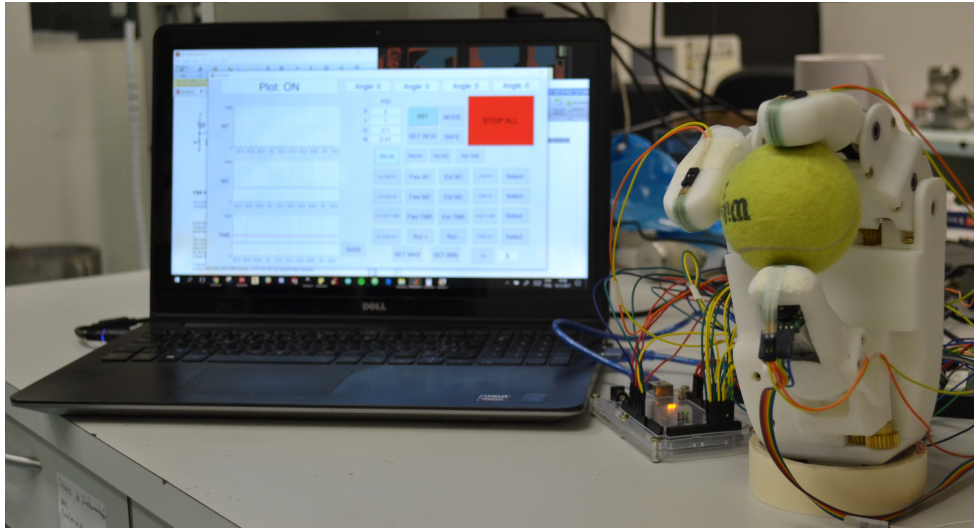
A Equação 3.3 foi mantida no programa do controlador, porém, os coeficientes utilizados são aqueles obtidos iterativamente.

4 RESULTADOS E DISCUSSÃO

4.1 Protótipo Final

A imagem a seguir mostra o mecanismo montado e instrumentado com sensores de corrente (ocultos) e de pressão (instalados nas superfícies das falanges distais), mostrado em montagem como discutido na Seção 3.1.

Figura 19 – Projeto em bancada de testes, com interface ativa, e mecanismo em teste de controle de força



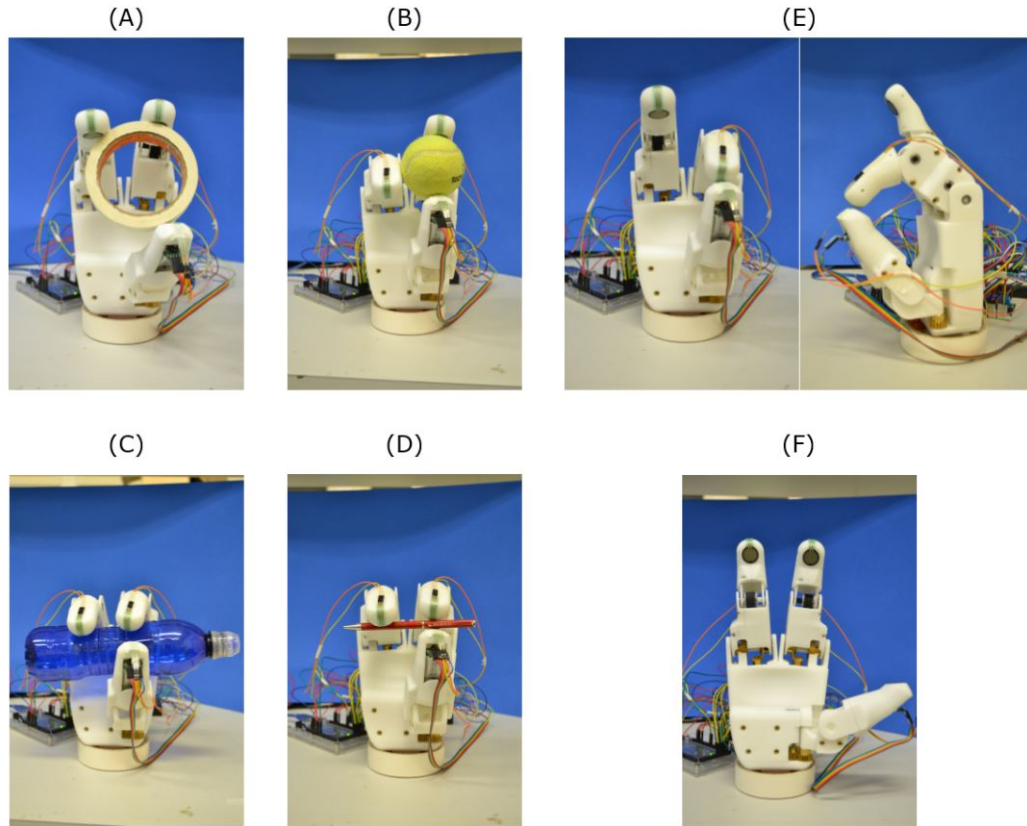
As posturas de Cutkosky não foram extensivamente exploradas, já que a análise cinemática do mecanismo pode mostrar os limites de posturas que ele pode realizar. A Figura 20 mostra algumas posturas possíveis de serem realizadas com o mecanismo atual.

4.2 Teste Independente dos Atuadores e Sensores

A instrumentação do mecanismo foi realizada da seguinte forma: cada atuador (motor DC) possui acoplado um encoder de quadratura, possibilitando a realimentação de estados de posição ao controlador. Para monitoramento da força, tanto os sensores de corrente foram instalados em série com os atuadores de flexão/extensão dos dedos como sensores de força foram colados às superfícies de prensão das falanges distais.

Os sensores de corrente geram uma resposta linear de voltagem em relação à corrente, que é proporcional ao torque do motor DC a que eles estão acoplados, conforme a Equação 2.2. Por sua vez, a força sensorizada pelos sensores nas falanges distais é função do torque do atuador no respectivo dedo e a transmissão mecânica do próprio dedo.

Figura 20 – Realização de preensões e posturas: (A) Disco, (B) Esfera, (C) Cilindro Médio, (D) Cilindro Esbelto, (E) Oposição Pelo Polegar, (F) Extensão Palmar



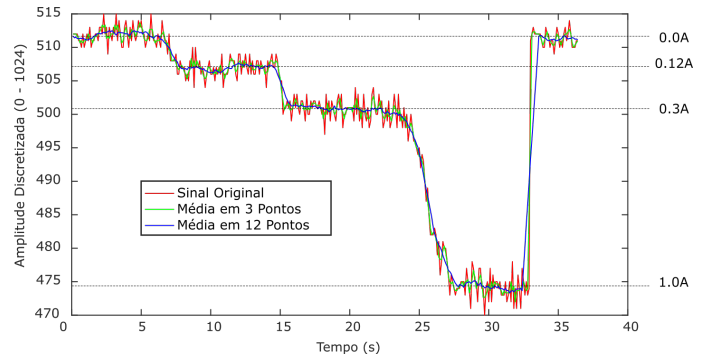
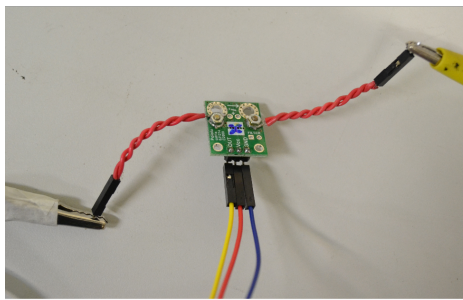
Dessa forma, para verificar a relação entre os dois tipos de sensores, utilizando o sensor de força como referência, um teste de preensão foi realizado com o polegar do mecanismo.

A Figura 21 mostra um teste preliminar com o sensor de corrente, no qual utilizou-se um gerador de corrente para fazer passar correntes de 0A, 0.12A, 0.30A e 1.0A pelo sensor, com tempo para assentamento da ordem de segundos. O sensor foi posicionado longe de qualquer circuito não utilizado e adquiriu-se uma curva de 35 segundos de intervalo de tempo, com período de aquisição 0.1 segundo. Um ruído elevado foi observado já durante este experimento, porém, realizando um filtro por média móvel em 3 e 12 pontos, é possível observar as leituras do sensor. Observe, porém, que tais filtros geram atrasos na aquisição de 0.3 segundo e 1.2 segundo, respectivamente. Na discretização para o Arduino (0 a 1023 pontos), o ruído observado é de aproximadamente ± 3 pontos.

Em seguida, o teste de preensão foi realizado em três fases de avanço, alcance do valor de referência e recuo, para referência de força de 5.6N e mesmas condições de aquisição do experimento anterior.

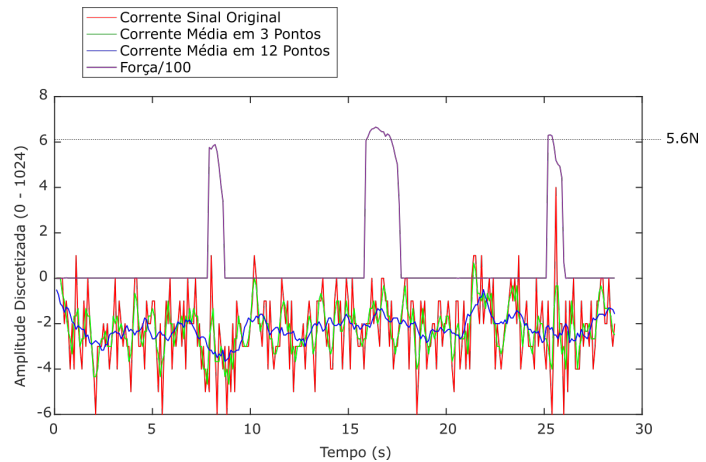
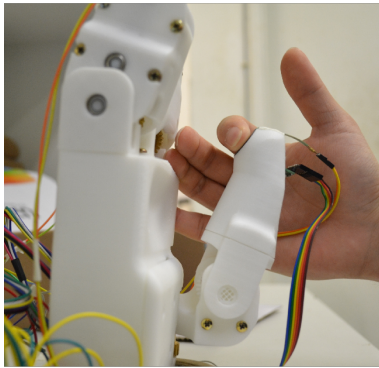
Enquanto o sensor de força mostrou uma resposta desejada, o sensor de corrente praticamente não demonstrou variação de sinal fora do ruído, e mesmo aplicando-se os

Figura 21 – Teste do sensor de corrente ACS714. À direita, o valor das correntes geradas para obter-se os respectivos patamares do sinal



filtros de média móvel, não há correlação visível entre os dois sensores. Acredita-se que isto se deve ao grande ruído presente na aquisição, mas também à baixa corrente gerada pelo atuador durante o experimento. Como o experimento simula condições normais de uso do mecanismo, o sensor de corrente foi descartado para uso na presente configuração.

Figura 22 – Teste de conjunto de sensores de força e corrente, para verificar a correlação entre os sinais. O sensor de corrente se mostrou dispensável. À direita, o valor de força de referência, seguindo a escala do sensor de força



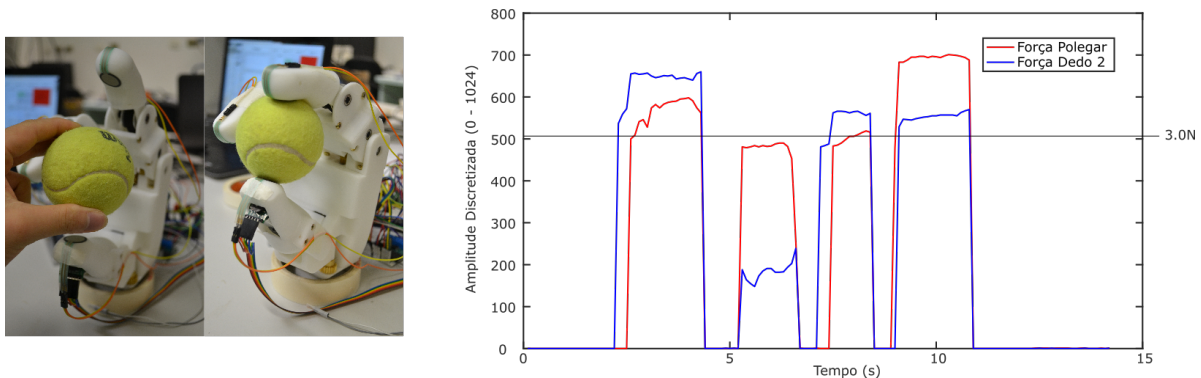
4.3 Teste do Controlador

Por fim, um teste de preensão foi realizado, em que dois dedos atuaram contra um objeto esférico e mediu-se o sinal de realimentação apenas dos sensores de força instalados. Um período de aquisição de 0.1 segundo foi utilizado, com referência de força de 3.0N . A sequência de teste foi a seguinte: quatro preensões, a primeira e a terceira iniciadas pelo Polegar e estabelecidas pelo dedo oposto (o objeto foi mantido estático pelo experimentador até que a preensão fosse atingida, e então solto) e a segunda e quarta preensões foram iniciadas pelo dedo oposto e estabelecidas pelo Polegar. Pelos dados adquiridos, vemos

que as respectivas curvas dos dedos iniciantes da preensão geram um sinal positivo em tempo anterior aos outros dedos.

Neste experimento, observa-se também que as curvas atingiram a referência e ultrapassaram-na em quase todos os testes, provavelmente devido à interação dinâmica entre os dois controladores (polegar e dedo oposto). Porém, o objeto foi preendido e mantido estático. Observe que na segunda tentativa nenhum dos dedos atingiu a referência de força, já que os fins de curso estabelecidos na seção de uso foram atingidos (o mecanismo inibiu a atuação por segurança).

Figura 23 – Teste de Preensão por dois dedos de um objeto esférico, utilizando apenas sensores de força. À direita, o valor de força de referência, seguindo a escala do sensor de força



4.4 Discussão e Propostas Futuras

O mecanismo projetado possui modularidade de hardware e software, uma vez que o software pode ser iterado com diversas formas de uso, tais como atuadores individualmente, ou outros tipos de mecanismos. Sua base é a IHM, que por sua vez é facilmente alterável. Por sua vez, o mecanismo foi construído com partes substituíveis, tais como os dedos individualmente, a palma e a base da palma. Soluções diferentes podem ser estabelecidas para estas peças, sem que o projeto mecânico como um todo necessite ser alterado.

A montagem em 3 dedos se mostrou suficiente para realizar as posturas de preensão e estudos de controle de força de preensão além de facilitarem o projeto do mecanismo, porém, para alcançar os demais requisitos dos usuários de prótese, é necessário que o mecanismo seja o mais antropomórfico possível. Sugere-se que uma segunda versão do mecanismo tanto possua os 5 dedos como seja menor em suas proporções e melhor comparável à maioria da população humana. Para isso, uma otimização mecânica se faz necessária e um projeto de miniaturização dos atuais componentes.

O autor propõe que a mesma arquitetura de bancada de testes seja mantida na continuação do projeto, porém que o software seja migrado para uma linguagem open-

source, para maior acessibilidade de outros experimentadores e maior replicabilidade do projeto, e que suporte processamento paralelo, já que um dos problemas do atual programa é que ele não estabelece mais de uma thread de processamento, de forma que qualquer interrupção programável gera uma pausa em todos os processamentos correntes. Um exemplo de problema é a plotagem dos sinais em tempo real enquanto realiza-se os testes de prensão. Neste caso ou a plotagem é pausada durante a realização do controle de prensão, ou a prensão sofre um certo atraso devido à interrupção de plotagem.

Durante os testes, observou-se que os sensores de força são suficientes para realizar o controle de força de prensão. Porém, é necessário que a força aplicada ocorra ortogonalmente e dentro da área ativa do sensor. Uma solução possível, porém não extensa, a este problema, é cobrir o sensor com um material elastômero cujo formato é incorporado ao design do mecanismo. Esta é uma sugestão realizada no próprio datasheet do sensor⁵², que passa a responder a forças atuantes sobre o material elastômero e que por outro lado auxilia no aumento de atrito entre o mecanismo e o objeto preendido.

Em contrapartida, os sensores de corrente não foram úteis ao projeto, devido à baixa resolução e alta amplitude de ruído. Seu uso, porém, deve ser repensado, uma vez que ele possibilita que forças em diversas partes dos dedos do mecanismo possam ser detectadas. Neste caso, o autor propõe uma reavaliação com o mesmo sensor, utilizando-se amplificação e filtragem do sinal de saída, senão uma busca por sensores menos ruidosos e mais sensíveis.

5 CONCLUSÃO

Um mecanismo em forma de mão antropomórfica foi construído e instrumentado, sendo capaz de realizar diversas posturas de preensão e podendo ser controlado por meio de posição ou força individual de cada dedo.

A posição é sensoriada por encoders de quadratura acoplados aos atuadores, com lógica de contagem interna no programa principal para verificar deslocamentos angulares relativos. Da mesma forma, sensores de força instalados nas superfícies de preensão das falanges distais são utilizados para sensoriamento direto de força. Foi verificado o uso de sensores de corrente com o mesmo propósito, mas estes foram descartados na presente configuração.

O requisito de força foi atingido, com testes realizados com referência de até 5.6N e simulação de força máxima aplicável de 7.26N sem que haja deformação plástica do mecanismo. Reitera-se que este valor máximo é suficiente para realizações de testes no mecanismo, porém uma revisão da estrutura mecânica se faz necessária, para que uma força maior seja obtível.

O antropomorfismo foi atingido em forma qualitativa, já que as proporções seguiram os requisitos de funcionalidade e a escolha dos componentes. Neste caso, apesar da importância da forma antropométrica, é sugerido que a iteração do projeto priorize a função, já que adaptações cinemáticas em relação à anatomia humana ainda são necessárias para execução de mecanismos prostéticos, visto que o membro superior humano é extremamente complexo.

REFERÊNCIAS

- 1 CORDELLA, FRANCESCA ET AL. Literature review on needs of upper limb prosthesis users. *Frontiers in neuroscience*, v. 10, 2016.
- 2 ZENG, GANWEN; HEMAMI, AHMAD. An overview of robot force control. *Robotica*, v. 15, n. 05, p. 473-482, 1997.
- 3 HOGAN, NEVILLE. Impedance control: An approach to manipulation. In: *American Control Conference*, 1984. IEEE, 1984. p. 304-313.
- 4 LIAROKAPIS, MINAS V.; ARTEMIADIS, PANAGIOTIS K.; KYRIAKOPOULOS, KOSTAS J. Quantifying anthropomorphism of robot hands. In: *Robotics and Automation (ICRA), 2013 IEEE International Conference on*. IEEE, 2013. p. 2041-2046.
- 5 BIAGIOTTI, L. ET AL. How far is the human hand. A review on anthropomorphic robotic endeffectors. *Bologna (Italy): University of Bologna*, 2008.
- 6 BIRGLEN, LIONEL; LALIBERTÉ, THIERRY; GOSSELIN, CLÉMENT. Grasping vs. manipulating. In: *Underactuated Robotic Hands*. Springer Berlin Heidelberg, 2007. p. 7-31.
- 7 KONTOUDIS, GEORGE P. ET AL. Open-source, anthropomorphic, underactuated robot hands with a selectively lockable differential mechanism: Towards affordable prostheses. In: *Intelligent Robots and Systems (IROS), 2015 IEEE/RSJ International Conference on*. IEEE, 2015. p. 5857-5862.
- 8 INMOOV. Disponível em: <<http://inmoov.fr/hand-and-forarm/>>. Acesso em: 31 out. 2016.
- 9 EXIII. Disponível em: <<https://github.com/exiii/HACKberry>>. Acesso em: 31 out. 2016.
- 10 ODHNER, LAEL U. ET AL. A compliant, underactuated hand for robust manipulation. *The International Journal of Robotics Research*, v. 33, n. 5, p. 736-752, 2014.
- 11 HOWE, ROBERT D. Tactile sensing and control of robotic manipulation. *Advanced Robotics*, v. 8, n. 3, p. 245-261, 1993.

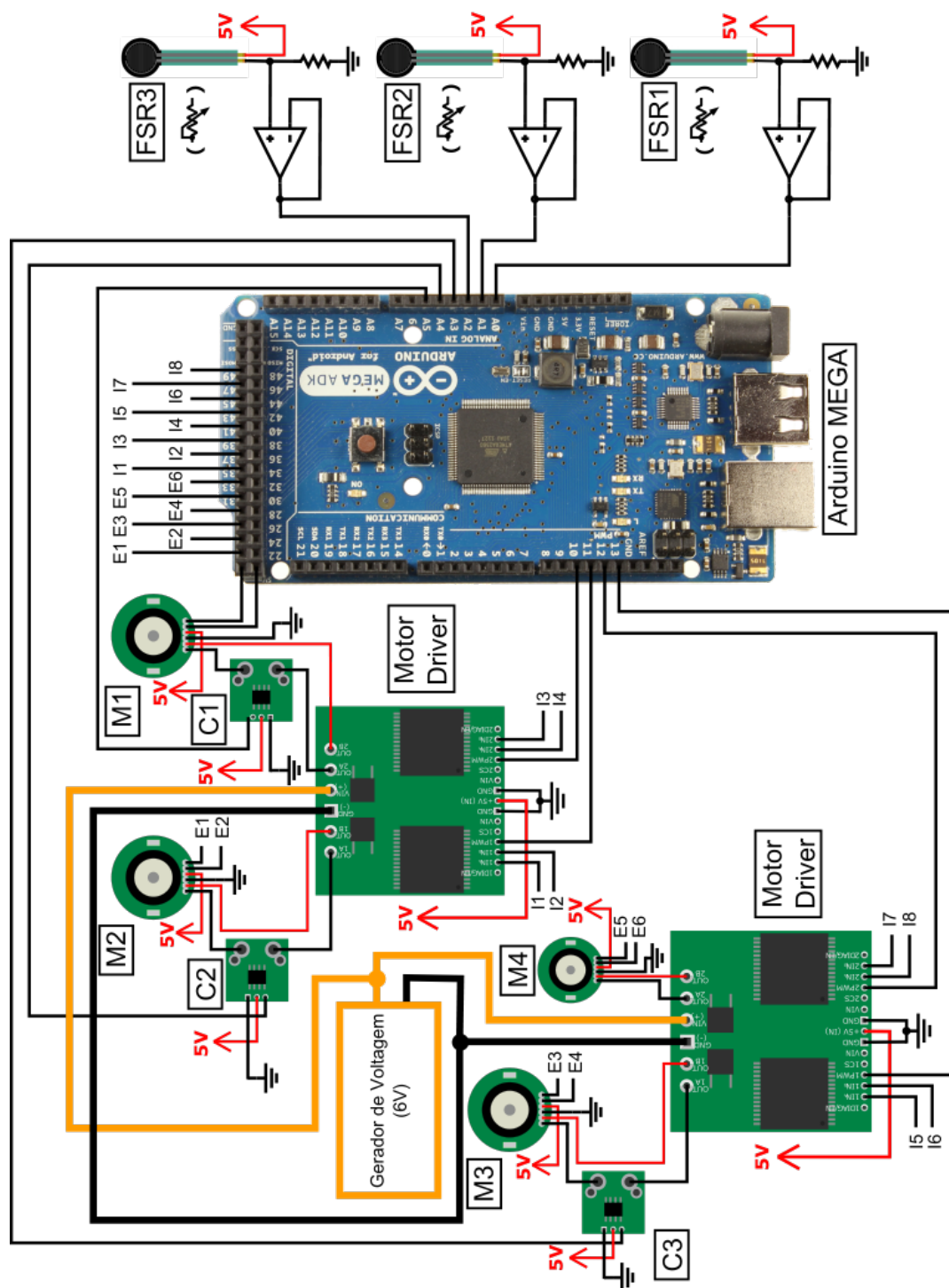
- 12 JOHANNES, MATTHEW S. ET AL. An overview of the developmental process for the modular prosthetic limb. Johns Hopkins APL Technical Digest, v. 30, n. 3, p. 207-216, 2011.
- 13 RAVITZ, ALAN D. ET AL. Revolutionizing prosthetics—phase 3. Johns Hopkins APL technical digest, v. 31, n. 4, p. 366-376, 2013.
- 14 BRIDGES, MICHAEL M.; PARA, MATTHEW P.; MASHNER, MICHAEL J. Control system architecture for the modular prosthetic limb. Johns Hopkins APL Technical Digest, v. 30, n. 3, 2011.
- 15 MCGEE, TIMOTHY G. ET AL. Demonstration of force feedback control on the Modular Prosthetic Limb. In: 2014 IEEE International Conference on Systems, Man, and Cybernetics (SMC). IEEE, 2014. p. 2833-2836.
- 16 LIU, HONG ET AL. Multisensory five-finger dexterous hand: The DLR/HIT Hand II. In: 2008 IEEE/RSJ international conference on intelligent robots and systems. IEEE, 2008. p. 3692-3697.
- 17 LIAROKAPIS, MINAS V.; ARTEMIADIS, PANAGIOTIS K.; KYRIAKOPOULOS, KOSTAS J. Telemanipulation with the DLR/HIT II robot hand using a dataglove and a low cost force feedback device. In: Control & Automation (MED), 2013 21st Mediterranean Conference on. IEEE, 2013. p. 431-436.
- 18 ALESSI, ALESSIO ET AL. Incremental learning control of the DLR-HIT-Hand II during interaction tasks. In: 2010 Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology. IEEE, 2010. p. 3194-3197.
- 19 CHEN, ZHAOPENG ET AL. Experimental analysis on spatial and cartesian impedance control for the dexterous DLR/HIT II hand. International Journal of Robotics and Automation, v. 29, n. 1, 2014.
- 20 VAN DER RIET, DREW ET AL. An overview and comparison of upper limb prosthetics. In: AFRICON, 2013. IEEE, 2013. p. 1-8.
- 21 TOUCH BIONICS. Disponível em: <<http://www.touchbionics.com/>>. Acesso em: 30 de out. 2016.
- 22 RSLSTEEPER. Disponível em: <<http://bebionic.com/>>. Acesso em: 30 de out. 2016.
- 23 OTTOBOCK. Disponível em: <<http://www.ottobockus.com/prostheticss>>. Acesso em: 30 out. 2016.
- 24 OPEN BIONICS. Disponível em: <<https://github.com/Open-Bionics>>. Acesso em: 30 out. 2016.

- 25 ENABLING THE FUTURE. Disponível em: <<http://enablingthefuture.org>>. Acesso em: 30 out. 2016.
- 26 MA, RAYMOND R.; ODHNER, LAEL U.; DOLLAR, AARON M. A modular, open-source 3D printed underactuated hand. In: Robotics and Automation (ICRA), 2013 IEEE International Conference on. IEEE, 2013. p. 2737-2743.
- 27 ODHNER, LAEL U.; MA, RAYMOND R.; DOLLAR, AARON M. Open-loop precision grasping with underactuated hands inspired by a human manipulation strategy. *IEEE Transactions on Automation Science and Engineering*, v. 10, n. 3, p. 625-633, 2013.
- 28 ZISIMATOS, AGISILAOS G. ET AL. Open-source, affordable, modular, light-weight, underactuated robot hands. In: 2014 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems. IEEE, 2014. p. 3207-3212.
- 29 WALKER, R. Shadow dextrous hand technical specification. Shadow Robot Company, 2005.
- 30 ROTHLING, FRANK ET AL. Platform portable anthropomorphic grasping with the bielefeld 20-dof shadow and 9-dof tum hand. In: 2007 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems. IEEE, 2007. p. 2951-2956.
- 31 DIFTLER, MYRON A. ET AL. Robonaut 2-the first humanoid robot in space. In: Robotics and Automation (ICRA), 2011 IEEE International Conference on. IEEE, 2011. p. 2178-2183.
- 32 BRIDGWATER, LYNDON B. ET AL. The robonaut 2 hand-designed to do work with tools. In: *Robotics and Automation (ICRA), 2012 IEEE International Conference on. IEEE*, 2012. p. 3425-3430.
- 33 CUTKOSKY, MARK R. On grasp choice, grasp models, and the design of hands for manufacturing tasks. *IEEE Transactions on robotics and automation*, v. 5, n. 3, p. 269-279, 1989.
- 34 TAI, KEVIN ET AL. State of the Art Robotic Grippers and Applications. *Robotics*, v. 5, n. 2, p. 11, 2016.
- 35 VLACHOS, EVGENIOS; SCHÄRFE, HENRIK. Android Hands: A State-of-the-Art Report. In: *ASME 2014 12th Biennial Conference on Engineering Systems Design and Analysis. American Society of Mechanical Engineers*, 2014. p. V003T17A013-V003T17A013.

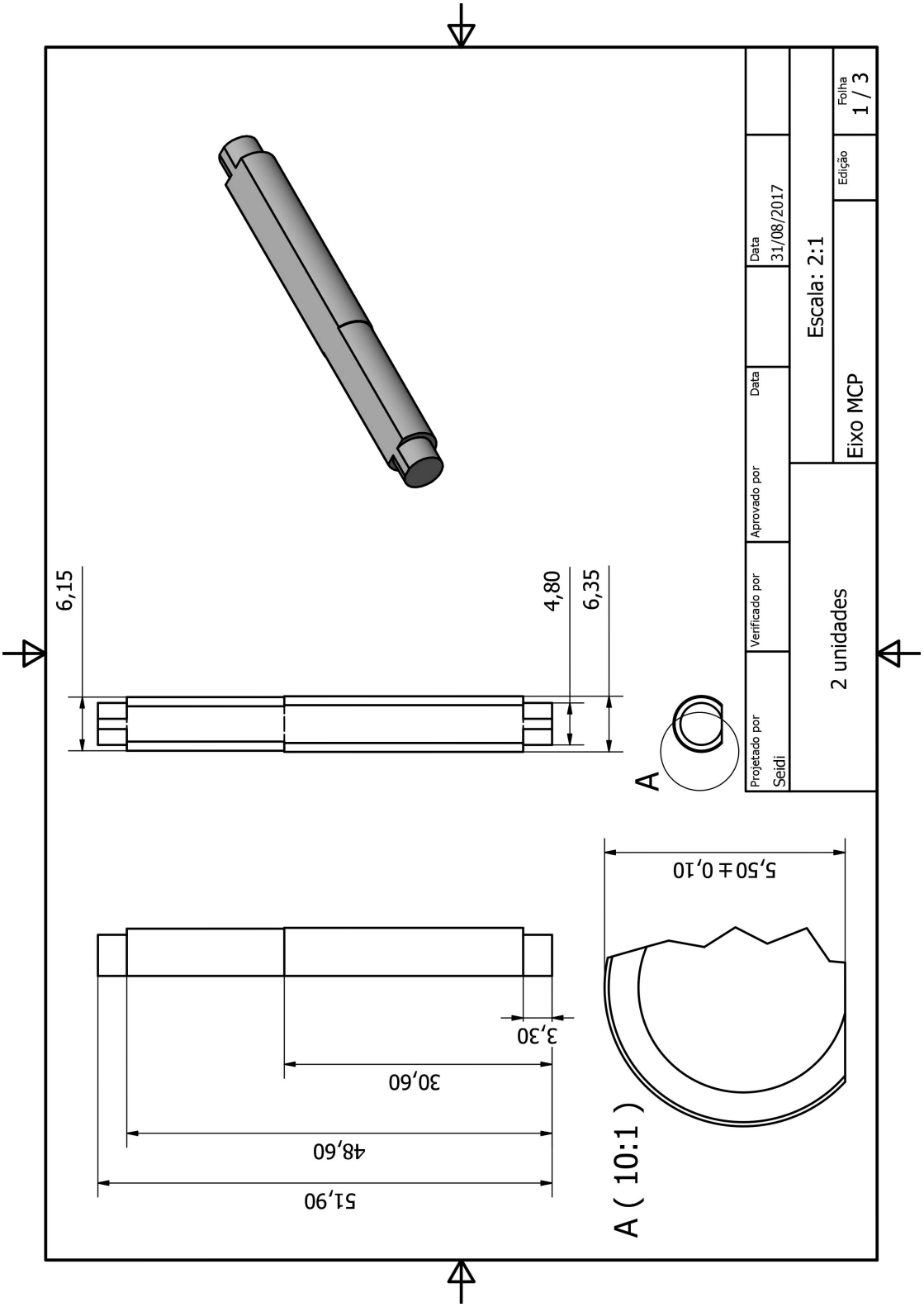
- 36 KAPPASSOV, ZHANAT; CORRALES, JUAN-ANTONIO; PERDEREAU, VÉRONIQUE . Tactile sensing in dexterous robot hands—Review. *Robotics and Autonomous Systems*, v. 74, p. 195-220, 2015.
- 37 GIRÃO, PEDRO SILVA ET AL. Tactile sensors for robotic applications. *Measurement*, v. 46, n. 3, p. 1257-1271, 2013.
- 38 PONS, J. L.; CERES, R.; PFEIFFER, F. Multifingered dextrous robotics hand design and control: a review. *Robotica*, v. 17, n. 06, p. 661-674, 1999.
- 39 DE SCHUTTER, JORIS ET AL. Force control: a bird's eye view. In: *Control Problems in Robotics and Automation*. Springer Berlin Heidelberg, 1998. p. 1-17.
- 40 UP MINI 3D PRINTER. Disponível em <<https://www.up3d.com/?r=mini>>. Acesso em: 28 out. 2017
- 41 GUIDE. Disponível em <<https://www.mathworks.com/discovery/matlab-gui.html>>. Acesso em: 13 nov. 2017
- 42 ABS MATERIAL DATASHEET. Disponível em <https://www.teststandard.com/data_sheets/ABS_Data_sheet.pdf>. Acesso em: 13 nov. 2017
- 43 KRAUSZ, NILI E. ET AL. Design and fabrication of a six degree-of-freedom open source hand. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, v. 24, n. 5, p. 562-572, 2016
- 44 ANTHROPOMETRY AND BIOMECHANICS. Disponível em <<https://msis.jsc.nasa.gov/sections/section03.htm>>. Acesso em: 13 nov. 2017
- 45 PYLATIUK, C. ET AL. Distribution of grip force in three different functional prehension patterns. *Journal of medical engineering & technology*, v. 30, n. 3, p. 176-182, 2006.
- 46 SCHWARZ, ROBERT J. The anatomy and mechanics of the human hand. *Artificial limbs*, v. 22, 1955.
- 47 GARRETT, JOHN W. The adult human hand: some anthropometric and biomechanical considerations. *Human factors*, v. 13, n. 2, p. 117-131, 1971.
- 48 GRAY, HENRY. *Anatomy of the human body*. Lea & Febiger, 1918.
- 49 OPENSTAX, ANATOMY & PHYSIOLOGY. <<http://cnx.org/contents/14fb4ad7-39a1-4eee-ab68-8.108>>. Acesso em: 13 nov. 2017
- 50 COBOS, SALVADOR ET AL. Efficient human hand kinematics for manipulation tasks. In: *Intelligent Robots and Systems, 2008. IROS 2008. IEEE/RSJ International Conference on*. IEEE, 2008. p. 2246-2251

-
- 51 ZIEGLER, JOHN G.; NICHOLS, NATHANIEL B. Optimum settings for automatic controllers. trans. ASME, v. 64, n. 11, 1942.
 - 52 FORCE SENSING RESISTOR GUIDE Disponível em <<https://www.sparkfun.com/datasheets/Sensors/Pressure/fsrguide.pdf>>. Acesso em: 13 nov. 2017
 - 53 CRAIG, JOHN J. Introduction to robotics: mechanics and control. Upper Saddle River: Pearson Prentice Hall, 2005.
 - 54 SYSTEM MODELING: DC MOTOR Disponível em <<http://ctms.engin.umich.edu/CTMS/index.php?example=MotorSpeed§ion=SystemModeling>>. Acesso em: 13 nov. 2017

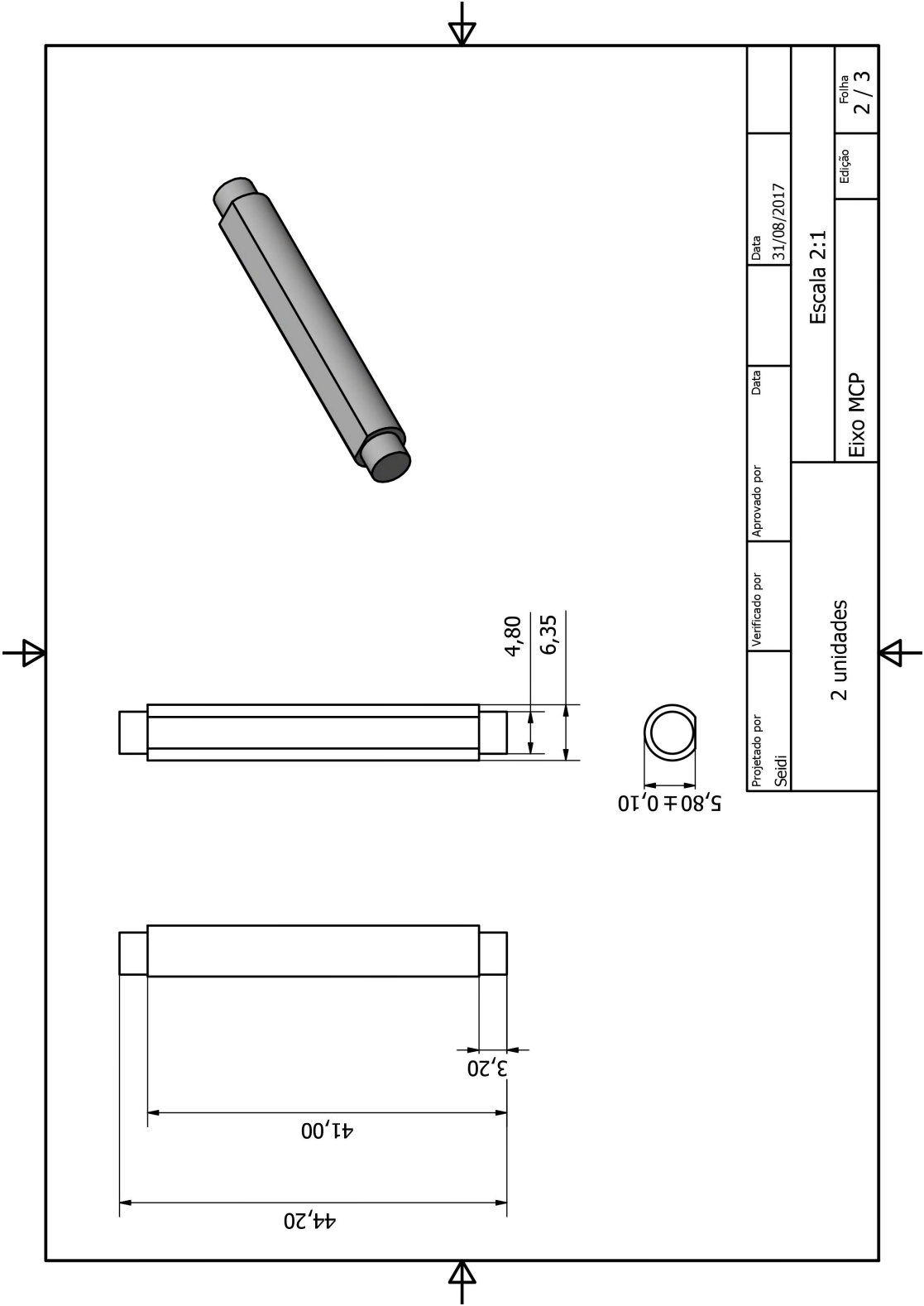
ANEXO A – ESQUEMÁTICO ELÉTRICO



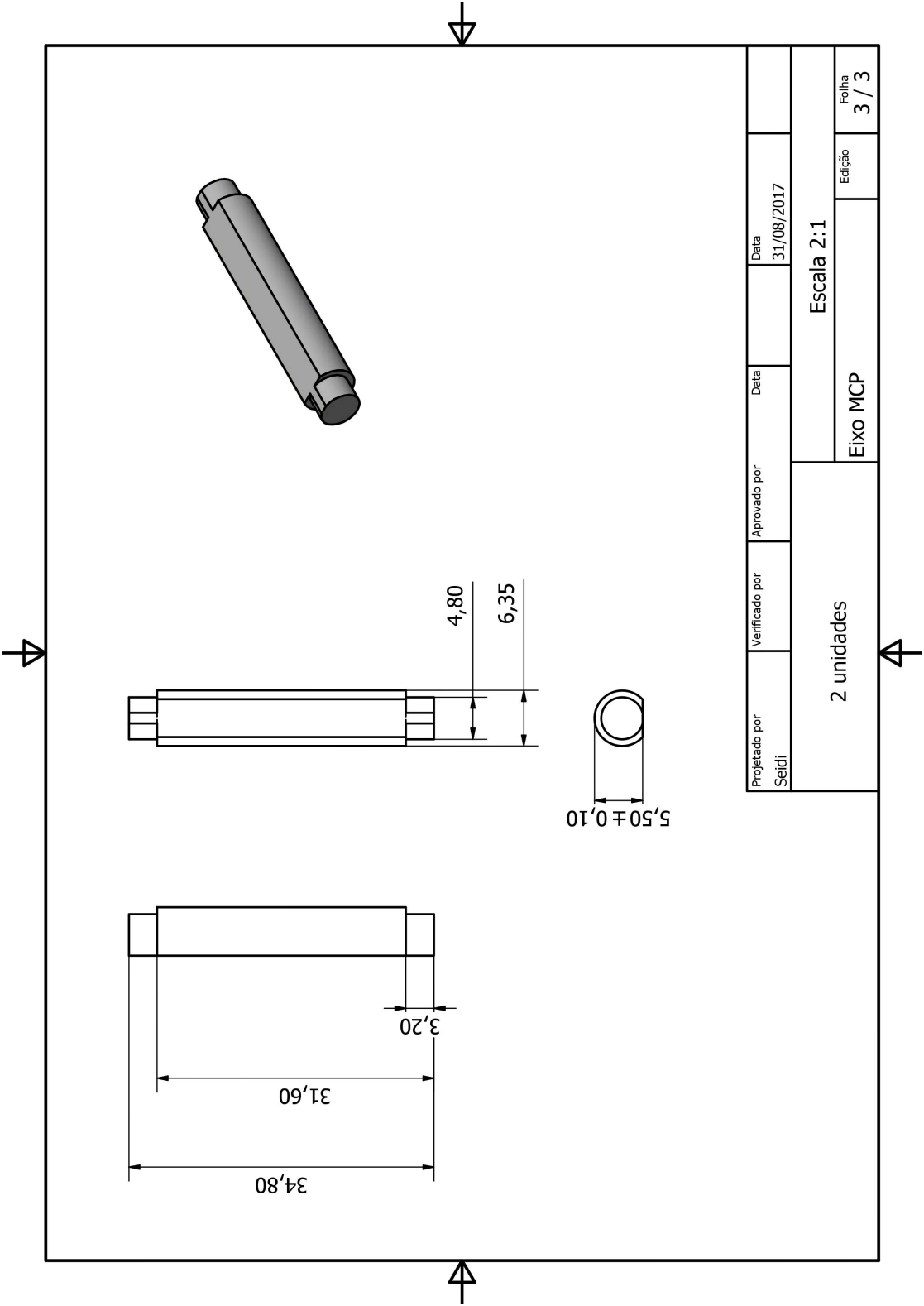
ANEXO B – EIXO MCP



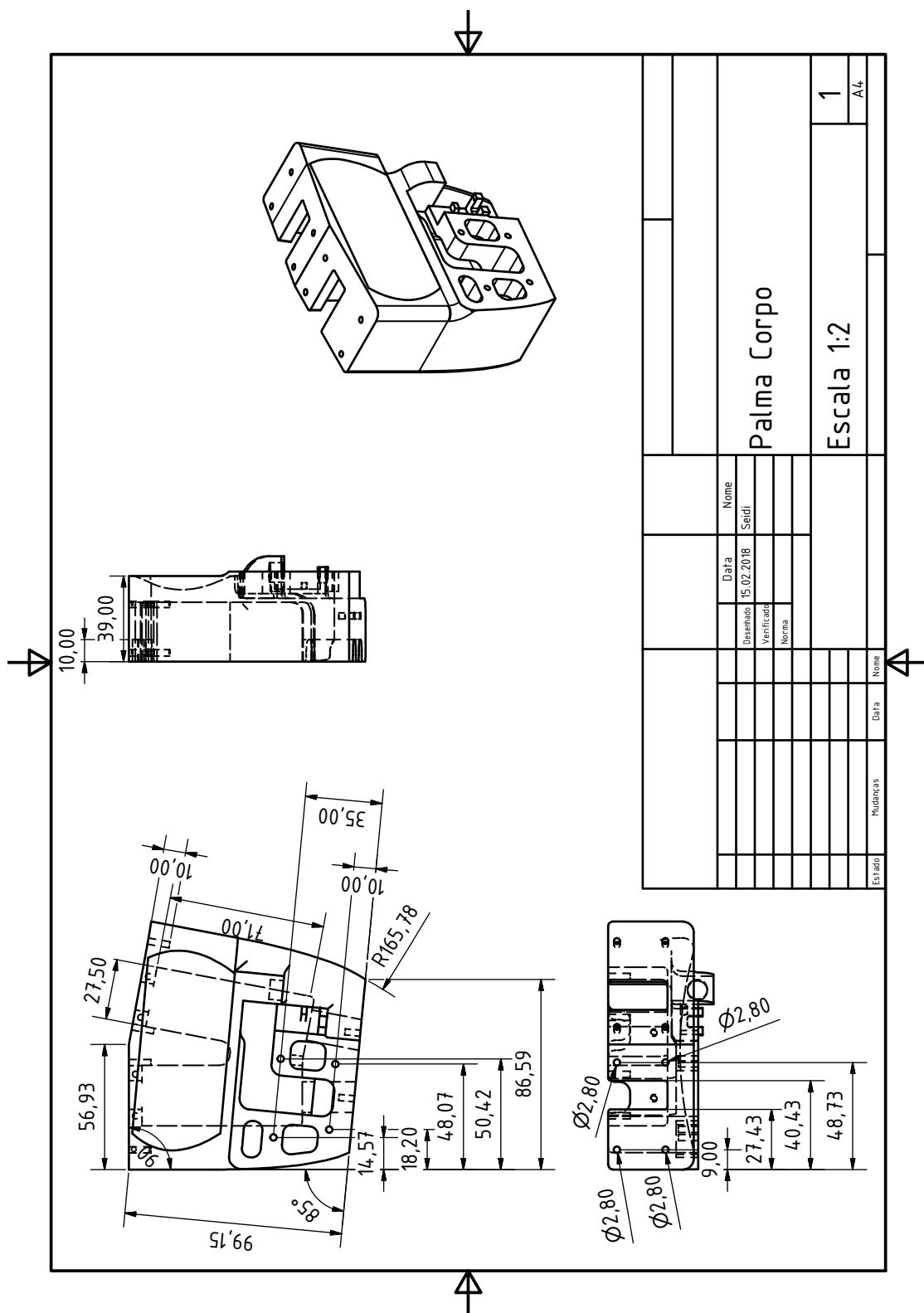
ANEXO C – EIXO MIP



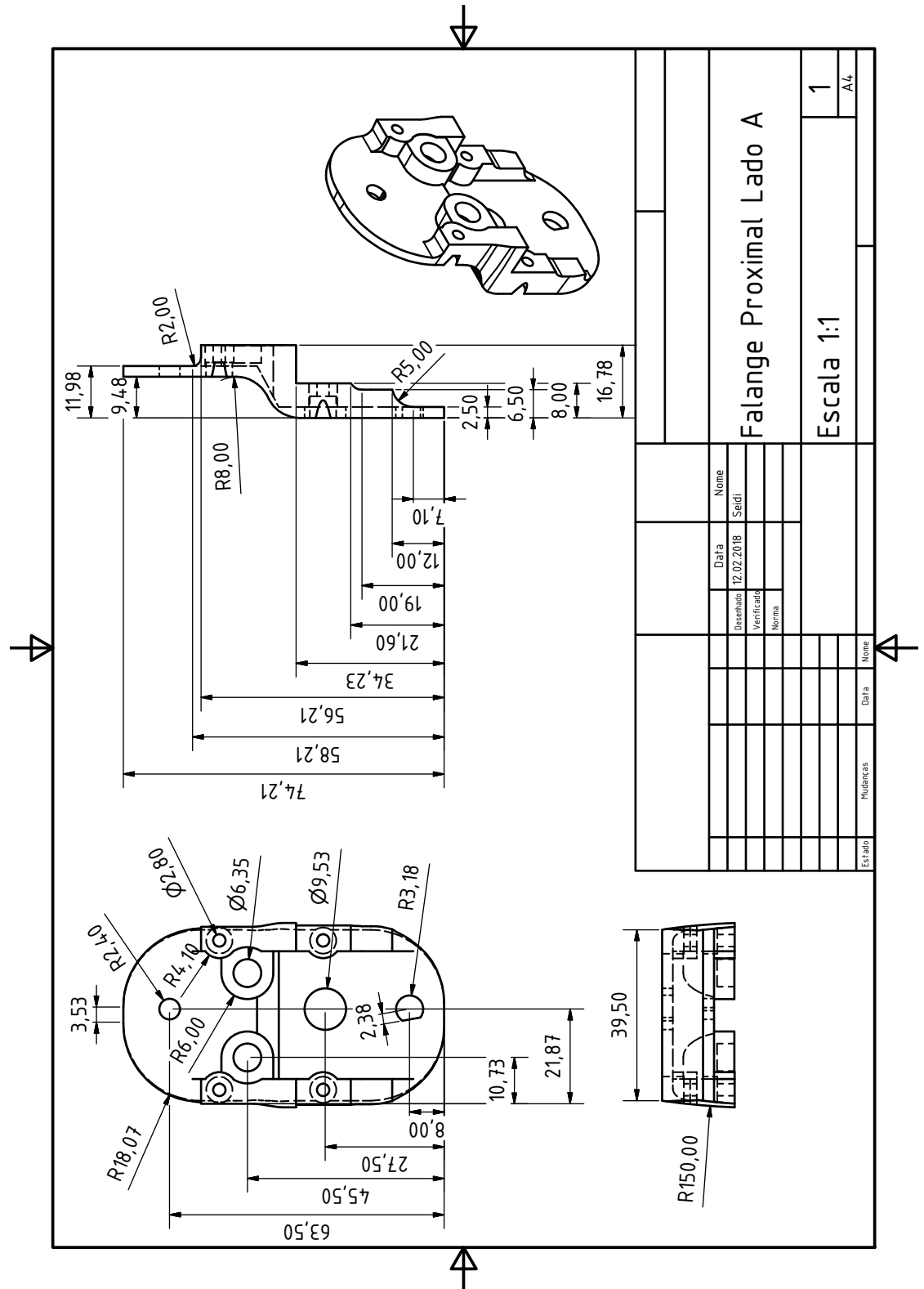
ANEXO D – EIXO PIP



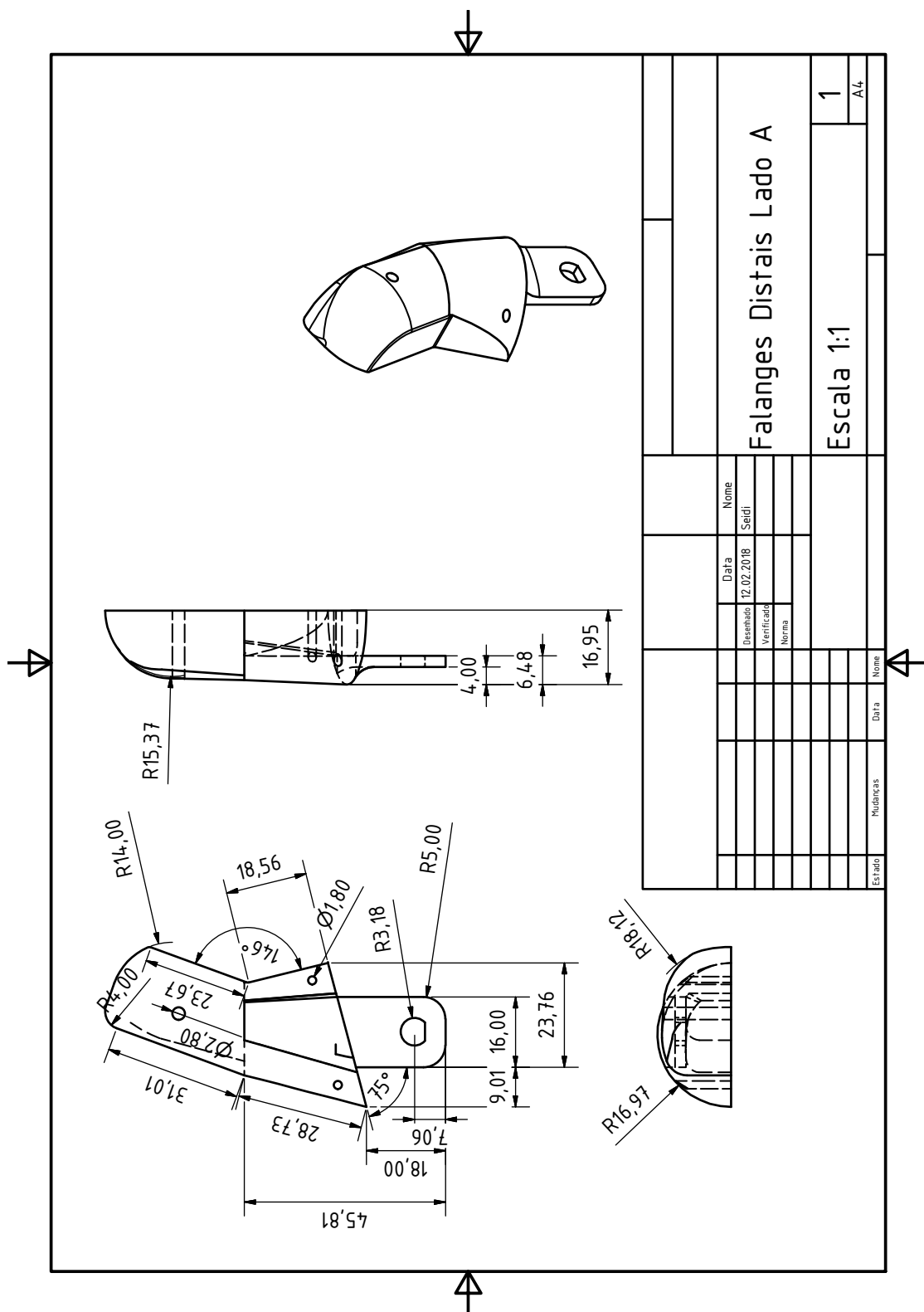
ANEXO E – DESENHO DE FAB. CORPO DA PALMA



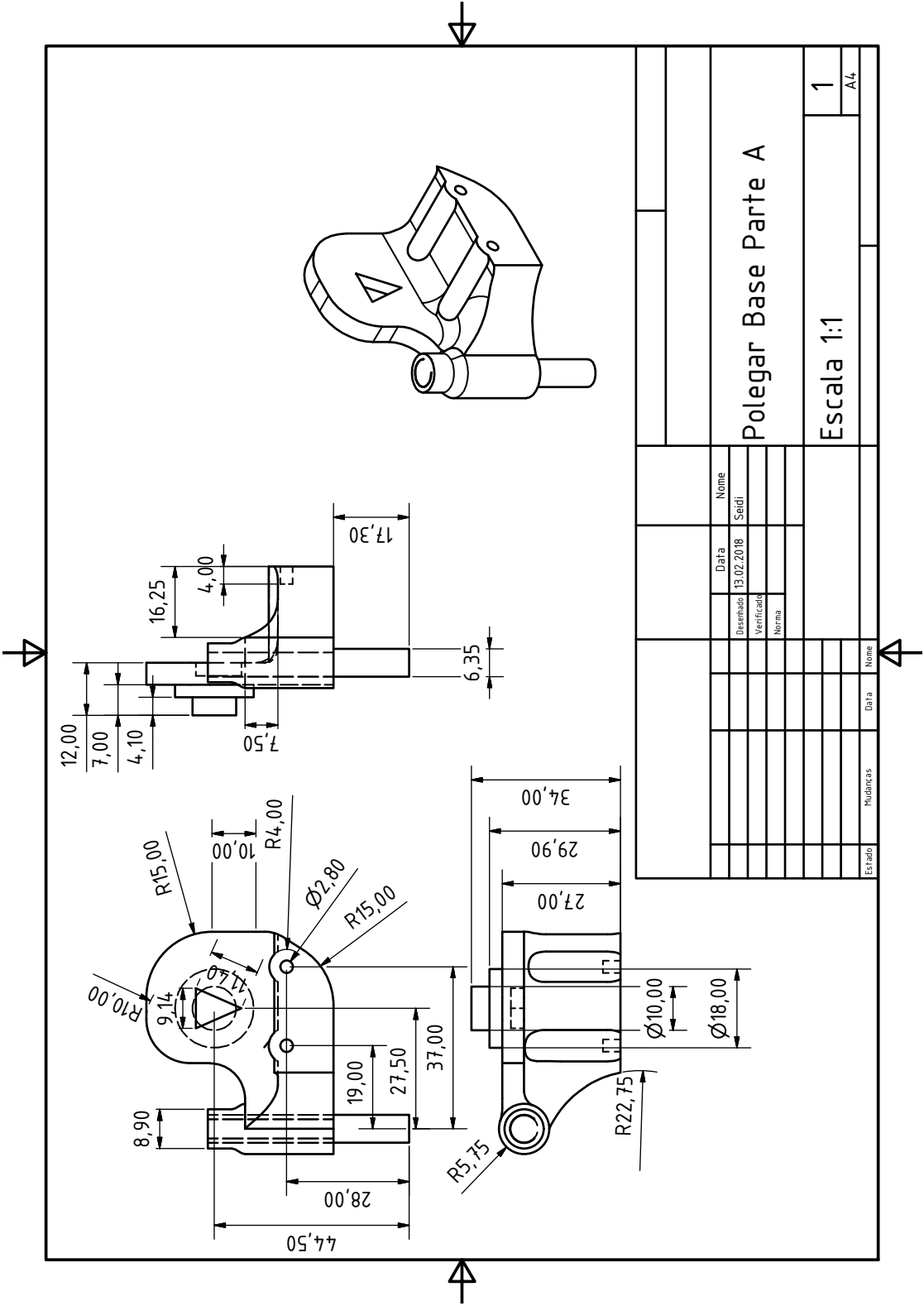
ANEXO J – DESENHO DE FAB. FALANGE PROX. LADO A



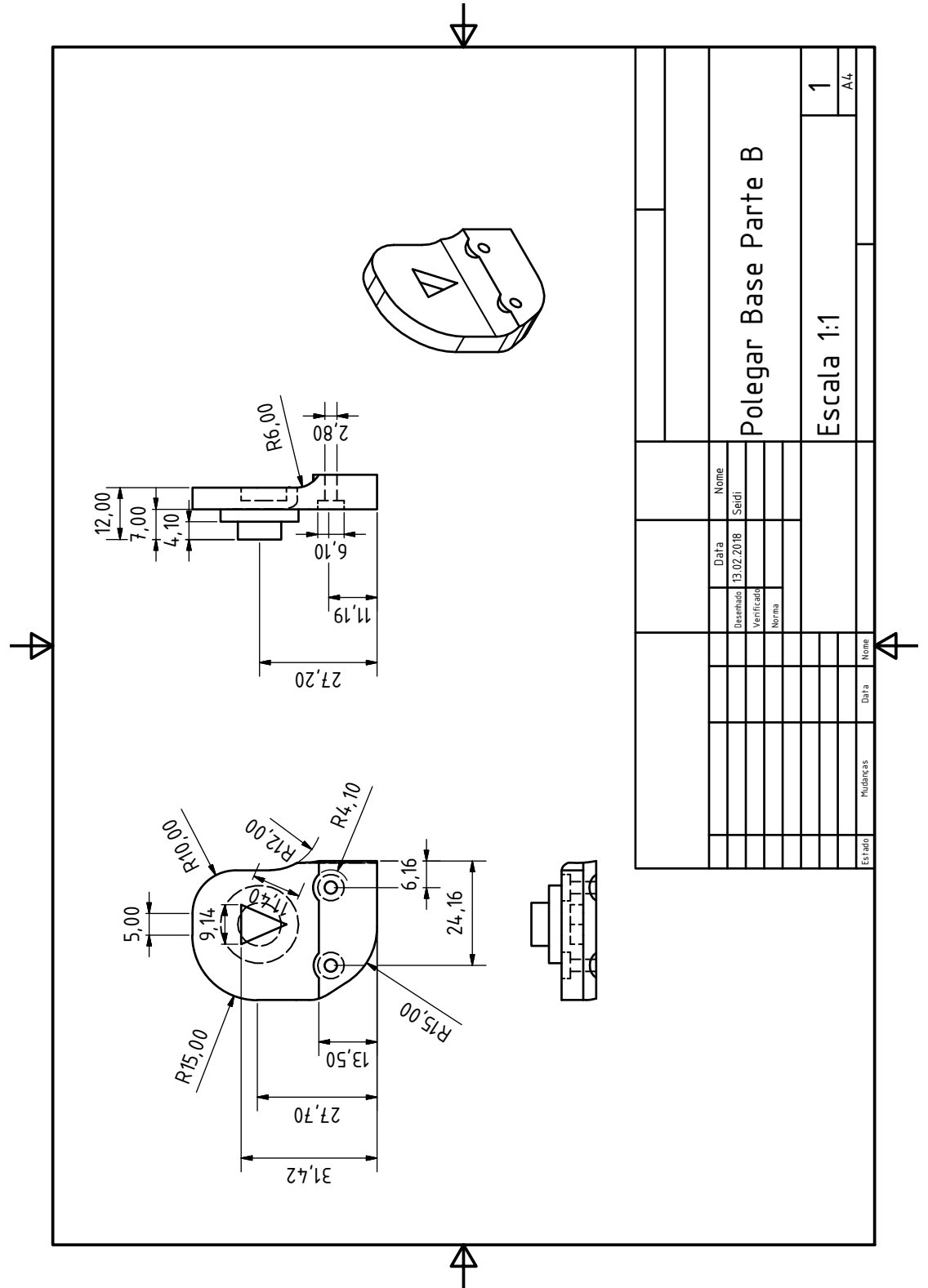
ANEXO M – DESENHO DE FAB. FALANGES DISTAIS LADO B



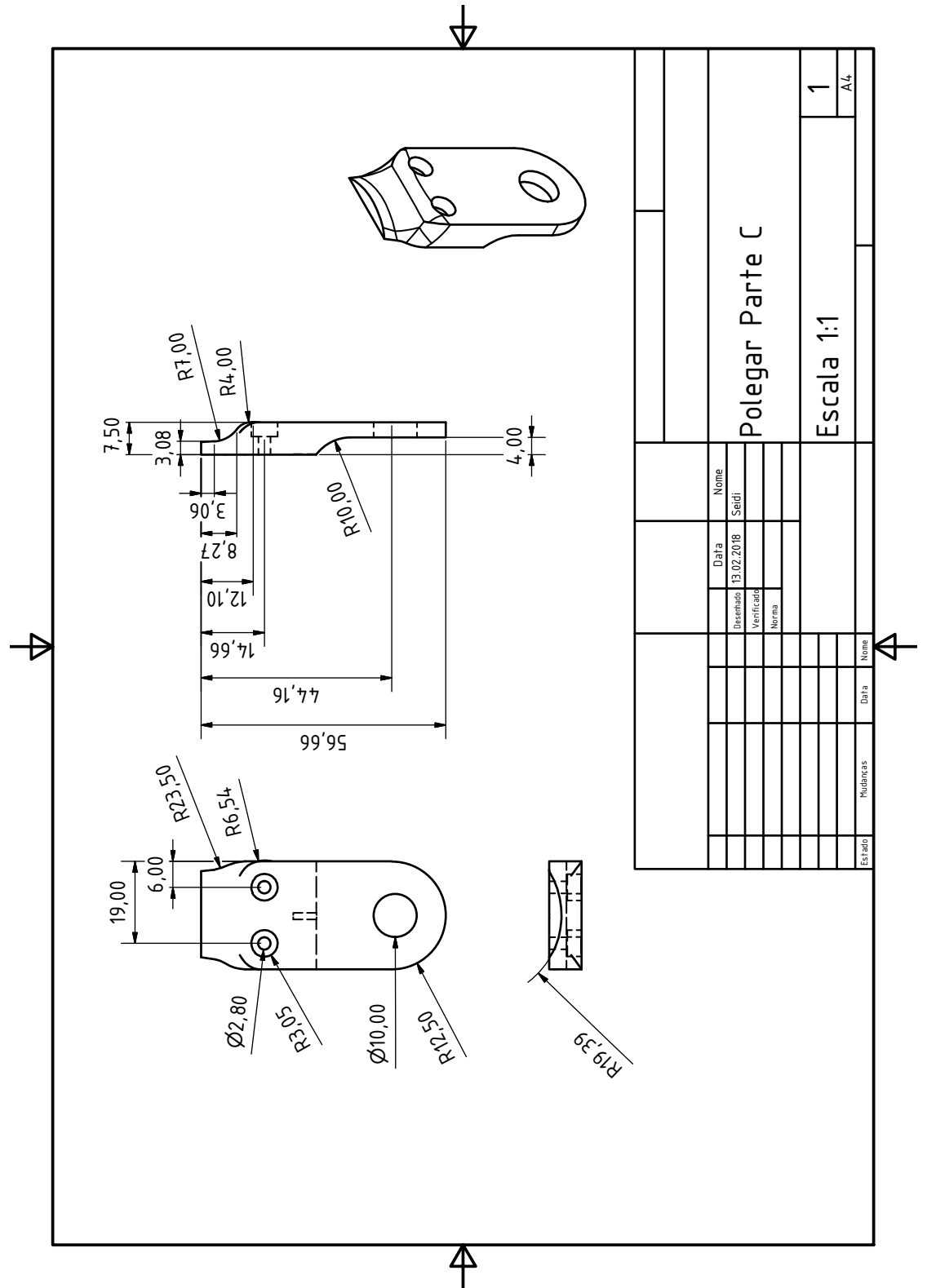
ANEXO N – DESENHO DE FAB. BASE POLEGAR PARTE A



ANEXO O – DESENHO DE FAB. BASE POLEGAR PARTE B



ANEXO R – DESENHO DE FAB. POLEGAR PARTE C



ANEXO S – DESENHO DE CONJUNTO COM MEDIDAS PRINCIPAIS

