

VICTOR PACHECO BARTHOLOMEU

**CONTROLE EM MECANISMOS ATUADOS POR
CABOS PARA INTERAÇÃO HUMANA**

São Paulo
2022

VICTOR PACHECO BARTHOLOMEU

**CONTROLE EM MECANISMOS ATUADOS POR
CABOS PARA INTERAÇÃO HUMANA**

VERSÃO CORRIGIDA

São Paulo
2022

VICTOR PACHECO BARTHOLOMEU

**CONTROLE EM MECANISMOS ATUADOS POR
CABOS PARA INTERAÇÃO HUMANA**

VERSÃO CORRIGIDA

Área de Concentração:

3151 - Engenharia Mecânica de Projeto e
Fabricação

Orientador:

Prof Dr Rafael Traldi Moura

São Paulo
2022

Autorizo a reprodução e divulgação total ou parcial deste trabalho, por qualquer meio convencional ou eletrônico, para fins de estudo e pesquisa, desde que citada a fonte.

Catálogo-na-publicação

Bartholomeu, Victor

Controle em mecanismos atuados por cabos para interação humana / V. Bartholomeu -- São Paulo, 2022.

145 p.

Dissertação (Mestrado) - Escola Politécnica da Universidade de São Paulo. .

1.ROBÓTICA 2.CONTROLE NÃO LINEAR 3.DISPOSITIVOS ROBÓTICOS PARA FISIOTERAPIA 4.COMPENSAÇÃO DE ATRITO EM MECANISMOS ATUADOS POR CABOS 5.CONTROLE DE IMPEDÂNCIAS I.Universidade de São Paulo. Escola Politécnica. II.t.

À minha família por todo apoio incondicional, sobretudo ao meu irmão André que me mostrou o caminho dos estudos e ajudou a encontrar a profissão pela qual me apaixonei. Ao Dr. André Garnier Coutinho pela amizade, apoios, incontáveis ajudas e ensinamentos sem os quais esse trabalho não seria possível e principalmente pela gentileza e dedicação com que leva a vida. Aos meus amigos mais próximos e namorada pela confiança e conhecimentos compartilhados por anos que me ajudam continuamente no meu desenvolvimento pessoal e acadêmico.

AGRADECIMENTOS

Ao Professor Dr. Rafael Traldi Moura pela orientação, pela dedicação e, principalmente, pelo esforço em instigar seus alunos a buscarem novos conhecimentos continuamente.

Ao Professor Dr. Arturo Forner Cordero pela coorientação e pelo espírito de liderança que garante o bom funcionamento do laboratório.

A todos os alunos do laboratório de biomecatrônica da EPUSP por toda a ajuda neste trabalho e fora dele.

Ao Dr. André Garnier Coutinho, ao Dr. Vitor Hartmann e ao MSc. Décio Rinaldi pelas incontáveis ajudas e ensinamentos.

À Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior (CAPES) pela concessão da bolsa e financiamento do projeto.

*It's still magic even if you know how
it's done.*

-Terry Pratchett

RESUMO

O número de pessoas com deficiências motoras vem crescendo no mundo devido a diversos fatores, principalmente ao envelhecimento populacional. Para combater as deficiências métodos robóticos vêm sendo explorados nos últimos anos, sejam na forma de equipamentos para fisioterapia e reabilitação, sejam na forma de equipamentos assistivos de uso contínuo. Este trabalho introduz uma abordagem sistemática para o projeto de plataformas modulares de pesquisa, de dispositivos de fisioterapia e de exoesqueletos. A plataforma é dividida em dois módulos: i) módulo de potência, contém todos os mecanismos de atuação e interface para operadores; ii) módulo de movimento, transforma esforços do módulo de potência em movimento, interagindo com pacientes para realizar exercícios de fisioterapia. Para conectar e transmitir esforços entre os módulos são utilizados cabos bowden. O módulo de movimento possui polias adaptadas para permitir a troca do módulo por diferentes módulos de movimento. Foram utilizadas técnicas de controle de impedância baseada em corrente em conjunto com um estimador não linear para tornar o controlador mais robusto compensando incertezas e o atrito variável gerado pelos cabos. O módulo de potência pode ser montado para duas arquiteturas mecânicas: i) agonista-antagonista; ii) atuação simples. As duas arquiteturas foram testadas em um módulo de movimento que simula o movimento de tornozelos. A modularização proposta aumenta a versatilidade na localização dos atuadores, modificações no uso da plataforma ou mesmo no projeto de novos mecanismos além de reduzir os custos e tempo de projeto. A concentração de atuadores em um único ponto distante das juntas humanas reduz a massa inercial na junta atuada. O método de controle proposto regula o torque do motor simulando um sistema massa-mola-amortecedor com coeficientes ajustáveis, permitindo a um operador alterar os parâmetros de acordo com o tipo de movimento que deve ser executado. Na arquitetura de atuação simples o motor opera os movimento de flexão e extensão do tornozelo gerando uma folga na transição de movimento. Já na arquitetura agonista-antagonista, é gerada uma impedância mecânica simultânea e permanente. Os sensores de força nos módulos e os cabos atuam como elemento elástico em série reduzindo as impedâncias totais. As duas arquiteturas se mostraram viáveis para aplicação em laboratório para testes com interação humana, mas carece de melhorias para utilização em ambiente clínico, sendo necessária a melhoria de fixação e tensionamento dos cabos,

aumento de precisão do encoder, e uso de motores similares entre si, com maior torque e velocidades. A modularização se mostrou uma ideia viável e desejável para diversos tipos de projeto e não apresentou qualquer problema inerente a ela. O controlador de impedâncias baseado em corrente apresentou os resultados esperados, compensando os atritos e demais incertezas com erro inferior a 5% mas bastante suscetível às diferenças de torque de partida no caso agonista-antagonista. O estimador não linear apresentou erro de estimação menor a 1,5% para as duas arquiteturas sendo menor na arquitetura agonista-antagonista. A arquitetura agonista-antagonista exerceu corretamente a função de manter uma impedância permanente, mas o aumento de custos, de peso e de precisão deve ser ponderado em relação aos ganhos de acordo com os requisitos do projetista.

Palavras-chave: dispositivo robótico atuado por cabos. fisioterapia. estimador não linear. controle de impedâncias. compensação de atritos em cabo bowden. biomecatrônica. robótica, dispositivo modular.

ABSTRACT

The number of people with motor disabilities has been growing in the world due to several factors, mainly the aging population. In order to combat deficiencies robotic methods have been explored in recent years, whether in the form of equipment for physiotherapy and rehabilitation, or in the form of assistive equipment for continuous use. This work introduces a systematic approach to the design of modular research platforms, physical therapy devices and exoskeletons. The platform is divided into two modules: i) power module, contains all actuation mechanisms and interface for operators; ii) movement module, transforms efforts of the power module into movement, interacting with patients to perform physiotherapy exercises. Bowden cables are used to connect and transmit forces between modules. The motion module has adapted pulleys to allow the module to be exchanged for different motion modules. Current-based impedance control techniques were used in conjunction with a non-linear estimator to make the controller more robust by compensating for uncertainties and the variable friction generated by the cables. The power module can be assembled for two mechanical architectures: i) agonist-antagonist; ii) simple acting. Both architectures were tested in a motion module that simulates ankle movement. The proposed modularization increases versatility in the location of actuators, changes in the use of the platform or even in the design of new mechanisms, in addition to reducing costs and design time. Concentrating actuators at a single point away from the human joints reduces the inertial mass in the actuated joint. The proposed control method regulates the motor torque simulating a mass-spring-damper system with adjustable coefficients, allowing an operator to change the parameters according to the type of movement that must be performed. In the single actuation architecture, the motor operates the flexion and extension movements of the ankle, generating a backlash in the movement transition. In the agonist-antagonist architecture, a simultaneous and permanent mechanical impedance is generated. The force sensors in the modules and the cables act as an elastic element in series reducing the total impedances. The two architectures proved to be viable for application in the laboratory for tests with human interaction, but need improvements for use in a clinical environment, requiring improvement in cable fixation and tensioning, increased encoder accuracy, and use of similar motors with higher torque and speeds. Modularization proved to be a viable and desirable idea for

different types of projects and did not present any inherent problems. The current-based impedance controller presented the expected results, compensating the friction and other uncertainties with an error of less than 5% but quite susceptible to differences in starting torque in the agonist-antagonist case. The non-linear estimator presented an estimation error of less than 1.5% for the two architectures, being smaller in the agonist-antagonist architecture. The agonist-antagonist architecture correctly performed the function of maintaining a permanent impedance, but the increase in costs, weight and precision must be weighed against the gains according to the designer's requirements.

Keywords: cable-actuated robotic device. physiotherapy. nonlinear estimator. impedance control. friction compensation in bowden cable. biomechatronics. robotics. modular device.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1	Primeiros registros Exoesqueletos Fonte:(N. 1890)	35
Figura 2	Hardiman Fonte:(The Story Behind the Real 'Iron Man' Suit 2010)	36
Figura 3	Diagrama de blocos de controlador de impedância com modelagem do corpo humano. Fonte: (Araujo, Tannuri e Forner-Cordero 2012)	40
Figura 4	Conexão física entre os componentes. Fonte: Própria	43
Figura 5	Representação do módulo de potência. Fonte: Própria	50
Figura 6	Exemplo de montagem das arquiteturas de Atuação-Simples e Agonista-Antagonista	50
Figura 7	Representação do módulo de movimento. Fonte: Própria	51
Figura 8	Representação da guia de cabos. Fonte: Própria	52
Figura 9	<i>Power Knee</i> , Fonte: (Magalhães 2020)	52
Figura 10	Exoesqueleto de membro superior. Fonte: (Oliveira 2020)	52
Figura 11	Representação do mecanismo completo. Fonte: Própria	53
Figura 12	Cabo bowden. Fonte: (IGUS 2019)	54
Figura 13	Simulação de sustentação do eixo principal. Fonte: Própria	54
Figura 14	Simulação do Eixo Principal. Fonte: Própria	56
Figura 15	Dispositivo mecânico do torquímetro 3. Fonte: Própria	57
Figura 16	Deslocamento e tensão de Von Mises no torquímetro 3. Fonte: Própria	57
Figura 17	Balança de forças. Fonte: Própria	58
Figura 18	Simulação da Balança de forças. Fonte: Própria	58
Figura 19	Raspberry pi 3B+. Fonte: (RASPBerry-PI-FOUNDATION 2019)	60
Figura 20	Motor Maxon. Fonte: (MAXON 2019)	61
Figura 21	EPOS 70/10. Fonte: (EPOS2-70/10 2019)	61

Figura 22	pican2 e 2 Channel CAN BUS FD Shield. Fonte: (CopperHill technologies 2019), (CAN-BUS Shield v1.2 2019)	62
Figura 23	Arduino M0 e CAN-BUS Shield. Fonte: (Arduino M0 2022), (CAN-BUS Shield v1.2 2019)	64
Figura 24	Diagrama de conexões físicas dos componentes eletrônicos. Fonte: Própria	64
Figura 25	Mapa do software desenvolvido	66
Figura 26	Esquemático de atuação simples. Fonte: Própria	69
Figura 27	Esquemático de atuação A-A. Fonte: Própria	70
Figura 28	Simulação de ângulos $\theta(t)$ e distância d das castanhas	81
Figura 29	Simulação da estimação de atritos f'	81
Figura 30	Simulação do Erro de compensação dinâmica	81
Figura 31	Simulação com ruído dos ângulos $\theta(t)$	82
Figura 32	Simulação com ruído da estimação de atritos f'	82
Figura 33	Simulação dos ângulos $\theta(t)$	83
Figura 34	Simulação da variação de posição d_1 e d_2 das castanhas	83
Figura 35	Simulação da estimação de atritos f'	83
Figura 36	Simulação com ruído dos ângulos $\theta(t)$	84
Figura 37	Simulação com ruído da variação de posição d da castanha	84
Figura 38	Simulação com ruído da estimação de atritos f'	84
Figura 39	Mecanismo completo. Fonte: Própria	86
Figura 40	Módulo de movimento. Fonte: Própria	87
Figura 41	Torquímetro. Fonte: Própria	87
Figura 42	Mecanismo completo. Fonte: Própria	88
Figura 43	Mecanismo completo. Fonte: Própria	90
Figura 44	Torques externos e correntes dos motores com arquitetura de atuação simples e variação de ganho de rigidez	93

Figura 45	Ângulos θ e posição do carro d1 com arquitetura de atuação simples e variação de ganho de rigidez	93
Figura 46	Erro de compensação dinâmica com arquitetura de atuação simples e variação de ganho de rigidez	93
Figura 47	Torques externos e correntes dos motores com arquitetura de atuação simples e variação de ganho de amortecimento	94
Figura 48	Ângulos θ e posição do carro d1 com arquitetura de atuação simples e variação de ganho de amortecimento	94
Figura 49	Erro de compensação dinâmica com arquitetura de atuação simples e com variação de ganho de amortecimento	95
Figura 50	Torques externos e correntes dos motores com arquitetura Agonista-Antagonista com variação de ganho de rigidez	96
Figura 51	Ângulos θ e posição dos carros d1 e d2 com arquitetura Agonista-Antagonista com variação de ganho de rigidez	96
Figura 52	Erro de compensação dinâmica com arquitetura Agonista-Antagonista com variação de ganho de rigidez	96
Figura 53	Torques externos e correntes dos motores com arquitetura Agonista-Antagonista com variação de ganho de amortecimento	97
Figura 54	Ângulos θ e posição dos carros d1 e d2 com arquitetura Agonista-Antagonista com variação de ganho de amortecimento	97
Figura 55	Ângulos θ e posição dos carros d1 e d2 com arquitetura Agonista-Antagonista com variação de ganho de amortecimento	98
Figura 56	Dispositivo mecânico do torquímetro 1. Fonte: Própria	127
Figura 57	Deslocamento e tensão de Von Mises no torquímetro 1. Fonte: Própria	127
Figura 58	Dispositivo mecânico do torquímetro 2. Fonte: Própria	128
Figura 59	Deslocamento e tensão de Von Mises no torquímetro 2. Fonte: Própria	128

LISTA DE TABELAS

Tabela 1	Parâmetros do mecanismo	80
Tabela 2	Parâmetros da simulação	81
Tabela 3	Medidas do motor 1	89
Tabela 4	Parâmetros do motor em vazio	91
Tabela 5	motor + fuso + castanha	91

LISTA DE ABREVIATURAS

EPUSP	Escola Politécnica da Universidade de São Paulo
GMSIE	Grupo de Mecânica dos Sólidos e Impactos em Estruturas
IC	Iniciação científica
GDL	Graus de liberdade
CNC	Comando Numérico Computadorizado
ETMICAIE II	Exoesqueleto de Tronco e Membro Inferior para Caminha Autônoma Estável, versão 2
ADC	<i>Analog to Digital Converter</i>
AmpOP	Amplificador Operacional
ToF	<i>Time of Flight</i>
SBC	<i>Single Board Computer</i>
IHM	Interface Homem Máquina
PDO	<i>Process Data Objects</i>
A-A	Agonista-Antagonista
A-S	Atuação Simples
SO	Sistema Operacional
EDO	Equação Diferencial Ordinária
RK4	Runge Kutta de quarta ordem
PI	Proporcional Integral
PD	Proporcional Derivativo
PID	Proporcional Integral Derivativo
SMC	<i>Sliding Mode Control</i>
EMG	Eletromiografia

LISTA DE SÍMBOLOS

R	Resistência elétrica
L	Indutância
k_τ	Constante de torque do motor
k_e	Constante elétrica do motor
τ_{dist}	Torque de distúrbio
J	Inércia
J_d	Inércia aparente desejada do controlador de impedâncias
r	Raio
d	Posição da castanha
m	Massa
K	Rigidez da mola
θ	Ângulo da polia
τ	Torque
Φ	Atrito genérico
μ	Constante de atrito seco
b	Constante de atrito viscoso
B_d	Amortecimento desejado do controlador de impedâncias
K_d	Rigidez desejada do controlador de impedâncias
K_p	Ganho proporcional do controlador
K_i	Ganho integral do controlador
$t_{98\%}$	Tempo de estabilização a 98%
F	Força do cabo bowden
f	lei de controle

SUBSCRITOS

m	Motor
---	-------

r	Rotor
f	Fuso de esferas
c	Castanha
p	Polia
ext	externo

OPERADORES

d	Operador diferencial
δ	Operador variação
$\frac{d\Box}{dt} = \dot{\Box}$	Derivada temporal

SUMÁRIO

1	Introdução	29
1.1	Contextualização e motivação	29
1.2	Reabilitação	30
1.3	Bioinspiração	31
1.4	Modularização	31
1.5	Controle em dispositivos de fisioterapia	32
1.6	Objetivos	32
2	Revisão Bibliográfica	35
2.1	Exoesqueletos e dispositivos para fisioterapia e reabilitação	35
2.2	Exoesqueletos Atuados por cabos	37
2.3	Controle	39
3	Metodologia do Projeto	43
3.1	Requisitos	44
3.2	Modelagem e projeto do mecanismo	45
3.3	Síntese e simulação de controladores	45
3.4	Escolha e confecção da arquitetura de hardware	45
3.5	Confecção do dispositivo mecânico	46
3.6	Desenvolvimento do software	47
3.7	Identificação do sistema e calibração do dispositivo	47
3.8	Experimento	47
4	Projeto Mecânico	49
4.1	Módulo de potência	49

4.2	Módulo de movimento	49
4.3	Montagem final	51
4.4	Dimensionamentos	53
4.4.1	Fuso de esferas	53
4.4.2	Cabo Bowden	54
4.4.3	Eixo de apoio do pé	54
4.4.4	Torquímetro	56
4.4.5	Balança de Forças	57
5	Projeto Eletrônico	59
5.1	<i>Single Board Computer</i>	60
5.2	Driver e Motor	60
5.3	Protocolo CAN	61
5.4	Sensores	62
5.4.1	Torquímetro e Balança de força	63
5.5	Montagem final do <i>Hardware</i>	63
6	Projeto de <i>software</i>	65
6.1	Mapa do software	65
6.2	EPOSCAN	65
6.3	Arduino	67
6.4	IHM	67
7	Modelagem Mecânica	69
7.1	Sistema A-S	69
7.2	Sistema A-A	70
8	Projeto do controlador	73
8.1	Controlador de impedâncias	73

8.1.1	Sistema A-S	73
8.1.2	Sistema de atuação A-A	75
8.2	Identificação de sistemas	75
9	Simulações	79
9.1	Simulação de sistema de atuação Simples	80
9.2	Simulação de sistema A-A	83
10	Resultados	85
10.1	Torquímetro e balança de forças	85
10.2	Montagem do dispositivo	85
10.2.1	Módulo de potência	85
10.2.2	Módulo de movimento	86
10.2.3	Dispositivo completo	88
10.3	Identificação do sistema	88
10.4	Controlador de impedâncias	91
10.4.1	Resultados na arquitetura de Atuação Simples	92
10.4.1.1	Variação do ganho de Rigidez	92
10.4.1.2	Variação do ganho de Amortecimento	94
10.4.2	Resultados na arquitetura Agonista Antagonista	95
10.4.2.1	Variação do ganho de Rigidez	95
10.4.2.2	Variação do ganho de Amortecimento	97
11	Discussão e Conclusões	99
12	Trabalhos Futuros	101
	Referências	103
	Apêndice A – Desenhos de fabricação	109

Apêndice B – Circuito de amplificação	119
Apêndice C – Cálculo da Chaveta	125
Apêndice D – Designs de Torquímetro	127
Anexo A – Especificações do EPOS Driver	129
Anexo B – Especificações do motor	131
Anexo C – Especificações dos encoders	133
Anexo D – Especificações do redutor	137
Anexo E – Especificações do fuso de esferas	141
Anexo F – Especificações do cabo bowden	143

1 INTRODUÇÃO

1.1 Contextualização e motivação

Segundo a constituição brasileira, a deficiência física é definida como "alteração completa ou parcial de um ou mais segmentos do corpo humano, acarretando no comprometimento de uma função física"(Brasil 1999). Cerca de 13 milhões de brasileiros possuem alguma deficiência motora, correspondendo à segunda deficiência mais comum no Brasil (IBGE 2010). Além disso, o número de deficientes vem crescendo, principalmente devido ao envelhecimento populacional.

As principais causas das deficiências físicas são a má formação congênita dos membros, acidentes (de trabalho, em automóveis, etc), ou doenças como diabetes, AVC ou esclerose múltipla. Além disso, registrou-se maior recorrência de deficiências em pessoas mais velhas (Castro et al. 2008), uma vez que aumenta a propensão à doenças neurodegenerativas, transtornos de mobilidade e AVC. O número de idosos no Brasil passou de 4,7% da população em 1960 para 10,8% da população em 2010 (IBGE 2010), indicando um provável aumento no número de deficiências físicas nos próximos anos. Já a OMS prevê um aumento no número de deficientes para até 350 milhões de pessoas em 2030, representando 5% da população mundial (WHO 2011).

A motivação para execução do projeto se iniciou através de uma parceria do laboratório com o hospital Lucy Montoro, referência em reabilitação no estado de São Paulo. Funcionários do hospital relataram a necessidade de equipamentos mais leves, com menor custo e de fácil montagem em pacientes, sobretudo para equipamentos de fisioterapia e reabilitação de membros inferiores. A maioria dos equipamentos atuais necessitam que o paciente fique em pé durante o preparo, necessitando de auxílio de diversos funcionários simultaneamente. Além disso, os fisioterapeutas frequentemente precisam auxiliar a sustentação do paciente durante o exercício prejudicando a avaliação da execução do exercício. Em dispositivos não instrumentados, a avaliação de melhora, intensidade de exercícios e número de repetições ocorre de forma qualitativa, tornando a avaliação bas-

tante subjetiva e suscetível à percepção e experiência do fisioterapeuta e do relato do paciente.

1.2 Reabilitação

Os principais tratamentos para deficiências motoras atualmente são a fisioterapia e a terapia ocupacional, que requerem a presença constante de um profissional da área, garantindo que os exercícios sejam realizados corretamente.

O uso de mecanismos robóticos têm sido explorados por pesquisadores para o uso em fisioterapia pois os exercícios requerem alta repetibilidade, além disso os mecanismos podem ser instrumentados permitindo o monitoramento da melhora e melhores ajustes de intensidade e duração dos exercícios (Dietz, Nef e Rymer 2012).

Os tratamentos fisioterapêuticos são classificados de acordo com o movimento que o paciente precisa utilizar e pela atuação do fisioterapeuta durante o exercício. São eles: passivo, ativo-neutro, ativo-assistido e ativo-resistido (Ibarra 2014).

De acordo com (Crysthyano 2012), exercício passivo é aquele em que não há contração muscular voluntária e é produzido por uma força externa, podendo ser realizado pelo fisioterapeuta ou por algum dispositivo. Já o exercício ativo é aquele em que o paciente realiza movimento muscular voluntário, podendo ser:

- assistido - O movimento é realizado pelo paciente, mas com auxílio de um fisioterapeuta;
- neutro - o paciente realiza o movimento sozinho;
- resistido - o paciente realiza o movimento com uma resistência mecânica (com dispositivo) ou manual (pelo fisioterapeuta);

O tratamento fisioterapêutico é fundamental na reabilitação promovendo melhoras na resistência, fortalecimento, flexibilidade, amplitude muscular, entre outros. Pode-se notar a dependência dos fisioterapeutas em praticamente todos os exercícios citados, entretanto os exercícios dependem de diversos parâmetros que devem ser ajustados pelos profissionais para cada paciente. A variabilidade dos parâmetros ao longo do exercício é um fator que impõem erros de precisão e podem afetar o tratamento do paciente. Para solucionar esse problema, diversos dispositivos eletromecânicos ou robóticos vêm sendo desenvolvidos sobretudo na área de mobilidade, e apresentam melhora significativa na recuperação de

pacientes, embora não seja possível estimar com precisão a recuperação dos pacientes sem essas tecnologias como forma de comparação (Winstein et al. 2016).

1.3 Bioinspiração

Uma das abordagens realizadas no desenvolvimento de robôs é conhecida como bioinspiração. Os sistemas biológicos possuem grande desempenho frente a mudanças de situações se adaptando e tendo robustez a falhas e imprevisibilidades. Por esses motivos, o estudo de sistemas biológicos vem crescendo para o desenvolvimento da robótica e de outras tecnologias (Pons 2005).

A arquitetura Agonista-Antagonista é uma forma de concepção de robôs antropométricos bioinspirados, simulando uma articulação humana. Um atuador realiza o movimento de flexão (agonista), sendo o responsável pelo movimento, já o outro (antagonista) impede que o tendão relaxe, mantendo uma força no tendão sempre diferente de zero (Potkonjak et al. 2011).

Exoesqueleto, no termo biológico, é uma estrutura rígida externa ao corpo, com função de sustentação e proteção dos órgãos internos, e pode ser encontrada, por exemplo, em insetos e crustáceos. Nos últimos anos diversas pesquisas acerca de exoesqueletos robóticos vêm sendo realizadas, sejam elas para aprimoramento do corpo humano, sejam para auxílio médico. Pela analogia ao termo biológico, podemos definir os exoesqueletos robóticos como equipamentos que são utilizados paralelamente e externamente ao corpo humano na forma de vestimenta (Cenciarini).

A utilização de exoesqueletos robóticos está se intensificando nos últimos anos, não só na área de pesquisa mas nos segmentos médicos, militares, industriais ou mesmo domésticos. Estes exoesqueletos podem desempenhar tarefas que exigem grande força, precisão ou resistência física (Kazerooni 2005), bem como na assistência motora de deficientes e idosos, compensando a deficiência ou mesmo ausência de força muscular (Guizzo e Goldstein 2005)

1.4 Modularização

A modularização permite que os conjuntos membro-atuador possam funcionar de forma independente. Essa abordagem reduz custos de manutenção, custo de desenvolvimento, e tempo de projeto. Além disso aumenta a portabilidade, adaptabilidade, adição

de estágios de terapia e robustez ao mecanismo (Souza et al. 2016, Maciejasz et al. 2014). Poucos dispositivos de fisioterapia e reabilitação exploraram essa ferramenta.

1.5 Controle em dispositivos de fisioterapia

Os controladores tipicamente utilizados em dispositivos com interação humana envolvem dois níveis de controle. Um de "alto-nível" responsável por adicionar plasticidade aos acionadores, e o de "baixo-nível", responsável por controlar força, posição, impedância ou admitância. Geralmente os dois níveis de controladores ocorrem em simultâneo, sendo o de "baixo-nível" gerido pelo de alto nível em um controle cascata ou outra estratégia (Maciejasz et al. 2014).

1.6 Objetivos

Este projeto propõem-se a auxiliar o paciente durante a fisioterapia, ainda com auxílio do fisioterapeuta, mas sem a necessidade de que os funcionários executem tarefas que prejudiquem o próprio trabalho, além de guiar o exercício de forma mais eficiente e com avaliação quantitativa da taxa de melhoras e controle de intensidade durante o tratamento.

Tendo em vista a motivação deste trabalho, o objetivo é projetar e construir uma plataforma modular que opere como bancada de testes de dispositivos para uso em fisioterapia e reabilitação motora. Além disso, propõe-se o desenvolvimento de algoritmos de controle capazes de lidar com incertezas paramétricas e atritos variáveis decorrentes do uso de cabo bowden para interação humana de alta duração. Além de servir como base de estudos a outros dispositivos de fisioterapia e robótica atuada por cabos.

O *design* de plataforma proposto é um dispositivo de fisioterapia para exercícios de calcanhares, a escolha foi realizada após a constatação da ausência de dispositivos robóticos exclusivamente para esta articulação no hospital Lucy Montoro. Os tratamentos atuais realizados neste tipo de fisioterapia dispõem da utilização de mecanismos atuado por molas ou a utilização de elásticos para alongamento ou fortalecimento dos músculos próximos ao calcanhar. As molas e o elástico exercem uma força que varia de acordo com o ângulo do pé. Alguns cientistas e fisioterapeutas afirmam que a maior eficiência na evolução clínica seria com uma resistência isostática, isto é, constante em todo o movimento. Entretanto não foram encontrados na literatura estudos que corroborem de forma definitiva com essa tese, sobretudo devido à falta de avaliações quantitativas em diferentes

articulações.

A modularização proposta é uma forma de minimizar os custos deste e de outros projetos futuros por meio da criação de um módulo de potência abrangente e adaptável e um módulo de movimento intercambiável para uso em outros projetos que sejam atuados por cabos sem a necessidade de comprar os elementos mais caros de projetos robóticos, como atuadores, microcontroladores, microprocessadores etc. Além disso, a plataforma aumenta a coesão entre os projetos desenvolvidos no laboratório, padroniza o hardware e reduz o tempo de projeto de mecanismos.

Para satisfazer todas as necessidades expostas anteriormente, este projeto possui as seguintes metas:

- Projetar e construir um dispositivo modular com um módulo de potência e um módulo de movimento para fisioterapia para pés e calcanhares conectados por cabo bowden;
- O dispositivo deve ser capaz de ser configurado com mais de uma arquitetura, atuando em até dois graus de liberdade, e deve possuir *hardware* adequado para diferentes estratégias de controladores;
- O dispositivo deverá servir como plataforma de testes para outras pesquisas.
- Desenvolver um controlador de impedâncias com arquitetura agonista-antagonista e um para arquitetura de atuação simples;
- Desenvolver uma arquitetura de software e *hardware* que seja escalonável para robôs com maior número de graus de liberdade;
- O controlador de impedâncias deve ser capaz de realizar compensação de atritos do cabo bowden e do restante da estrutura, bem como ser robusto a demais incertezas paramétricas;
- Validar os métodos de controle pela implementação no dispositivo;

2 REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

2.1 Exoesqueletos e dispositivos para fisioterapia e reabilitação

Embora os Exoesqueletos estejam sendo mais amplamente estudados nos últimos anos, as primeiras ideias na área começaram em 1890 com Nicholas Yagn que pensou em um aparato para melhorar o desempenho do corpo humano. O dispositivo era totalmente mecânico e consistia em um arco de mola fixado aos pés em uma extremidade e à uma articulação na cintura na outra extremidade, conforme ilustrado na figura 1. É um sistema totalmente passivo, baseado no acúmulo de energia devido ao peso e à inércia, e posterior liberação da energia na forma de propulsão ao corpo (Dollar e Herr 2008)

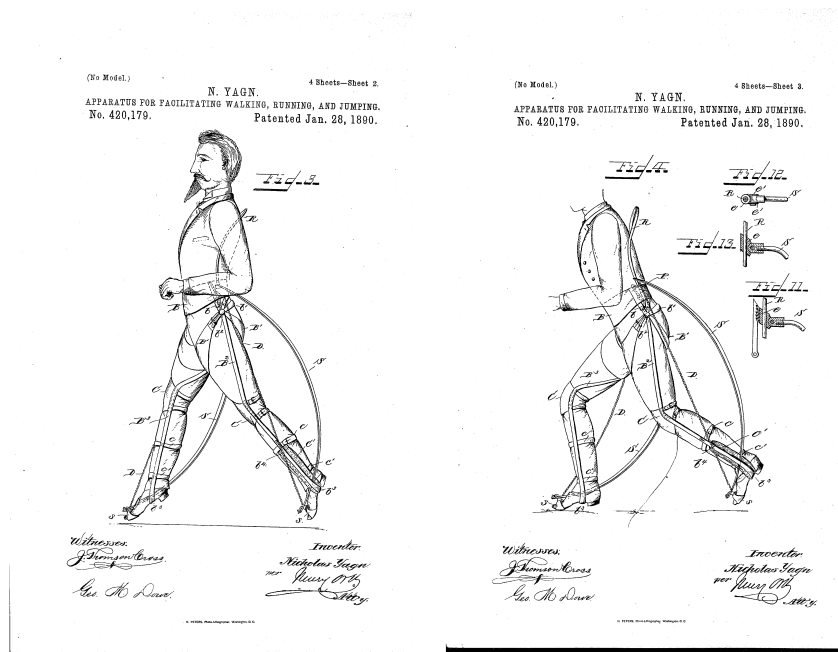


Figura 1: Primeiros registros Exoesqueletos Fonte:(N. 1890)

Já no final dos anos 1960, foi desenvolvido um exoesqueleto de corpo inteiro apelidado de *Hardiman* (*Human Augmentation Research and development Investigation*) apresentado na figura 2. Este protótipo foi desenvolvido pela GE (*General Electric*) em conjunto

com pesquisadores da *Cornell University*, financiados pela *U.S. Office of Naval Research*. Era uma máquina hidráulica com função de amplificar a força nos braços, pernas e mãos. Mas teve tantos problemas que nunca foi testada com um ser humano dentro. De acordo com (Dollar e Herr 2008), este exoesqueleto tinha o objetivo de aumentar a força do usuário em até 25 vezes.

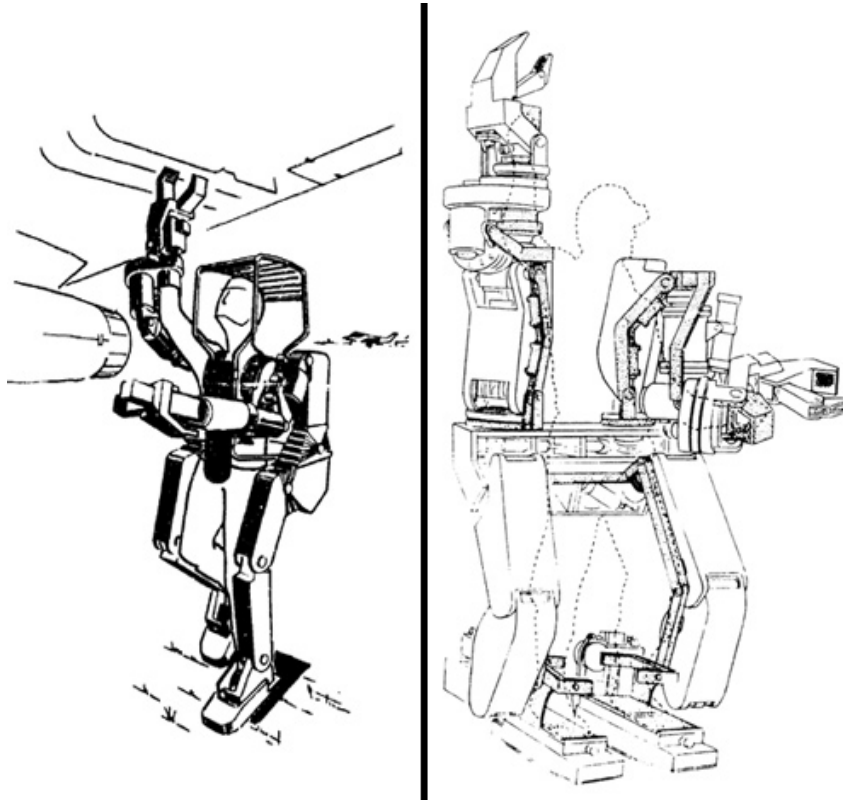


Figura 2: Hardiman Fonte:(The Story Behind the Real 'Iron Man' Suit 2010)

Mais recentemente alguns exoesqueletos para uso fisioterapêutico começaram a ser comercializados. Em 2001, o MIT (*Massachusetts Institute Of Technology*), desenvolveu o MIT-Manus, um exoesqueleto para reabilitação de membros superiores em pacientes que sofreram AVC, atuando no sentido de fortalecimento das mãos. O dispositivo conta ainda com a interação com uma tela de computador que auxilia o paciente a realizar os movimentos necessários durante a fisioterapia. O paciente é orientado a acertar um alvo e, caso não consiga, o robô guia o movimento de forma análoga ao processo do fisioterapeuta (Hogan et al. 1992)

Posteriormente foram desenvolvidos outros exoesqueletos de membros inferiores ou de corpo inteiro e que já são utilizados comercialmente. Podemos citar como exemplo o LOKOMAT. Este robô é destinado a pessoas que sofreram AVC ou lesões na medula espinhal, e é um dos mais relevantes na área atualmente. O paciente é auxiliado pelo exoesqueleto a praticar treino de marcha em uma esteira, processo que é comumente rea-

lizado por dois fisioterapeutas (Jezernik et al. 2003). Este exoesqueleto já é utilizado em alguns hospitais, como por exemplo o hospital Lucy Montoro, referência em reabilitação motora em São Paulo.

Outro exemplo é o chamado WSE (*Walking Supporting Exoskeleton*), projetado pela Umit Onen. Destinado a atender pacientes com perda total ou parcial da atividade muscular da perna. O usuário tem a possibilidade de selecionar o tipo de exercício a ser realizado, facilitando a interação usuário-máquina. O dispositivo foi projetado visando minimizar o consumo de energia e proporcionar conforto ao paciente (Onen et al. 2014).

As pesquisas vêm se intensificando nos anos mais recentes com diferentes abordagens e estratégias de aprimorar dispositivos robóticos com interação humana e exoesqueletos, especialmente na área de fisioterapia e reabilitação. Em 2018, a EPUSP desenvolveu uma plataforma de pesquisa para exoesqueletos de membro superior com um grau de liberdade. Foi aplicado nela um controlador adaptativo por modelo de referência, modulando a impedância aparente da junta robótica, além de estimar os parâmetros das juntas em tempo real (Souza 2018).

Alguns dispositivos focaram em estudos de aprendizagem e controle motor. Nesse âmbito pode ser citado o trabalho de (Cardoso, Pedro e Forner-Cordero 2021), dispositivo bimanual que simula a rotação de um guidão de bicicleta. Este dispositivo permite a análise de funções motoras coordenadas, podendo medir posição e forças dos dois braços de forma independente. Os experimentos permitiram verificar que, com o treino, sujeitos saudáveis tendem a desempenhar velocidades de movimento menores, mas com maior velocidade de reação, além disso foi verificado que o membro dominante exerce a função de corrigir os movimentos, mas não conduz o movimento.

Outros dispositivos exploram o desenvolvimento de mecanismos atuados por músculos artificiais, podemos citar (Polygerinos et al. 2015) e a revisão sistemática de (Liu et al. 2020). Dentre as principais vantagens desse tipo de atuação podem-se citar a flexibilidade e adaptabilidade para usos em reabilitação e fisioterapia, suavidade e precisão de movimentos entretanto relatam um grande volume e peso dos dispositivos inviabilizando a portabilidade e limitando a viabilidade em ambientes clínicos.

2.2 Exoesqueletos Atuados por cabos

Embora ainda não existam muitos exoesqueletos ativos atuados por cabos, alguns exoesqueletos passivos já são comercializados. Um exemplo é o PAEXO (Maurice Jer-

nej Camernik 2020). Este exoesqueleto é comercializado para uso na indústria e tem o objetivo de reduzir lesões físicas geradas por tarefas realizadas acima da linha da cabeça.

Apesar disso, no âmbito de pesquisa diversos mecanismos atuados por cabos foram encontrados na literatura. A revisão sistemática de (Sanjuan et al. 2020) faz um compilado de diversos mecanismos de membros superiores atuados por cabos avaliando as principais vantagens e desvantagens de cada um.

O ETMICAIEII é um exoesqueleto atuado por cabo bowden que está sendo desenvolvido pelo laboratório de Biomecatrônica da EPUSP. Tem como objetivo auxiliar a caminhada de pacientes que possuem controle parcial do tronco e total de membros superiores, e que permite estabilidade com o auxílio de uma muleta. Este exoesqueleto tem como vantagens a modularização dos componentes que o compõem e a possibilidade de vestir com pacientes sentados (Cortez-Junior 2015). Como solução para a modularização, foi desenvolvido um *Power Pack* que possui 8 atuadores que realizam os movimentos de um fuso de esferas que movimentam castanhas acopladas aos cabos bowden que, por sua vez, acionam as juntas ativas do exoesqueleto (SALHANI e PICOLLI 2017).

Um dos maiores problemas encontrados para o desenvolvimento de dispositivos atuados atuados por cabos bowden é a expressiva variação de atritos entre o cabo externo e interno. Poucas abordagens foram encontradas na literatura sobre modelagem de atrito em cabos bowden, inclusive fora do âmbito de reabilitação motora e fisioterapia. Alguns artigos apresentam formas bastante simplificadas, como é o caso de (Schiele et al. 2006) que utiliza uma modelagem de eficiência entre os valores de entrada e saída da força em torno de uma superfície circular. Entretanto essa é uma abordagem bastante limitada, uma vez que depende do conhecimento total dos ângulos formados ao longo do caminho do cabo, depende de uma posição fixa do cabo externo e depende de uma estimativa de coeficiente de atrito que pode não ser muito precisa.

Outras abordagens são bastante complexas e de difícil implementação prática. Esse é o caso do artigo de (Yuan, Zhou e Xu 2019) que realizou simulações em robôs de multi-seção. Neste artigo é demonstrada a importância de considerar os atritos dos cabos para melhorar a acurácia e precisão dos robôs. Os robôs multi-seção dispõem de um número bastante elevado de informações que poderiam representar pequenos trechos do cabo externo de um cabo bowden. Entretanto o número elevado de variáveis e a necessidade de informações realistas de todo o sistema dificultam bastante a utilização prática, especialmente quando o número de seções do cabo externo é muito elevado e há necessidade de atualização online dos dados.

Apesar disso, existe na literatura algumas diferentes abordagens de construção mecânica de mecanismos atuados por cabos. Uma delas utiliza a bioinspiração baseada na capacidade bastante eficiente dos seres humanos realizarem tarefas de manipulação de objetos, este fato motivou pesquisadores como (Jovanovic 2015) a explorar as formas de atuação das articulações humanas. Os músculos utilizam uma arquitetura conhecida como sistema agonista-antagonista (A-A), que realiza tração constante em sentidos opostos gerando uma impedância mecânica constante com diversos benefícios, dentre eles, podemos citar o de regular de forma mais precisa o torque realizado pelos membros e, principalmente, o de impedir alterações bruscas de direção evitando lesões musculares ou de outros órgãos. Tais fatos suscitam a importância de avaliação de mecanismos que utilizam tal arquitetura no âmbito de reabilitação motora e fisioterapia.

2.3 Controle

Devido à interação direta entre exoesqueletos ou dispositivos de fisioterapia e o ser humano, é necessária uma abordagem cuidadosa na escolha de métodos de controle para os dispositivos. Os músculos humanos atuam como um sistema massa-mola-amortecedor, realizando atividades suaves e contínuas. Por esse motivo, um dos métodos mais comuns utilizados são os de controle por impedâncias ou controle por admitância, uma vez que esses métodos permitem o controle da dinâmica do exoesqueleto sobre a previsão de intenção de movimento, além de prover movimentos suaves e flexibilidade para execução de diferentes tarefas (Aguirre-Ollinger et al. 2007).

O método de controle por impedâncias foi formalizado primeiramente por (Hogan 1984). Este método aborda o controle de manipuladores fundindo a saída e a entrada do controlador, servindo de interface entre as condições que atuam na junta do robô e a reação suave e segura do controlador.

A impedância mecânica foi definida por meio de uma analogia vinda do eletromagnetismo como resultado da resistência de passagem de corrente elétrica em uma determinada diferença de potencial. Dessa forma, a impedância mecânica é definida como a relação entre esforço (tensão) e movimentação (corrente elétrica) (Hogan 1984).

Assim, esse tipo de controle simula um sistema massa-mola-amortecedor adicionando rigidez, inércia e amortecimento. Esse tipo de controle é recomendado quando dois ou mais sistemas interagem entre si (Araujo, Tannuri e Forner-Cordero 2012). Sendo assim, os dois sistemas podem ser modelados para realizar o controle, como é apresentado na

figura 3

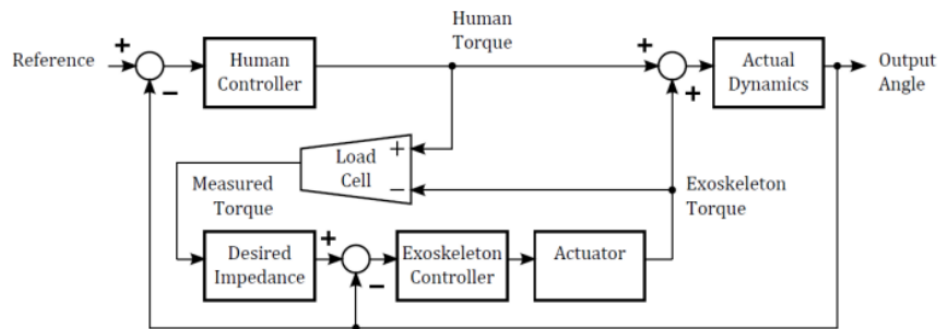


Figura 3: Diagrama de blocos de controlador de impedância com modelagem do corpo humano. Fonte: (Araujo, Tannuri e Forner-Cordero 2012)

Em adição ao controlador de impedâncias, a abordagem de atuadores elásticos em série (SEA) com alta rigidez apresentou diversas vantagens em relação ao método tradicional utilizando apenas elementos rígidos, sobretudo considerando controladores baseados em força e posição. Entre as principais vantagens pode-se citar: Menor impedância mecânica de saída, tolerância à impactos, reserva de energia mecânica passiva, e maior pico de força na saída (Paine, Oh e Sentis 2014, Pratt e Williamson 1995, Paluska e Herr 2006). Por esses motivos, a presença de elementos elásticos em série torna-se altamente desejável em dispositivos com interação humana direta.

Diversas outras técnicas de controle podem ser aplicadas concomitantemente a essa visando outros tipos variáveis. Um exemplo é a aplicação de técnicas de controladores não lineares para lidar melhor com as não linearidades do sistema. A técnica mais conhecida é a de *feedback linearization*. Entretanto, tal técnica não é capaz de lidar com incertezas do modelo, podendo resultar em controladores pouco precisos. Em contrapartida, a técnica de *Sliding Mode Control* é capaz de lidar com tais incertezas de um projeto mais complexo e com adição de *chattering* (Slotine e Li 1991).

No exoesqueleto denominado BLEEX (Berkeley lower extremity exoskeleton) foi aplicado um método de amplificação sensitiva (*sensitivity amplification*) e um método híbrido de controle assistivo (*assistive control*), baseado na fase de marcha, que troca entre o método de amplificação sensitiva e um controle de posição regulando o torque. Entretanto a segunda abordagem não obteve resultados muito positivos na caminhada. Para a primeira abordagem o método visava minimizar a interação de forças entre o humano e o exoesqueleto, entretanto a equipe aplicou apenas um controlador baseado na dinâmica inversa do exoesqueleto para simplificar o modelo (Kazerooni, Steger e Huang 2006, Kazerooni et al. 2005).

O *Hybrid Assistive Limb* (HAL), é um exoesqueleto desenvolvido pela Universidade de Tsukuba e pela Cyberdyne que utiliza sensores de eletromiografia (EMG), sensores angulares, acelerômetros e sensores de centro de pressão e centro de gravidade (COP/COG). Foram desenvolvidos dois tipos de controle dependendo da aplicação, um de controle de marcha e um de aumento de força. Para assistência de marcha e reabilitação, o COP/COG foi utilizado de forma a estimar a intenção de marcha, e usou um controlador autônomo com trajetória pré-definida, controlando os joelhos e a cintura. Para o aumento de força, o EMG foi utilizado para estimar a intenção humana e estimar o aumento do torque provido ao operador (Kawamoto et al. 2010). Já em (Hayashi, Kawamoto e Sankai 2005) é utilizado o método de controle por impedâncias baseado em modelo, no qual o EMG estima o torque muscular baseado na diferença entre flexão e extensão das atividades musculares. Esta estratégia, porém, necessitou de um grande esforço de calibração.

O protótipo denominado XoR para membros inferiores utiliza atuação pneumática e elétrica, e visa a reabilitação humana e controle postural. O controle é feito utilizando um PD de *feedback* para a trajetória dos ângulos e velocidades angulares. Para obter os estados, o controle mede as trajetórias dos ângulos do usuário e do robô através de sensores e utiliza a técnica de análise de correlação canônica (CCA). A intenção de movimento é medida por EMG e os dados são filtrados por um filtro passa-baixas. Em seguida definem-se os ângulos e velocidades utilizando uma predição linear do modelo (Morimoto, Noda e Hyon 2012).

No *Body Extender*, um exoesqueleto de corpo inteiro (Marcheschi et al. 2011), a abordagem proposta por (Papini e Avizzano 2012) é um controle por *Feedback linearization*, que depende da medida de força entre o operador e o exoesqueleto. Os controles de cada junta são desacoplados.

No exoesqueleto denominado WSE (*Walking Supporting Exoskeleton*), a abordagem de controle foi pelo uso da técnica conhecida como PMC (*Preprogrammed Motion Control*). Tal técnica possui como grande vantagem a diminuição de complexidade em *hardware* e necessidade de sensores, minimizando, por exemplo, o erro gerado por ruídos em EMG. Entretanto os autores afirmam que essa técnica não é muito satisfatória no sentido de interação homem-máquina (Onen et al. 2014).

3 METODOLOGIA DO PROJETO

Para atender os objetivos do projeto, foi proposta a arquitetura entre os componentes como o representado na figura 4.

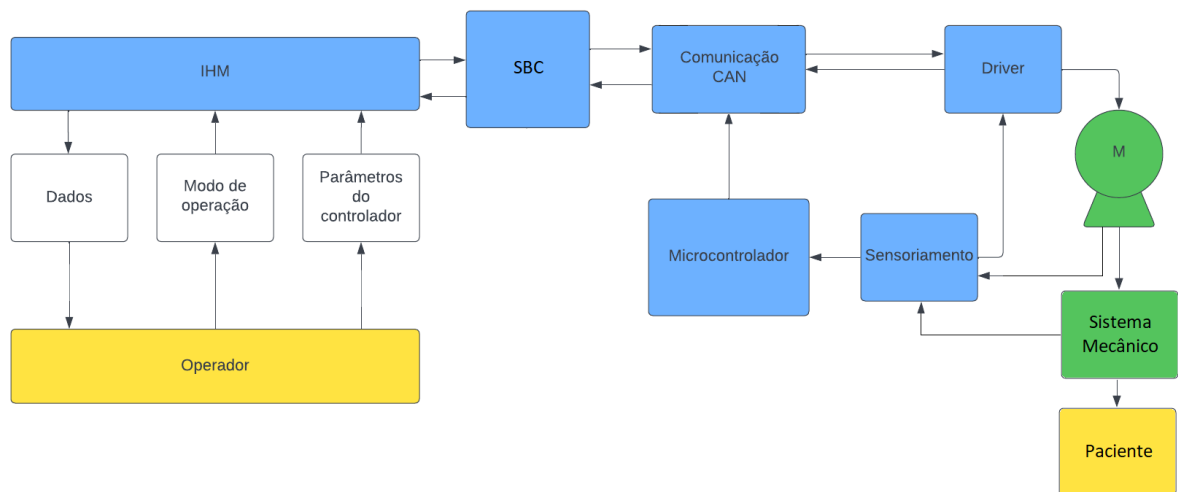


Figura 4: Conexão física entre os componentes. Fonte: Própria

Os blocos em amarelo representam ações externas ao dispositivo: O paciente atua aplicando esforços ao sistema mecânico, representado em verde; Enquanto o operador é responsável por interagir com a Interface Homem-Máquina (IHM) escolhendo o modo de operação do dispositivo e os parâmetros correspondentes ao exercício. Em azul são representados os elementos de *hardware* e *software*: O software da IHM comunica os parâmetros inseridos pelo Operador ao SBC (*Single Board Computer*) que por sua vez recebe e envia dados utilizando protocolo CAN, o SBC é também o responsável por gerir as frequências de aquisição, *looping* do controlador, processamento dos dados e gestão dos dados e da execução dos movimentos do dispositivo; O Driver e o microcontrolador, que também se comunicam pelo barramento CAN, são responsáveis por fazer leitura e pré-processamento de dados de sensores

3.1 Requisitos

Para determinar os requisitos do projeto foram utilizados dois diferentes parâmetros: i) Sugestões de fisioterapeutas do hospital Lucy Montoro em conjunto com os parâmetros expostos por (Lee, Rittenhouse e Abdullah 2005); ii) Adaptabilidade a diferentes projetos de pesquisa de laboratório; Dessa forma, os requisitos propostos são:

1. Utilização por pacientes de fisioterapia enquanto sentados;
 - Facilidade de preparo do paciente;
 - Variação angular de até 70°;
 - Sustentar esforços executados por pacientes de até 80 Kg;
 - Frequências de movimento de 10 Hz. Os movimentos humanos, sobretudo de caminhada, apresentam frequências inferiores a este valor (PERRY e KAZE-ROONI 2014);
2. Modular;
 - Redução de custos;
 - Atuação por cabos;
 - Redução de massa inercial na junta atuada;
 - Redução de tempo de projeto em trabalhos futuros;
3. Fácil mobilidade do dispositivo;
 - Peso máximo de 10 kg e dimensões máximas de 800x500x500 mm;
4. *Feedback* de execução dos exercícios;
 - Medir torques externos de até 150 Nm. De acordo com (Bartenbach e Riener 2016) um adulto saudável de 1,8 m e 80 kg executa até 125 Nm nas juntas dos tornozelos realizando atividades de caminhada;
 - Aplicar filtro passa baixas por *software*;
 - A frequência de amostragem ideal deve ser 10 vezes maior do que a frequência do sistema (Ogata 2004), resultando em uma frequência de 100 Hz;
 - Fácil alteração de parâmetros de resistência pelo fisioterapeuta;
 - Fácil leitura dos *feedbacks*;

3.2 Modelagem e projeto do mecanismo

A modelagem do mecanismo foi realizada utilizando o princípio dos trabalhos virtuais para obtenção das equações dinâmicas do modelo. O modelo inclui um elemento elástico em série simplificado que representa a elasticidade dos cabos, das balanças de força e do torquímetro.

O Projeto do mecanismo foi feito no *software* CAD Inventor 2020. Tanto as representações 3D, desenhos de fabricação e simulações foram realizados neste *software* tendo os pré-requisitos como base e visando a maior simplificação possível.

3.3 Síntese e simulação de controladores

Para as simulações foi utilizado o *software* Mathematica, que foi usado tanto para cálculos simbólicos quanto para as simulações.

A síntese foi realizada com foco na interação humana, portanto foram implementadas duas técnicas diferentes de controlador por impedâncias, ambas baseadas no controle de forças e com estimador online de atritos utilizando *Sliding Mode Control* (Slotine e Li 1991). Um dos controladores utiliza um sistema de atuação simples, com apenas um motor fazendo os movimentos do calcanhar, enquanto o outro controlador utiliza o sistema agonista-antagonista bioinspirado.

As simulações de validação foram inicialmente feitas utilizando valores teóricos para inércias, massas e outros parâmetros. Enquanto parâmetros não calculáveis, como atritos, foram escolhidos com base em valores genéricos encontrados na literatura. Foram adicionados ruídos brancos para ajudar com a validação do estimador implementado.

3.4 Escolha e confecção da arquitetura de hardware

A escolha da arquitetura de hardware foi feita respeitando os requisitos e procurando uma forma de padronizar a arquitetura tanto do *hardware* quanto do *software* dentro do laboratório de biomecatrônica.

Foram avaliados os protocolos de comunicação I2C, SPI, CAN e Wi-Fi por serem protocolos mais comuns em circuitos de prototipagem. Os protocolos CAN e Wi-Fi são os mais apropriados para uso em dispositivos modulares por serem protocolos pensados para múltiplas plataformas. Entretanto o protocolo CAN apresenta maior estabilidade

e garantia de transmissão de dados, portanto foi o escolhido para o projeto. A bancada projetada utiliza dois *drivers* de motor, um microcontrolador e um SBC (*Single Board Computer* totalizando 4 elementos programáveis. Outros trabalhos do laboratório planejam usar mais, como é o caso do projeto ETMICAÉ II que utilizará pelo menos 10 elementos (Cortez-Junior 2020).

O microcontrolador foi escolhido com base principalmente na capacidade de conversão A/D, sendo 12 bits o mínimo aceitável. Já o SBC foi escolhido com base na capacidade de processamento, facilidade de uso e capacidade de suportar recursos de robótica, como ROS ou RTOS.

O sensoriamento foi escolhido de forma a simplificar o uso do dispositivo, adicionar sistemas de segurança e reduzir os custos. Para tanto, foram escolhidos sensores ToF, potenciômetros para regulagem dos parâmetros do controlador, encoder PWM e os sensores de força utilizam *strain gage* com um circuito de amplificação que foi fabricado como parte do projeto.

O circuito de amplificação foi projetado utilizando o CAD online EASYEDA. Primeiramente foi escolhido o amplificador operacional instrumentado, que permite a regulagem de *offset* e de ganhos. Em seguida o restante do circuito foi criado com base no datasheet do amplificador e com sistema de filtragem de alimentação. O circuito foi projetado seguindo o design de arduinos, podendo ser usado na forma de shield. A placa usinada foi importado e a soldagem foi realizada no laboratório da EPUSP.

A conexão entre os componentes foi feita de acordo com a figura 4, utilizando um raspberryPi 3B+, dois *drivers* EPOS2 70/10, dois motores Maxon EC32 18889 com *encoder* e redutor de velocidade, um módulo piCAN2, um *encoder* MAE3, um torquímetro e uma fonte de alimentação de 24V e 10A para cada *driver*.

3.5 Confecção do dispositivo mecânico

A confecção foi realizada nas oficinas da EPUSP. Foi utilizado o corte por jato d'água, fresadoras, torno mecânico, centro de usinagem CNC e impressora 3D.

Os materiais utilizados foram predominantemente o alumínio, o aço e o plástico. Enquanto a estrutura foi feita em madeira para reduzir o peso e os custos mantendo resistência mecânica.

3.6 Desenvolvimento do software

O *software* foi desenvolvido inteiramente em linguagem C no SBC e em C++ no microcontrolador.

Inicialmente foi programada a comunicação CAN entre todos os dispositivos, seguido pela configuração de todos os registradores do driver do motor. Com todos os registradores configurados, se iniciou a fase de criação de funções úteis, tanto de operação dos motores quanto de segurança do dispositivo e de calibração. Finalmente, foi criada a função de controlador para iniciar os experimentos

Em paralelo à criação do código, foi criada uma documentação de uso do protocolo CAN, driver EPOS, raspberryPi e ROS. Embora o ROS não tenha sido utilizado no projeto foi realizada toda a configuração no SBC para usos futuros.

3.7 Identificação do sistema e calibração do dispositivo

Após a configuração inicial do *software* tanto no SBC quanto microcontrolador, se iniciou a calibração que foi feita de forma automatizada em conjunto com o Excel que realizou todos os cálculos dos dados pós processados.

Para a calibração dos sensores de força foram utilizados pesos padrão, sempre no sentido de atuação da gravidade. A calibração dos amplificadores foi realizada com uso de osciloscópio, escolhendo os valores de *offset* e de ganho de forma a ter uma amplitudes que variassem entre 0 e 5 V.

3.8 Experimento

Inicialmente a simulação foi refeita, utilizando os parâmetros identificados na fase anterior.

A experimentação foi realizada variando os ganhos K_p e K_v correspondentes à rigidez e ao amortecimento, respectivamente, do controlador de impedâncias. Todos os demais parâmetros foram ajustados manualmente seguindo valores recomendados na literatura e foram fixados, não sendo possível que outros operadores façam alterações.

Com os diferentes valores de ganhos foram coletados os dados para avaliação, gerando

gráficos pelo Excel de forma a viabilizar a comparação com os valores teóricos obtidos nas simulações. Entretanto, não é possível impor uma onda senoidal como distúrbio, sendo assim, o distúrbio será imposto diversas vezes de forma arbitrária com um movimento manual do dispositivo.

Por fim, foi realizada a comparação entre os controladores com base nos dados coletados.

4 PROJETO MECÂNICO

A solução para o projeto mecânico é dividida em duas partes: Módulo de Potência e módulo de movimento.

4.1 Módulo de potência

É o módulo responsável por gerar os torques, armazenar os elementos de maior massa e de maior custo financeiro. São fixados nele, os motores com *encoders*, fusos de esferas com castanhas para tração dos cabos, balança de forças, microcontroladores com *drivers* e o SBC.

As juntas prismáticas na forma de fuso de esferas recirculantes foram escolhida devido aos elevados torques e baixa velocidade dos movimentos humanos.

Como pode ser visto na figura 5, há dois conjuntos motor-junta prismática. Com isso, é possível fazer testes usando a arquitetura de sistemas A-A, em que um motor atua o avanço e outro o retorno de uma única junta. Além disso, o mecanismo pode ser utilizado na forma de atuação simples, podendo ser acoplado a sistemas de até dois graus de liberdade.

A montagem de diferentes arquiteturas pode ser feito de acordo com o esquemático da figura 6

4.2 Módulo de movimento

Este mecanismo é o responsável por executar a fisioterapia e pode ser substituído por outros que sejam atuados por cabos bowden.

O mecanismo, representado na figura 7, possui uma polia, permitindo a utilização da arquitetura A-A, mas também pode ser montado de forma a realizar o avanço e retorno em uma única polia. Além disso, foram acrescentados um *encoder* ao eixo principal, e

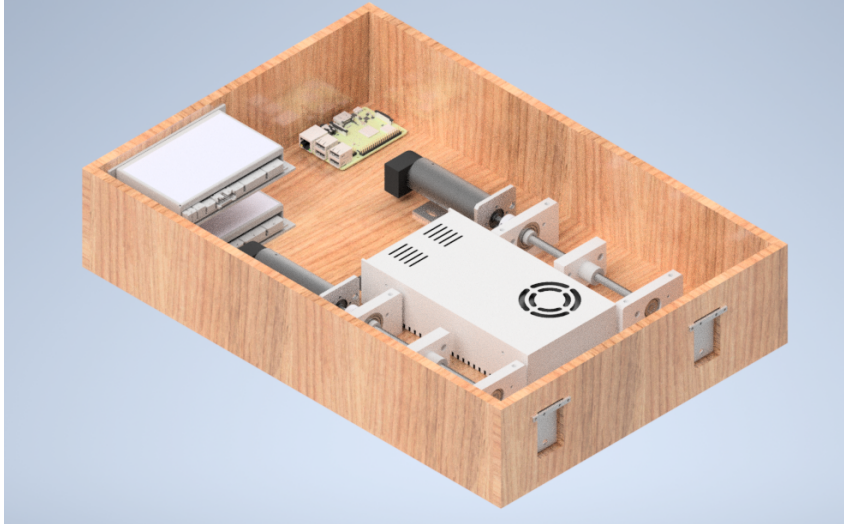


Figura 5: Representação do módulo de potência. Fonte: Própria

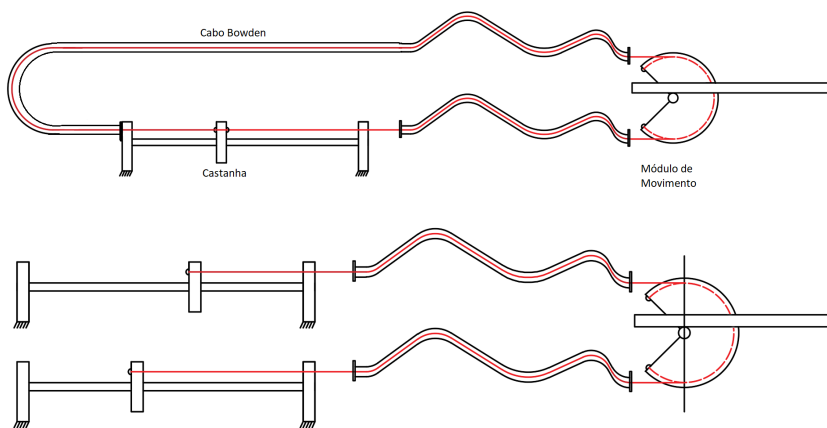


Figura 6: Exemplo de montagem das arquiteturas de Atuação-Simples e Agonista-Antagonista

uma balança de força à extremidade do cabo bowden.

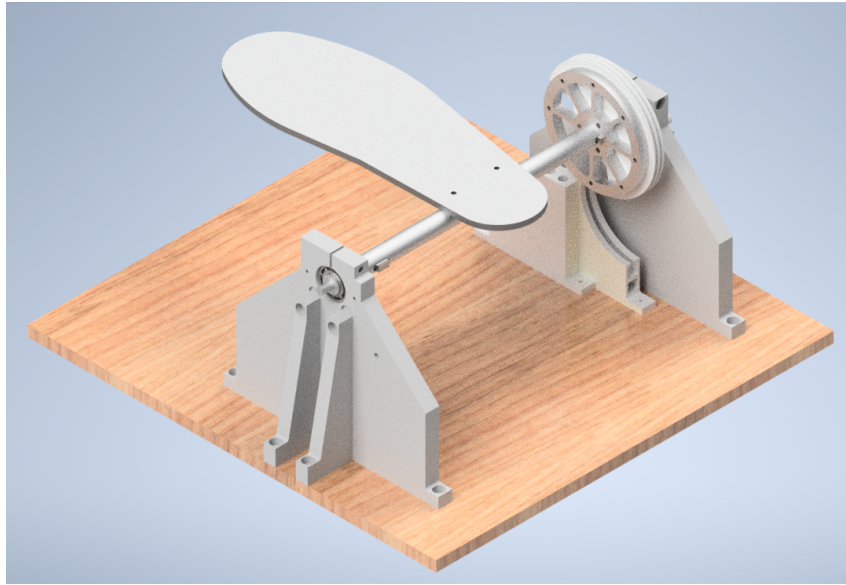


Figura 7: Representação do módulo de movimento. Fonte: Própria

Uma guia para o cabo bowden foi colocada, para garantir que o cabo tenha uma saída sempre próxima a 90 graus, além de impedir que o cabo faça uma curva de raio muito pequeno, o que pode aumentar excessivamente os atritos entre o cabo interno e o cabo externo (Schiele et al. 2006), a guia é apresentada na figura 8.

Outros mecanismos estão sendo desenvolvidos pelo laboratório e poderão ser acoplados ao módulo de potência. Como exemplos podemos citar o *PowerKnee* (figura 9), que está sendo desenvolvido pelo doutorando Hugo Magalhães Martins. Já em fase de testes e apresentou ótima intercambialidade com o dispositivo de acionamento.

E o exoesqueleto de membro superior (figura 10), sendo desenvolvido pelo mestrando Lucas Suplino. Se encontra em fase de projeto e deverá usar o módulo de potência apenas em fases iniciais de testes para validação do projeto. Em seguida será feita uma outra versão de módulo de potência mais leve e dedicada ao projeto, permitindo maior liberdade para testes fora de laboratório.

4.3 Montagem final

Uma possível configuração de montagem do dispositivo é apresentada na figura 11.

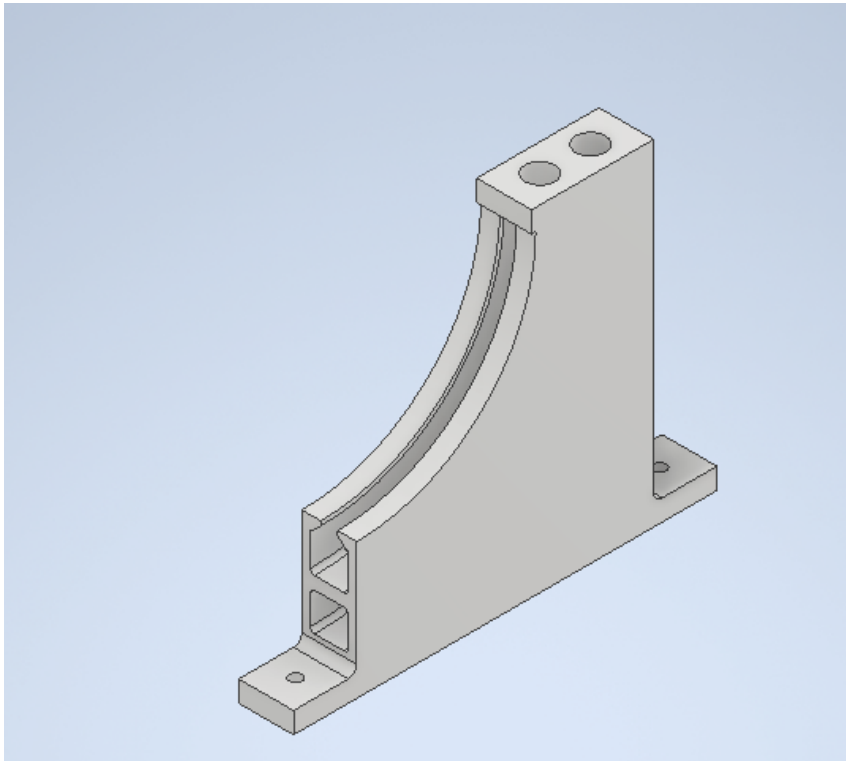


Figura 8: Representação da guia de cabos. Fonte: Própria

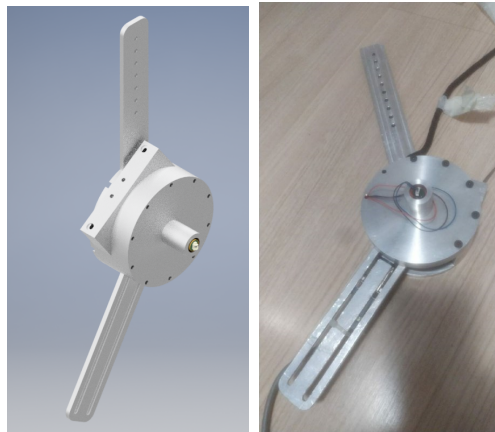


Figura 9: *Power Knee*, Fonte: (Magalhães 2020)



Figura 10: Exoesqueleto de membro superior. Fonte: (Oliveira 2020)

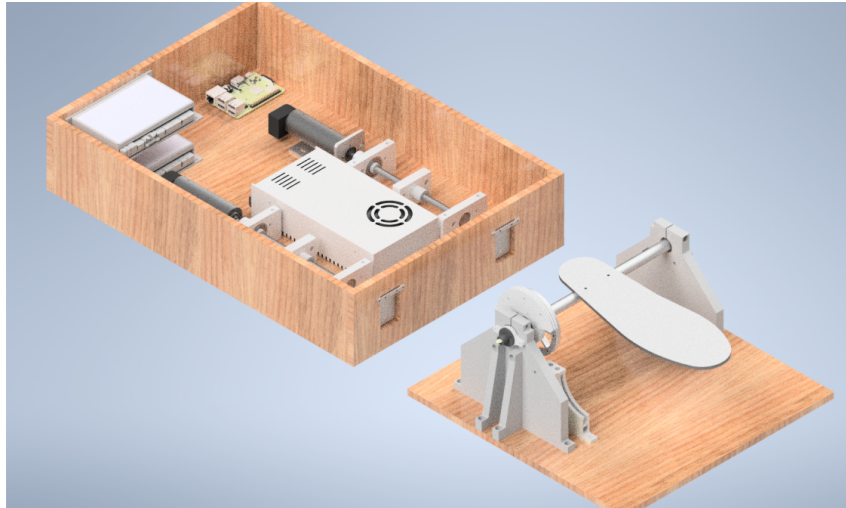


Figura 11: Representação do mecanismo completo. Fonte: Própria

4.4 Dimensionamentos

Nesta seção serão apresentados os cálculos de dimensionamento dos principais componentes mecânicos. Todos os cálculos foram realizados considerando-se os piores casos. Isso garante uma melhor prevenção de falhas, aumenta o coeficiente de segurança e simplifica os cálculos.

Os cálculos foram realizados utilizando métodos já consagrados na literatura e simulações em elementos finitos através do *Stress Analysis* do inventor.

4.4.1 Fuso de esferas

O fuso foi escolhido pelo projeto ETMICA II (Cortez-Junior 2020). A escolha foi realizada com base no princípio dos trabalhos virtuais e de forma a fazer com que o torque de um motor sem redução fosse transferido aos cabos com força suficiente para sustentação própria do exoesqueleto e com uma força adicional para auxiliar o paciente a realizar um movimento.

Além disso, a escolha por um fuso de esferas recirculantes se deve ao baixo ruído sonoro, ao baixo atrito e à suavidade dos movimentos, se comparado a outros tipos de fusos comerciais.

O fuso de esferas escolhido foi o BSHR0082.5-2.5 da Kalatec com especificações indicadas no anexo E.

4.4.2 Cabo Bowden

O cabo bowden (figura 12) é composto por um cabo interno, responsável pela tração do sistema, e um cabo externo responsável por permitir que a tração seja realizada mesmo enquanto o cabo interno faz curvas. Uma peça de latão é acoplada nas extremidades do cabo para fixação nas castanhas.



Figura 12: Cabo bowden. Fonte: (IGUS 2019)

O cabo escolhido é da marca IGUS, família robotlink (no anexo F). É capaz de suportar uma tração de até 3500N e possui baixo atrito entre os cabos interno e externo.

4.4.3 Eixo de apoio do pé

O dimensionamento foi realizado de forma iterativa, visando minimizar o diâmetro (e consequentemente a massa) do eixo, e reduzir custos. Dessa forma, foi realizada a escolha do aço 1020.

O eixo foi simulado no *software* inventor de forma que fosse capaz de sustentar o peso de uma pessoa de até 100Kg, o que resultou na simulação apresentada na figura 13.

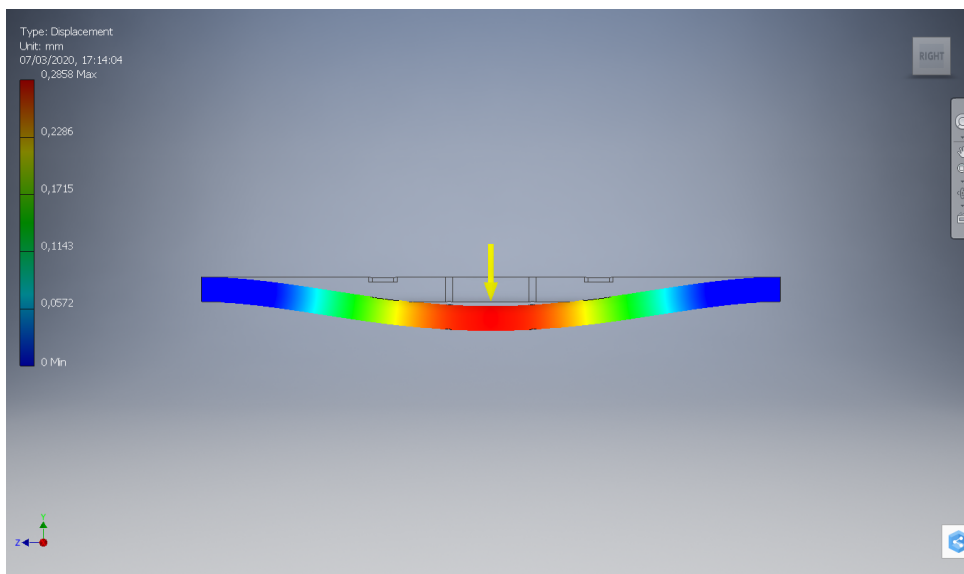


Figura 13: Simulação de sustentação do eixo principal. Fonte: Própria

A simulação foi realizada fixando as faces das extremidades do eixo, sem considerar a largura do apoio real. O coeficiente de segurança ficou próximo a 2, o que garante uma boa confiabilidade para este eixo.

O eixo foi dimensionado assumindo o pior caso para os possíveis esforços solicitados. Dessa forma, pode-se desprezar todos os atritos como os dos rolamentos, entre as castanhas e os fusos e o dos cabos interno e externo. Pode-se desprezar também quaisquer outras perdas e a elasticidade dos cabos.

Com essas simplificações, é aplicada a conservação de potências entre o motor e a castanha:

$$T_m \omega = F_n v_n \quad (4.1)$$

Onde T_m é o torque máximo do motor e F_n é a força realizada pela castanha. A velocidade v_n da castanha pode ser obtida por:

$$v_n = p \omega_m \quad (4.2)$$

Sendo p o passo do fuso e ω_m a velocidade de rotação do motor. dessa forma a força realizada pela castanha é de:

$$F_n = \frac{T_m}{p} \quad (4.3)$$

Para os componentes selecionados, com uma redução de 5,75:1, passo de 2 mm/rev e torque nominal de 47,2 mNm, a força máxima aplicada pela castanha é de:

$$F = \frac{0,0472 * 5.75}{0,002} = 135,7N$$

Assumindo que não há quaisquer perdas entre a castanha e o cabo, e que o cabo é rígido, a força da castanha é transferida integralmente para o eixo. Com isso, o torque no eixo pode ser calculado por:

$$T_{axis} = F_n R_{axis} \quad (4.4)$$

Para o raio de 50 mm da polia, temos:

$$T_{axis} = 135.7 * 0,05 = 6,785Nm \quad (4.5)$$

Para o torque máximo estimado no eixo:

$$F_{axis} = \frac{T_{axis}}{R_{axis}} = 1131N \quad (4.6)$$

Para a área de $21,569mm^2$ do rasgo da chaveta calculado na próxima seção, a pressão resultante é de:

$$P = \frac{1131}{21,569 * 10^{-6}} = 52,4MPa$$

Aplicando a pressão calculada, foi realizada a simulação em elementos finitos. As tensões de Von Mises e o deslocamento são apresentados na figura 14.

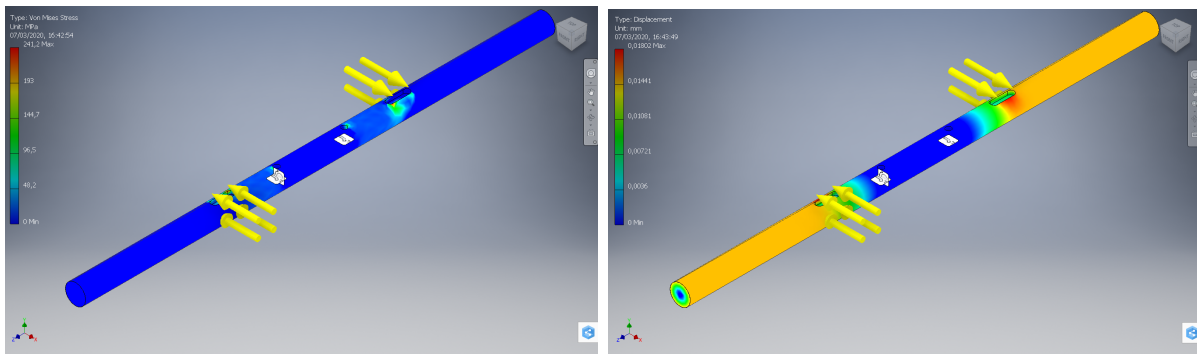


Figura 14: Simulação do Eixo Principal. Fonte: Própria

O coeficiente de segurança é de 3 e pode chegar a 241,2 MPa de tensão na chaveta. O dimensionamento da chaveta é apresentado no apêndice C

4.4.4 Torquímetro

Para desenvolver o torquímetro, é necessário projetar um *design* que apresente um fator de segurança maior que 1 para evitar o rompimento em quando há tensões e torques dentro dos valores esperados de operação do dispositivo. Além disso, a deformação deve ser próxima da deformação máxima dos extensômetros utilizados, não podendo ultrapassar este valor, mas devem estar próxima ao limite. Com isso, são registrados maiores valores de tensão, e maior relação entre o valor lido e os ruídos. No caso dos extensômetros utilizados, a deformação desejada deve ser próxima, mas não maior, de 5%.

Três *designs* de torquímetro foram testados e avaliados em relação às vantagens e

desvantagens. Os Dois primeiros *designs* são apresentados no apêndice D.

O terceiro *design* foi o escolhido e é apresentado na figura 15. As simulações de tensão de Von Mises e deslocamento são apresentadas na figura 16

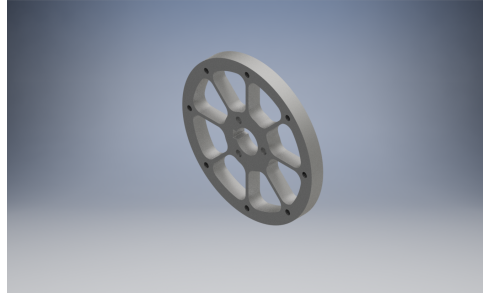


Figura 15: Dispositivo mecânico do torquímetro 3. Fonte: Própria

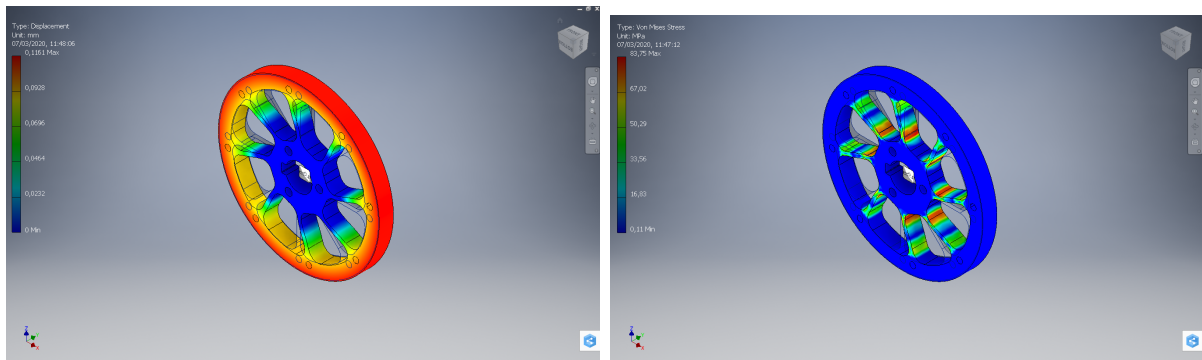


Figura 16: Deslocamento e tensão de Von Mises no torquímetro 3. Fonte: Própria

Este torquímetro, muito similar ao segundo *design*, possui uma geometria complexa e necessita de máquinas CNC. A maior vantagem é possibilitar a instalação de mais de uma ponte de Wheatstone, aumentando a impedância do sistema, com isso pode-se aplicar uma tensão maior, resultando em uma relação maior entre tensão real e ruídos. O fator de segurança é de 7,5 com deformação de até 3%. O torquímetro é acoplado pelos furos externos à polia do módulo de movimento, enquanto a região interna é fixada ao eixo por meio de chaveta. A polia fica apoiada ao eixo por meio de um rolamento que permite o movimento relativo entre a polia e o eixo. O movimento relativo é o que causa a deformação do torquímetro permitindo a leitura por meio de extensômetros.

4.4.5 Balança de Forças

Para medir a força aplicada pelos cabos externos, foi adicionada uma balança (figura 17) com extensômetros nas extremidades dos cabos externos dos cabo bowden. Este elemento fica acoplado diretamente à caixa e fica localizado em série entre a capa externa do cabo bowden e os apoios do fuso de esferas.

Este elemento tem o objetivo de avaliar as perdas por atrito ao longo do cabo. É esperado que os valores lidos sejam a diferença entre a força de tração da castanha e o torque lido no torquímetro. Com isso, a balança de forças tem função única de avaliação, mas não de operação do sistema. As avaliações deste sensor não é parte do escopo deste trabalho e foi inserido a como complemento a outros trabalhos do laboratório.

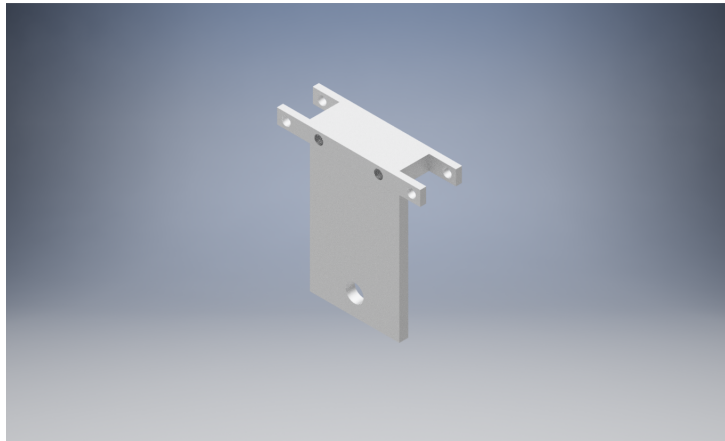


Figura 17: Balança de forças. Fonte: Própria

As simulações da balança apresentaram coeficiente de segurança de 1,5 e deformação de até 5%, como pode ser visto na figura 18.

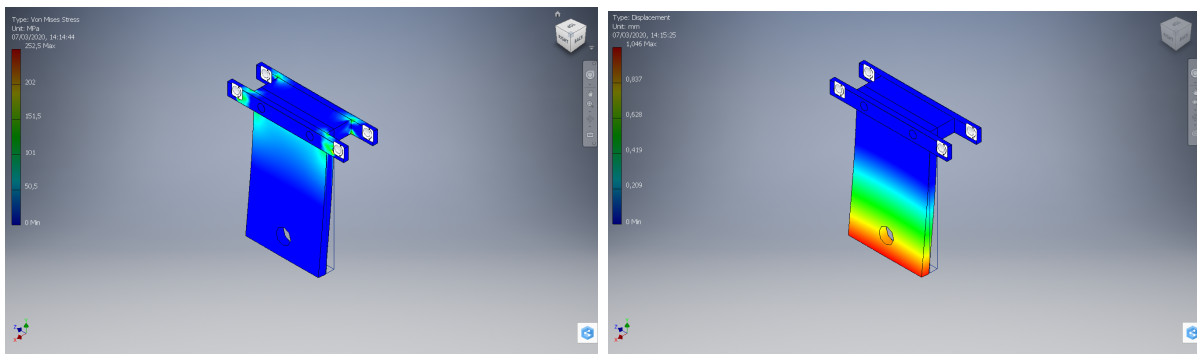


Figura 18: Simulação da Balança de forças. Fonte: Própria

5 PROJETO ELETRÔNICO

Para facilitar e padronizar os sistemas eletrônicos do laboratório de biomecatrônica da EPUSP, algumas arquiteturas de *hardware* foram estudadas. Os parâmetros avaliados foram:

- Baixo custo;
- Alta confiabilidade;
- Versatilidade;
- Escalonabilidade;
- Interface amigável;
- Baixo custo energético;
- Volume ocupado;

Tendo isto em vista, os equipamentos escolhidos foram:

- Raspberry pi 3B+ (ou superior);
- motor Maxon;
- EPOS2 70/10;
- Protocolo de comunicação CAN;
- Raspberry OS;
- Sensoriamento por *encoders* e extensômetros;
- Arduino M0 ou outro com possibilidade de conversão ADC de 15 bits;

5.1 *Single Board Computer*

O Raspberry Pi 3B+ (figura 19) foi escolhido pois permite a utilização de sistemas operacionais em tempo real, ou de robótica (como o ROS), além de ter uma interface amigável, fácil escalonamento e baixo consumo energético, se comparado a outros dispositivos com processamento semelhante. Além disso, há diversas documentações e bibliotecas de fácil acesso utilizando este SBC.



Figura 19: Raspberry pi 3B+. Fonte: (RASPBERRY-PI-FOUNDATION 2019)

O Raspberry Pi não possui comunicação CAN nativa, por esse motivo é necessária a utilização de um módulo adaptador que utiliza os canais SPI para conversão.

O Raspberry Pi 3B+ possui um processador de 64 bits com frequência de 1,4 GHz, Cortex-A53, memória RAM de 1 Gb, quatro portas USB e 40 pinos I/O digitais de uso geral (RASPBERRY-PI-FOUNDATION 2019).

Foi instalado o sistema Operacional raspberry OS, em conjunto com o ROS kinetic. O ROS é um sistema operacional *open-source* que fornece bibliotecas e ferramentas para desenvolvimento de softwares de robótica (documentation 2018). A escolha deverá facilitar e padronizar os *softwares* desenvolvidos pelo laboratório. Além disso, o ROS permite a comunicação de códigos em diferentes linguagens, como o C, C++ e o python. Entretanto o ROS não será utilizado neste projeto.

5.2 *Driver e Motor*

Os motores Maxon possuem alta confiabilidade e relação volume/potência adequados a projetos de robótica. Por este motivo, esta tem sido a escolha do laboratório de biomecatrônica da EPUSP.

Como já possuíamos um motor que se adequava aos torques e velocidades necessárias,

será utilizado o motor Maxon EC32 18889 com os dados apresentados no anexo B. Aco-
plado ao motor, também serão utilizadas duas diferentes reduções, uma de 5,75:1 e outra
de 13,8:1, e um *encoder*, como representado na figura 20.



Figura 20: Motor Maxon. Fonte: (MAXON 2019)

O *driver* utilizado é o EPOS2 70/10 (figura 21). Este dispositivo é capaz de se
comunicar pelas interfaces RS232, CAN e USB 2.0 e 3.0.



Figura 21: EPOS 70/10. Fonte: (EPOS2-70/10 2019)

5.3 Protocolo CAN

Este protocolo é capaz de transmitir em até 1 Mbit/s, e possui alta segurança e alta
confiabilidade. Pode ser configurado nos formatos *master-slave* ou *multimaster*, o que
permite que qualquer nó envie dados a qualquer momento. Todos os dados são trans-
feridos em pacotes que contêm um bit de resposta, uma verificação redundante (CRC),
uma verificação de bit recebido, curto tempo de transmissão e baixa probabilidade de
interferência (DE 2018). Neste trabalho foi adotado o formato *master-slave*.

O protocolo CAN é uma rede robusta, principalmente se utilizada com cabos curtos e
par trançado. Foi desenvolvido para o setor automotivo mas atualmente já se estende para

diversas aplicações (CAN-IN-AUTOMATION 2019). Por conta dessas características foi a escolha adotada.

A documentação de comunicação CAN do EPOS, disponível em (EPOS2-70/10 2019), segue as especificações CANopen (CAN-IN-AUTOMATION 2019). Essas especificações utilizam um dicionário de objetos organizados de forma predefinida e endereçados em 16bits e um subíndice de 8bits.

Como o SBC selecionado não possui comunicação CAN, foram utilizados os *shields* PiCan2 (figura 22) e o *2 Channel CAN BUS FD Shield* que são adaptadores para Raspberry Pi. Ambos utilizam a interface SPI para implementação do protocolo CAN.

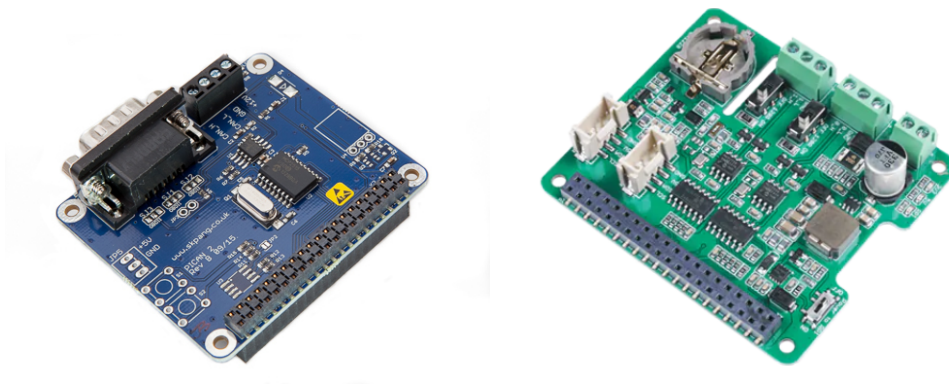


Figura 22: pican2 e *2 Channel CAN BUS FD Shield*. Fonte: (CopperHill technologies 2019), (CAN-BUS Shield v1.2 2019)

5.4 Sensores

Os sensores utilizados serão:

- *Encoder* por efeito Hall HEDL5540, conectado ao eixo do motor antes da redução. As características do motor estão no apêndice C;
- *Encoder* rotativo PWM, localizado na junta rotativa da polia;
- Torquímetro localizado entre a polia e o eixo da polia;
- Balança de forças localizada nas extremidades dos cabos bowden;

Embora os sensores redundantes possam melhorar a precisão das medições, a principal função deles é permitir uma melhor avaliação dos resultados que procura-se obter por meio dos algoritmos de controle.

5.4.1 Torquímetro e Balança de força

Os torquímetros comerciais possuem um elevado custo e possuem precisão muito maior do que necessário para projetos de robótica. Por esse motivo o torquímetro foi desenvolvido neste projeto. Os principais requisitos propostos foram:

- Filtro passa-baixas com frequência regulável;
- Precisão de pelo menos 2%;
- Compatibilidade com medição de tração de até 2000 N;
- Comunicação CAN;
- Tensão de referência de 3,3 V ou 5 V;

A solução proposta é representada no apêndice B. Os extensômetros são conectados formando uma ponte de Wheatstone com alimentação de 5 V. O sinal analógico amplificado. Em seguida, o sinal é digitalizado pelo ADC de 15bits do arduino M0, em seguida os sinais são filtrados por um filtro bessel de segunda ordem com frequências ajustáveis entre 10 Hz e 100 Hz.

A amplificação é necessária visto que, para os extensômetros escolhidos, a diferença de tensão na saída da ponte de Wheatstone fica na ordem de 10 mV.

O torquímetro projetado utiliza o esquema de ponte completa que pode ser montada em paralelo com outras pontes, aumentando a precisão de leitura, caso necessário. Na balança de forças foi utilizado o esquema de meia ponte sendo a outra metade também composta de extensômetros, fazendo com que aumente a precisão de leitura e reduza efeitos de desbalanceamento por variação de temperatura.

Como o Raspberry Pi 3B+ não possui entradas analógicas, optou-se por utilizar um arduino M0 com o *shield* CAN-BUS (Figura 23)

5.5 Montagem final do *Hardware*

As conexões físicas finais da plataforma são apresentadas na figura 24

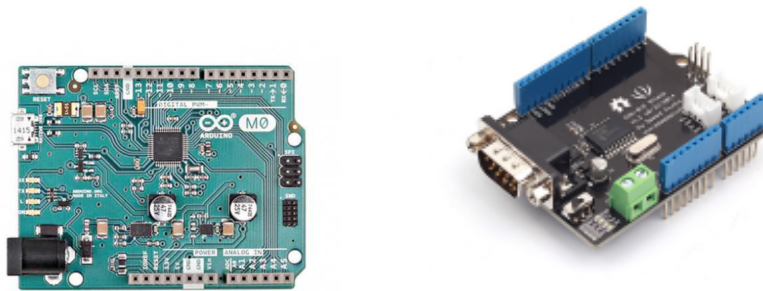


Figura 23: Arduino M0 e CAN-BUS Shield. Fonte: (Arduino M0 2022), (CAN-BUS Shield v1.2 2019)

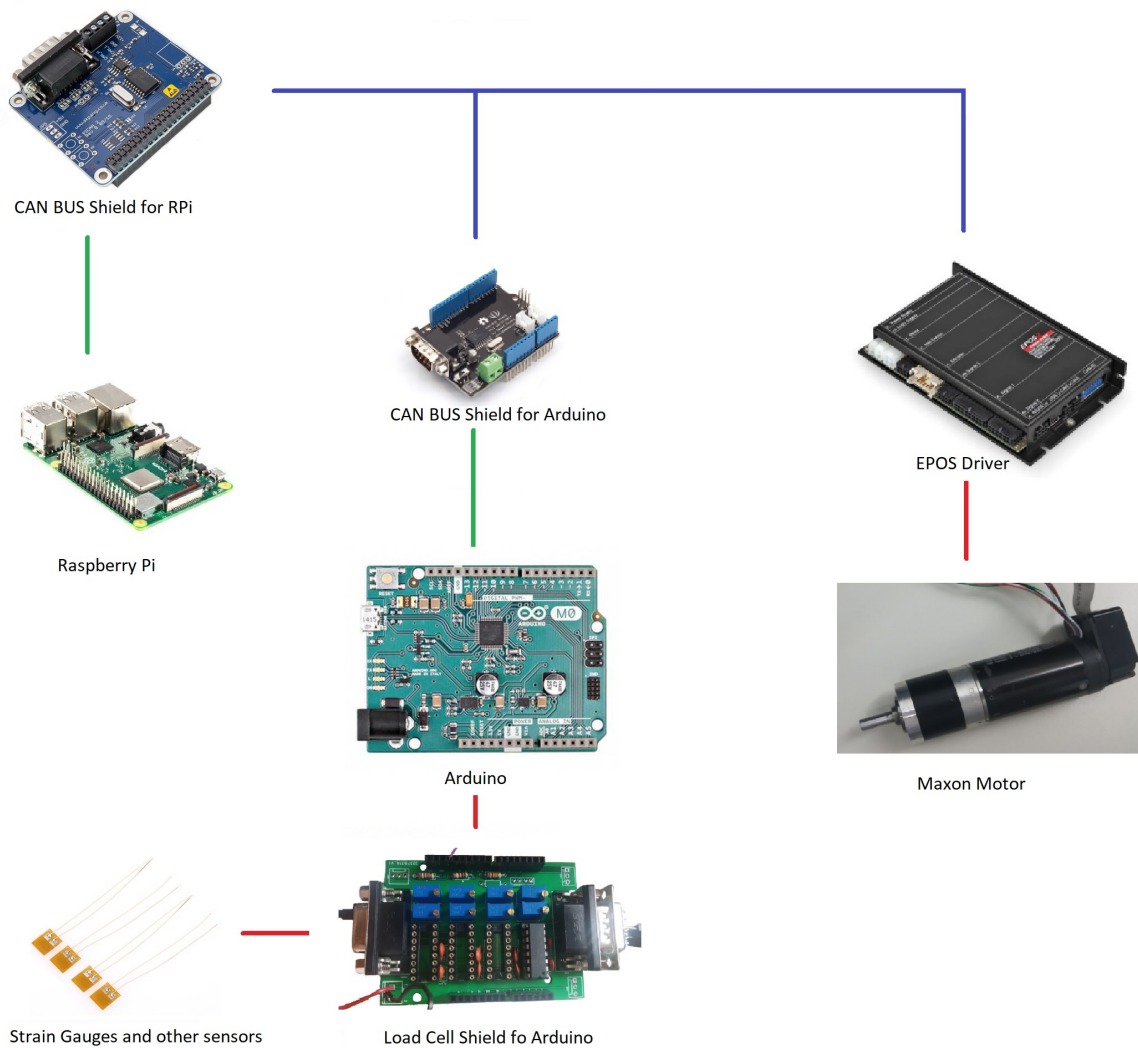


Figura 24: Diagrama de conexões físicas dos componentes eletrônicos. Fonte: Própria

6 PROJETO DE *SOFTWARE*

A arquitetura de *Software* projetada possui as seguintes funcionalidades:

- Configurar e inicializar os dispositivos;
- Fazer comunicação via protocolo CAN;
- Ler e processar dados lidos por sensores;
- Operar motores;
- Escolher modos de operação;

O sistema operacional utilizado é o Raspberry OS e os códigos foram escritos em C. Mas foi configurado para utilização do ROS kinect, para uso pelo laboratório.

6.1 Mapa do software

O mapa do software criado no Raspberry Pi é apresentado na figura 25. Este mapa representa as bibliotecas geradas ao longo do trabalho. O código foi gerado com o objetivo de ser genérico o suficiente para utilização em outros trabalhos do laboratório. Cada umas das bibliotecas serão explicadas nos tópicos seguintes.

6.2 EPOSCAN

O protocolo de comunicação foi criado com base no CANOpen e os registradores foram identificados de acordo com guia de comunicação da EPOS (EPOS2-70/10 2019) e na documentação do SocketCAN (KERNEL 2019). Com isso, foi criada a biblioteca EPOS_CAN.

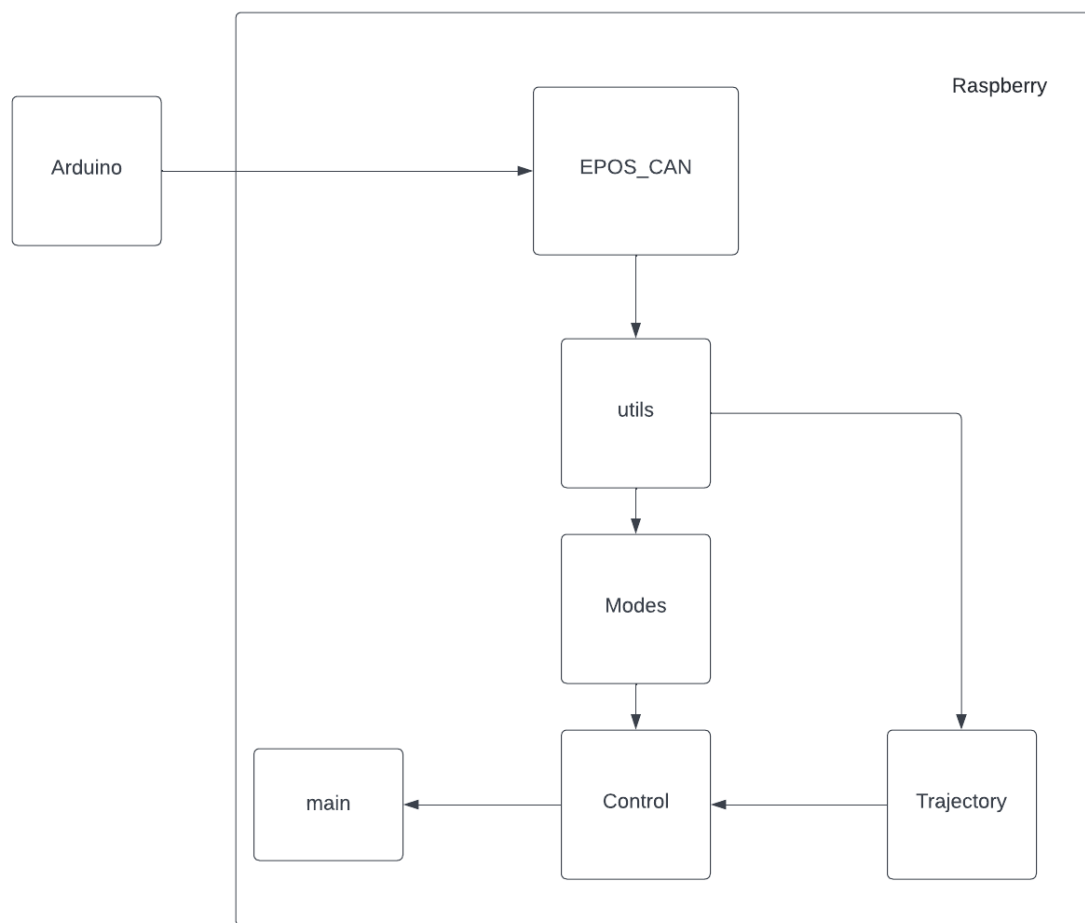


Figura 25: Mapa do software desenvolvido

Essa biblioteca é responsável por enviar e receber mensagens via CAN, além de ser responsável por configurar todos os registradores do EPOS que serão utilizados e por facilitar o uso de funções padrão do EPOS, como os modos de controle de posição, velocidade e aceleração.

O driver EPOS não precisa ser programado, bastando utilizar o *software* EPOS Studio para configurar o motor e a versão do EPOS utilizado e regular os parâmetros do controlador base caso necessário.

6.3 Arduino

No arduino é realizado o pré-processamento dos dados. Os sinais dos sensores são filtrados também por um filtro Bessel antes de serem enviados para o Raspberry Pi.

6.4 IHM

A IHM (interface Homem-Máquina) foge ao escopo deste projeto, mas deverá ser projetada de forma a criar uma interface amigável para fisioterapeutas ou outros pesquisadores que venham a utilizar esta plataforma. Até o momento, a escolha de parâmetros dos controladores é feita diretamente no raspberry Pi através do terminal, pelo canal serial do arduino e por potenciômetros. O registro de dados ocorre através do Serial Plotter do Arduino e por coleta de dados feito offline pelo Raspberry Pi

7 MODELAGEM MECÂNICA

Todos os componentes foram modelados considerando densidade homogênea. Por simplicidade os atritos foram considerados de forma genérica na modelagem. Os valores foram escolhidos de forma arbitrária para simulações, embora tenham sido estimados através de técnicas de identificação de sistemas apresentadas mais à frente.

7.1 Sistema A-S

O sistema de atuação simples de 2 GDLs é representado, na figura 26. Esta arquitetura tem função de representar o movimento do calcanhar com apenas um motor atuando em uma junta prismática que movimenta o cabo, representado em vermelho. As molas representadas de forma simplificada em uma das extremidades dos dois cabos externo são relativas à elasticidade do sensor de força, dos cabos e do torquímetro. E servem como atuação elástica em série(SEA), que possuem diversas vantagens, como menor impedância mecânica, tolerância à impactos e reserva de energia mecânica (Paine, Oh e Sentis 2014, Pratt e Williamson 1995, Paluska e Herr 2006)

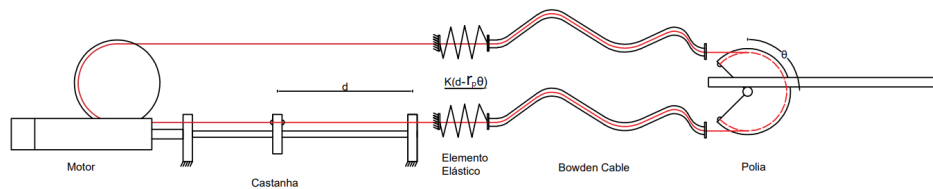


Figura 26: Esquemático de atuação simples. Fonte: Própria

Pode-se descrever o trabalho virtual δW do sistema por:

$$\delta W = (-m_c \ddot{d} - \Phi_c(d, \dot{d}) + f) \delta d + (\tau_{dist} - J_p \ddot{\theta} - \Phi_p(\theta, \dot{\theta})) \delta \theta - K(d - r_p \theta) \delta(d - r_p \theta) \quad (7.1)$$

Sendo: τ_{dist} o torque gerado pelo ser humano, e que está sendo modelado como dis-

túrbio ao sistema; Φ são os atritos seco e viscoso; K o coeficiente elástico da mola e f é a lei de controle. As variáveis m e J correspondem às inércias lineares e rotativas, respectivamente. Os subscritos c correspondem à variáveis da castanha, enquanto os subscritos p correspondem à variáveis da polia. Reescrevendo o sistema:

$$\begin{cases} (J_p\ddot{\theta} + \Phi_p(\theta, \dot{\theta})\delta\theta - r_p K(d - r_p\theta) - \tau_{dist})\delta d = 0 \\ (m_c\ddot{d} + \Phi_c(d, \dot{d}) + K(d - r_p\theta) - f)\delta\theta = 0 \end{cases} \quad (7.2)$$

Assim, a equação dinâmica do sistema pode ser descrita por:

$$\begin{cases} J_p\ddot{\theta} + \Phi_p(\theta, \dot{\theta}) = r_p K(d - r_p\theta) + \tau_{dist} \\ m_c\ddot{d} + \Phi_c(d, \dot{d}) + K(d - r_p\theta) = f \end{cases} \quad (7.3)$$

7.2 Sistema A-A

O sistema de 3 GLDs com atuação A-A é representado na figura 27. Esta arquitetura representa o movimento do calcanhar simulando um músculo humano.

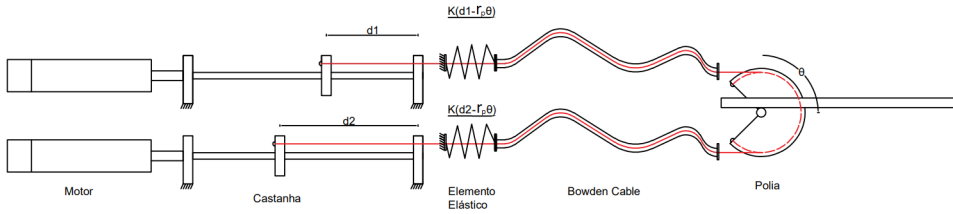


Figura 27: Esquemático de atuação A-A. Fonte: Própria

De forma similar ao sistema A-S, o trabalho virtual pode ser descrito por:

$$\begin{aligned} \delta W = & (f_1 - m_{c1}\ddot{d}_1 - \Phi_{c1}(d_1, \dot{d}_1))\delta d_1 + (f_2 - m_{c2}\ddot{d}_2 - \Phi_{c2}(d_2, \dot{d}_2))\delta d_2 \\ & - K_1(r_p\theta - d_1)\delta(r_p\theta - d_1) - K_2(r_p\theta - d_2)\delta(r_p\theta - d_2) \\ & + (\tau_{dist} - J_p\ddot{\theta} - \Phi_p(\theta, \dot{\theta})\delta\theta) = 0 \end{aligned} \quad (7.4)$$

Com isso, obtém-se o sistema a seguir:

$$\begin{cases} m_{c1}\ddot{d}_1 + \Phi_{c1}(d_1, \dot{d}_1) - f_1 = K_1(r_p\theta - d_1) \\ m_{c2}\ddot{d}_2 + \Phi_{c2}(d_2, \dot{d}_2) - f_2 = K_2(r_p\theta - d_2) \\ J_p\ddot{\theta} + \Phi_p(\theta, \dot{\theta}) + r_pK_1(r_p\theta - d_1) + r_pK_2(r_p\theta - d_2) = \tau_{dist} \end{cases} \quad (7.5)$$

Com algumas manipulações, o sistema resulta em:

$$\begin{cases} m_{c1}\ddot{d}_1 + \Phi_{c1}(d_1, \dot{d}_1) + K_1(r_p\theta - d_1) = f_1 \\ m_{c2}\ddot{d}_2 + \Phi_{c2}(d_2, \dot{d}_2) + K_2(r_p\theta - d_2) = f_2 \\ J_p\ddot{\theta} + r_pm_{c1}\ddot{d}_1 + m_{c2}\ddot{d}_2 + \Phi_p(\theta, \dot{\theta}) + r_p(\Phi_{c1}(d_1, \dot{d}_1) + \Phi_{c2}(d_2, \dot{d}_2)) = \tau_{dist} \end{cases} \quad (7.6)$$

8 PROJETO DO CONTROLADOR

8.1 Controlador de impedâncias

O controlador de impedâncias simula uma impedância mecânica ao criar uma malha fechada com um formato parecido com:

$$\bar{J}\ddot{\theta} + K_v\dot{\theta} + K_p(\theta - \theta_0) = \tau_{ext}$$

Com isso, a impedância percebida pode ser variada modificando a inércia \bar{J} e os coeficientes de rigidez e amortecimento, respectivamente K_p e K_v .

Usualmente o valor da inércia é mantida igual ao do mecanismo.

8.1.1 Sistema A-S

Com base na equação 7.3. A dinâmica do sistema de atuação simples em malha fechada é descrita por:

$$J_p\ddot{\theta} + \Phi_p(\theta, \dot{\theta}) + m_c r_p \ddot{d} + r_p \Phi_c(d, \dot{d}) = \tau_{dist} + f r_p \quad (8.1)$$

De forma análoga à equação 8.1, a malha fechada ideal, neste caso pode ser descrita por:

$$s = J_p\ddot{\theta} + K_v\dot{\theta} + K_p(\theta - \theta_0) - \tau_{dist} = 0 \quad (8.2)$$

Devido ao atrito variável entre o cabo interno e o cabo externo do cabo bowden ser muito expressivo, será projetado, na lei de controle, um estimador *online* de atritos f' . A lei de controle resultante será então descrita por:

$$fr_p = -K_v\dot{\theta} - K_p(\theta - \theta_0) + m_c\ddot{d} + f' \quad (8.3)$$

Aplicando 8.3 em 8.1:

$$J_p\ddot{\theta} + K_v\dot{\theta} + K_p(\theta - \theta_0) + \Phi_p(\theta, \dot{\theta}) + r_p\Phi_c(d, \dot{d}) - \tau_{dist} = f' \quad (8.4)$$

Se 8.2 é uma superfície de escorregamento de SMC (Slotine e Li 1991), substituindo em 8.4, obtém-se:

$$s = f' - \Phi_p(\theta, \dot{\theta}) - r_p\Phi_c(d, \dot{d}) \quad (8.5)$$

Impõe-se a seguinte condição de escorregamento

$$\begin{aligned} \frac{1}{2} \frac{d}{dt}(s^2) &\leq -\eta s^T \text{sign}(s) \\ \therefore s\dot{s} + \eta|s| &\leq 0 \end{aligned} \quad (8.6)$$

Aplicando 8.5 em 8.6:

$$s(f' - \dot{\Phi}_p(\theta, \dot{\theta}) - r_p\dot{\Phi}_c(d, \dot{d}) + \eta \text{sign}(s)) \leq 0 \quad (8.7)$$

Definindo:

$$\dot{f}' = -\kappa \text{sign}(s) \quad (8.8)$$

E substituindo 8.8 em 8.7:

$$s(-(\kappa - \eta)\text{sign}(s) - \dot{\Phi}_p(\theta, \dot{\theta}) + r_p\dot{\Phi}_c(d, \dot{d})) \quad (8.9)$$

Define-se:

$$\kappa \geq \eta + |\dot{\Phi}_p(\theta, \dot{\theta}) + r_p\dot{\Phi}_c(d, \dot{d})| \quad (8.10)$$

Então, a condição de escorregamento será respeitada.

Para implementação, a equação 8.8 foi reescrita aplicando uma camada limite ϕ ,

resultando no seguinte estimador:

$$f' = - \int_0^t \kappa_{sat} \left(\frac{J_p \ddot{\theta} + K_v \dot{\theta} + K_p (\theta - \theta_0) - \tau_{dis}}{\phi} \right) dt' \quad (8.11)$$

Esta camada limite é imposta para minimizar o efeito de *chattering*, isto é, o chaveamento em frequência elevada do controlador.

8.1.2 Sistema de atuação A-A

A lei de controle será similar ao descrito no sistema de atuação simples.

Para a simulação, foi aplicada uma pré-tensão f_0 :

$$\begin{cases} f_1 = -f_0 + \Delta f_1 \\ f_2 = +f_0 + \Delta f_2 \end{cases} \quad (8.12)$$

Assumindo que $\Delta f_1 = \Delta f_2$

$$f_1 + f_2 = 2\Delta f \quad (8.13)$$

A lei de controle será definida por:

$$\Delta f = \frac{(-K_v \dot{\theta}(t) - K_p (\theta(t) - \theta_0) + r_p m_{c1} \ddot{d}_1(t) + r_p m_{c2} \ddot{d}_2(t) + f'(t))}{2r_p} \quad (8.14)$$

Com f' sendo o estimador online de atrito como descrito em 8.11

8.2 Identificação de sistemas

Para utilizar os controladores será necessário fazer a identificação dos parâmetros do sistema. Os parâmetros a serem identificados para o controlador, seguindo as necessidades das equações dos controladores são: Inércia da castanha (m_c); inércia da polia (J_c); constante elétrica (K_e); e constante de torque (K_τ). Entretanto, para simulações e para a própria identificação será necessária a obtenção dos valores de atritos seco (μ) e viscoso (b), resistência elétrica (R) e tempo de estabilização ($t_{98\%}$).

A identificação pode ser feita através de técnicas de regressão linear utilizando dados coletados no sistema real em um numero de etapas que pode ser definido pelo número de

GDL + 1: Identificação do motor, que será feita com o motor em vazio e com uma inércia conhecida; Identificação das inércias e atritos para cada GDL;

A técnica escolhida para a identificação foi o método dos mínimos quadrados (MMQ) a partir dos dados de tensão elétrica (u) aplicada ao motor e da velocidade angular (ω) correspondente a cada tensão aplicada.

Sendo a equação elétrica do motor em vazio:

$$u = Ri + k_e\omega + L\frac{di}{dt} \quad (8.15)$$

E a equação dinâmica:

$$J\dot{\omega} + b\omega + \mu\text{sign}(\omega) = k_T i \quad (8.16)$$

Considerando o sistema em regime permanente e $\omega > 0$, podemos reescrever as equações na forma:

$$\begin{cases} u = Ri + k_e\omega \\ b\omega + \mu = k_T i \end{cases} \quad (8.17)$$

O driver EPOS2 utilizado não fornece os dados de tensão, entretanto podemos adaptar a leitura de dados com base em um controlador proporcional de corrente e na resistência elétrica do motor (R_m). O controlador PI fornecido no EPOS2 pode escrito por:

$$u_{in} = K_p(i_d - i) + K_i \int_0^t (i_d - i) d\tau \quad (8.18)$$

Considerando $K_i = 0$ e $K_p(i_d - i) = u_{in}$ pode-se deduzir que:

$$u_{in} = (R_m + K_p)i + K_e\omega \quad (8.19)$$

Assumindo de início que $k_t = k_e$. Sendo $K_p i_d = u_{eq}$ and $R + K_p = R_{eq}$. Podemos aplicar o MMQ:

$$\begin{bmatrix} \langle \omega, \omega \rangle & \langle \omega, i \rangle \\ \langle \omega, i \rangle & \langle i, i \rangle \end{bmatrix} \begin{bmatrix} k_e \\ R_{eq} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \langle \omega, u \rangle \\ \langle i, u \rangle \end{bmatrix} \quad (8.20)$$

Sendo $\langle f, g \rangle = \sum_{i=1}^n f_i g_i$ o produto interno.

As constantes de atrito podem ser obtidas aplicando

$$\begin{bmatrix} \langle 1, 1 \rangle & \langle \omega, 1 \rangle \\ \langle \omega, 1 \rangle & \langle \omega, \omega \rangle \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \frac{\mu}{k_\tau} \\ \frac{b}{k_\tau} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \langle 1, i \rangle \\ \langle \omega, i \rangle \end{bmatrix} \quad (8.21)$$

A inércia poderá ser obtida por:

$$\frac{1}{J} \left(b + \frac{k_\tau k_e}{R_m} \right) = \frac{4}{t_{98\%}} \quad (8.22)$$

Após algumas manipulações e usando uma inércia conhecida adicional acoplada ao eixo do motor:

$$\begin{cases} \frac{k_\tau}{J_1} = \frac{4}{t_{98\%1} \left(\frac{b}{k_\tau} + \frac{\mu}{k_\tau} \right)} \\ \frac{k_\tau}{J_2} = \frac{4}{t_{98\%2} \left(\frac{b}{k_\tau} + \frac{\mu}{k_\tau} \right)} \end{cases} \quad (8.23)$$

Dividindo as duas equações acima, sendo J^* a inércia conhecida e, portanto, $J_2 = J_1 + J^*$, e fazendo algumas manipulações, concluímos que:

$$J_1 = \frac{J^*}{\frac{t_{98\%2}}{t_{98\%1}} - 1} \quad (8.24)$$

Já a constante de torque poderá ser obtida por:

$$k_\tau = \frac{4J_1}{t_{98\%1} \left(\frac{b}{k_\tau} + \frac{\mu}{k_\tau} \right)} \quad (8.25)$$

9 SIMULAÇÕES

As simulações foram realizadas pelo *software* Mathematica. As EDOs são resolvidas pela função NDSolve.

Um ruído na forma de série de Fourier 9.1 foi adicionado em algumas das simulações para avaliar como o controlador reage na simulação.

Para a simulação, o torque humano τ_{dist} foi imposto como uma senoide de amplitude igual ao torque máximo e período de 1s, e coeficiente a é um numero aleatório que pode variar de 0 a 10

$$\mathcal{N} = 10^{-4} \left(\sum_n^{10} \sin(10nt)a + \sum_n^{10} \cos(10nt)a \right) \quad (9.1)$$

As amplitudes são ajustadas para cada parâmetro em que o ruído é adicionado.

Para melhorar a simulação, posteriormente será aplicado o método de Runge Kutta de quarta ordem (RK4) para discretizar e resolver as EDOs. Além disso, o método RK4 será utilizado na implementação do controlador.

Para um problema de valor inicial especificado como:

$$y' = f(t, y), y(t_0) = y_0 \quad (9.2)$$

Para um passo de discretização h , o método RK4 será dado por:

$$y_{n+1} = y_n + \frac{k_1 + 2k_2 + 2k_3 + k_4}{6} \quad (9.3)$$

$$t_{n+1} = t_n + h$$

onde y_{n-1} é a aproximação por RK4 de $y(t_{n+1})$ e

$$\begin{aligned}
k_1 &= f(t_n, y_n) \\
k_2 &= f\left(t_n + \frac{h}{2}, y_n + \frac{h}{2}k_1\right) \\
k_3 &= f\left(t_n + \frac{h}{2}, y_n + \frac{h}{2}k_2\right) \\
k_4 &= f(t_n + h, y_n + hk_3)
\end{aligned} \tag{9.4}$$

9.1 Simulação de sistema de atuação Simples

Para o mecanismo projetado, as propriedades foram obtidas pelo próprio *software* inventor, à exceção dos atritos que são arbitrários até o momento, mas serão estimados futuramente. Os parâmetros utilizados são apresentados na tabela 1

Tabela 1: Parâmetros do mecanismo

Parâmetros	Valores
μ_p	$2 * 10^{-1}$
μ_c	$2 * 10^{-1}$
b_p	$2 * 10^{-3}$
b_c	$2 * 10^{-3}$
J_p	$134 * 10^{-6}$
m_{c1}	10^{-1}
m_{c2}	10^{-1}
K_1	10^3
K_2	10^3

Para a simulação de atuação simples, foram aplicados os parâmetros da tabela 2

Os resultados do ângulo da polia e os deslocamentos da castanha são apresentados na figura 28

Como esperado, os resultados apresentam uma senoide de mesmo período que o τ_{dist} . Quanto ao estimador de atritos f' , o resultado é apresentado na figura 29.

Resulta em um erro de compensação dinâmica como descrito na figura 30

Refazendo as mesmas simulações mas adicionando os ruídos às leituras de $\theta(t)$, $d(t)$ e $\tau_{dist}(t)$ com amplitudes compatíveis à cada uma, obteve-se os resultados da figura 31

Tabela 2: Parâmetros da simulação

Parâmetros	Valores
λ	100
K_p	$J_p \lambda^2$
K_v	$J_p \lambda$
θ_0	0
κ	1000
ϕ	0.1
Φ	0.5

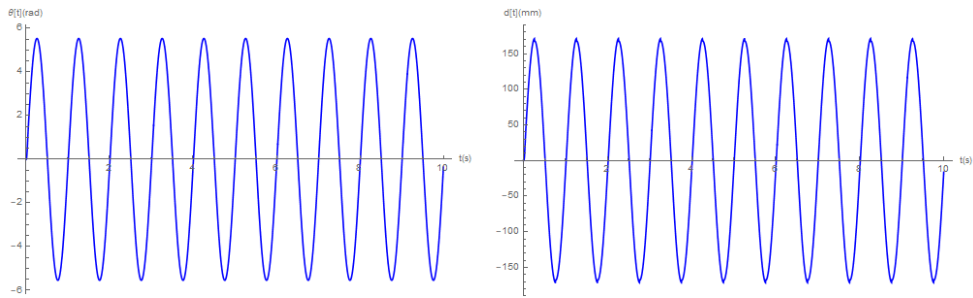
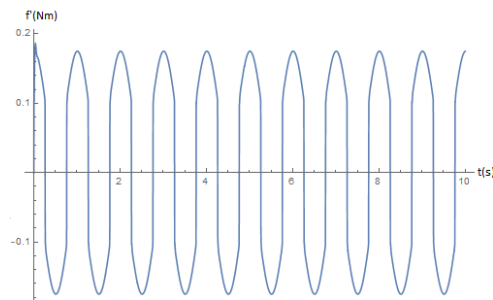
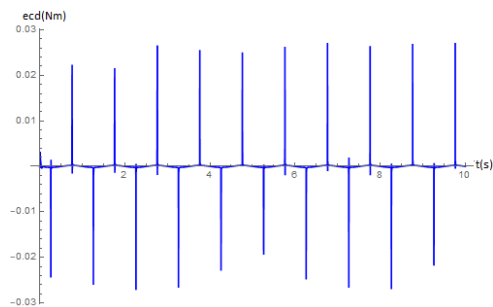
Figura 28: Simulação de ângulos $\theta(t)$ e distância d das castanhasFigura 29: Simulação da estimação de atritos f' 

Figura 30: Simulação do Erro de compensação dinâmica

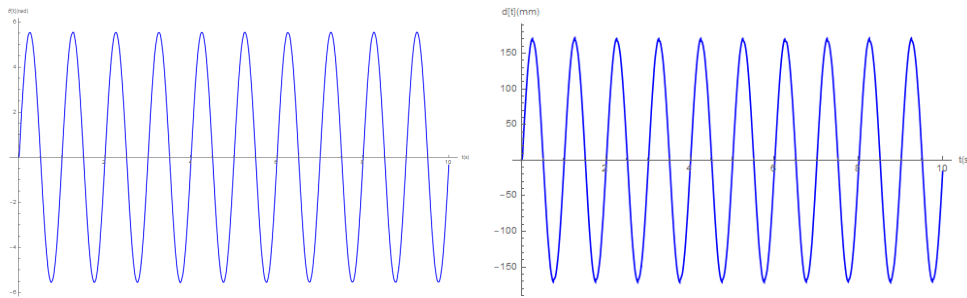


Figura 31: Simulação com ruído dos ângulos $\theta(t)$

Os resultados são muito semelhantes aos resultados sem ruído, mostrando um resultado positivo do estimador e da lei de controle. Como esperado, os ruídos são evidentes no gráfico de f' e do erro de compensação dinâmica (figura 32)

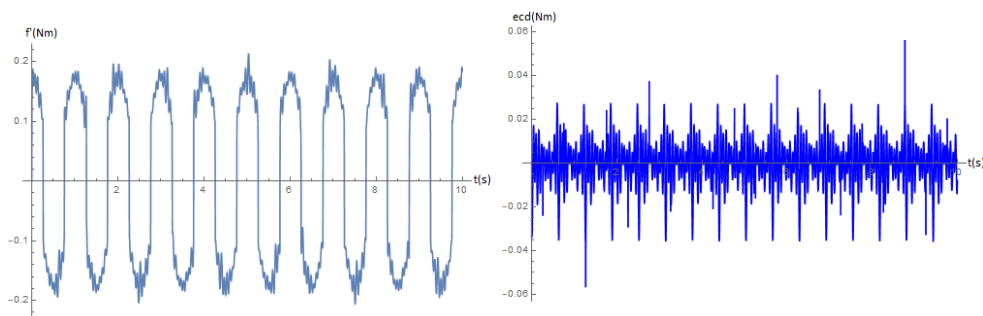


Figura 32: Simulação com ruído da estimação de atritos f'

9.2 Simulação de sistema A-A

Adicionando uma pré tensão de 1N a cada um dos cabos e com os mesmos parâmetros das tabelas 1 e 2, foi feita a simulação que resultou nos gráficos das figuras 33 e 34.

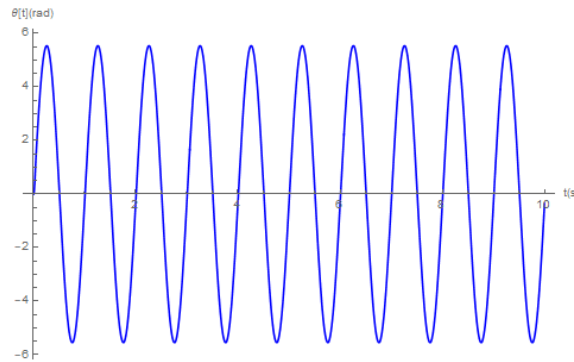


Figura 33: Simulação dos ângulos $\theta(t)$

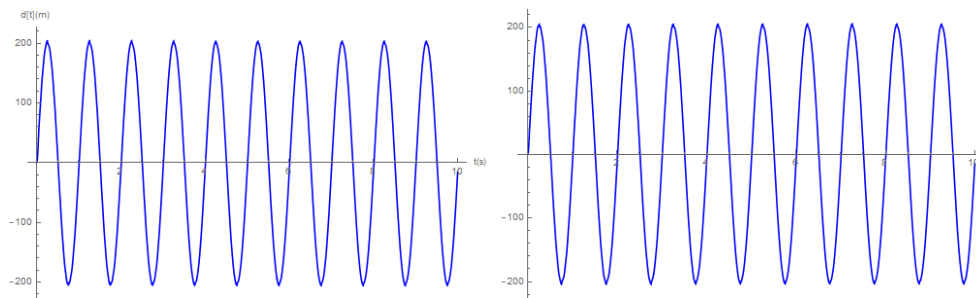


Figura 34: Simulação da variação de posição d_1 e d_2 das castanhas

Pode-se notar que a amplitude é maior no caso A-A, isso se deve, principalmente, à presença de uma mola a mais. Quanto ao estimador de atritos f' , e o erro de compensação dinâmica, os resultados são apresentados na figura 29.

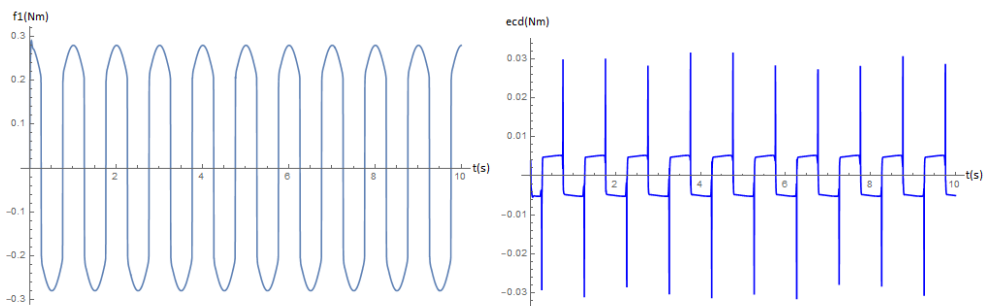


Figura 35: Simulação da estimativa de atritos f'

Refazendo as mesmas simulações mas adicionando os ruídos às leituras de $\theta(t)$, $d_1(t)$, $d_2(t)$ e $\tau_{dist}(t)$ com amplitudes compatíveis à cada uma, obteve-se os resultados das figuras 36 e 37

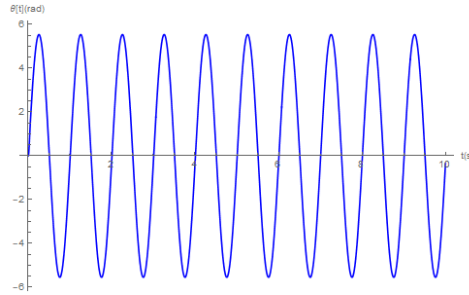


Figura 36: Simulação com ruído dos ângulos $\theta(t)$

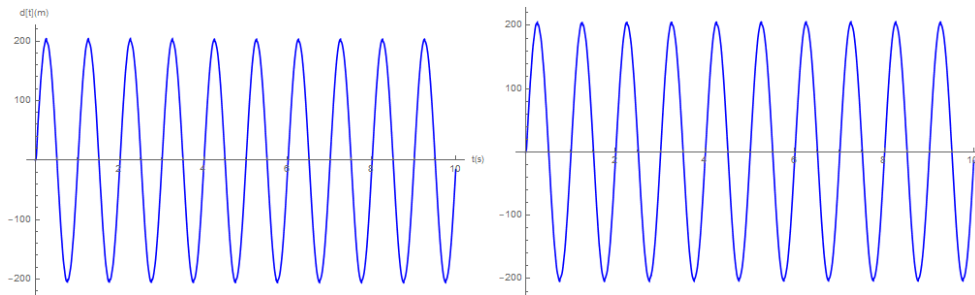


Figura 37: Simulação com ruído da variação de posição d da castanha

Novamente, os resultados foram semelhantes ao sem ruídos. Entretanto, as simulações apresentaram estabilidade mesmo com ruídos maiores. Os resultados de f' e do erro de compensação dinâmica, para ruídos de mesma ordem de grandeza do sistema de atuação simples são apresentados na figura 38

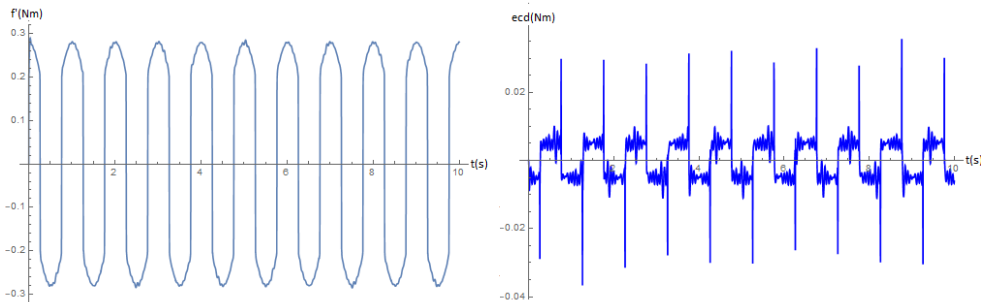


Figura 38: Simulação com ruído da estimação de atritos f'

10 RESULTADOS

10.1 Torquimetro e balança de forças

O circuito de amplificação utilizado é apresentado no apêndice B e funcionou corretamente exceto pelos erros citados no mesmo apêndice. Uma nova versão já foi proposta para utilização em outros projetos do laboratório e encontra-se em fase de confecção.

O Torquimetro apresentou bom funcionamento, e apresentou erro de medida de aproximadamente $\pm 1,7\%$ próximo ao limite máximo esperado, indicando que poderia ter sido feito com hastes mais finas. As balanças de carga apresentaram erro máximo de $\pm 0,6\%$ indicando bom dimensionamento. Os sensores foram calibrados utilizando 5 diferentes pesos padrão e realizando combinações entre eles, totalizando 10 medidas para cada sensor.

10.2 Montagem do dispositivo

10.2.1 Módulo de potência

O dispositivo de acionamento recebeu algumas pequenas mudanças ao longo do projeto. A principal foi a adição de um parafuso na castanha, responsável por tensionar os cabos. Além disso, foram adicionados sensores ToF que são utilizados como fim de curso e para posicionar o ponto inicial da máquina. As janelas de força podem ser facilmente removidas, uma vez que elas são redundantes e podem ser indesejadas em operações com maiores esforços. O resultado pode ser conferido na figura 39.

O dispositivo apresentou bom funcionamento. Há pequenas vibrações nos motores devido ao comprimento elevado e à falta de fixação traseira, que pode ser facilmente solucionado. As folgas presentes no fuso são desprezíveis, não há folgas de acoplamento entre o fuso e os motores, restando apenas à folga devido às reduções e uma pequena folga no contato entre a castanha e a base do dispositivo. Embora a folga nas reduções

não seja desprezível o efeito resultante na junta acionada em um sistema A-A é nula, uma vez que cada motor traciona o sistema em apenas um sentido. Já a folga de contato entre a castanha e a base causam uma folga de menos de 5° resultando em uma folga no movimento da castanha menor que $34\mu\text{m}$ e é, portanto, desprezível em dispositivos para este tipo de aplicação.

Os valores de inércia aparente correspondem com valores teóricos previstos e os valores de atritos foram significativamente baixos nas castanhas se comparado ao restante do dispositivo, os valores podem ser conferidos no tópico de identificação de sistemas.

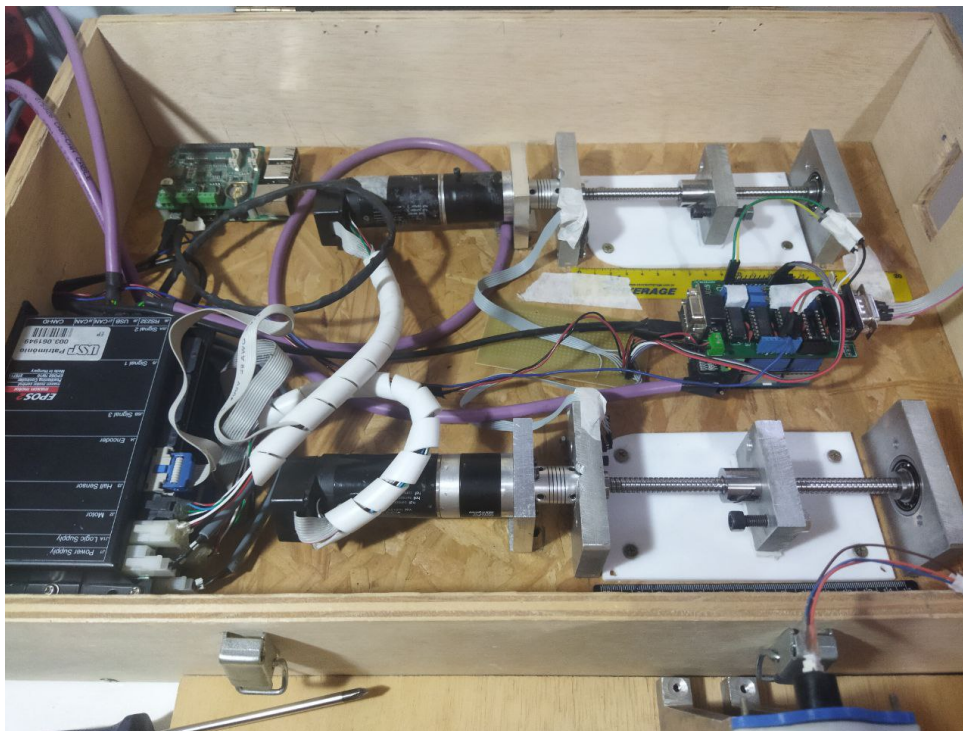


Figura 39: Mecanismo completo. Fonte: Própria

10.2.2 Módulo de movimento

O dispositivo de fisioterapia pode ser conferido na figura 40. Este dispositivo também sofreu algumas alterações ao longo do projeto. O principal foi o uso de apenas um torquímetro e uma polia, reduzindo os custos e a complexidade de confecção do projeto sem perdas de funcionalidade ou precisão.

A única folga presente no dispositivo é no sentido axial do eixo, que pode ser facilmente resolvida com a adição de colas trava-eixo ou de anilhas de retenção. Este tipo de folga não interfere em nenhuma das funcionalidades do dispositivo.

O torquímetro representado na figura 41 foi calibrado com pesos padrão de 0 a 20Kg,

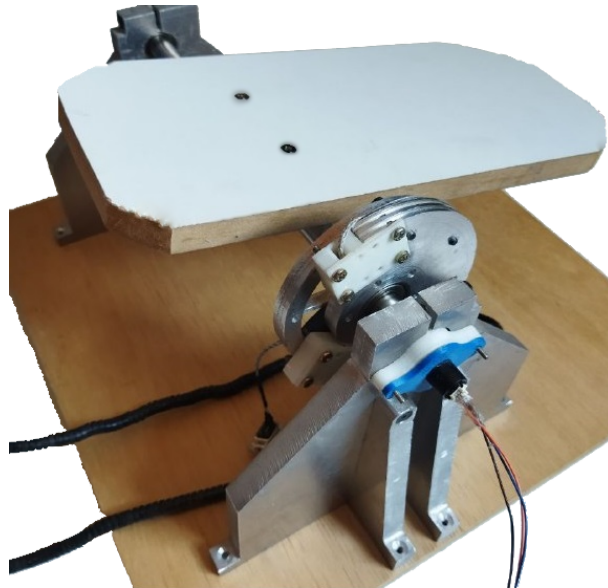


Figura 40: Módulo de movimento. Fonte: Própria

resultando em torque máximo de 10Nm e erro de medida de $\pm 0,017$ Nm. Há 8 hastes no torquímetro, o que possibilita a montagem de até 4 pontes de Wheatstone completas e em paralelo. Os sensores foram montados usando dois diferentes tipos de cola para extensômetros, o primeiro, próprio para fixação em metais maleáveis, mais rígido foi utilizado tanto em cima quanto embaixo do sensor, deixando livres os *pads* dos fios. Após a cura foram soldados os fios e aplicada a segunda cola, mais flexível, em uma área maior, incluindo os *pads* e os fios que contornam o sensor, reduzindo efeitos de tensionamentos indesejados e, portanto, evitando o rompimento dos fios na região do sensor. A trava de ponto de cabos foi impressa em 3D e não apresentou avarias após vários testes, mostrando resistência suficiente, além disso sua remoção é bastante simples, facilitando a mudança de dispositivos de fisioterapia, que pode ser realizada apenas com a remoção de 4 parafusos.

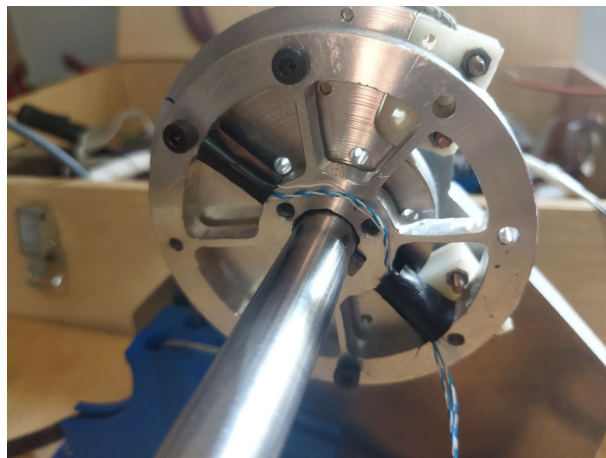


Figura 41: Torquímetro. Fonte: Própria

Devido à alterações do projeto e da indisponibilidade da oficina, uma das guias está montada de forma indesejada, causando um ângulo de quase 90^{circ} na saída do cabo externo, o que aumenta consideravelmente o atrito. A outra guia possui saída tangencial da forma desejada. Ambos podem ser verificados na figura 42

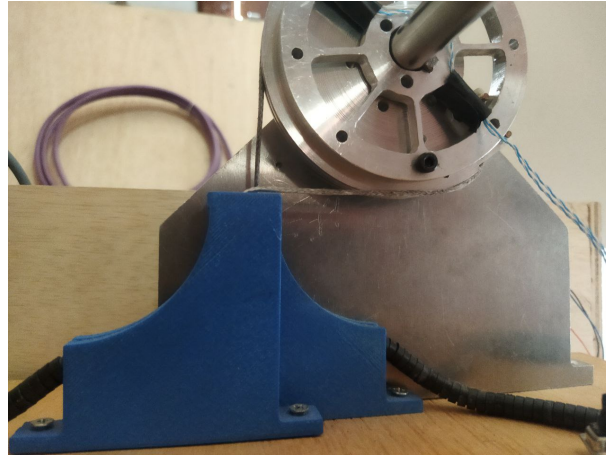


Figura 42: Mecanismo completo. Fonte: Própria

10.2.3 Dispositivo completo

O dispositivo completo é apresentado na figura 43

10.3 Identificação do sistema

Usando $K_p = 4 \Omega$ foram coletados os dados da tabela 3:

Tabela 3: Medidas do motor 1

i_d [mA]	ω [rad/s]	i [A]
920	115,06	0,2648
1131	161,74	0,2502
1341	206,16	0,2451
1552	251,27	0,2414
1762	295,11	0,2391
1973	339,41	0,2347
2183	383,14	0,2350
2394	428,00	0,2281
2604	470,98	0,2322
2815	515,56	0,2275
3025	558,82	0,2308
3236	602,53	0,2299
3446	645,91	0,2313
3657	689,01	0,2328
3867	731,25	0,2383
4078	774,72	0,2365
4288	815,71	0,2463
4499	859,17	0,2457
4709	898,44	0,2666
4920	942,15	0,2722

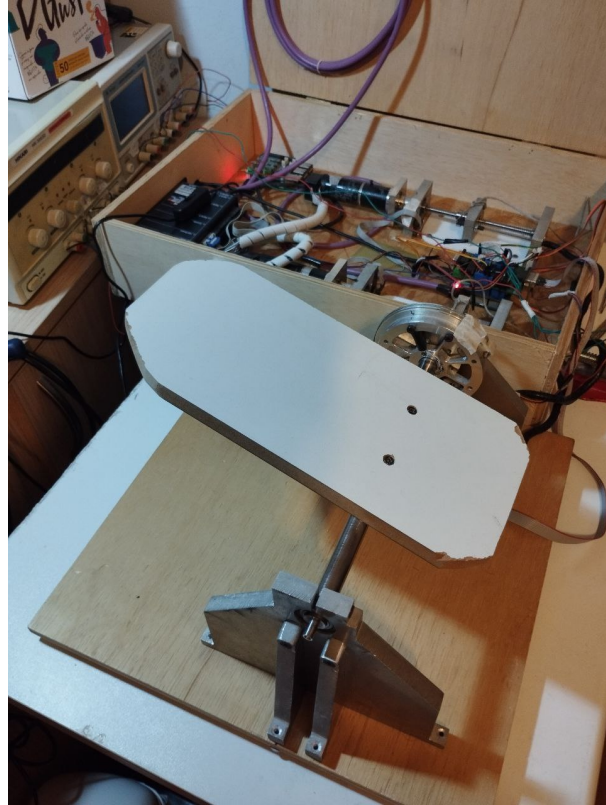


Figura 43: Mecanismo completo. Fonte: Própria

Então, aplicando MMQ:

$$\begin{bmatrix} 6965502,568 & 2589,436186 \\ 2589,436186 & 1,168969536 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} k_e \\ R_e q \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 149153,0491 \\ 56,60952448 \end{bmatrix} \quad (10.1)$$

Encontramos:

$$\begin{cases} k_e = 0.01932 \text{ Vs} \\ R = 1.629719 \Omega \end{cases} \quad (10.2)$$

Ainda usando as medidas da tabela 3:

$$\begin{bmatrix} 20 & 10684.13726 \\ 10684.13726 & 6965502,568 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \frac{\mu}{k_r} \\ \frac{b}{k_r} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 0.093287438 \\ 50.02855455 \end{bmatrix} \quad (10.3)$$

Portanto os atritos são:

$$\begin{cases} \mu = 0.004582 \\ b = 1.54 * 10^{-7} \end{cases} \quad (10.4)$$

Aplicando o mesmo método, mas com uma inércia conhecida, e comparando o tempo de subida do motor em vazio com o tempo do motor com a inércia, foram encontrados os parâmetros apresentados na tabela 4

Tabela 4: Parâmetros do motor em vazio

Parâmetros	Valores	Unidades
k_t	0.051128	Nm/A
k_e	0.01932	Vs
R	1.629719	Ω
μ_m	0.012121	Nm
b_m	$4.08 * 10^{-7}$	Nms
J_m	27.03309	gcm^2
$t_{98\%}$	600	ms

Aplicando a mesma metodologia mas substituindo a inércia conhecida pelo motor acoplado à castanha e ao fuso, o resultado encontrado é apresentado na tabela 5:

Tabela 5: motor + fuso + castanha

Parâmetros	Valores	Unidades
μ_c	0.018865	Nm
b_c	$3.61 * 10^{-6}$	Nms
J_c	620	gcm^2
$t_{98\%}$	510	ms

Finalmente, para o sistema completo, encontramos:

10.4 Controlador de impedâncias

Foi implementado o controlador seguindo as equações 8.14 e 8.11 utilizando integração numérica pelo método dos trapézios. A parcela da aceleração de θ foi considerada nula, com isso o estimador se encarregou de compensar tal parcela, essa escolha foi tomada devido a ser uma segunda derivada do encoder, que possui baixa precisão. Com isso o sinal seria apenas um ruído a mais.

Os testes de validação do controlador foram realizados variando os ganhos K_p e K_v para 3 valores diferentes cada permitindo a comparação e avaliação das consequências da variação de rigidez e amortecimento do sistema. Os demais parâmetros foram mantidos constantes ao longo dos experimentos com valores adquiridos empiricamente de forma a

ter variações significativas com a alteração dos ganhos K_p e K_v . Os torques foram gerado de forma manual. Foram realizados 5 experimentos para cada teste e escolhidos gráficos similares, uma vez que não é possível a imposição de torques externos iguais sem um aparato externo que não está no escopo deste trabalho.

Por fim, foram realizados novos testes para validação especificamente do compensador de atritos. Os primeiros testes foram realizados alterando o ganho κ que representa a interferência do estimador não linear no controlador. Em seguida para um mesmo κ foi alterada a trajetória dos cabos bowden causando uma alteração significativa dos atritos.

Devido ao alto atrito, com o ganho $kappa$ nulo, não foi possível sequer movimentar o dispositivo.

10.4.1 Resultados na arquitetura de Atuação Simples

O setup inicial é realizado posicionando os motores inicialmente na posição de 75% do curso dos fusos para a fixação dos cabos aos carros, essa medida foi escolhida uma vez que é prevista uma movimentação de 20° no sentido de extensão e de 50° no sentido de flexão. Em seguida, os parafusos de tração são rosqueados aumentando a tensão inicial dos cabos e fazendo a regulagem fina do ângulo θ da polia.

Os experimentos foram realizados impondo torques manualmente ao torquímetro. Os torques foram realizados no momento inicial para gerar o movimento, enquanto o retorno à posição inicial ocorre por conta exclusivamente dos motores, os testes foram realizados com a aplicação de torques ao longo de 5s em cada experimento. cada experimento foi realizado 5 vezes, e os dados escolhidos foram daqueles que apresentaram picos e períodos de torque mais parecidos, de forma a facilitar a análise.

Devido à corrente de partida do motor ser elevada, é possível observar uma forte oscilação de corrente nessa zona morta em praticamente todos os momentos ociosos do motor. Isso se deve a uma corrente de partida implementada para evitar a necessidade de um torque elevado de partida.

10.4.1.1 Variação do ganho de Rigidez

Nos gráficos da figura 44 são apresentados os gráficos de torque e de correntes de respostas dos motores com variação do ganho de rigidez (K_p). Foi escolhido um ganho de amortecimento (K_v) próximo a zero por amplificar a percepção oscilatória esperada pela variação de rigidez.

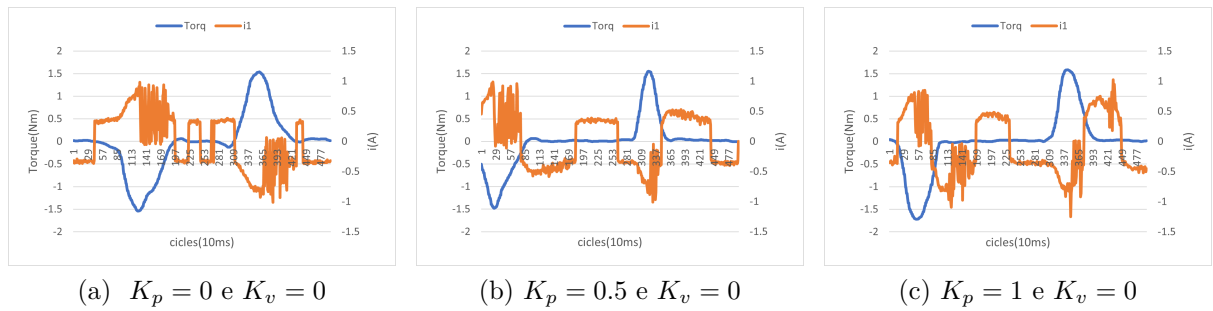


Figura 44: Torques externos e correntes dos motores com arquitetura de atuação simples e variação de ganho de rigidez

Como esperado, os gráficos de posição (d_1 e de ângulo da polia (θ) apresentados na figura 45 possuem comportamento oscilatório mais acentuado à medida que se aumenta o ganho. Além disso, é possível perceber o retorno à posição inicial no gráfico 45c que não ocorre no gráfico 45a.

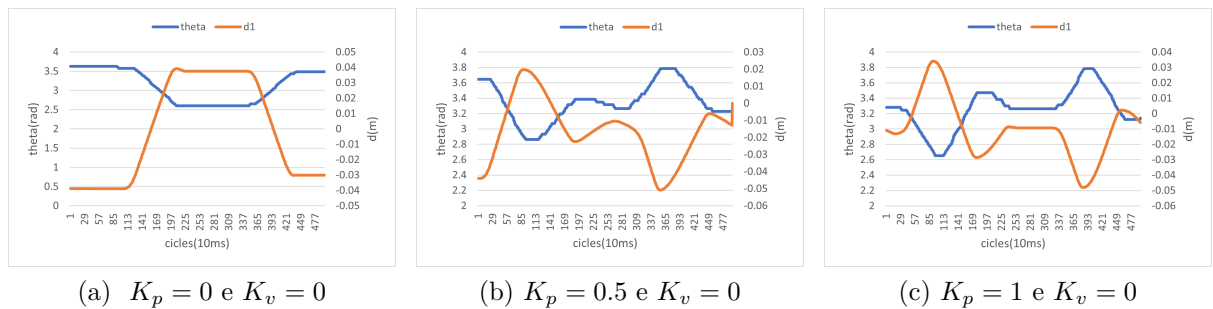


Figura 45: Ângulos θ e posição do carro d_1 com arquitetura de atuação simples e variação de ganho de rigidez

O estimador (f') se comportou como esperado, não foi possível realizar o controle com um ganho (κ) baixo, evidenciando a necessidade e eficácia de f' . Além disso, houve uma diferença inferior a 5% entre o erro de compensação dinâmica (e_{cd}) e o estimador online, portanto foi escolhido apresentar apenas o gráfico de e_{cd} da figura 46.

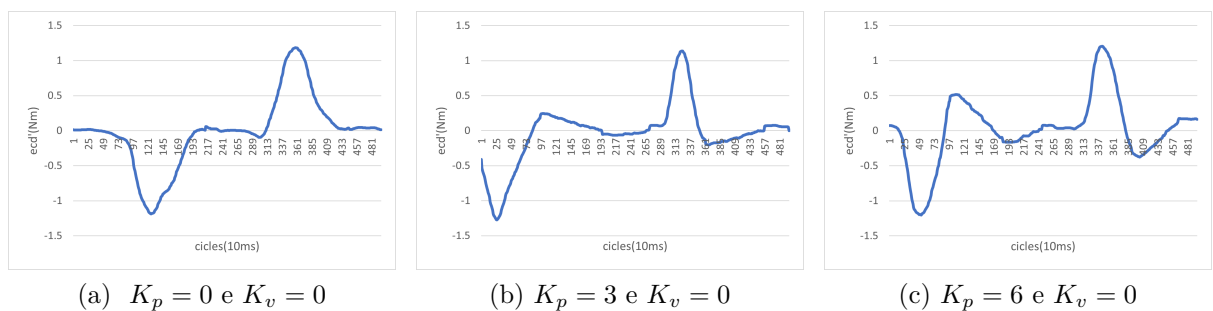


Figura 46: Erro de compensação dinâmica com arquitetura de atuação simples e variação de ganho de rigidez

10.4.1.2 Variação do ganho de Amortecimento

Nas figuras 47 são apresentados os gráficos de torque e de corrente de resposta do motor com variação do ganho de amortecimento (K_v). Foi escolhido um ganho de rigidez (K_p) de 0.5, por ser um valor suficiente para impor uma pequena oscilação ao sistema.

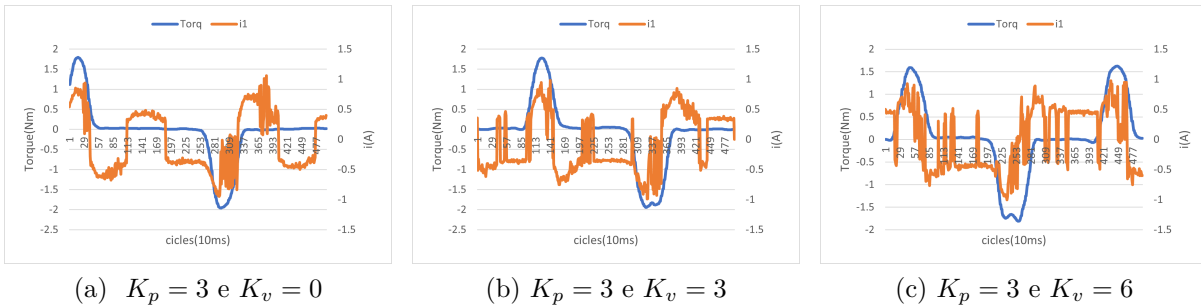


Figura 47: Torques externos e correntes dos motores com arquitetura de atuação simples e variação de ganho de amortecimento

Comparando as segunda e terceira ondas de corrente em cada gráfico da figura 47, pode-se notar o esperado aumento oscilatório de acordo com o aumento do ganho de amortecimento decorrente de maior esforço dos motores para desacelerar o sistema.

Os ângulos da polia com variação do ganho (K_v) podem ser observados na figura 48.

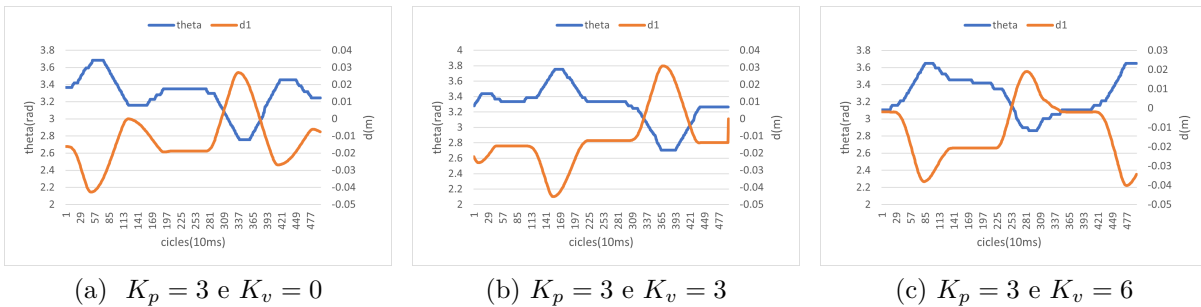


Figura 48: Ângulos θ e posição do carro d1 com arquitetura de atuação simples e variação de ganho de amortecimento

Na figura 48 pode-se notar a redução de oscilação do carro.

Assim como nos gráficos com variação de rigidez, o estimador (f') se comportou como esperado. Houve também, uma pequena variação entre o erro de compensação dinâmica e os valores f' . Sendo assim, apenas os gráficos de e_{cd} foram plotados e podem observados na figura 49.

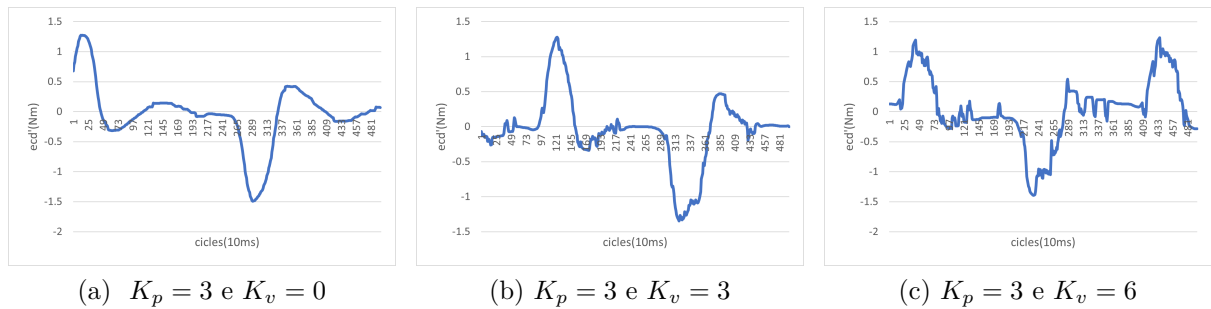


Figura 49: Erro de compensação dinâmica com arquitetura de atuação simples e com variação de ganho de amortecimento

10.4.2 Resultados na arquitetura Agonista Antagonista

O setup inicial é realizado posicionando os motores inicialmente na posição de 60% do curso dos fusos para a fixação dos cabos aos carros. Em seguida, os parafusos de tração são rosqueados aumentando a tensão inicial dos cabos e regulando a posição θ da polia. Finalmente é feito o reposicionamento dos carros ao centro, aumentando ainda mais a tensão nos cabos. A regulagem fina da tensão dos cabos é realizada através da medição de corrente dos motores ao iniciar o experimento.

Os experimentos foram realizados impondo torques manualmente ao torquímetro. Os torques foram realizados no momento inicial para gerar o movimento, enquanto o retorno à posição inicial ocorria por conta exclusivamente dos motores, os testes foram realizados com a aplicação de três torques totalizando 5s em cada experimento, o primeiro torque aplicado decorre da soma entre o torque externo e a pré-tensão aplicada aos cabos, portanto podem ser descartadas em algumas análises, mas evidenciam a necessidade dessa pré-tensão. Pode-se notar ainda, que a arquitetura evita a zona morta dos motores, anulando a oscilação de corrente em momentos de ócio do motor.

10.4.2.1 Variação do ganho de Rigidez

Nos gráficos da figura 50 são apresentados os gráficos de torque e de correntes de respostas dos motores com variação do ganho de rigidez (K_p). Foi escolhido um ganho de amortecimento (K_v) próximo a zero por amplificar a percepção oscilatória esperada pela variação de rigidez.

Como esperado, os gráficos de posição (d_1 e d_2) e de ângulo da polia (θ) apresentados na figura 51 possuem comportamento mais oscilatório à medida que se aumenta o ganho. Além disso, é possível perceber o retorno à posição inicial no gráfico 51c que não ocorre

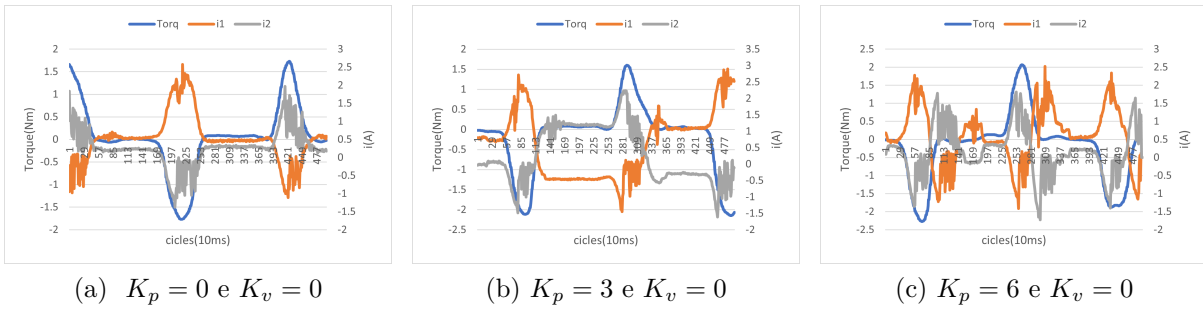


Figura 50: Torques externos e correntes dos motores com arquitetura Agonista-Antagonista com variação de ganho de rigidez

no gráfico 51a

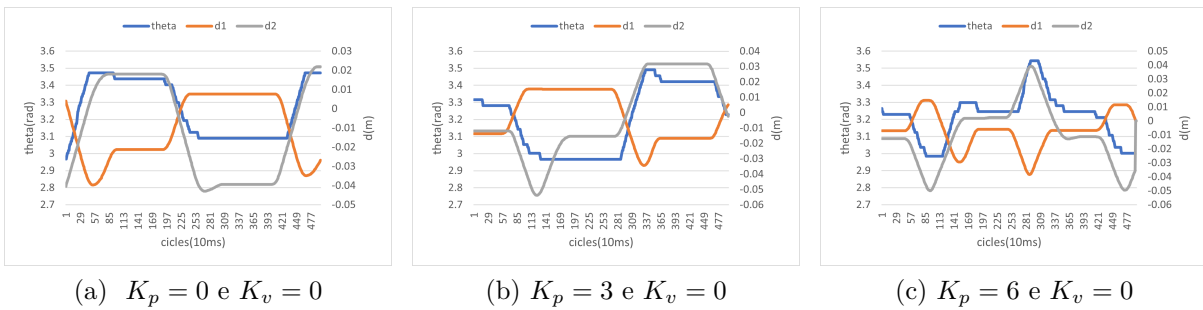


Figura 51: Ângulos θ e posição dos carros d1 e d2 com arquitetura Agonista-Antagonista com variação de ganho de rigidez

O estimador (f') se comportou como esperado, não foi possível realizar o controle com um ganho (κ) baixo, evidenciando a necessidade e eficácia de f' . Além disso, houve uma diferença inferior a 1% entre o erro de compensação dinâmica (e_{cd}) e o estimador online. Os gráficos de e_{cd} podem ser observados na figura 52

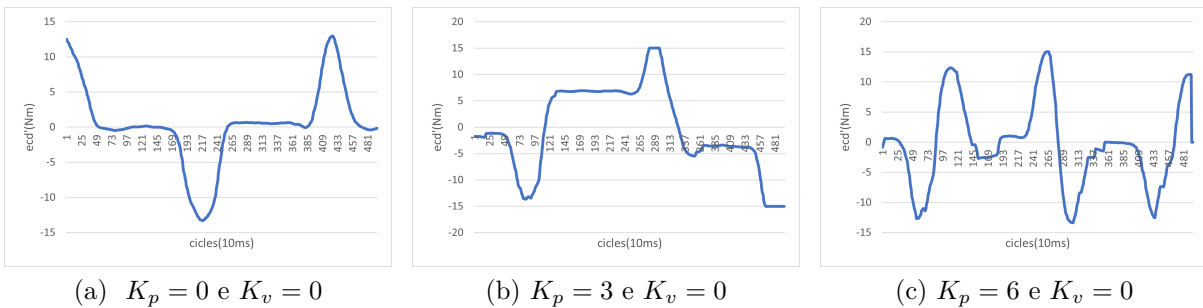


Figura 52: Erro de compensação dinâmica com arquitetura Agonista-Antagonista com variação de ganho de rigidez

10.4.2.2 Variação do ganho de Amortecimento

Nas figuras 53 são apresentados os gráficos de torque e de correntes de respostas dos motores com variação do ganho de amortecimento (K_v). Foi escolhido um ganho de rigidez (K_p) de 3, por ser um valor suficiente para impor oscilação ao sistema.

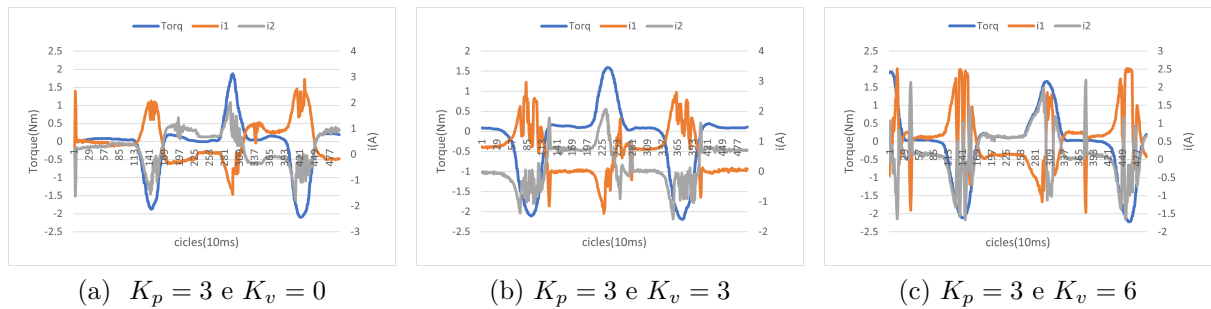


Figura 53: Torques externos e correntes dos motores com arquitetura Agonista-Antagonista com variação de ganho de amortecimento

Comparando as segunda e terceira ondas de corrente em cada gráfico da figura 53, pode-se notar o esperado aumento oscilatório de acordo com o aumento do ganho de amortecimento decorrente de maior esforço dos motores para desacelerar o sistema.

Os ângulos da polia com variação do ganho (K_v) podem ser observados na figura 54.

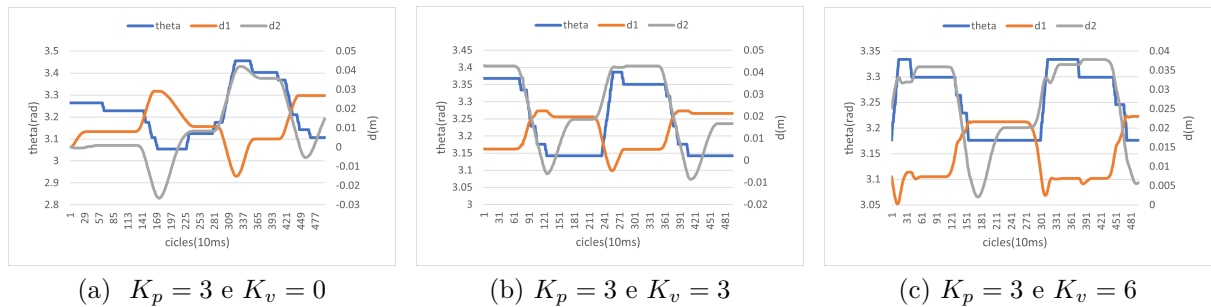
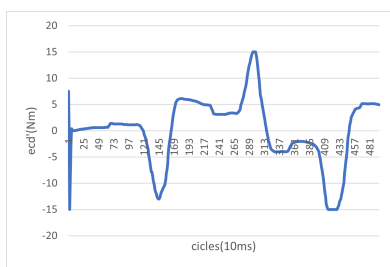


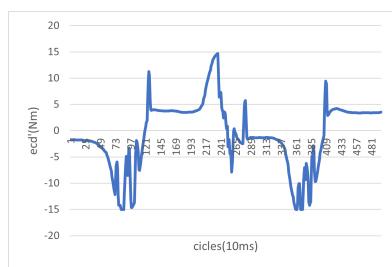
Figura 54: Ângulos θ e posição dos carros d1 e d2 com arquitetura Agonista-Antagonista com variação de ganho de amortecimento

Na figura 54 pode-se notar a redução de oscilação em ambos os carros, infelizmente a baixa precisão da *encoder* dificulta a percepção de redução de oscilação no ângulo da polia.

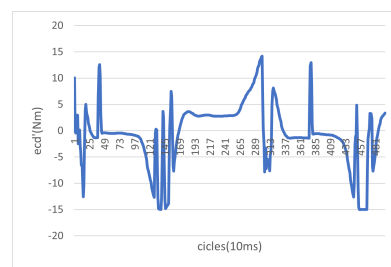
Assim como nos gráficos com variação de rigidez, o estimador (f') se comportou como esperado. Houve também, uma pequena variação entre o erro de compensação dinâmica e os valores f' . Sendo assim, apenas os gráficos de e_{cd} foram plotados e podem ser observados na figura 55.



(a) $K_p = 3$ e $K_v = 0$



(b) $K_p = 3$ e $K_v = 3$



(c) $K_p = 3$ e $K_v = 6$

Figura 55: Ângulos θ e posição dos carros d1 e d2 com arquitetura Agonista-Antagonista com variação de ganho de amortecimento

11 DISCUSSÃO E CONCLUSÕES

O sistema eletrônico cumpriu com praticamente todos os requisitos. O sistema é facilmente escalonável, atendeu às necessidade de frequência dos loops de controle podendo até serem aumentadas. O circuito de amplificação do torquímetro apresentou resultados acima do esperado para o uso em células de carga, e resultados dentro do esperado para o torquímetro, os resultados no torquímetro podem facilmente ser aumentados com adição de novos extensômetros em paralelo, ou com substituição por extensômetro de melhor qualidade. O sensor de *time of flight* funcionou corretamente, evitando colisões e fazendo o posicionamento inicial do sistema. O encoder da polia possui ruído bastante baixo, em contrapartida a baixa precisão limitou a obtenção de testes mais aprofundados.

Os motores possuem corrente de partida bastante distintos e desproporcionais, embora a montagem tenha sido feita escolhendo os sentidos dos motores que minimizavam as diferenças, foram encontradas dificuldades nos testes para realizar o controle na arquitetura agonista-antagonista, entretanto demais diferenças como a diferença de redução e diferença de atrito interno puderam ser facilmente compensados na implementação e no estimador de incertezas.

O sistema mecânico se aproximou de praticamente todos os requisitos esperados. A modularização funcionou corretamente, permitindo a montagem em outros dispositivos em menos de 5 minutos, tempo que pode ser considerado apropriado em uma clínica de fisioterapia. A mudança de arquitetura é um pouco mais demorada, levando aproximadamente 15 minutos, sendo um tempo apropriado para ambientes de pesquisa, mas impróprio para clínicas. A amplitude alcançada pela polia foi de 60° correspondendo a 10° a menos do que o esperado. Isso se deu devido à necessidade da pré-tensão para a arquitetura agonista-antagonista e à dificuldade de um correto tensionamento dos cabos na arquitetura de atuação simples.

Os cabos do tipo *Bowden* se mostraram uma excelente opção para sistemas modulares, especialmente em sistema com interação humana que utilizem controlador de impedância. A elasticidade do próprio cabo pode ser considerada como um atuador elástico em

série (SEA), além de prover grande versatilidade tanto à montagem quanto ao posicionamento do dispositivo. Entretanto um cuidado deve ser tomado: como os cabos possuem deformação plástica e elástica em simultâneo, é necessário realizar uma pré-tensão periodicamente, para arquiteturas agonista-antagonista pode-se realizar a pré-tensão em períodos mais longos, uma vez que parte da pré-tensão pode ser realizada pelo próprio controlador, enquanto no sistema de atuação-simples é necessária alguma forma de calibração ou checagem da pré-tensão, uma vez que é impossível realizar essa tarefa através da leitura de corrente do motor.

Como apresentado nos resultados o controlador de impedâncias funcionou corretamente nas duas arquiteturas. Na arquitetura agonista-antagonista é possível perceber a corrente elevada em ambos os motores a todo momento, cumprindo com a manutenção de impedância constante prevista. Entretanto a diferença de corrente de partida entre dois acionadores pode prejudicar muito a utilização dessa arquitetura.

O erro de compensação dinâmica ficou próximo ao valor do estimador, apresentando diferença inferior a 1,5% no sistema A-S e inferior a 1% no sistema A-A. Isso demonstra que os atritos e outros parâmetros não modelados ou modelados de forma insatisfatória nos cabos são compensados corretamente e garantem robustez ao sistema sem afetar negativamente o controlador de impedâncias.

Analisando a robustez e a capacidade de manter impedâncias constantes evitando movimentações abruptas, a arquitetura A-S apresentou resultados inferiores à arquitetura A-A. Entretanto a simplicidade na regulagem do controlador e na confecção mecânica, o baixo custo e o baixo peso podem justificar a escolha da arquitetura A-S em projetos que não apresentem riscos a seres humanos.

Já na arquitetura agonista-antagonista, os resultados superiores podem garantir maior segurança a movimentos mais abruptos, garante maior precisão e continuidade de movimentos. Sendo justificável o aumento de custo e de peso em determinadas aplicações.

12 TRABALHOS FUTUROS

Algumas mudanças na bancada permitiriam testes mais abrangentes. Dentre elas pode-se citar:

- Aumento de precisão de leitura do encoder da polia para, pelo menos, 1000 pulsos por volta;
- Troca dos motores por motores mais parecidos sem redução e com torque e rotação maiores, aumentando a frequência de corte do sistema e reduzindo a força contra-eletromotriz e atritos do motor;
- Aumento do curso do fuso de esferas e/ou adição de um sistema de tração de cabos mais bem elaborado;
- Adição de nova ponte de wheatstone em paralelo à atual do torquímetro, reduzindo a resistência elétrica e, portanto, aumentando a precisão de medida;
- Desenvolvimento de novas formas de realizar a pré-tensão dos cabos;
- Desenvolvimento de um sistema de medição da pré-tensão dos cabos;

Alguns trabalhos que podem ser realizados no futuro utilizando a bancada como um todo são:

- Desenvolver dispositivo para regulagem dos ângulos dos cabos, permitindo a avaliação de atritos e possibilitando o desenvolvimento de modelagem de cabos de forma abrangente e viável para uso em robótica;
- Aprofundar testes com o controlador desenvolvido neste trabalho, avaliando variações do estimador de acordo com variações conhecidas dos ângulos dos cabos;
- Comparar valores estimados com valores medidos usando células de carga;

- Utilizar molas para fazer tracionamento constante no sistema de atuação simples e comparar com o sistema agonista-antagonista;
- Aplicar e comparar controlador adaptativo com o controlador desenvolvido neste projeto;
- Comparar controlador de impedâncias baseado no torque com controlador de impedâncias baseado na posição;

Além disso, o desenvolvimento de novos projetos que utilizem a bancada de acionamentos como primeira versão ou mesmo como versão final já estão sendo realizados pelo laboratório, e espera-se que seja amplamente utilizado pelo laboratório, reduzindo os custos com compras de motores pelo laboratório e o tempo de desenvolvimento de protótipos por parte de alunos interessados em pesquisa na área de controle e de dispositivos atuados por cabos e/ou com interação humana.

Assim como em outros dispositivos do laboratório de biomecatrônica da EPUSP, deverão ser desenvolvidos jogos e IHMs que permitam melhor interação com o dispositivo tanto pelo paciente como pelos operadores dos dispositivos permitindo testes reais de aplicação em clínicas.

Espera-se que alunos da área da saúde realizem testes em pacientes com comorbidades na planta dos pés ou calcanhares validando o uso de dispositivos similares em hospitais e clínicas e avaliando quantitativamente a taxa de melhora dos pacientes de acordo com a comorbidade apresentada.

REFERÊNCIAS

- Aguirre-Ollinger et al. 2007 AGUIRRE-OLLINGER, G. et al. Active-impedance control of a lower-limb assistive exoskeleton. In: *2007 IEEE 10th International Conference on Rehabilitation Robotics*. [S.l.: s.n.], 2007. p. 188–195. ISSN 1945-7898.
- Araujo, Tannuri e Forner-Cordero 2012 ARAUJO, A.; TANNURI, E.; FORNER-CORDERO, A. Simulation of model-based impedance control applied to a biomechatronic exoskeleton with shape memory alloy actuators. In: . [S.l.: s.n.], 2012.
- Arduino M0 2022 ARDUINO M0. 2022. <<https://docs.arduino.cc/retired/boards/arduino-m0>>. Accessed: 2022-07-11.
- Bartenbach e Riener 2016 BARTENBACH, M. G. V.; RIENER, R. Concept and design of a modular lower limb exoskeleton. p. 649–654, 2016.
- Brasil 1999 BRASIL. Decreto nº 3.298 de 20 de dezembro de 1999. *Diário Oficial [da] República Federativa do Brasil*, Brasília, DF, 1999. Disponível em: <http://www.planalto.gov.br/ccivil/_03/decreto/d3298.htm>.
- Budynas e Nisbett 2008 BUDYNAS, R. G.; NISBETT, J. K. *Elementos de Máquinas de Shigley*. 8th. ed. [S.l.: s.n.], 2008.
- CAN-BUS Shield v1.2 2019 CAN-BUS Shield v1.2. 2019. <<https://www.seeedstudio.com/CAN-BUS-Shield-V1-2-p-2256.html>>. Accessed: 2019-06-22.
- CAN-IN-AUTOMATION 2019 CAN-IN-AUTOMATION. *cia-can*. 2019. Online; accessed 19 de janeiro de 2020. Disponível em: <<https://www.can-cia.org/>>.
- Cardoso, Pedro e Forner-Cordero 2021 CARDOSO, L. R. L.; PEDRO, L. M.; FORNER-CORDERO, A. Handlebar robotic system for bimanual motor control and learning research. *Sensors*, v. 21, n. 18, 2021. ISSN 1424-8220. Disponível em: <<https://www.mdpi.com/1424-8220/21/18/5991>>.
- Castro et al. 2008 CASTRO, S. S. d. et al. Deficiência visual, auditiva e física: prevalência e fatores associados em estudo de base populacional. *Saúde Pública*, scielo, v. 24, p. 1773 – 1782, 08 2008. ISSN 0102-311X. Disponível em: <http://old.scielo.br/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S0102-311X2008000800006&nrm=iso>.
- Cenciarini CENCIARINI, M. d. A biomechanical considerations in the design of lower limb exoeskeletons.
- CopperHill technologies 2019 COPPERHILL technologies. 2019. <<http://wwwhttps://copperhilltech.com/pican2-can-interface-for-raspberry-pi-with-smtps/>>. Accessed: 19 de janeiro 2020.

Cortez-Junior 2015 CORTEZ-JUNIOR, M. P. *Dispositivo de acoplamento bioinspirado para comutação de acionamentos em juntas robóticas e de exoesqueletos*. Tese (Doutorado) — Universidade de São Paulo, 2015.

Cortez-Junior 2020 CORTEZ-JUNIOR, M. P. *Exoesqueleto de Tronco e membro Inferior para Caminhada Autônoma estável*. Tese (Doutorado) — Universidade de São Paulo, 2020. No prelo.

Crysthyano 2012 CRYSTHYANO. *Cinesioterapia- 3 Termo*. 2012. <<https://pt.slideshare.net/IsabelaLuana/cinesioterapia-alunos>>. Accessed: 2019-07-28.

DE 2018 DE, S. e. a. Real time control of hardware in-the-loop simulation based on can bus and rtx. In: . [S.l.: s.n.], 2018.

Dietz, Nef e Rymer 2012 DIETZ, V.; NEF, T.; RYMER, W. Z. *Neurorehabilitation Technology*. [S.l.]: Springer International Publishing, 2012. ISBN 9783319286037.

documentation 2018 DOCUMENTATION, R. 2018. <<http://wiki.ros.org/Acessoem:19dejaneirode2020>>.

Dollar e Herr 2008 DOLLAR, A. M.; HERR, H. Lower extremity exoskeletons and active orthoses: Challenges and state-of-the-art. *IEEE Transactions on Robotics*, v. 24, n. 1, p. 144–158, Feb 2008. ISSN 1552-3098.

EPOS2-70/10 2019 EPOS2-70/10, M. *Maxon Product EPOS2 70/10*. 2019. Online; accessed 19 de janeiro de 2020. Disponível em: <<https://www.maxongroup.com/maxon/view/product/control/Positionierung/375711>>.

Guizzo e Goldstein 2005 GUIZZO, E.; GOLDSTEIN, H. The rise of the body bots [robotic exoskeletons]. *IEEE Spectrum*, v. 42, n. 10, p. 50–56, Oct 2005. ISSN 0018-9235.

Hayashi, Kawamoto e Sankai 2005 HAYASHI, T.; KAWAMOTO, H.; SANKAI, Y. Control method of robot suit hal working as operator’s muscle using biological and dynamical information. In: *2005 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems*. [S.l.: s.n.], 2005. p. 3063–3068. ISSN 2153-0858.

Hogan 1984 HOGAN, N. Impedance control: An approach to manipulation. p. 304–313, 1984.

Hogan et al. 1992 HOGAN, N. et al. Mit-manus: a workstation for manual therapy and training. i. In: *[1992] Proceedings IEEE International Workshop on Robot and Human Communication*. [S.l.: s.n.], 1992. p. 161–165.

Ibarra 2014 IBARRA, J. C. P. *Controle de impedância adaptativo aplicado à reabilitação robótica do tornozelo*. Tese (Dissertação (Mestrado em Dinâmica das Máquinas e Sistemas)) — Escola de Engenharia de São Carlos, Universidade de São Paulo, São Carlos, 2014. Acesso em: 2018-03-27.

IBGE 2010 IBGE. *Instituto brasileiro de geografia e estatística*. 2010. <<http://www.pessoacomdeficiencia.gov.br/app/sites/default/files/publicacoes/cartilha-censo-2010-pessoas-com-deficiencia-reduzido.pdf>>. Accessed: 2019-03-22.

IGUS 2019 IGUS. 2019. <<http://www.https://www.igus.com/>>. Accessed: 22 de janeiro 2020.

Jezernik et al. 2003 JEZERNIK, S. et al. Robotic orthosis lokomat: A rehabilitation and research tool. *Neuromodulation: Technology at the Neural Interface*, v. 6, n. 2, p. 108–115, 2003. Disponível em: <<https://onlinelibrary.wiley.com/doi/abs/10.1046/j.1525-1403.2003.03017.x>>.

Jovanovic 2015 JOVANOVIĆ, K. M. *Modeling and Control of the Anthropomorphic Robot with Antagonistic Joints in Contact and non-contact Tasks*. Tese (Doutorado) — SCHOOL OF ELECTRICAL ENGINEERING, 2015.

Kawamoto et al. 2010 KAWAMOTO, H. et al. Voluntary motion support control of robot suit hal triggered by bioelectrical signal for hemiplegia. In: *2010 Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology*. [S.l.: s.n.], 2010. p. 462–466. ISSN 1094-687X.

Kazerooni 2005 KAZEROONI, H. Exoskeletons for human power augmentation. In: *2005 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems*. [S.l.: s.n.], 2005. p. 3459–3464. ISSN 2153-0858.

Kazerooni et al. 2005 KAZEROONI, H. et al. On the control of the berkeley lower extremity exoskeleton (bleex). In: *Proceedings of the 2005 IEEE International Conference on Robotics and Automation*. [S.l.: s.n.], 2005. p. 4353–4360. ISSN 1050-4729.

Kazerooni, Steger e Huang 2006 KAZEROONI, H.; STEGER, R.; HUANG, L. Hybrid control of the berkeley lower extremity exoskeleton (bleex). *The International Journal of Robotics Research*, v. 25, n. 5-6, p. 561–573, 2006. Disponível em: <<https://doi.org/10.1177/0278364906065505>>.

KERNEL 2019 KERNEL, L. *Socket CAN Documentation*. 2019. Accessed 19 de janeiro de 2020. Disponível em: <<https://www.kernel.org/doc/Documentation/networking/can.txt>>.

Lee, Rittenhouse e Abdullah 2005 LEE, M.; RITTENHOUSE, M.; ABDULLAH, H. A. Design issues for therapeutic robot systems: Results from a survey of physiotherapists. *Journal of Intelligent and Robotic Systems*, v. 42, 03 2005. ISSN 1573-0409.

Liu et al. 2020 LIU, Q. et al. Design and control of soft rehabilitation robots actuated by pneumatic muscles: State of the art. *Future Generation Computer Systems*, v. 113, 06 2020.

Maciejasz et al. 2014 MACIEJASZ, P. et al. A survey on robotic devices for upper limb rehabilitation. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, v. 11, p. 239–252, 2014. ISSN 1743-0003.

Magalhães 2020 MAGALHÃES, H. M. *Exoesqueleto de joelho atuado por cabos com bainha, aplicando controlador de impedâncias para reabilitação de marcha de paciente pós Hemiplegia baseado em multisensoriamento de palmilhas com detecção da fase de marcha em tempo real*. Tese (Doutorado) — Universidade de São Paulo, 2020. No prelo.

Marcheschi et al. 2011 MARCHESCHI, S. et al. Body extender: Whole body exoskeleton for human power augmentation. In: *2011 IEEE International Conference on Robotics and Automation*. [S.l.: s.n.], 2011. p. 611–616. ISSN 1050-4729.

Maurice Jernej Camernik 2020 MAURICE JERNEJ CAMERNIK, e. a. P. Objective and subjective effects of a passive exoskeleton on overhead work. In: *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering, Institute of Electrical and Electronics Engineers*. [S.l.: s.n.], 2020. v. 28 (1), p. 152–164.

MAXON 2019 MAXON. 2019. Online; accessed 19 de janeiro de 2020. Disponível em: <<https://www.maxongroup.com>>.

Morimoto, Noda e Hyon 2012 MORIMOTO, J.; NODA, T.; HYON, S. Extraction of latent kinematic relationships between human users and assistive robots. In: *2012 IEEE International Conference on Robotics and Automation*. [S.l.: s.n.], 2012. p. 3909–3915. ISSN 1050-4729.

N. 1890 Yang N. *Apparatus for facilitating walking*. 1890. US patent 420,179, <<https://patents.google.com/patent/US420179>>. Acesso em 2018-08-01.

Ogata 2004 OGATA, K. *Engenharia de Controle Moderno*. 4. ed. [S.l.]: Prentice-Hall, 2004.

Oliveira 2020 OLIVEIRA, L. S. de. *Design and control of an upper-limb exoskeleton with three degrees of freedom*. Dissertação (Mestrado) — Universidade de São Paulo, 2020. No prelo.

Onen et al. 2014 ONEN, U. et al. Design and actuator selection of a lower extremity exoskeleton. *IEEE/ASME Transactions on Mechatronics*, v. 19, n. 2, p. 623–632, April 2014. ISSN 1083-4435.

Paine, Oh e Sentis 2014 PAINE, N.; OH, S.; SENTIS, L. Design and control considerations for high-performance series elastic actuators. *Mechatronics, IEEE/ASME Transactions on*, v. 19, p. 1080–1091, 06 2014.

Paluska e Herr 2006 PALUSKA, D.; HERR, H. Series elasticity and actuator power output. In: *Proceedings 2006 IEEE International Conference on Robotics and Automation, 2006. ICRA 2006*. [S.l.: s.n.], 2006. p. 1830–1833.

Papini e Avizzano 2012 PAPINI, G. P. R.; AVIZZANO, C. A. Transparent force control for body extender. In: *2012 IEEE RO-MAN: The 21st IEEE International Symposium on Robot and Human Interactive Communication*. [S.l.: s.n.], 2012. p. 138–143. ISSN 1944-9437.

PERRY e KAZEROONI 2014 PERRY, B.; KAZEROONI, H. Sensing user input on a human exoskeleton device. In: . [S.l.: s.n.], 2014. v. 3.

Polygerinos et al. 2015 POLYGERINOS, P. et al. Soft robotic glove for hand rehabilitation and task specific training. In: *2015 IEEE International Conference on Robotics and Automation (ICRA)*. [S.l.: s.n.], 2015. p. 2913–2919.

Pons 2005 PONS, J. L. *Emerging Actuator Technologies: A Micromechatronic Approach*. [S.l.]: Wiley, 2005.

Potkonjak et al. 2011 POTKONJAK, V. et al. The puller-follower control of compliant and noncompliant antagonistic tendon drives in robotic systems. *International Journal of Advanced Robotic Systems*, v. 8, 11 2011.

Pratt e Williamson 1995 PRATT, G.; WILLIAMSON, M. Series elastic actuators. In: *Proceedings 1995 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems. Human Robot Interaction and Cooperative Robots*. [S.l.: s.n.], 1995. v. 1, p. 399–406 vol.1.

RASPBERRY-PI-FOUNDATION 2019 RASPBERRY-PI-FOUNDATION. *Raspberry Pi 3 Model B+*. 2019. Online; accessed 19 de janeiro de 2020. Disponível em: <<https://www.raspberrypi.org/products/raspberry-pi-3-model-b-plus/>>.

SALHANI e PICOLLI 2017 SALHANI, F. D.; PICOLLI, L. H. *Projeto e construção de uma perna robótica antropomórfica*. Tese (Doutorado) — Universidade de São Paulo, 2017.

Sanjuan et al. 2020 SANJUAN, J. et al. Cable driven exoskeleton for upper-limb rehabilitation: A design review. *Robotics and Autonomous Systems*, v. 126, p. 103445, 2020. ISSN 0921-8890. Disponível em: <<https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0921889019303380>>.

Schiele et al. 2006 SCHIELE, A. et al. Bowden cable actuator for force-feedback exoskeletons. In: *IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems*. [S.l.: s.n.], 2006. p. 3599–3604.

Slotine e Li 1991 SLOTINE, J. J. E.; LI, W. *Applied nonlinear control*. 3rd. ed. [S.l.: s.n.], 1991.

Souza 2018 SOUZA, R. S. *Design and Prototyping of a Development Platform for Exoskeleton Research*. Dissertação (Mestrado) — Universidade de São Paulo, 2018.

Souza et al. 2016 SOUZA, R. S. et al. Modular exoskeleton design: Requirement engineering with kaos. In: *2016 6th IEEE International Conference on Biomedical Robotics and Biomechatronics (BioRob)*. [S.l.: s.n.], 2016. p. 978–983.

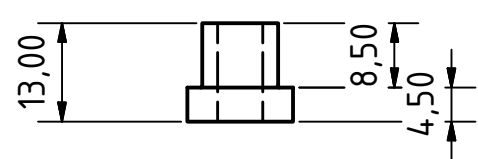
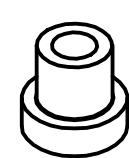
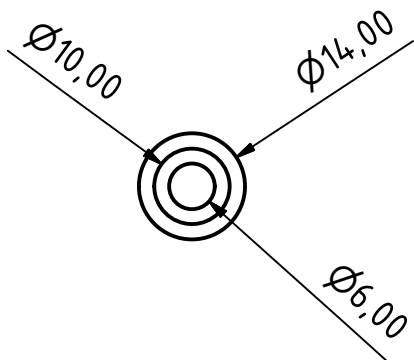
The Story Behind the Real 'Iron Man' Suit 2010 THE Story Behind the Real 'Iron Man' Suit. 2010. <https://www.ge.com/reports/post/78574114995/the-story-behind-the-real-iron-man-suit/>. Accessed: 2018-07-28.

WHO 2011 WHO. *WORLD HEALTH ORGANIZATION*. 2011. Global Burden of Disease. Geneva: WHO Press.

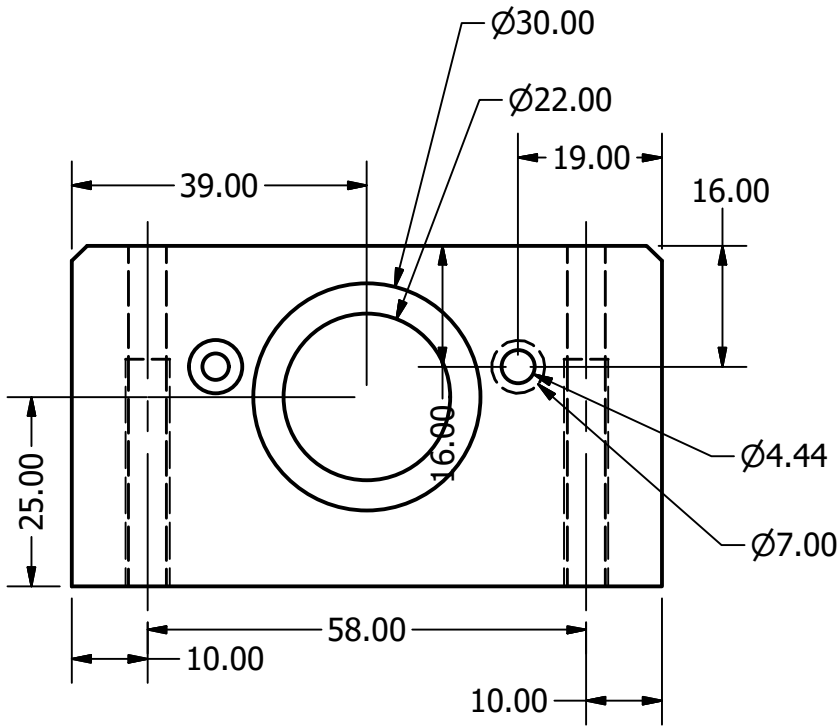
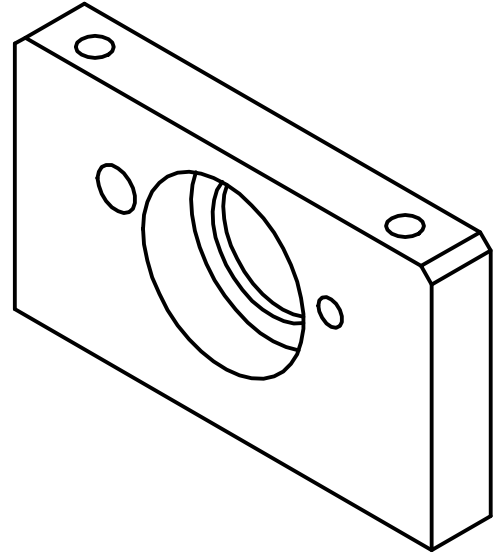
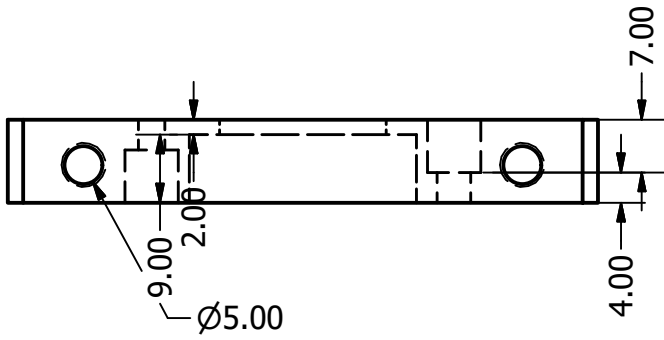
Winstein et al. 2016 WINSTEIN, C. J. et al. Guidelines for adult stroke rehabilitation and recovery. *Stroke*, v. 47(6), p. 17–33, 2016.

Yuan, Zhou e Xu 2019 YUAN, H.; ZHOU, L.; XU, W. A comprehensive static model of cable-driven multi-section continuum robots considering friction effect. *Mechanism and Machine Theory*, v. 135, p. 130–149, 2019. ISSN 0094-114X. Disponível em: <<https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0094114X1831468X>>.

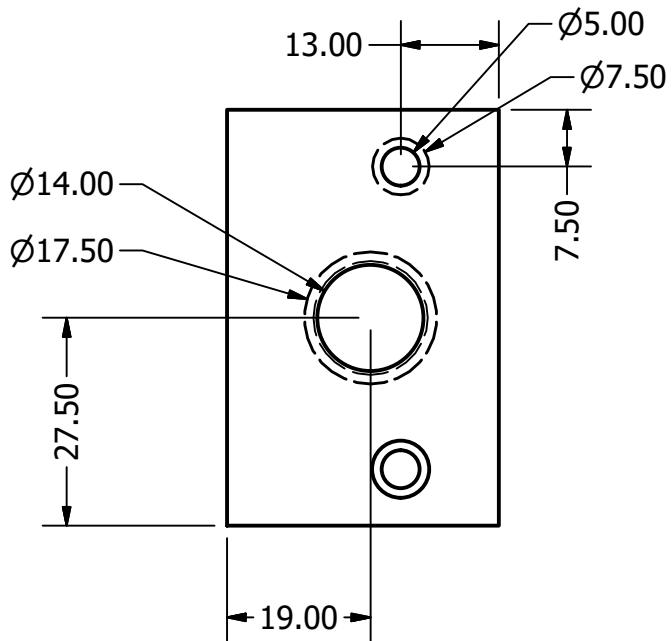
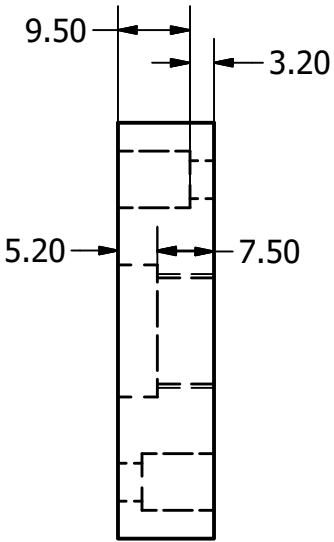
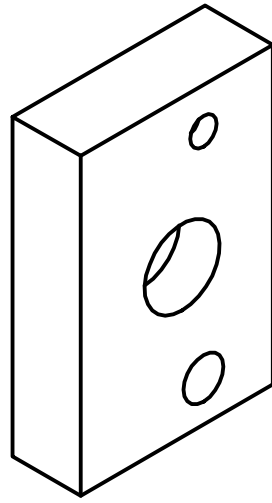
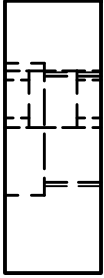
APÊNDICE A – DESENHOS DE FABRICAÇÃO



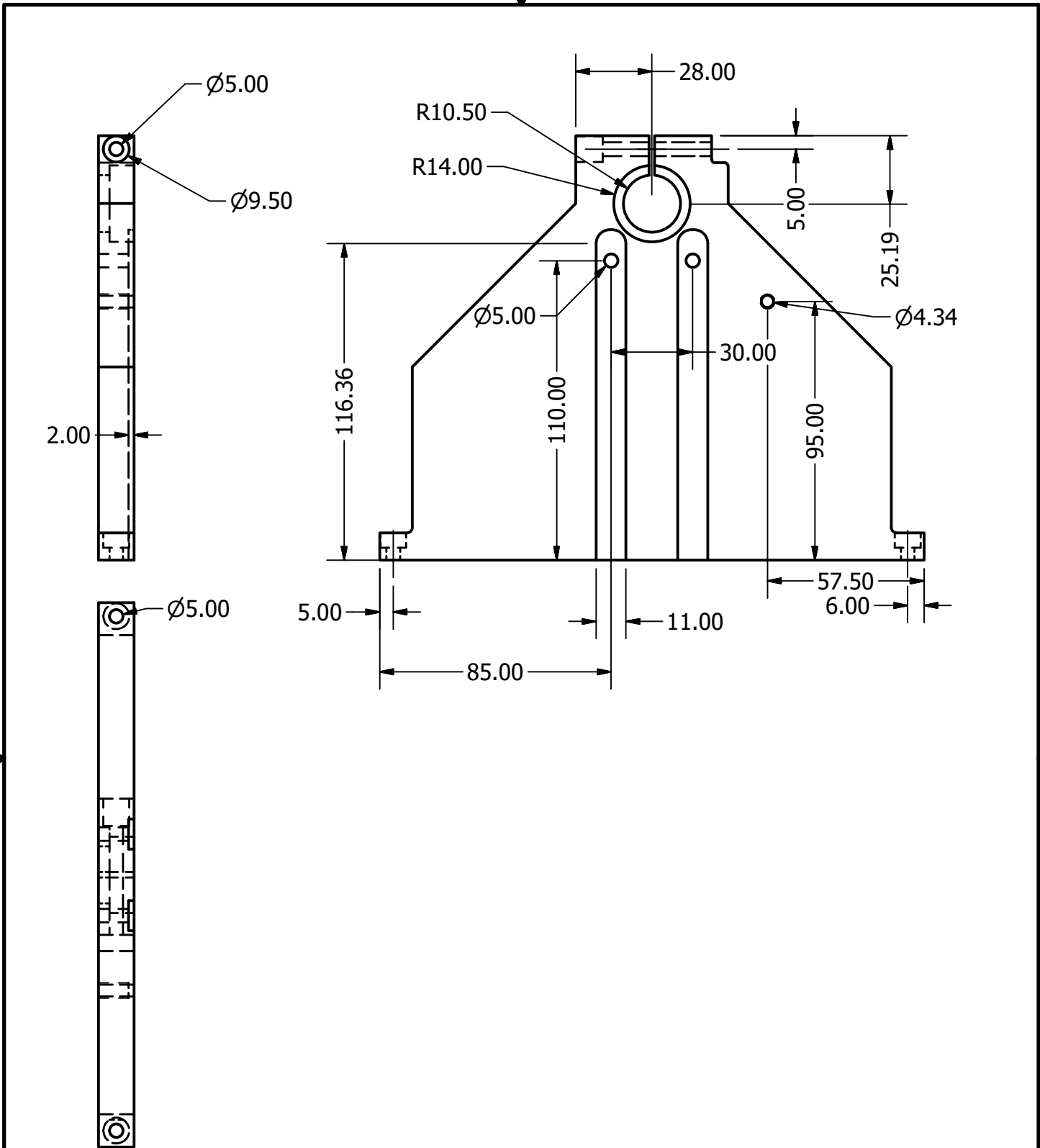
DRAWN Barth	20/01/2020	TITLE		
CHECKED				
QA 4				
MFG				
APPROVED				
		SIZE A4	DWG NO Poliana-03.01-A00	REV
		SCALE 1 : 1	SHEET 1 OF 1	



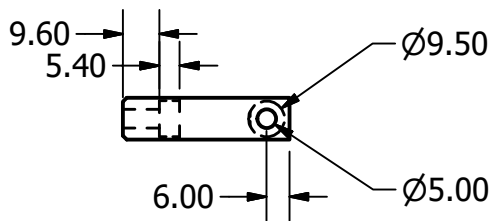
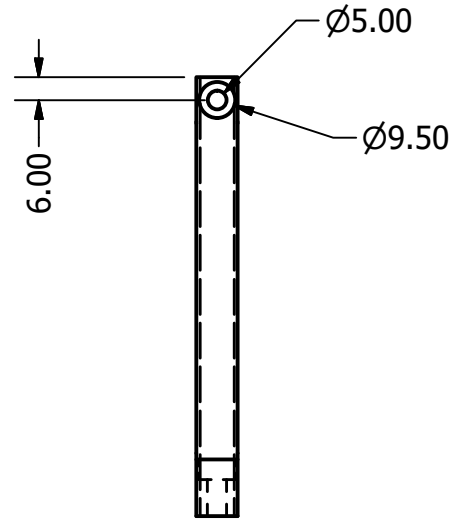
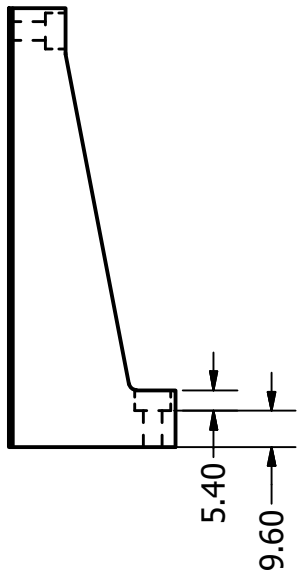
DRAWN Barth	29/07/2019		
CHECKED	TITLE		
QA 4			
MFG			
APPROVED			
SIZE A4	DWG NO Poliana-03.02-A01	REV	
SCALE 1 : 1	SHEET 1 OF 1		



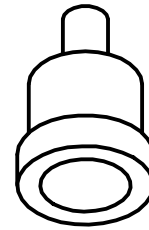
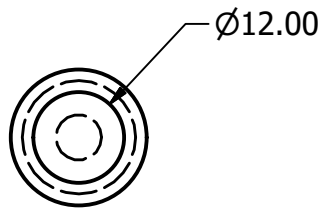
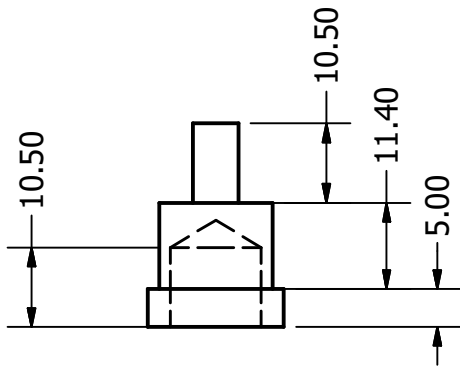
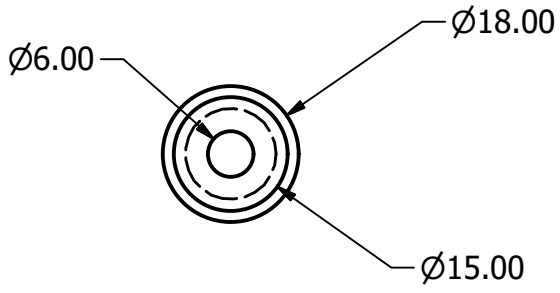
DRAWN Barth	29/07/2019		
CHECKED	TITLE		
QA 2			
MFG			
APPROVED			
	SIZE A4	DWG NO Poliana-03.04-A00	REV
	SCALE 1 : 1	SHEET 1 OF 1	



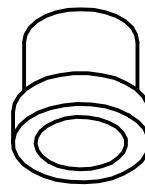
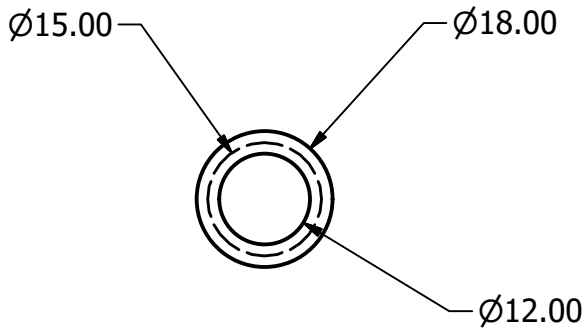
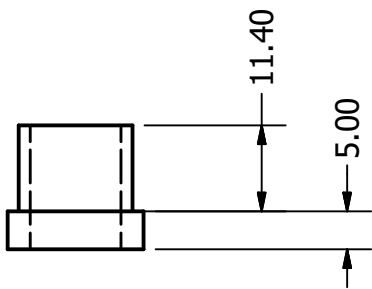
DRAWN Barth	29/07/2019		
CHECKED	TITLE		
QA 2			
MFG			
APPROVED			
	SIZE A4	DWG NO Poliana-04.03-A00	REV
	SCALE 1 / 2	SHEET 1 OF 1	



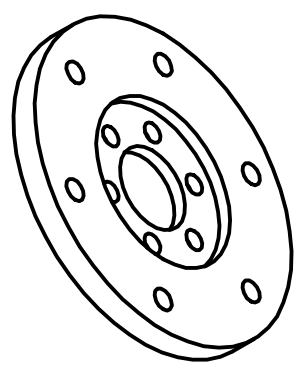
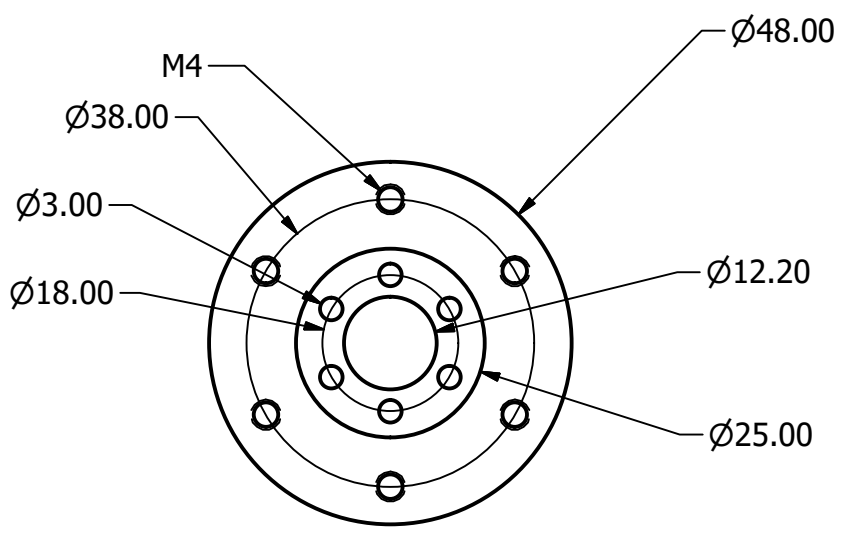
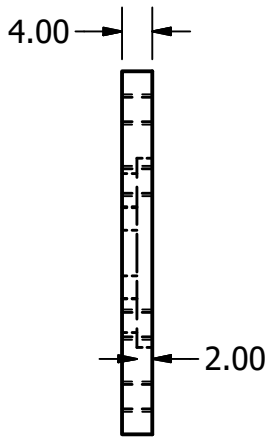
DRAWN Barth	29/07/2019		
CHECKED	TITLE		
QA 4	TITLE		
MFG	TITLE		
APPROVED	TITLE		
	SIZE A4	DWG NO Poliana-04.07-A00	REV
	SCALE 1 / 2	SHEET 1 OF 1	



DRAWN Barth	20/01/2020	TITLE		
CHECKED				
QA 1				
MFG				
APPROVED				
		SIZE A4	DWG NO Poliana-04.08-A00	REV
		SCALE 1 : 1	SHEET 1 OF 1	



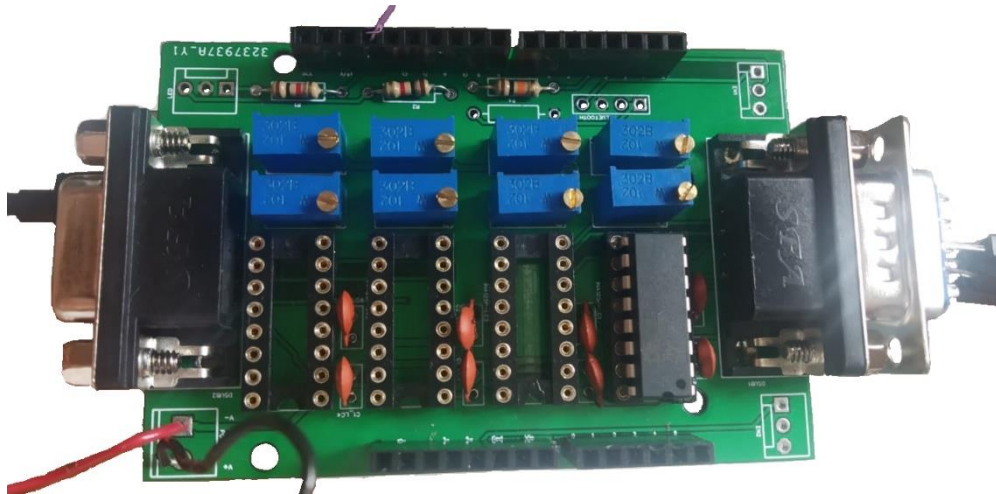
DRAWN Barth	20/01/2020	TITLE		
CHECKED				
QA 3				
MFG				
APPROVED				
		SIZE A4	DWG NO Poliana-04.09-A00	REV
		SCALE 1 : 1	SHEET 1 OF 1	



DRAWN Barth	20/01/2020	TITLE		
CHECKED				
QA				
MFG				
APPROVED				
		SIZE A4	DWG NO Poliana-04.12-A00	REV
		SCALE 1 : 1	SHEET 1 OF 1	

APÊNDICE B – CIRCUITO DE AMPLIFICAÇÃO

Arduino 4 - Load Cell Amplifier Shield



Este Shield foi criado por Victor Pacheco Bartholomeu para o laboratório de Biomecatrônica da USP com entradas para até 4 pontes de Wheatstone completas.

Embora funcione com qualquer arduino, o mais recomendado é utilizar um arduino M0 utilizando a biblioteca de Oversample que pode ser encontrada no endereço [link](#), permitindo a conversão ADC de até 15 bits, aumentando sua resolução. No arduino Due a leitura é automaticamente de 12bits, já no arduino UNO é de 10bits

Como é utilizado um INA125P a maioria dos dados disponíveis aqui poderão ser encontrados no datasheet deste componente. Para este componente, o ganho pode ser calculado por:

$$G = 4 + \frac{60000}{R_G}$$

A tensão de alimentação deve ser **simétrica**.

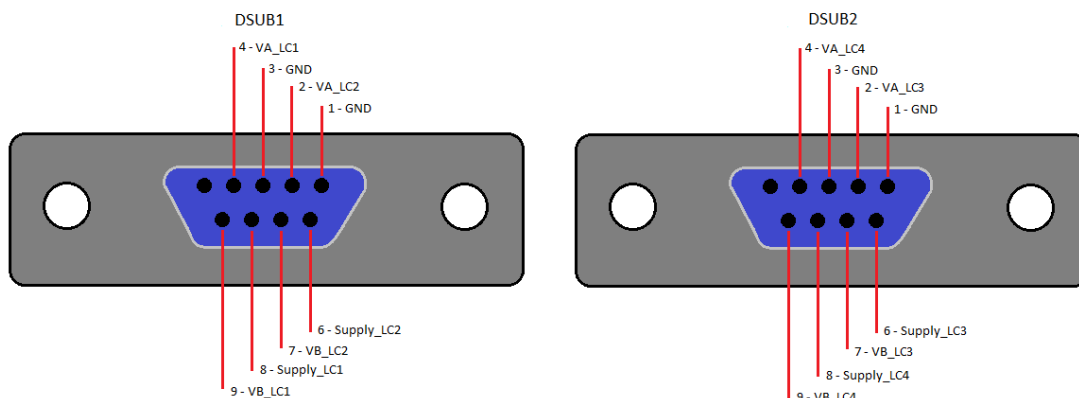
Parâmetros	Min	Max	Recomendado
V	+ - 10V	+ - 18 V	+ -12V
T	-	70°C	Ambiente
Ganho	64	10000	< 500
Vsaída*	0V	8V	5V (valor de saturação)
Voffset**	0	5V (valor de saturação)	2.5V
Erro	0,5 % (ganho < 100)	2% (ganho > 2000)	-

* certifique-se que a saída máxima após calibração será menor que 5V para garantir que o arduino não queime, ou que a saída saturate. Superar os 8V **pode queimar a entrada do arduino**.

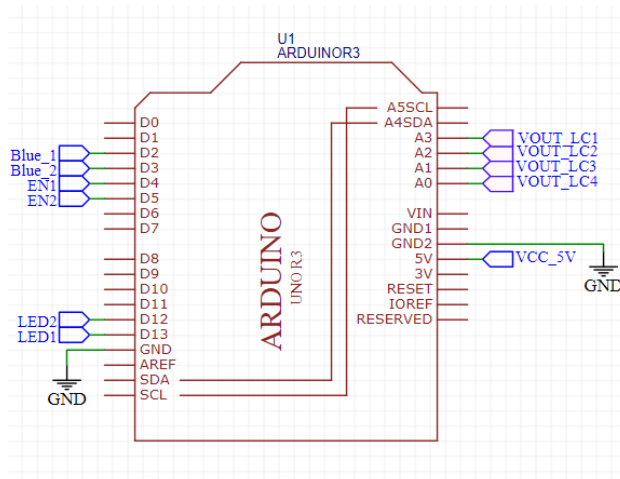
** Regule o offset para 2.5V se houver esforço em dois sentidos, ou para 0V se houver apenas em um sentido

Pinagem

A montagem é feita em um conector do tipo DB9 seguindo o indicado na figura:



Já no arduino a pinagem corresponde ao indicado na figura



Versão 1.0

Esta versão foi criada e testada em dezembro de 2020 e contem alguns erros que foram alterados na versão 1.1.

O principal erro está no borne de alimentação, em que o texto ficou invertido com o V+ e V- e faltou a entrada GND da alimentação.

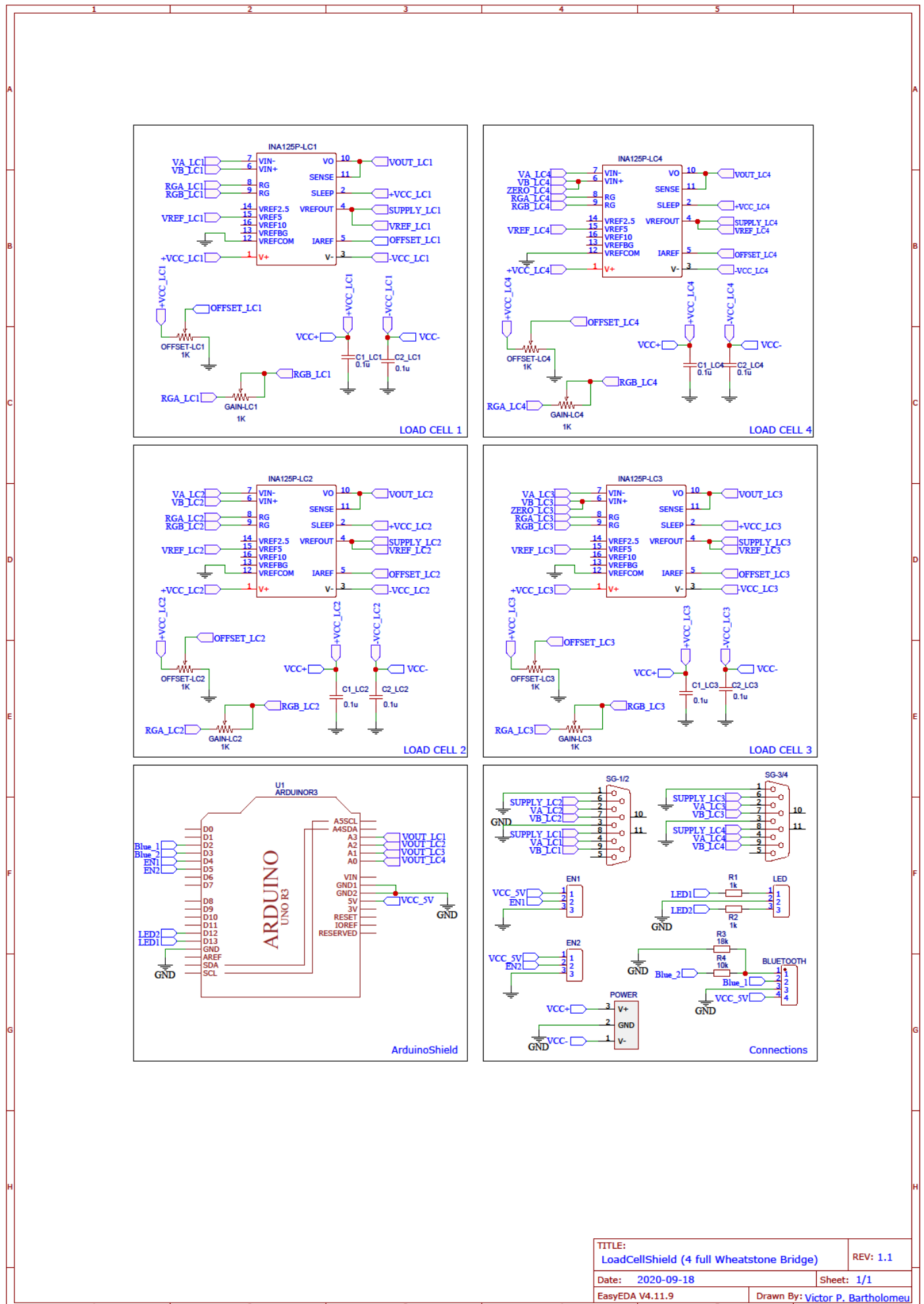
Versão 1.1

- Adicionado GND na entrada de alimentação simétrica
- Aumento na descrição dos componentes
- Inversão no texto de alimentação entre V+ e V-
- Mudança nas ilhas de GND e demais ilhas
- Adição do nome da placa
- Mudança de posição do Borne de alimentação

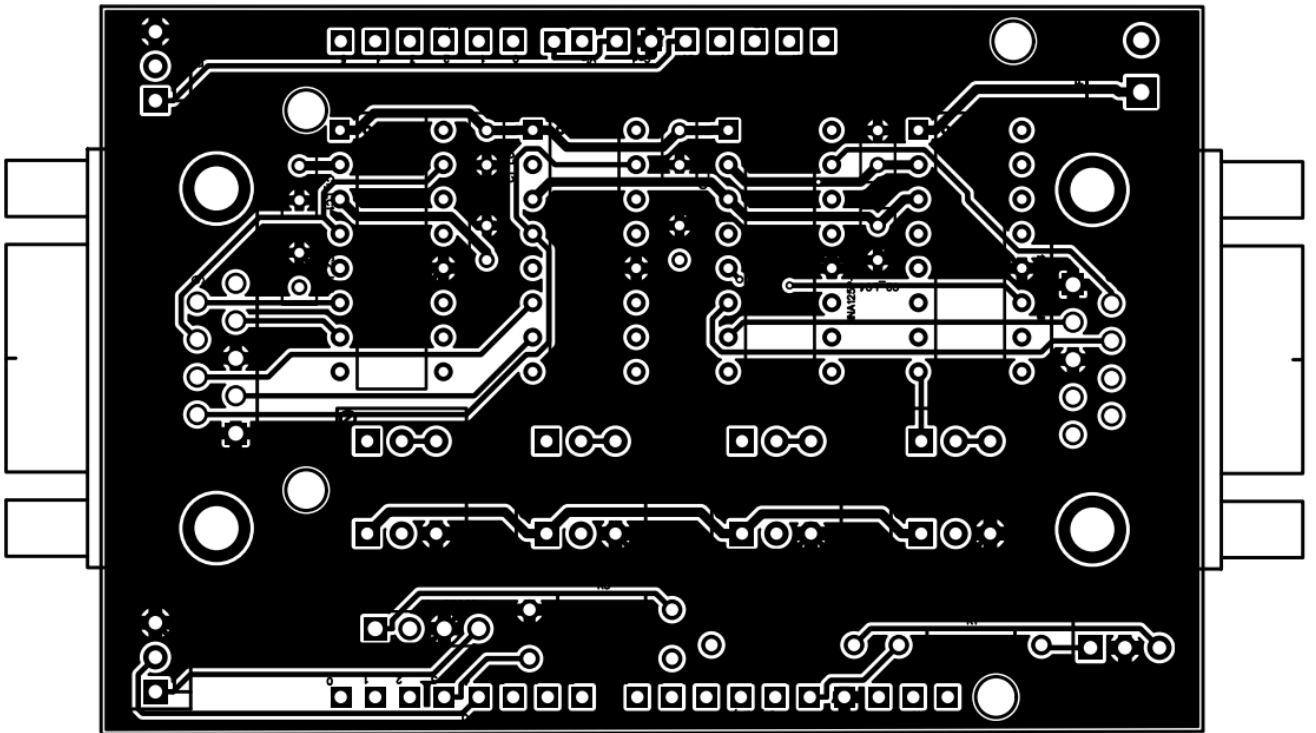
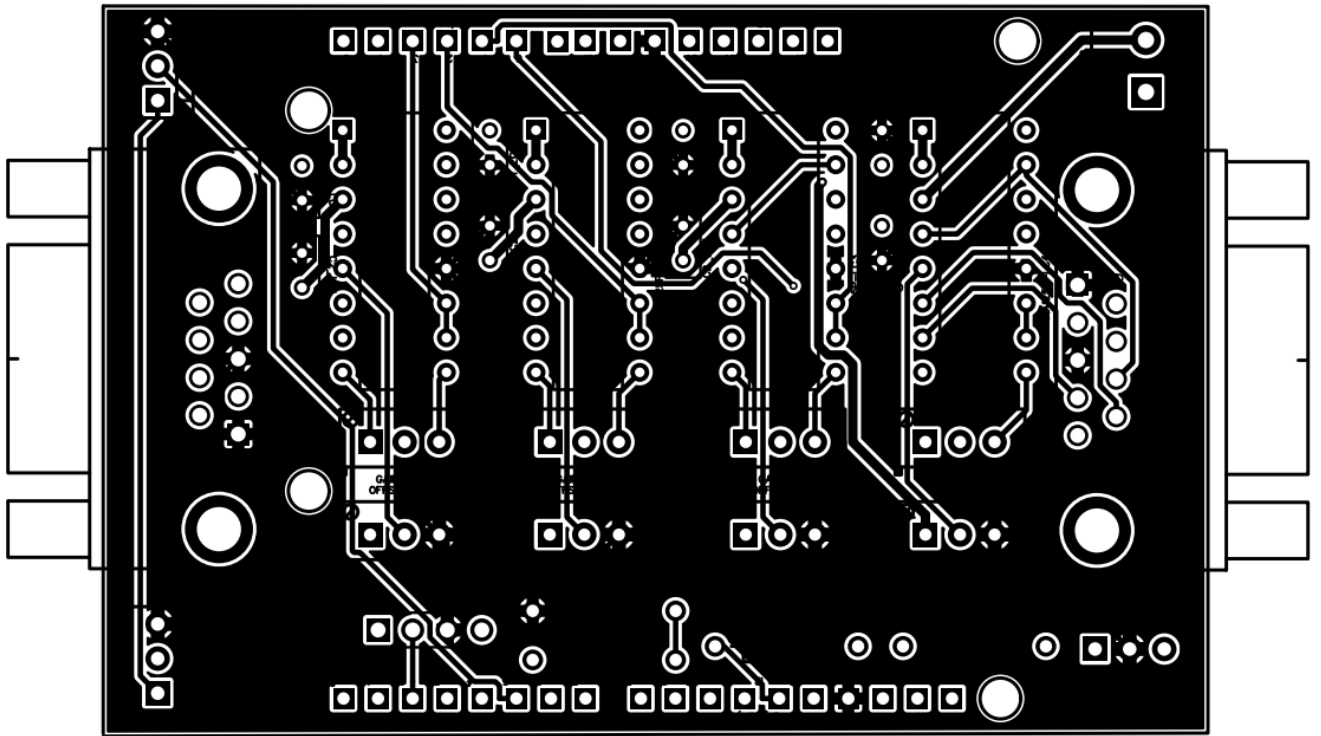
Versão 1.2 (não criada ainda)

- Colocar um limitador de tensão na saída da placa para evitar queimar a entrada do arduino
- Trocar LEDs e resistores por SMD

Esquemático



Layout:



APÊNDICE C – CÁLCULO DA CHAVETA

O dimensionamento das chavetas foi realizado com base no livro Elementos de Máquinas de Shigley (Budynas e Nisbett 2008). O cálculo é realizado pela obtenção da força tangencial que atua nos dois sentidos, cisalhando a chaveta.

Como a força cisalhante na chaveta F_t é o dobro da força no eixo:

$$F_t = 2F_{axis} = 2262N$$

Para a área que sofrerá o cisalhamento

$$A = bl \tag{C.1}$$

A tensão de cisalhamento pode ser calculada como:

$$\tau_{sh} = \frac{F_t}{A_{sh}} \tag{C.2}$$

Para a chaveta seguindo a norma DIN6885, feita de aço, pode-se calcular o mínimo comprimento por:

$$l \geq \frac{F_t}{\tau_s b} \tag{C.3}$$

Para a tensão de escoamento de $\tau_s = 250MPa$ e $b = 4$ mm:

$$l \geq \frac{2262}{250 * 10^6 * 0,04}$$

$$\therefore l \geq 3,3mm$$

APÊNDICE D – DESIGNS DE TORQUÍMETRO

O primeiro *design* de torquímetro é apresentado na figura 56 e as simulações de tensão de Von Mises e deslocamento são apresentados na figura 57

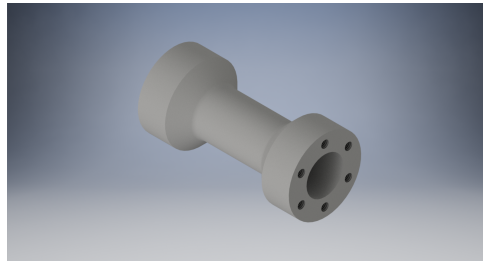


Figura 56: Dispositivo mecânico do torquímetro 1. Fonte: Própria

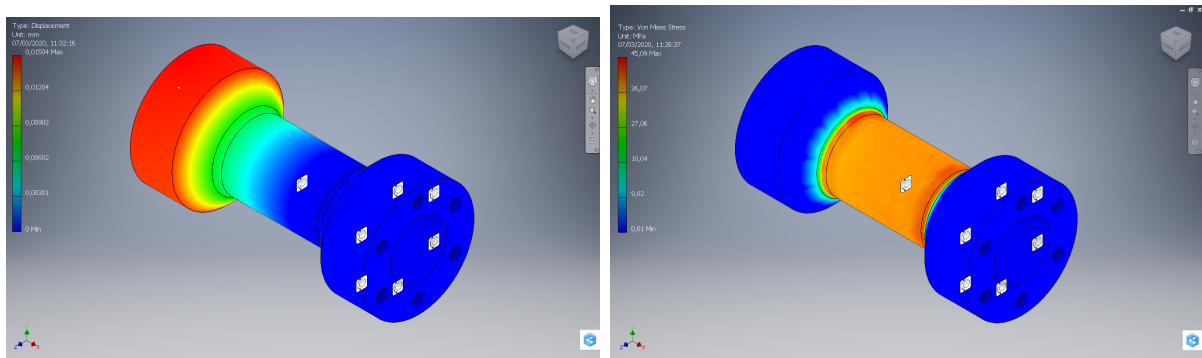


Figura 57: Deslocamento e tensão de Von Mises no torquímetro 1. Fonte: Própria

O fator de segurança é de 4,65, portanto não há rompimento do torquímetro, entretanto, a deformação apresentada é de apenas 0,5%. Este torquímetro possui um *design* de simples fabricação, mas a instalação dos extensômetros é iniciada em uma configuração pré-deformada, o que pode gerar alguns erros a mais durante a instalação.

O Segundo torquímetro é apresentado na figura 58 e as simulações de tensão de Von Mises e deslocamento são apresentados na figura 59

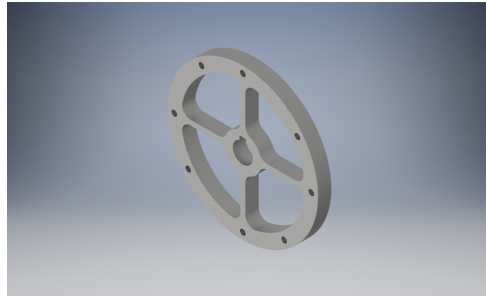


Figura 58: Dispositivo mecânico do torquímetro 2. Fonte: Própria

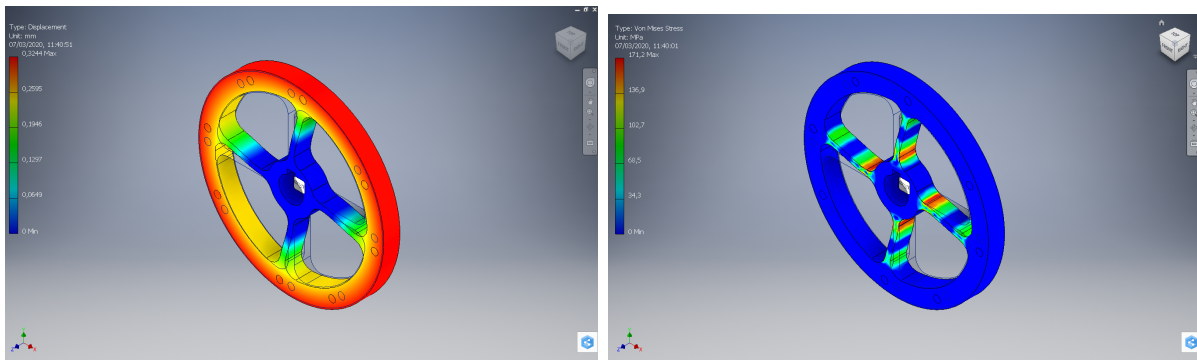


Figura 59: Deslocamento e tensão de Von Mises no torquímetro 2. Fonte: Própria

Este é um *design* mais tradicional, as simulações apresentaram fator de segurança de 1,61 e deformação de até 4%. Embora o *design* seja mais complexo e necessite de máquinas CNC, a deformação ficou mais próxima dos valores máximos do extensômetro.

ANEXO A – ESPECIFICAÇÕES DO EPOS DRIVER

CANopen

USB

RS232

GUI

**EPOS2 24/5**

Matched with DC brush motors with encoder or brushless EC motors with Hall sensors and encoder to 120/240 watts.

EPOS2 50/5

Matched with DC brush motors with encoder or brushless EC motors with Hall sensors and encoder to 250/500 watts.

EPOS2 70/10

Matched with DC brush motors with encoder or brushless EC motors with Hall sensors or encoder to 700/1750 watts.

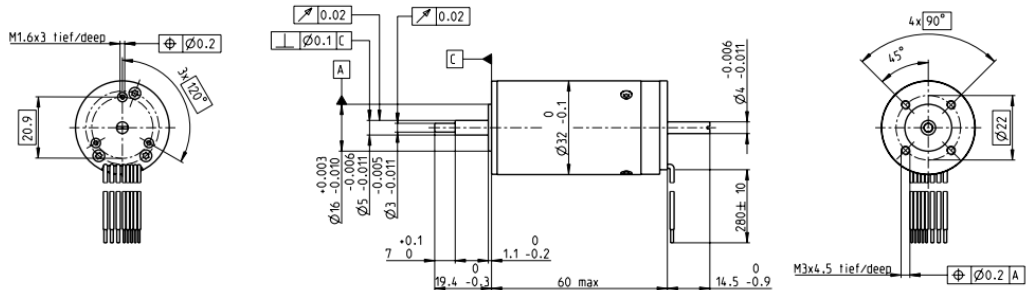
maxon motor control

Controller versions		
CANopen Slave	CANopen Slave	CANopen Slave
Electrical data		
11 - 24 VDC	11 - 50 VDC	11 - 70 VDC
11 - 24 VDC	11 - 50 VDC	11 - 70 VDC
0.9 x V _{CC}	0.9 x V _{CC}	0.9 x V _{CC}
10 A	10 A	25 A
5 A	5 A	10 A
50 kHz	50 kHz	50 kHz
10 kHz	10 kHz	10 kHz
1 kHz	1 kHz	1 kHz
1 kHz	1 kHz	1 kHz
25 000 rpm (sinusoidal); 100 000 rpm (block)	25 000 rpm (sinusoidal); 100 000 rpm (block)	25 000 rpm (sinusoidal); 100 000 rpm (block)
15 µH / 5 A	22 µH / 5 A	25 µH / 10 A
Input		
H1, H2, H3	H1, H2, H3	H1, H2, H3
A, A\, B, B\, I, I\ (max. 5 MHz)	A, A\, B, B\, I, I\ (max. 5 MHz)	A, A\, B, B\, I, I\ (max. 5 MHz)
6 (TTL and PLC level)	11 (7 optically isolated, 4 differential)	10 (7 optically isolated, 3 differential)
2 (12-bit resolution, 0...+5 V)	2 (differential, 12-bit resolution, ±10 V)	2 (differential, 12-bit resolution, 0...+5 V)
configurable with DIP switch 1...7	configurable with DIP switch 1...7	configurable with DIP switch 1...7
Output		
4	5 (4 optically isolated, 1 differential)	5 (4 optically isolated, 1 differential)
	1 (12-bit, 0...10 V, max. 1 mA)	
+5 VDC, max. 100 mA	+5 VDC, max. 100 mA	+5 VDC, max. 100 mA
+5 VDC, max. 30 mA	+5 VDC, max. 30 mA	+5 VDC, max. 30 mA
V _{CC} , max. 1300 mA	+5 VDC, max. 150 mA	+5 VDC, max. 150 mA; +5 VDC (R _i = 1 kΩ)
Interface		
RxD; TxD (max. 115 200 bit/s)	RxD; TxD (max. 115 200 bit/s)	RxD; TxD (max. 115 200 bit/s)
high; low (max. 1 Mbit/s)	high; low (max. 1 Mbit/s)	high; low (max. 1 Mbit/s)
Data+; Data- (max. 12 Mbit/s)	Data+; Data- (max. 12 Mbit/s)	Data+; Data- (max. 12 Mbit/s)
Indicator		
green LED, red LED	green LED, red LED	green LED, red LED
Environmental conditions		
-10...+55°C	-10...+45°C	-10...+45°C
+55...+83°C; Derating: -0.179 A/°C	+45...+80°C; Derating: -0.143 A/°C	+45...+85°C; Derating: -0.250 A/°C
-40...+85°C	-40...+85°C	-40...+85°C
5...90%	5...90%	5...90%
Mechanical data		
Approx. 170 g	Approx. 240 g	Approx. 330 g
105 x 83 x 24 mm	120 x 93.5 x 27 mm	150 x 93 x 27 mm
Flange for M3-screws	Flange for M3-screws	Flange for M3-screws
Part numbers		
367676 EPOS2 24/5	347717 EPOS2 50/5	375711 EPOS2 70/10
Accessories		
309687 DSR 50/5 Shunt regulator	309687 DSR 50/5 Shunt regulator	235811 DSR 70/30 Shunt regulator
Order accessories separately, see page 470	Order accessories separately, see page 470	Order accessories separately, see page 470

ANEXO B – ESPECIFICAÇÕES DO MOTOR

maxon EC motor

EC 32 Ø32 mm, brushless, 80 Watt



M 1:2

- Stock program
- Standard program
- Special program (on request)

Part Numbers

118891	118892	118888	118889	118893	118890
--------	--------	--------	--------	--------	--------

Motor Data

Values at nominal voltage		118891	118892	118888	118889	118893	118890
1 Nominal voltage	V	12	18	18	24	36	48
2 No load speed	rpm	15100	14300	13100	11000	14700	11300
3 No load current	mA	662	404	349	199	211	104
4 Nominal speed	rpm	13400	12700	11500	9450	13200	9740
5 Nominal torque (max. continuous torque)	mNm	44.6	45.2	45.9	47.2	43.8	45.9
6 Nominal current (max. continuous current)	A	6.51	4.15	3.82	2.46	2.07	1.23
7 Stall torque	mNm	428	443	407	355	454	353
8 Stall current	A	57.2	37.4	31.4	17.3	19.7	8.84
9 Max. efficiency	%	80	81	81	80	81	80
Characteristics							
10 Terminal resistance phase to phase	Ω	0.21	0.481	0.573	1.39	1.83	5.43
11 Terminal inductance phase to phase	mH	0.03	0.0752	0.09	0.226	0.285	0.856
12 Torque constant	mNm/A	7.48	11.8	13	20.5	23.1	40
13 Speed constant	rpm/V	1280	806	737	465	414	239
14 Speed/torque gradient	rpm/mNm	35.8	32.7	32.6	31.5	32.8	32.5
15 Mechanical time constant	ms	7.49	6.86	6.82	6.59	6.87	6.8
16 Rotor inertia	gcm ²	20	20	20	20	20	20

Specifications

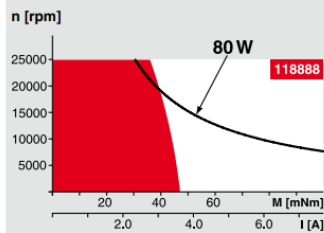
- Thermal data**
- 17 Thermal resistance housing-ambient 5.4 K/W
 - 18 Thermal resistance winding-housing 2.5 K/W
 - 19 Thermal time constant winding 14.9 s
 - 20 Thermal time constant motor 1180 s
 - 21 Ambient temperature -20...+100°C
 - 22 Max. winding temperature +125°C
- Mechanical data (preloaded ball bearings)**
- 23 Max. permissible speed¹⁾ 25000 rpm
 - 24 Axial play at axial load < 8 N 0 mm
 - > 8 N max. 0.14 mm
 - 25 Radial play preloaded 5.6 N
 - 26 Max. axial load (dynamic) 98 N
 - 27 Max. force for press fits (static) (static, shaft supported) 1200 N
 - 28 Max. radial load, 5 mm from flange 28 N
- Other specifications**
- 29 Number of pole pairs 1
 - 30 Number of phases 3
 - 31 Weight of motor 270 g

Values listed in the table are nominal.

- Connection motor (Cable AWG 22)**
- red Motor winding 1
 - black Motor winding 2
 - white Motor winding 3
- Connection sensors (Cable AWG 26)¹⁾**
- green V_{hall} 4.5...24 VDC
 - blue GND
 - red/grey Hall sensor 1
 - black/grey Hall sensor 2
 - white/grey Hall sensor 3
- Wiring diagram for Hall sensors see p. 33

¹⁾ Not lead through in combination with resolver.

Operating Range



Comments

- Continuous operation**
In observation of above listed thermal resistance (lines 17 and 18) the maximum permissible winding temperature will be reached during continuous operation at 25°C ambient.
= Thermal limit.
- Short term operation**
The motor may be briefly overloaded (recurring).
- Assigned power rating**

maxon Modular System

1 Planetary Gearhead
Ø32 mm
0.75 - 4.5 Nm
Page 272

3 Planetary Gearhead
Ø32 mm
0.75 - 6.0 Nm
Page 274-278

3 Spindle Drive
Ø32 mm
Page 301-303

Overview on page 20-25

Encoder HED_5540
500 CPT,
3 channels
Page 326/328

Resolver Res 26
Ø26 mm
10 V
Page 337

Recommended Electronics:

- ESCON Mod. 50/5 Page 343
- ESCON Mod. 50/4 EC-S 343
- ESCON 50/5 344
- ESCON 70/10 344
- DEC Module 50/5 346
- EPOS2 24/5, 50/5, 70/10 351
- EPOS2 P 24/5 354
- EPOS3 70/10 EtherCAT 357
- MAXPOS 50/5 360
- Notes 24

ANEXO C – ESPECIFICAÇÕES DOS ENCODERS

NEW

Encoders

Optical Encoders with Line Driver

- Features:**
 500 Lines per revolution
 3 Channels + complementary outputs
 Digital output
 Line driver

Series 5540

		HEDL 5540	
Lines per revolution	N	500	
Signal output, square wave		2+1 index and complementary outputs	
Supply voltage	V _{CC}	4,5 ... 5,5	
Current consumption, typical (V _{CC} = 5 V DC)	I _{CC}	57	
Pulse width	P	180 ± 35	
Index pulse width	P _O	90 ± 35	
Phase shift, channel A to B	Φ	90 ± 15	
Logic state width	S	90 ± 35	
Cycle	C	360 ± 5,5	
Signal rise/fall time, typical	tr/tf	0,25 / 0,25	
Frequency range ¹⁾	f	up to 100	
Inertia of code disc	J	0,6	
Operating temperature range		0 ... + 70	
¹⁾ Velocity (rpm) = f (Hz) x 60/N			

Ordering information

Encoder type	number of channels	lines per revolution	For combination with:
HEDL 5540 A	2+1	500	DC-Micromotors and DC-Motor-Tachos Series 2230, 2233, 2251 2338, 2342, 2356 2642, 2657, 2842 3042, 3557, 3863

The housing dimensions of the HEDL encoder are the same as the HEDS/HEDM encoders, but there is a ribbon cable instead of plain connector pins.

Suggested Line Receivers: AM26LS32, SN75175, MC3486

Features

These incremental shaft encoders in combination with the DC-Micromotors and brushless DC-Servomotors are designed for indication and control of both, shaft velocity and direction of rotation as well as for positioning.

A LED source and lens system transmits collimated light through a low inertia metal disc to give two channels with 90° phase shift.

The index pulse is synchronized with the channel \bar{B} . Each encoder channel provides complementary output signals.

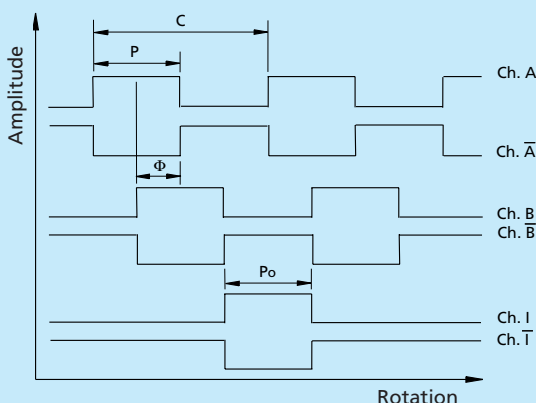
The single 5 volt supply and the digital output signals are interfaced with a connector.

The line driver offers enhanced performance when the encoder is used in noisy environments, or when it is required to drive long distances.

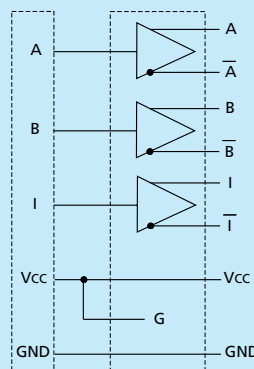
Motor with ball bearings are recommended for continuous operation at low and high speeds and for elevated radial shaft load.

Details for the motors and suitable reduction gearheads are on separate catalog pages.

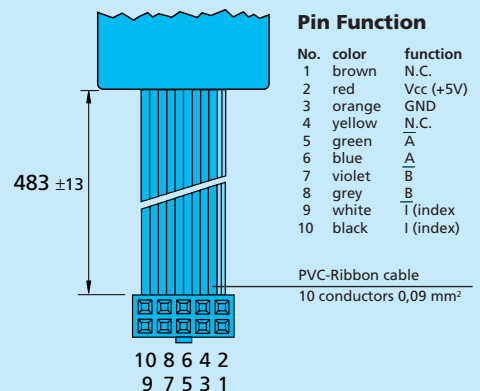
Output signals / Circuit diagram / Connector information



Output signals HEDL 5540
with clockwise rotation as seen from the shaft end



Connection diagram



Pin Function

No.	color	function
1	brown	N.C.
2	red	V _{CC} (+5V)
3	orange	GND
4	yellow	N.C.
5	green	A
6	blue	A-bar
7	violet	B
8	grey	B-bar
9	white	T (index)
10	black	I (index)

Connector
DIN-41651
grid 2,54 mm

Description

The **MAE3** is an absolute magnetic kit encoder that provides shaft position information over 360 ° of rotation with no stops or gaps. This magnetic encoder is designed to easily mount to, and dismount from, an existing shaft to provide digital feedback information. The **MAE3** is available with an analog or a pulse width modulated (PWM) digital output.

Analog output provides an analog voltage that is proportional to the absolute shaft position. Analog output is only available in 10-bit resolution.

PWM output provides a pulse width duty cycle that is proportional to the absolute shaft position. PWM output is available in 10-bit and 12-bit resolutions. While the accuracy is the same for both encoders the 12-bit version provides higher resolution.

The **MAE3** consists of three components: base, push-on magnetic hub, and encoder body. The base will accommodate 0.750", 1.280" and 1.812" mounting bolt circles. No tools are needed for the push-on, collet gripping hub. The hub mounts to a standard shaft in seconds and provides a simple and reliable means of securing the magnet to the shaft.

Two 4-40 pan head screws secure the base and encoder body to any flat surface. If desired, the encoder can be powered up and rotated by hand to any desired absolute position before the screws are tightened.

Connecting to the **MAE3** is simple. The 3-pin, high retention, snap-in 1.25mm pitch polarized connector provides for +5V, output, and ground.



Features

- ▶ Quick, simple assembly and disassembly
- ▶ -40C to +125C operating temperature
- ▶ Accepts ± .025" axial shaft play
- ▶ Mounts to 0.750", 1.280" and 1.812" bolt circles
- ▶ Fits shaft diameters from .125" to .250" or 3mm to 6mm
- ▶ 10-bit Analog output - 2.6 kHz sampling rate
- ▶ 10-bit PWM output - 1024 positions per revolution, 1 kHz
- ▶ 12-bit PWM output - 4096 positions per revolution, 250 Hz



Mechanical Drawing

ANEXO D – ESPECIFICAÇÕES DO REDUTOR

We use cookies to optimize the design of this website and constantly enhance your experience. By continuing to use this website, you are agreeing to the use of cookies. Further information is available in our [data privacy notice](#).

OK

DETAILS

Planetary Gearhead GP 32 A Ø32 mm, 0.75 - 4.5 Nm, Metal Version

Part number 166158



PRICE SCALES	Quantity	Price per unit
Prices excluding VAT and shipping costs	1-4	€141.82
	5-19	€101.73
	20-49	€92.73
	from 50	On request

Gears can be purchased only as a component of a combination.

[Start combination](#)

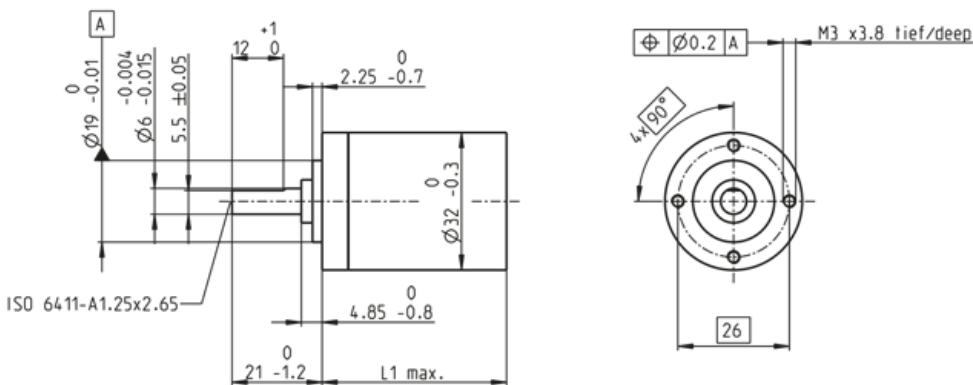
Specifications

Description

Downloads

Specifications

TECHNICAL ILLUSTRATIONS



Dimension drawing

Information: Drawings are not to scale.

GENERAL INFORMATION	
Gearhead type	GP
Outer diameter	32 mm
Version	Standard version
GEARHEAD DATA	
Reduction	14 : 1
Absolute reduction	676/49
Max. motor shaft diameter	6 mm
Number of stages	2
Max. continuous torque	2.25 Nm
Max. intermittent torque	3.4 Nm
Direction of rotation, drive to output	=
Max. efficiency	75 %
Average backlash no load	0.8 °
Mass inertia	0.8 gcm ²
Gearhead length (L1)	36.4 mm
Max. transmittable power (continuous)	61 W
Max. transmittable power (intermittent)	76 W
TECHNICAL DATA	
Radial play	max. 0.14 mm, 5 mm from flange
Axial play	max. 0.4 mm
Max. radial load	140 N, 10 mm from flange
Max. axial load (dynamic)	120 N
Max. force for press fits	120 N
Max. continuous input speed	6000 rpm
Max. intermittent input speed	6000 rpm
Recommended temperature range	-20...+100 °C
Extended temperature range	-40...+100 °C
Number of autoclave cycles	0
PRODUCT	
Weight	160 g

Description

Precision spur- and planetary gearheads matched to maxon motors. Gears are advantageously adapted directly to the desired motors in the delivery plant. The motor pinion is the input gearwheel for the first stage and is rigidly affixed to the motor shaft.

Downloads

CAD-FILES (STEP)

CAD drawing (STEP) (ZIP 109 KB)

Version 2017

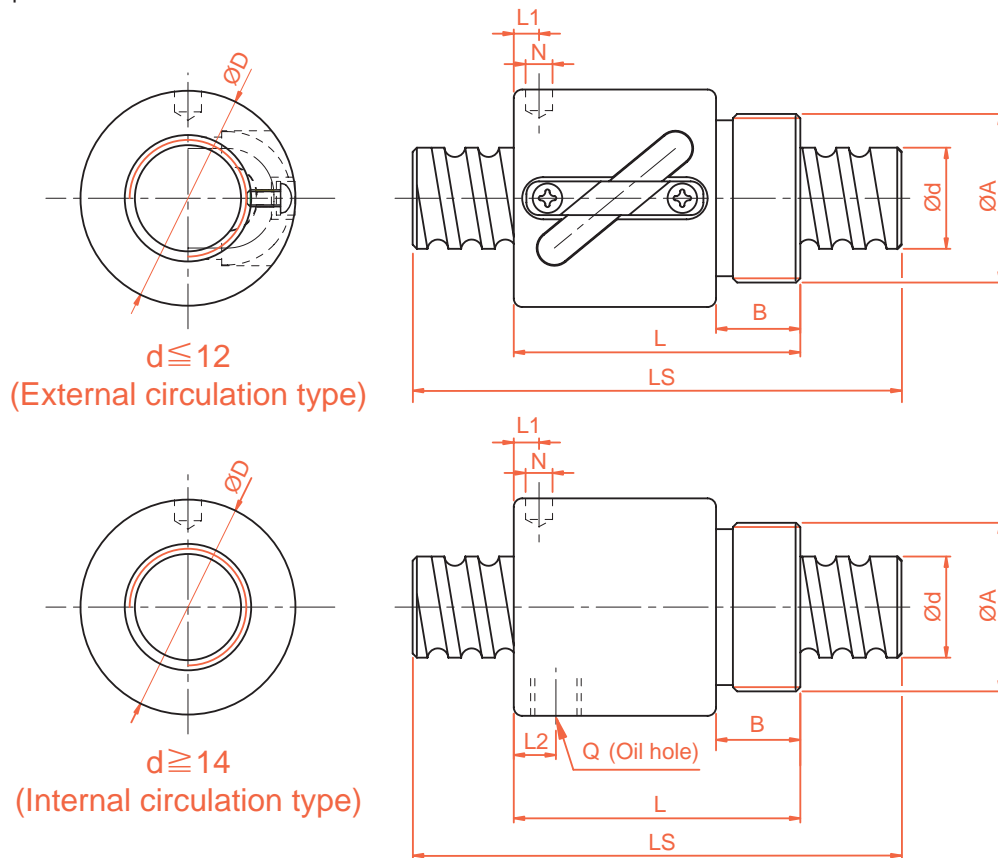
ANEXO E – ESPECIFICAÇÕES DO FUSO DE ESFERAS

O fuso de esferas Kalatec segue as seguintes especificações:

- Disponíveis nos diâmetros de 8, 10, 12, 16, 20, 25, 32, 40, 50, 63, 80 e 100 mm;
- Castanhas SFUR ou SFSR: Castanha Simples Padrão DIN69051 com passo nas medidas 5, 10 e 20 mm;
- Castanhas SFER: Castanhas para os fusos high-lead (Passo largo: 16, 25, 32 ou 40 mm);
- Material Aço-carbono: Norma SCM450 para o fuso; SCM415 para a castanha e SUJ2 para as esferas;
- Rosca Direita e Opcional Rosca Esquerda (somente para SFUL2505);
- Dureza superficial de 58 a 62 HRc;
- Certificação ISO 9001:2000;
- Alto rendimento: 95%;
- Baixo ruído e grande durabilidade;
- Alta Precisão e Rigidez;

2-1 Nominal Model Code of Ball Screw

BSH Series Specifications



Unit : mm

Model No.	d	I	Da	Dimension									Ca (kgf)	Coa (kgf)	K kgf/ μ m
				D	A	B	L	L1	N	L2	Q	n			
BSHR0082.5-2.5	8	2.5	1.2	17.5	M15x1P	7.5	23.5	10	3	-	-	2.5x1	189	381	11
BSHR01002-3.5	10	2	1.2	19.5	M17x1P	7.5	22	3	3.2	-	-	3.5x1	277	664	17
BSHR01004-2.5		4	2	25	M20x1P	10	34	3	3	-	-	2.5x1	400	754	14
BSHR01204-3.5	12	4	2.5	25.5	M20x1P	10	34	13	3	-	-	3.5x1	804	1649	23
BSHR01205-3.5		5	2.5	25.5	M20x1P	10	39	16.25	3	-	-	3.5x1	801	1644	24
BSHR01404-3	14	4	2.5	32.1	M25x1.5P	10	35	11	3	-	-	1x3	748	1609	26
BSHR01604-3	16	4	2.381	29	M22x1.5P	8	32	4	3.2	-	-	1x3	759	1804	24
BSHR01605-3		5	3.175	32.5	M26x1.5P	12	42	19.25	3	-	-	1x3	1077	2289	25
BSHR01610-2		10	3.175	32	M26x1.5P	12	50	3	4	3	M4	1x2	779	1601	14
BSHR02005-3	20	5	3.175	38	M35x1.5P	15	45	20.3	3	-	-	1x3	1211	2906	30
BSHR02505-4	25	5	3.175	43	M40x1.5P	19	69	32.11	3	8	M6	1x4	1724	4904	37
BSHR02510-4		10	4.762	43	M40x1.5P	19	84	8	6	8	M6	1x4	2954	7295	41

※ Standard ballnut from $\varnothing 8 \sim \varnothing 16$ is assembled without wiper.

ANEXO F – ESPECIFICAÇÕES DO CABO BOWDEN

robolink® W rope



- Tear-resistant drive rope (3,800 N) with Dyneema® rope
- High flexibility

Part no.

RL-SD02-01

Design

Tear-resistant drive cable

Technical data

Range of available products

Technical data

General properties

Design

Tear-resistant drive cable

robotlink® W bowden cable



Part no.

RL-SD02-BZ01

l1 [mm]

3.5

Technical data

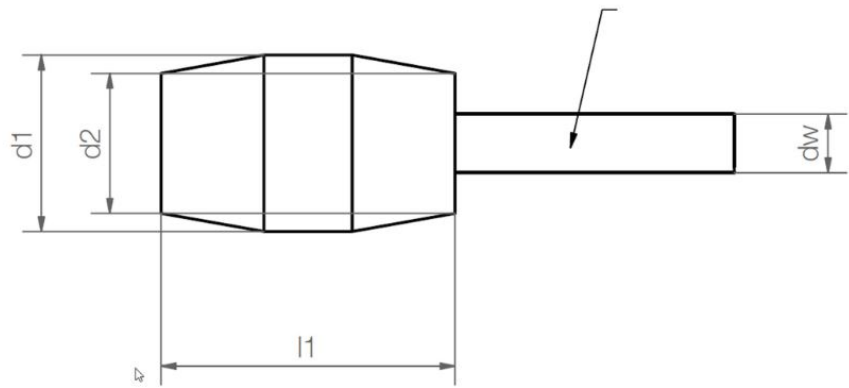
Range of available products

Technical data

Dimensions

∅ d1	2.00 mm
∅ d2	8.00 mm
l1	3.5 mm
RB	33 mm

roboLink® W wire end bottom



Part no. RL-SD02-SN01

$\varnothing d1$ 6.00 mm

$\varnothing d2$ 4.80 mm

$l1$ 10.0 mm

dw 2 mm