

**LUIZ FERNANDO FERREIRA DA SILVA  
RENAN N ALMEIDA**

**SISTEMA DE CONTROLE DE EXOESQUELETO  
DE MEMBROS SUPERIORES**

São Paulo  
2022

**LUIZ FERNANDO FERREIRA DA SILVA  
RENAN N ALMEIDA**

**SISTEMA DE CONTROLE DE EXOESQUELETO  
DE MEMBROS SUPERIORES**

Trabalho apresentado à Escola Politécnica  
da Universidade de São Paulo para obtenção  
do Título de Engenheiro Mecatrônico.

São Paulo  
2022

**LUIZ FERNANDO FERREIRA DA SILVA  
RENAN N ALMEIDA**

**SISTEMA DE CONTROLE DE EXOESQUELETO  
DE MEMBROS SUPERIORES**

Trabalho apresentado à Escola Politécnica  
da Universidade de São Paulo para obtenção  
do Título de Engenheiro Mecatrônico.

Área de Concentração:

Área de concentração

Orientador:

Arturo Forner Cordero

Co-orientador:

Rafael Traldi Moura

São Paulo  
2022

Dedico este trabalho às pessoas que  
necessitam de um exoesqueleto

# AGRADECIMENTOS

Agradecimento ao Lucas Suplino

Agradecimento ao Daniel da Silva Cabello Rubio e Paulo Eduardo Silvestre Martins que projetaram o sistema de came e fim de curso.

Agradecimento ao Professor Arturo Forner Cordeiro

Agradecimento ao Professor Rafael Traldi Moura

Agradecimento a todos do laboratório de biomecatrônica

Agradecimento ao Victor Bartholomeu, ao Parik Americano, e a todos os outros que auxiliaram neste trabalho

*”A ciência é, portanto, uma perversão  
de si mesma, a menos que tenha como  
fim último, melhorar a humanidade.”*

-Nikola Tesla

# RESUMO

Exoesqueletos robóticos são utilizados na área médica para a reabilitação ou para o auxílio de pacientes que tem a movimentação neuro-muscular comprometida. O uso de exoesqueletos se provou eficiente para melhorar o desempenho de pacientes após a sua utilização, mesmo quando não estão mais equipados ao mesmo, além de permitir a realização de tarefas que não eram mais possíveis devido a degeneração. Com isso, a questão ser abordada é o método de modelagem e controle a ser utilizado em exoesqueleto de braço confeccionado no Laboratório de Biomecatrônica da Escola Politécnica da USP, o *Suplexo*.

Neste trabalho primeiramente é obtido o modelo cinemático utilizando o método de Denavit-Hartenberg e o modelo dinâmico utilizando o método de Gibbs-Appel. Em seguida, a cinemática inversa é utilizada para obtenção dos ângulos dos atuadores com base em uma posição desejada.

Para medição de torque, foi elaborado um circuito utilizando uma ponte de Wheatstone conectada a um strain Gauge com sua saída conectada a um filtro passa baixas Butterworth de quarta ordem.

Para as simulações de controle, primeiro foram simulados vários modelos com diferentes parâmetros de atrito de viscoso e rigidez com o objetivo de alcançar um modelo compatível.

Por fim, foi simulado a malha de controle completa com o desacoplamento das equações do sistema MIMO, comparando um controlador PID e um controlador de realimentação por espaço de estados, e utilizando um controlador de impedâncias com diferentes parâmetros.

**Palavras-Chave** – Exoarm, Paralisia, Mecanismo, Órtese, Exoesqueleto.

# ABSTRACT

Robotic exoskeletons are used in the medical field for rehabilitation or for neuromuscular movement compromised patients auxiliation. The use of exoskeletons proved to be efficient to improve the performance of patients after its use, even when they are no longer equipped with it, in addition to allowing the performance of tasks that were no longer possible due to degeneration. With that, the question to be addressed is the modeling and control method to be used in the arm exoskeleton developed at the Biomechatronics Laboratory of the Escola Politécnica da USP, the *Suplexo*.

In this work, the kinematic model is first obtained using the method of Denavit-Hartenberg and the dynamic model obtained using the Gibbs-Appel method. Next, inverse kinematics is used to obtain the actuator angles based on the desired position. For torque measurement, a circuit was designed using a Wheatstone bridge connected to a strain gauge with its output connected to a low pass Fourth-order Butterworth filter.

For the control simulations, it was first simulated several models with different viscous friction and stiffness parameters in order to achieve a compatible model.

Finally, the complete control loop was simulated with the decoupling of the MIMO system's equations, comparing a PID controller and a state space feedback controller, and using an impedance controller with different parameters.

**Keywords** – Exoarm, Paralysis, Mechanism, Orthosis, Exoskeleton.



# LISTA DE FIGURAS

|    |                                                                                                                                                        |    |
|----|--------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|----|
| 1  | Causas de lesão da medula espinhal Fonte: Christopher and Dana Reeve Foundation . . . . .                                                              | 16 |
| 2  | Distribuição de distúrbios músculo-esqueléticos no mundo Fonte: Henry et al (2013) . . . . .                                                           | 17 |
| 3  | Distribuição de causas de paralisias Fonte: B. S. Armour et al . . . . .                                                                               | 18 |
| 4  | Alguns exemplos de animais com exoesqueleto. Imagens da internet . . . .                                                                               | 18 |
| 5  | Imagens retirada da Patente de Yagn . . . . .                                                                                                          | 20 |
| 6  | EksoGT Retirado do site da Ekso Bionics . . . . .                                                                                                      | 21 |
| 7  | Exoesqueleto utilizado para doença de Parkinson Fonte: Uehara et al 2016                                                                               | 22 |
| 8  | Imagens retiradas das Patentes Carignan and Liszka (2011) e Dines et al. (2020) respectivamente. . . . .                                               | 23 |
| 9  | Ekso Bioenics EVO Retirado do site da EKSO Bionics . . . . .                                                                                           | 23 |
| 10 | Alguns modelos de exoesqueletos comerciais. Imagens retiradas dos sites das empresas . . . . .                                                         | 24 |
| 11 | Malha de controle do controlador de impedâncias. Araujo et al. (2012) . .                                                                              | 26 |
| 12 | CAD do exoesqueleto Suplexo retirado de L.S.Oliveira . . . . .                                                                                         | 28 |
| 13 | Braço e antebraço do exoesqueleto de L.S.Oliveira . . . . .                                                                                            | 29 |
| 14 | Bloco que permite a conversão de movimento rotativo em linear . . . . .                                                                                | 30 |
| 15 | Compartimento da mochila do exoesqueleto . . . . .                                                                                                     | 30 |
| 16 | Representação no modelo CAD do exoesqueleto dos elos e juntas conforme nomeados para a utilização do método de Denavit-Hartenberg . . . . .            | 33 |
| 17 | Representação do método geométrico para obtenção da posição dos atuadores para uma entrada X,Y . . . . .                                               | 41 |
| 18 | Configuração do braço e antebraço para $X = 0,2$ e Y com um valor positivo e outro negativo. A junta do ombro se encontra na coordenada ( $X=0;Y =0$ ) | 42 |

|    |                                                                                                                                                                             |    |
|----|-----------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|----|
| 19 | Extraído de Hofmann et al. (2018) . . . . .                                                                                                                                 | 45 |
| 20 | Esquema do posicionamento dos cabos <i>Bowden</i> no exoesqueleto . . . . .                                                                                                 | 46 |
| 21 | Extraído de All About Circuits . . . . .                                                                                                                                    | 47 |
| 22 | Circuito da célula de carga, com amplificador diferencial Butterworth de quarta ordem com configuração Sallen-Key (projetado no Simulink (The Mathworks Inc, USA)). . . . . | 48 |
| 23 | Modelo de inércia do braço humano no Simulink . . . . .                                                                                                                     | 49 |
| 24 | sistema MIMO 2x2 com desacoplamento extraído de Morilla (2002) . . . .                                                                                                      | 52 |
| 25 | Tabela utilizada em Morilla (2002) . . . . .                                                                                                                                | 52 |
| 26 | Gráficos de torque . . . . .                                                                                                                                                | 53 |
| 27 | Saída do amplificador diferencial de instrumentação com ganho unitário em azul. Senoide de entrada com frequência de 6 Hz em amarelo . . . . .                              | 54 |
| 28 | Saída do filtro passa-baixas com frequência de corte de 8Hz em azul comparada com o sinal de entrada em amarelo. . . . .                                                    | 54 |
| 29 | Diferença de fases entre o sinal ruidoso de entrada e o sinal de saída do filtro                                                                                            | 55 |
| 30 | Diagrama de Bode do filtro utilizado. . . . .                                                                                                                               | 55 |
| 31 | Diagrama de controle utilizado no projeto . . . . .                                                                                                                         | 55 |
| 32 | Lugar das raízes das funções de transferência . . . . .                                                                                                                     | 56 |
| 33 | Lugar das raízes das funções de transferência . . . . .                                                                                                                     | 57 |
| 34 | Respostas a entrada degrau da planta controlada com PID de Ziegler Nichols                                                                                                  | 58 |
| 35 | Respostas a entrada degrau da planta controlada com PI de Ziegler Nichols                                                                                                   | 59 |
| 36 | Respostas a entrada degrau da planta controlada com PID de Ziegler Nichols                                                                                                  | 59 |
| 37 | Respostas a entrada degrau da planta controlada com PID de Ziegler Nichols modificada . . . . .                                                                             | 60 |
| 38 | Respostas a entrada degrau da planta controlada com PI de Ziegler Nichols                                                                                                   | 61 |
| 39 | Respostas a entrada degrau da planta controlada com PID de Ziegler Nichols                                                                                                  | 61 |
| 40 | Respostas a entrada degrau da planta controlada com PID de Ziegler Nichols modificada . . . . .                                                                             | 62 |

|    |                                                                                                                     |    |
|----|---------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|----|
| 41 | Respostas a entrada degrau da planta controlada com PI de Ziegler Nichols                                           | 63 |
| 42 | Respostas a entrada degrau da planta controlada com PID de Ziegler Nichols                                          | 64 |
| 43 | Respostas a entrada degrau da planta controlada com PID de Ziegler Nichols modificada . . . . .                     | 64 |
| 44 | Respostas a entrada degrau da planta controlada com $d_{12}$ e $d_{21}$ constantes                                  | 66 |
| 45 | Respostas a entrada degrau da planta controlada com $d_{12} = -G_{23}/G_{22}$ e $d_{21} = -G_{32}/G_{33}$ . . . . . | 66 |
| 46 | Resposta a degrau unitário utilizando controle PID do atuador do cotovelo com PID tuner no Simulink . . . . .       | 67 |
| 47 | Resposta a degrau unitário do atuador do ombro no Simulink . . . . .                                                | 67 |
| 48 | Resposta a degrau unitário do atuador do cotovelo no Simulink . . . . .                                             | 67 |
| 49 | Malha de controle de desacoplamento modelada . . . . .                                                              | 68 |
| 50 | Malha de controle em alto nível com bloco de torque humano e bloco de controle de impedâncias. . . . .              | 69 |
| 51 | Respostas a entrada degrau da planta controlada com $d_{12} = -G_{23}/G_{22}$ e $d_{21} = -G_{32}/G_{33}$ . . . . . | 70 |

## LISTA DE TABELAS

|   |                                                  |    |
|---|--------------------------------------------------|----|
| 1 | Tabela critério de Denavit . . . . .             | 34 |
| 2 | Resultados para o controle de $g_{22}$ . . . . . | 62 |
| 3 | Resultados para o controle de $g_{33}$ . . . . . | 63 |
| 4 | Resultados para o controle de $g_{22}$ . . . . . | 65 |
| 5 | Resultados para o controle de $g_{33}$ . . . . . | 65 |

# SUMÁRIO

|                                                         |           |
|---------------------------------------------------------|-----------|
| <b>Parte I: INTRODUÇÃO</b>                              | <b>14</b> |
| <b>1 Introdução</b>                                     | <b>15</b> |
| 1.1 Contextualização . . . . .                          | 15        |
| 1.2 Revisão Bibliográfica . . . . .                     | 18        |
| 1.2.1 Exoesqueletos . . . . .                           | 18        |
| 1.2.2 Histórico . . . . .                               | 19        |
| 1.2.3 Estado da Arte . . . . .                          | 20        |
| 1.2.3.1 Sistemas de Controle de Exoesqueletos . . . . . | 24        |
| 1.3 Objetivos do Projeto . . . . .                      | 26        |
| <b>2 Metodologia</b>                                    | <b>27</b> |
| 2.0.1 Requisitos do Sistema . . . . .                   | 27        |
| 2.1 Exoesqueleto base . . . . .                         | 27        |
| 2.1.1 Braço e antebraço . . . . .                       | 28        |
| 2.1.2 Ombro . . . . .                                   | 29        |
| 2.1.3 Mochila . . . . .                                 | 30        |
| 2.1.4 Sensor de intenção de movimento: EMG . . . . .    | 30        |
| 2.1.5 Sensor de posição: Encoder e driver . . . . .     | 30        |
| 2.1.6 Sensor de força: Célula de carga . . . . .        | 31        |
| 2.1.7 Cabo <i>Bowden</i> . . . . .                      | 31        |
| 2.2 Análise cinemática . . . . .                        | 31        |
| 2.3 Análise dinâmica . . . . .                          | 32        |
| 2.4 Modelagem e Malha de controle . . . . .             | 32        |

|          |                                                                                                       |           |
|----------|-------------------------------------------------------------------------------------------------------|-----------|
| <b>3</b> | <b>Detalhamento do projeto</b>                                                                        | <b>33</b> |
| 3.1      | Formulação Matemática . . . . .                                                                       | 33        |
| 3.1.1    | Cinemática direta do exoesqueleto: Método de Denavit-Hartenberg                                       | 33        |
| 3.1.2    | Dinâmica do exoesqueleto: Método de Gibbs-Appel . . . . .                                             | 36        |
| 3.1.3    | Cinemática inversa do exoesqueleto: Método Geométrico . . . . .                                       | 40        |
| 3.1.4    | Modelagem dos Motores . . . . .                                                                       | 42        |
| 3.1.5    | Modelagem de cabo <i>Bowden</i> . . . . .                                                             | 44        |
| 3.1.6    | Modelagem Célula de Carga . . . . .                                                                   | 46        |
| 3.1.7    | Torque Exercido pelo Paciente . . . . .                                                               | 48        |
| 3.1.8    | Controlador de Impedâncias . . . . .                                                                  | 49        |
| 3.1.9    | Planta Completa . . . . .                                                                             | 50        |
| 3.1.9.1  | Modelo não linear . . . . .                                                                           | 50        |
| 3.1.9.2  | Modelo linear . . . . .                                                                               | 51        |
| 3.2      | Resultados . . . . .                                                                                  | 53        |
| 3.2.1    | Modelagem Dinâmica . . . . .                                                                          | 53        |
| 3.2.2    | Célula de Carga . . . . .                                                                             | 53        |
| 3.2.3    | Diagrama de Controle . . . . .                                                                        | 55        |
| 3.2.4    | Controle da Planta . . . . .                                                                          | 56        |
| 3.2.4.1  | Lugar das raízes das partes isoladas . . . . .                                                        | 56        |
| 3.2.4.2  | Lugar das raízes da planta em malha aberta . . . . .                                                  | 57        |
| 3.2.5    | Simulações . . . . .                                                                                  | 57        |
| 3.2.5.1  | Malha considerando um atrito dinâmico de 0.1 . . . . .                                                | 60        |
| 3.2.5.2  | Malha considerando um atrito dinâmico de 0.1 e utilizando<br>uma mola de rigidez de $50N/m$ . . . . . | 63        |
| 3.2.5.3  | Controle por realimentação de estados . . . . .                                                       | 65        |
| 3.2.5.4  | Simulações da malha de desacoplamento . . . . .                                                       | 65        |
| 3.2.5.5  | Simulação do Controlador de Impedâncias . . . . .                                                     | 69        |

|                                                              |           |
|--------------------------------------------------------------|-----------|
| 3.3 Conclusão . . . . .                                      | 71        |
| <b>Apêndice A – Força da mola encontrada via Gibbs-Appel</b> | <b>73</b> |
| <b>Referências Bibliográficas</b>                            | <b>74</b> |

# PARTE I

## INTRODUÇÃO



# 1 INTRODUÇÃO

Paralisias motoras, parciais e totais, acometem grande parte da população mundial, muitas devido a acidentes e outras devido a doenças. O tratamento para tal problema é feito por terapias de reabilitação que não apresentam os melhores resultados. Nos últimos anos, pesquisas demonstraram que pessoas que utilizaram exoesqueletos médicos em terapias, isto é, terapias usando órteses mecânicas que ajudam usuário em sua locomoção, apresentaram melhores resultados em relação aos pacientes que passaram por um processo de terapia tradicional. Além disso, exoesqueletos podem também ser utilizados para realização de tarefas simples que o paciente paralisado não consegue mais realizar sem auxílio. Com isso, este trabalho visa o desenvolvimento de um sistema de controle para um exoesqueleto utilizado nos membros superiores.

## 1.1 Contextualização

Distrofias musculares e neuromotoras e paralisias musculares são problemas que causam dificuldades de movimentação dos membros superiores e/ou membros inferiores. Estima-se que no mundo haja 17 milhões de pessoas que sofram de paralisia cerebral, 330.918 pessoas que sofram com doenças neuromotoras como esclerose lateral amiotrófica, atrofia muscular espinhal, paraplegia espástica hereditária, entre outras; e que mais de 10 milhões de pessoas sejam acometidas com mal de Parkinson.

Conforme um estudo realizado pelo American Congress of Rehabilitation Medicine em 9 países (Peter Wayne New, 2015), dos pacientes tratados, as principais etiologias de disfunção espinhal são: condições degenerativas (30,8 %) tumores malignos(16,2 %), isquemia (10,9 %), tumores benignos (8,7 %) e infecções bacterianas (7,1 %), sendo que desses pacientes 72,3% apresentavam alguma paralisia.

Uma pesquisa realizada com meio milhão de americanos (Brian S. Armour and Cahill, 2013), chegou se a seguinte conclusão: a principal causa de paralisias são: AVC em primeiro lugar (33,7%), seguido por danos na medula espinhal (27,3%), esclerose múltipla

(18,6%) e paralisia cerebral (8,3%), sendo que grande parte dos pacientes que apresentavam alguma lesão na medula foram vítimas de acidentes ou agressões.

Além das paralisias neuromotoras, os distúrbios músculo-esqueléticos são hoje um dos principais problemas enfrentados em relação a incapacitação de pessoas. Artrites, reumatismo, osteoporoses e sarcopenia, e outras doenças que afetam a mobilidade dos membros do corpo, são em grande parte o principal motivo de pacientes buscarem serviços de reabilitação. Conforme dados da OMS, trabalhos repetitivos e idade avançada aumentam a incidência dessas doenças, afetando as costas na maioria dos casos e muitas vezes também ombros e cotovelos, .

Estes dados mostram como as paralisias neuromotoras, sejam elas parciais ou totais, bem como distúrbios músculo-esqueléticos estão presentes na população mundial e como muitas pessoas sofrem por não poderem participar do mercado de trabalho ou por muitas vezes não conseguirem realizar tarefas simples.

## Causes of Spinal Cord Injuries

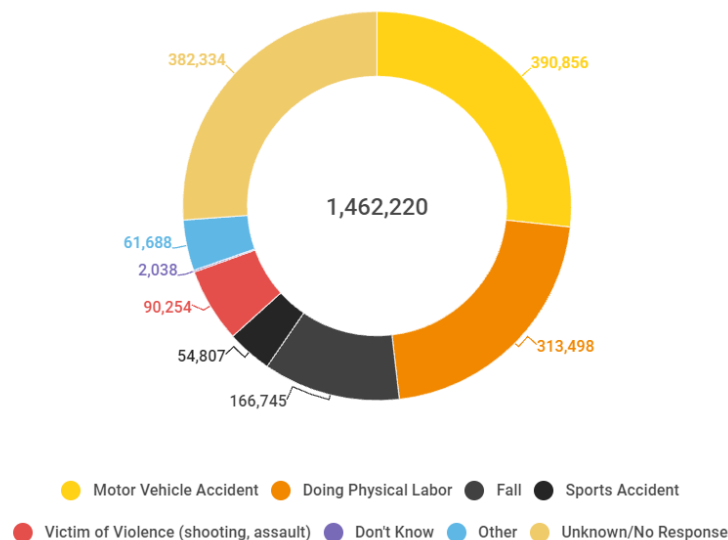


Figura 1: Causas de lesão da medula espinhal  
Fonte: Christopher and Dana Reeve Foundation

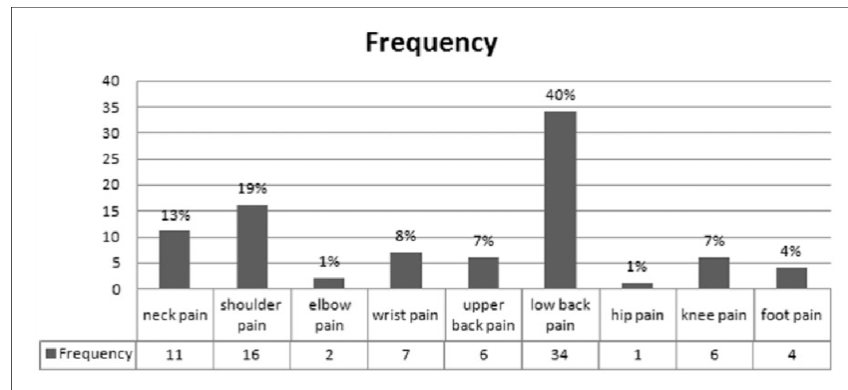


Figura 2: Distribuição de distúrbios músculo-esqueléticos no mundo  
 Fonte: Henry et al (2013)

|                                | Paralysis                | Among those with paralysis |                          |                          |                          |                          |
|--------------------------------|--------------------------|----------------------------|--------------------------|--------------------------|--------------------------|--------------------------|
|                                |                          | Stroke                     | Spinal Cord Injury       | Multiple Sclerosis       | Cerebral Palsy           | Other <sup>a</sup>       |
|                                | % (95% CI <sup>†</sup> ) | % (95% CI <sup>†</sup> )   | % (95% CI <sup>†</sup> ) | % (95% CI <sup>†</sup> ) | % (95% CI <sup>†</sup> ) | % (95% CI <sup>†</sup> ) |
| <b>Prevalence</b>              | 1.7 (1.6, 1.9)           | 33.7 (30.6, 36.9)          | 27.3 (24.5, 30.3)        | 18.6 (16.2, 21.4)        | 8.3 (6.7, 10.4)          | 12.1 (10.1, 14.3)        |
| <b>unweighted n</b>            | 1305                     | 446                        | 352                      | 238                      | 99                       | 170                      |
| <b>weighted n</b>              | 5,357,980                | 1,804,850                  | 1,462,220                | 999,080                  | 445,880                  | 645,940                  |
| <b>Age (years)</b>             |                          |                            |                          |                          |                          |                          |
| <18                            | 2.8 (1.8, 4.3)           | 1.7 (0.5, 5.8)             | 0                        | 0                        | 22.9 (14.3, 34.4)        | 3.1 (1.0, 9.1)           |
| 18-44                          | 23.2 (20.2, 26.5)        | 10.9 (7.1, 16.4)           | 26.9 (21.1, 33.5)        | 26.1 (19.2, 34.4)        | 50.4 (38.8, 62.0)        | 27.5 (19.7, 36.9)        |
| 45-64                          | 46.1 (42.8, 49.5)        | 41.0 (35.5, 46.8)          | 56.0 (49.5, 62.3)        | 53.7 (45.7, 61.5)        | 22.8 (14.7, 33.6)        | 42.2 (33.3, 51.7)        |
| 65+                            | 27.9 (25.1, 30.8)        | 46.4 (40.8, 52.1)          | 17.1 (13.3, 21.8)        | 20.2 (14.7, 27.1)        | 4.0 (1.4, 10.9)          | 27.2 (20.6, 35.1)        |
| <b>Sex</b>                     |                          |                            |                          |                          |                          |                          |
| Male                           | 48.3 (45.0, 51.7)        | 51.8 (46.1, 57.5)          | 52.3 (45.9, 58.6)        | 34.3 (27.0, 42.4)        | 54.1 (42.4, 65.4)        | 47.5 (38.5, 56.8)        |
| Female                         | 51.7 (48.3, 55.0)        | 48.2 (42.6, 53.9)          | 47.7 (41.4, 54.1)        | 65.7 (57.6, 73.0)        | 45.9 (34.6, 57.6)        | 52.5 (43.2, 61.6)        |
| <b>Race/Ethnicity</b>          |                          |                            |                          |                          |                          |                          |
| White, non-Hispanic            | 71.4 (68.1, 74.4)        | 65.6 (59.8, 70.9)          | 73.3 (67.0, 78.8)        | 84.2 (77.3, 89.3)        | 65.9 (53.1, 76.7)        | 67.2 (57.2, 75.8)        |
| Black, non-Hispanic            | 13.4 (11.3, 15.8)        | 19.6 (15.6, 24.4)          | 12.5 (8.7, 17.6)         | 8.8 (5.4, 14.0)          | 12.3 (6.3, 22.9)         | 5.6 (2.8, 10.6)          |
| Hispanic                       | 8.8 (6.9, 11.2)          | 9.4 (6.1, 14.2)            | 7.4 (4.5, 11.8)          | 2.4 (1.0, 5.6)           | 20.7 (11.7, 33.8)        | 12.6 (7.1, 21.2)         |
| Other <sup>a</sup>             | 6.4 (4.8, 8.6)           | 5.4 (3.3, 8.9)             | 6.8 (4.0, 11.5)          | 4.7 (1.9, 11.2)          | 1.1 (0.2, 7.4)           | 14.7 (8.5, 24.2)         |
| <b>Annual household income</b> |                          |                            |                          |                          |                          |                          |
| <\$15,000                      | 28.1 (24.9, 31.5)        | 30.1 (24.7, 36.1)          | 30.1 (24.2, 36.8)        | 20.8 (15.0, 28.2)        | 26.8 (16.2, 41.1)        | 30.2 (21.3, 41.0)        |
| \$15-25,000                    | 18.0 (15.5, 20.9)        | 19.9 (15.5, 25.3)          | 19.8 (14.8, 26.0)        | 16.4 (11.2, 23.4)        | 10.2 (5.0, 19.6)         | 16.6 (11.3, 23.7)        |

|                                         |                   |                   |                   |                   |                   |                   |
|-----------------------------------------|-------------------|-------------------|-------------------|-------------------|-------------------|-------------------|
| \$25-50,000                             | 29.5 (26.5, 32.8) | 32.2 (26.8, 38.1) | 29.4 (23.7, 35.9) | 23.8 (17.9, 31.0) | 32.4 (22.5, 44.2) | 29.1 (21.3, 38.4) |
| \$50,000+                               | 24.3 (21.5, 27.4) | 17.8 (13.9, 22.4) | 20.7 (15.9, 26.6) | 38.9 (31.1, 47.4) | 30.5 (20.9, 42.3) | 24.1 (17.0, 33.0) |
| <b>Education**</b>                      |                   |                   |                   |                   |                   |                   |
| Less Than High School                   | 12.6 (10.4, 15.1) | 18.9 (14.5, 24.2) | 10.4 (7.3, 14.8)  | 4.6 (2.4, 8.6)    | 24.9 (13.8, 40.5) | 8.0 (4.0, 15.4)   |
| High School                             | 64.8 (61.5, 68.0) | 64.5 (58.7, 69.8) | 67.1 (61.0, 72.6) | 63.1 (55.2, 70.3) | 59.9 (44.3, 73.8) | 65.1 (55.5, 73.6) |
| College                                 | 22.6 (20.0, 25.5) | 16.6 (13.0, 21.0) | 22.5 (18.0, 27.9) | 32.3 (25.4, 40.1) | 15.2 (7.5, 28.4)  | 27.0 (19.4, 36.2) |
| <b>Marital status**</b>                 |                   |                   |                   |                   |                   |                   |
| Never married                           | 15.1 (12.2, 18.5) | 11.9 (7.7, 18.1)  | 16.3 (11.5, 22.6) | 9.1 (4.8, 16.3)   | 34.1 (18.4, 54.2) | 22.0 (13.0, 34.8) |
| Married/living with partner             | 47.4 (43.3, 51.6) | 40.4 (33.0, 48.3) | 46.6 (39.6, 53.7) | 65.8 (56.7, 74.0) | 38.6 (21.2, 59.6) | 39.9 (29.6, 51.2) |
| Divorced/separated                      | 25.8 (22.3, 29.6) | 27.8 (21.6, 34.9) | 26.6 (20.7, 33.4) | 19.6 (13.3, 27.9) | 25.0 (11.3, 46.6) | 29.0 (19.5, 40.9) |
| Widowed                                 | 11.7 (9.6, 14.3)  | 19.9 (15.0, 26.0) | 10.5 (7.1, 15.3)  | 5.5 (2.7, 11.0)   | 2.3 (0.6, 9.2)    | 9.0 (5.6, 14.2)   |
| <b>Employment status**<sup>§§</sup></b> |                   |                   |                   |                   |                   |                   |
| Employed                                | 15.5 (12.6, 18.8) | 7.1 (4.2, 11.7)   | 16.7 (11.9, 22.8) | 21.2 (14.1, 30.6) | 40.8 (22.8, 61.8) | 14.6 (8.3, 24.5)  |
| Unemployed                              | 9.1 (6.8, 12.0)   | 12.3 (7.7, 19.1)  | 7.8 (4.7, 12.5)   | 5.6 (2.3, 13.4)   | 12.7 (4.6, 30.5)  | 9.3 (4.0, 20.1)   |
| Retired/student/homemaker               | 33.7 (30.1, 37.5) | 38.8 (32.1, 46.0) | 29.9 (24.0, 36.5) | 32.3 (24.7, 41.0) | 21.2 (9.1, 42.0)  | 38.4 (28.5, 49.4) |
| Unable to work                          | 41.8 (37.7, 45.9) | 41.9 (34.4, 49.8) | 45.7 (38.8, 52.7) | 40.8 (32.3, 50.0) | 25.3 (12.1, 45.5) | 37.7 (26.7, 50.1) |
| <b>Smoking status</b>                   |                   |                   |                   |                   |                   |                   |
| Current smoker                          | 30.5 (27.4, 33.9) | 29.7 (24.4, 35.7) | 38.1 (32.0, 44.8) | 31.0 (24.2, 38.8) | 7.9 (3.2, 18.4)   | 27.8 (19.7, 37.7) |
| Former smoker                           | 26.0 (23.2, 29.0) | 31.9 (26.9, 37.3) | 22.2 (17.2, 28.2) | 28.1 (21.6, 35.8) | 5.8 (2.2, 14.3)   | 24.9 (18.4, 32.9) |
| Never smoker                            | 43.5 (40.1, 46.9) | 38.4 (33.1, 44.0) | 39.6 (33.2, 46.4) | 40.8 (33.4, 48.7) | 86.3 (75.2, 92.9) | 47.3 (37.8, 56.9) |
| <b>Body mass index<sup>§§</sup></b>     |                   |                   |                   |                   |                   |                   |
| Underweight                             | 4.1 (3.0, 5.5)    | 2.7 (1.4, 4.9)    | 2.4 (1.2, 4.5)    | 5.0 (2.7, 8.9)    | 10.3 (4.8, 20.8)  | 6.1 (2.7, 13.2)   |
| Normal                                  | 34.2 (30.9, 37.6) | 29.6 (24.4, 35.3) | 28.3 (22.4, 35.2) | 45.6 (37.7, 53.8) | 53.4 (41.1, 65.4) | 28.8 (21.0, 38.2) |
| Overweight                              | 29.2 (26.1, 32.4) | 30.0 (24.9, 35.6) | 32.0 (25.7, 38.9) | 26.8 (20.5, 34.2) | 22.4 (13.9, 33.9) | 29.4 (21.5, 38.8) |
| Obese                                   | 32.6 (29.4, 35.9) | 37.8 (32.2, 43.7) | 37.3 (31.0, 44.1) | 22.7 (16.6, 30.2) | 13.9 (7.7, 23.7)  | 35.7 (27.0, 45.5) |

Figura 3: Distribuição de causas de paralisias

Fonte: B. S. Armour et al

## 1.2 Revisão Bibliográfica

### 1.2.1 Exoesqueletos

Diversos animais utilizam uma estrutura de sustentação externa denominada exoesqueleto. Essa estrutura é utilizada tanto para auxiliar sua movimentação quanto para oferecer proteção ao animal e é normalmente encontrado em artrópodes (insetos, aracnídeos, crustáceos).



(a) Siri



(b) Escorpião

Figura 4: Alguns exemplos de animais com exoesqueleto. Imagens da internet

Os humanos não possuem tal estrutura naturalmente, porém, damos esse nome também a um artefato que pode ser utilizado para uma finalidade análoga. O exoesqueleto utilizado neste trabalho pode ser entendido como uma estrutura fabricada para ser "vestida" por um humano e que pode ser usada para auxiliar a movimentação de membros.

Os exoesqueletos podem utilizar juntas passivas, ativas ou mesmo quase passivos Lee et al. (2012).

De acordo com Lee et al. (2012) juntas ativas são aquelas que são associadas a atuadores, tais como motores elétricos, pneumáticos ou hidráulicos. São necessárias quando o exoesqueleto tem o objetivo de gerar ou auxiliar movimentos. Uma desvantagem no uso de juntas ativas é seu peso e tamanho, que acabam maiores pela associação com os atuadores.

As juntas passivas, apesar de menores, não produzem força ou torque. Já as juntas quase passivas possuem formas de acúmulo de energia através de elasticidade ou viscosidade como molas e amortecedores. Dessa forma permitem acumular energia e liberá-la quando necessário para auxiliar certos movimentos.

Outra forma de categorizar os exoesqueletos, é de acordo com sua arquitetura, podendo ser classificados como: antropomórfico, quase antropomórfico e não antropomórfico. Exoesqueletos antropomórficos permitem que o usuário realize as movimentações tipicamente humanas por estar alinhado ao seu corpo. Os quase antropomórficos não são alinhados ao corpo humano, porém auxiliam nos mesmos movimentos. Já os não antropomórficos podem ter arquiteturas bastante diversas da dos membros humanos e podem ser feitos para auxiliar em determinados tipos de movimentação.

Dentre os tipos apresentados, para fins de assistência costumam ser utilizados os antropomórficos (por permitirem uma transmissão de energia direta às juntas do corpo) com juntas ativas (para proporcionar melhorias na movimentação).

### 1.2.2 Histórico

Um dos primeiros artefatos pensados para melhorar as capacidades físicas humanas foi proposto por Yagn, numa patente feita nos EUA. O aparelho consistia em uma espécie de arco longo paralelo às pernas do usuário, colocado de forma a aumentar a velocidade e capacidade de salto do usuário.

Posteriormente, em 1965, a *General Electric* iniciou o desenvolvimento de um exoesqueleto de corpo inteiro com atuadores hidráulicos, pesando 680 Kg e com 30 graus de liberdade Makinson (1971). O projeto foi feito para a marinha dos EUA e se chamava *Hardiman I*. Sua proposta era de aumentar drasticamente a força dos soldados.

Mais tarde surgiram projetos feitos por universidades, entre eles o BLEEX (Berkeley Lower Extremity Exoskeleton) que foi o primeiro exoesqueleto energeticamente autônomo

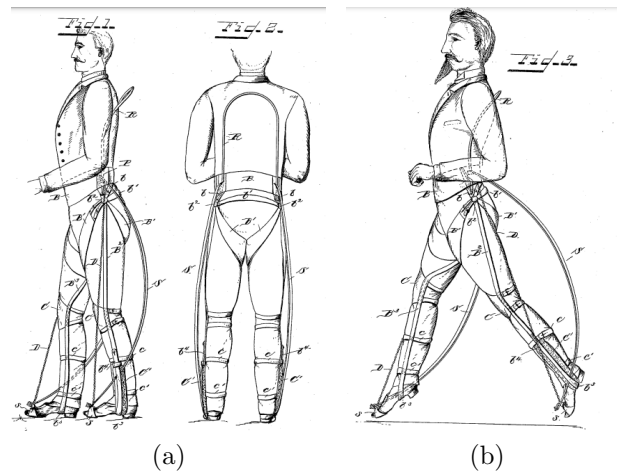


Figura 5: Imagens retirada da Patente de Yagn

Kazerooni and Steger (2006). Ele tinha como objetivo aumentar a força e resistência de seres humanos durante locomoção, bem como desenvolver as tecnologias envolvidas.

Atualmente existem modelos comerciais, fabricados por empresas como Hyundai e Ekso Bionics Kumar et al. (2019).

### 1.2.3 Estado da Arte

O objetivo de um exoesqueleto vai desde a redução de esforços por trabalhadores até a utilização na área militar, e na área médica na reabilitação de pessoas com algum grau de paralisia. Muitas empresas vem participando ativamente desta área. A líder neste mercado é a Ekso Bionics, cujos exoesqueletos são utilizados nas áreas médica, militar e industrial (RICHMOND, 2016). O EksoGT foi o primeiro exoesqueleto da empresa e o primeiro a ser autorizado no tratamento de vítimas de AVC, além de ser usado para pessoas com lesão medular espinhal de nível de T4 a L5 e de T3 a C7 (Escala ASIA (American Spinal Injury Association)). Este exoesqueleto possui um software inteligente que controla a potência utilizada conforme o paciente vai evoluindo, fazendo com que o mesmo receba desafios durante sua reabilitação. Em 2019 O EksoGT foi substituído pelo seu sucessor ExoNR, com adaptações no software e com uma tela touchscreen.



Figura 6: EksoGT  
Retirado do site da Ekso Bionics

Diversos artigos detalhando a utilização de exoesqueletos na área médica estão sendo publicados recentemente. Exoesqueletos para auxiliar o caminhar de pessoas com esclerose múltipla (como por exemplo os desenvolvidos por Afzal et al. (2017) e Androwis et al. (2019)), e comparar como o uso de um exoesqueleto robótico trás resultados diferentes em relação aos sistemas de reabilitação tradicionais. Os resultados obtidos por Afzal demonstram que a utilização de um exoesqueleto não aumenta os esforços cognitivos requeridos pelo paciente. Miller (2016) realizou testes com pacientes acometidos de lesão espinhal, e concluiu que a utilização de exoesqueletos é segura para processos de reabilitação (já que a tecnologia empregada nos exoesqueletos evita que ocorram quedas e o peso das órteses não é excessivo para o usuário), além de apresentar melhores resultados ao garantir ao paciente a realização de atividades físicas por mais tempo devido à mitigação da fadiga, resultando em mais horas de terapia ao paciente.

Para mal de Parkinson, Rivera et al. (2018) utilizaram exoesqueletos que eram capazes de reduzir o tremor do paciente. Ao utilizar um sistema de EMG combinado com redes neurais, foi possível obter-se uma redução de tremor considerável.

Garcés (2013) escreveu uma dissertação sobre a utilização de um sistema pneumático para a atuação de um exoesqueleto ativo de braço. Apesar de sistemas pneumáticos não serem lineares, a utilização dos mesmos se deu pelos pistões utilizados serem mais leves que motores que ficariam presos às juntas. A velocidade obtida foi satisfatória, com movimento suave ao utilizar um controlador PID, e a redução de carga no corpo do operador foi bem sucedida.

Outro exoesqueleto usado para Parkinson (Uehara et al., 2016) tem como objetivo auxiliar os pacientes a evitar passos em falso, um problema comum em pessoas com essa

enfermidade podendo ocasionar em quedas. O exoesqueleto utiliza um algoritmo de previsão de passos em falso para auxiliar no caminhar do paciente no caso da ocorrência. Esse sistema utiliza a força do passo e a frequência da caminhada como parâmetros de controle do sistema. Já (Kang et al., 2019) em seu trabalho utiliza eletrodos para obtenção de sinais EMG e utiliza machine learning desses dados para prever os movimentos. O autor chegou a redução de erro de 14,9% em relação há utilizar somente sensores mecânicos.

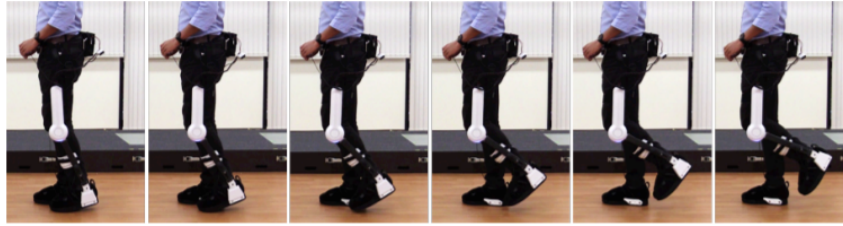


Figura 7: Exoesqueleto utilizado para doença de Parkinson  
Fonte: Uehara et al 2016

(Wan), em seu projeto de controle de um exoesqueleto, utilizou um controlador clássico PID de impedância e um controlador fuzzy PID de impedância, e chegou a conclusão que este último é melhor para se adaptar as condições físicas do membro em reabilitação para o controle de impedância. Neste artigo o autor também relata que para simular as equações do corpo humano durante um passo em falso, foi utilizado dinâmica direta preditiva ao invés de dinâmica inversa, e isto foi feito utilizando o software SCONE.

Há também projetos de exoesqueletos para reabilitação com enfoque na portabilidade e peso, como o trabalho de Lee (2014), que desenvolve dois exoesqueletos, um para a mão e outro para o braço. A movimentação do braço (ângulo entre braço e antebraço) é realizada com a utilização de um sistema pneumático/hidráulico que tem auxílio de um micro compressor e a mão utiliza de atuadores lineares elétricos LSA 3024SM.

Alguns produtos já patenteados para uso em reabilitação são encontrados em Carignan and Liszka (2011) e Dines et al. (2020). Ambos são exoesqueletos para fins de reabilitação e são capazes de oferecer resistência ou assistência a movimentos a depender das necessidades específicas dos pacientes.



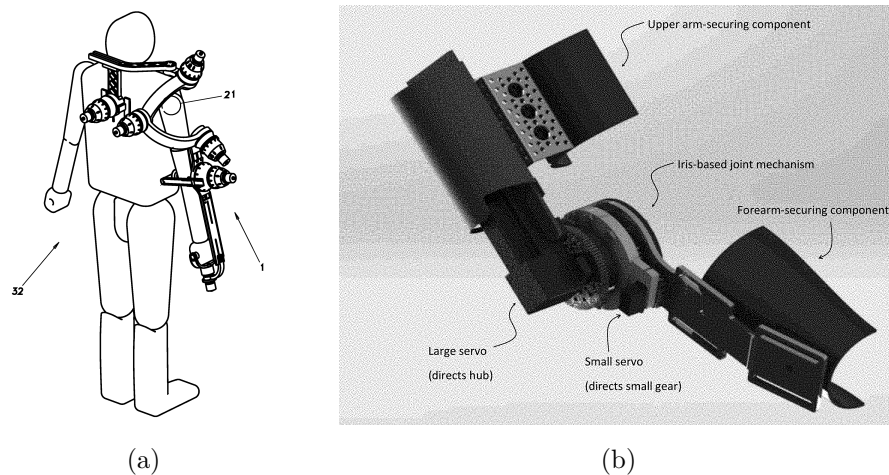


Figura 8: Imagens retiradas das Patentes Carignan and Liszka (2011) e Dines et al. (2020) respectivamente.

Exoesqueletos, além da área médica para reabilitação, são utilizados também para potencialização da força do usuário e aumento da estabilidade. O EVO da Ekso Bionics, um exoesqueleto passivo na forma de um colete, é um exemplo de aplicação que visa reduzir o estresse e fadiga causados nos ombros de trabalhadores de indústrias, bem como facilitar operações acima da cabeça que usem, por exemplo, parafusadeiras e furadeiras.

O Laevo 2 é um exoesqueleto passivo que tem como função proteger a coluna em caso de agachamentos repetitivos, reduzindo a carga aplicada nas costas e quadril.

Um exoesqueleto ativo que tem como função a proteção da coluna lombar é o HAL Lumbar Support, que detecta se o esforço na coluna do usuário é excessivo e o ajuda caso necessário.



Figura 9: Ekso Biocnics EVO  
Retirado do site da EKSO Bionics

No mercado aparecem também exoesqueletos para usos diversos, como o Armor-Man

2, um exoesqueleto passivo para os dois braços que atua com um estabilizador para câmera; o Skii Mojo, utilizado para redução de impactos nos joelhos de esquiadores; Chairless Chair, um exoesqueleto que sustenta o corpo do usuário sentado sem uma cadeira; O PowerWalk, exoesqueleto produzido pela Bionic Power que converte a energia cinética do caminhar de soldados em energia elétrica.



(a) Chairless Chair



(b) Armor-Man 2



(a) Skii Mojo



(b) PowerWalk

Figura 10: Alguns modelos de exoesqueletos comerciais. Imagens retiradas dos sites das empresas

### 1.2.3.1 Sistemas de Controle de Exoesqueletos

Segundo Anam and Al-Jumaily (2012) os sistemas de controle de exoesqueletos se dividem em:

- Baseado no Modelo: divide-se entre modelo dinâmico (encara o corpo como um sistema de elos rígidos e leva em conta efeitos inerciais, gravitacionais, de Corioli e

centrífugos) e modelo baseado nos músculos(tentam prever as forças empregadas pelos músculos, EMG seria um exemplo)

- Baseado em Hierarquia: dividindo os controladores entre nível de tarefa (define o comportamento desejado), alto nível(definem as forças a serem empregadas com base nas informações do nível de tarefa) e baixo nível(responsável por controlar os atuadores).
- Baseado em parâmetros físicos: divide os controles entre aqueles baseados em posição, força ou torque e interação de forças. Controladores de impedância e admitância são uma extensão dos controladores de posição capazes de também controlar forças.
- Baseado no uso: realidade virtual(interagem com alguma forma de realidade virtual, como exemplo temos jogos para fins de reabilitação), teleoperação(controle facilitado de robôs à distância) e *gait controllers* (controladores de passos como citado em Uehara et al. (2016))

Em Hess-Coelho and Forner-Cordero (2022) é utilizado o método de Gibbs Appel para modelagem dinâmica do sistema mecânico de um exoesqueleto de membros inferiores utilizado no laboratório de Biomecatrônica da Escola Politécnica da USP. A partir disso foram obtidas as curvas de torque, posição e velocidade angular em função do tempo.

Em Hogan (1985), admite-se que o controlador utilizado para um manipulador não deve ser um sistema isolado com apenas controle de posição ou controle de força. Uma vez que o controle de manipuladores é um problema não linear, utilizar a teoria clássica de controle que se aplica a sistemas lineares gera complicações. Devido à isso, Hogan definiu em seu artigo uma relação entre força aplicada e movimentação obtida, denominando-a como impedância mecânica em alusão a impedância elétrica. Esta relação demonstra que para a mesma força aplicada a um sistema, a posição e velocidade obtidas variam conforme a impedância deste sistema. A impedância mecânica pode ser definida como:

$$Z_{(t)} = \frac{F_{(t)}}{\dot{x}}$$

Hogan afirma em seu artigo que o controle de impedância é uma abordagem a ser utilizada em manipuladores, incluindo órteses robóticas como o exoesqueleto tratado, e atualmente a grande maioria dos artigos sobre exoesqueletos documentam esse tipo de controle.

Em Araujo et al. (2012), os autores propõem um algoritmo de controle para exoesqueletos de membros inferiores utilizando controle de impedâncias.

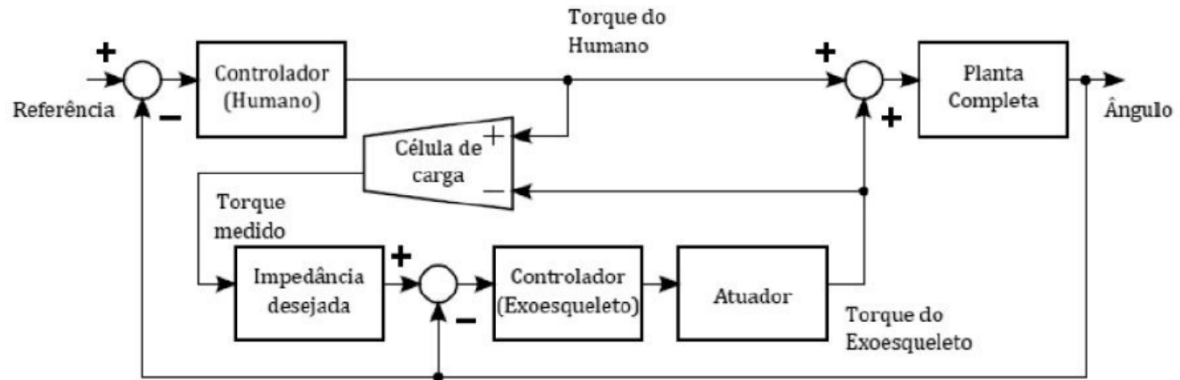


Figura 11: Malha de controle do controlador de impedâncias. Araujo et al. (2012)

### 1.3 Objetivos do Projeto

Estabelecer um algoritmo de controle capaz de controlar o exoesqueleto utilizado com base na entrada de sinais do sensor de EMG (eletromiografia), encoder dos motores sem escovas e nos sinais da célula de carga. O algoritmo deve garantir movimento fluido do mecanismo em tempo real sem causar complicações ao usuário.

Objetiva-se modelar a dinâmica e cinemática do mecanismo de forma a obter o que melhor represente o modelo real. Modelar os motores, cabos e células de carga e utilizá-los na malha de controle. Utilizar o método de alocação de polos para obter um amortecimento e rigidez que se encaixem no projeto. Por fim, testar a utilização de um controlador PID e por realimentação de estados, e depois estudar a implementação de um bloco de impedância na malha de controle.

## 2 METODOLOGIA

O desenvolvimento deste projeto é dividido inicialmente em duas partes: primeiro a modelagem dos componentes do exoesqueleto e análise da cinemática e dinâmica do mecanismo, consistindo principalmente da formulação matemática que obtém as equações diferenciais que regem o sistema e suas respectivas transformadas de Laplace; a segunda parte trata-se da elaboração de uma malha de controle e de um algoritmo que permita que o paciente tenha seu movimento auxiliado pelo exoesqueleto.

O objetivo final deste trabalho é ter um sistema de controle funcional em tempo real para o exoesqueleto, que permita que um paciente se locomova normalmente e realize esforços como levantar pesos sem complicações e que não cause lesões ao mesmo.

### 2.0.1 Requisitos do Sistema

Um exoesqueleto médico é uma órtese de auxílio a pacientes com parte motora debilitada devido a sequelas de alguma doença ou lesão. Como mecanismo em questão visa-se ser equipado em seres humanos debilitados, os limites dos atuadores não devem fazer rotações que excedam os limites humanos e também não devem realizar torques muito elevados que possam lesionar o paciente. A junta do ombro opera no intervalo  $[-30^{\circ}; 120^{\circ}]$  e a junta do cotovelo no intervalo  $[0; 120^{\circ}]$ . A máxima velocidade angular do cotovelo deve ser de  $200^{\circ}/s$  e do ombro de  $120^{\circ}/s$  (valores estimados com base na movimentação das juntas de um ser humano saudável). A modelagem do sistema utiliza os dados obtidos do CAD do mecanismo para obtenção das massas e momentos de inércia. Todo o sistema de controle será projetado para o exoesqueleto base definido para este trabalho.

### 2.1 Exoesqueleto base

O mecanismo usado como base para este projeto de controle é o exoesqueleto que está em desenvolvimento no Laboratório de Biomecatrônica da Escola Politécnica da USP

nomeado como Suplexo. O exoesqueleto em questão utiliza dois motores sem escovas para cada braço, um motor para junta do ombro e outro para junta do cotovelo, totalizando quatro motores. A transmissão do movimento dos motores para o exoesqueleto é feito através de cabos e polias. Os motores e os microcontroladores, bem como os drivers e circuitos eletrônicos, se situam em um compartimento nas costas do exoesqueleto similar a uma mochila. Para a obtenção dos sinais musculares é utilizado um sensor de EMG, e para medição de torque através da deformação do mecanismo, são utilizadas células de carga.

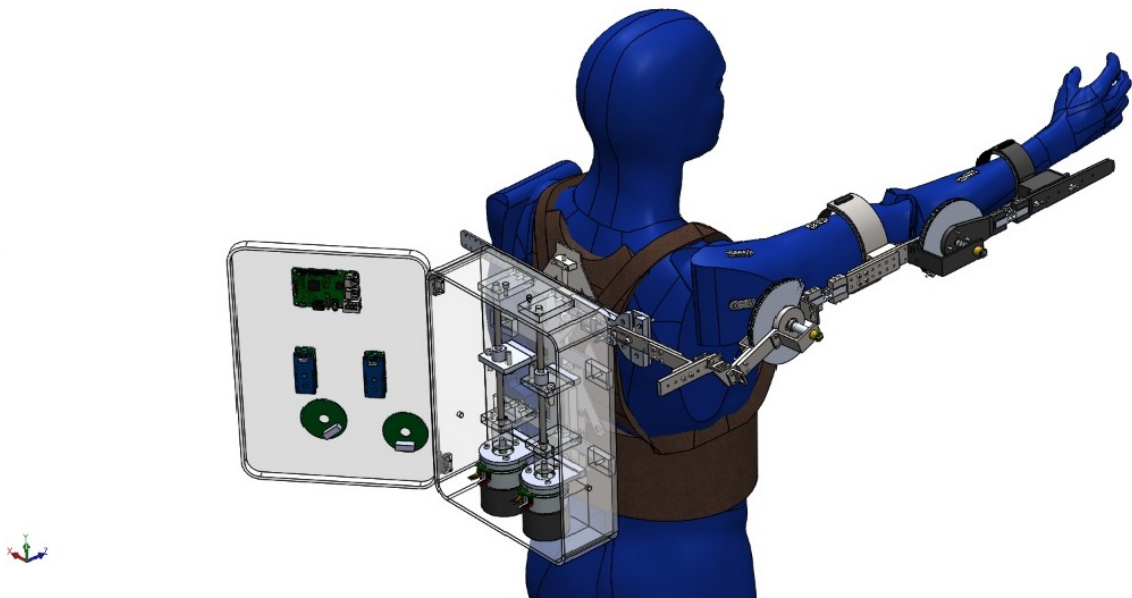


Figura 12: CAD do exoesqueleto Suplexo retirado de L.S.Oliveira

Para sustentação do ombro é utilizada uma mola linear que impede que o braço se abaixe, agindo somente nessa junta como um mecanismo passivo. A junta do ombro com o braço e do braço com o antebraço possuem polias que permitem a rotação somente em um grau de liberdade.

### 2.1.1 Braço e antebraço

Como o exoesqueleto tem como finalidade a reabilitação de pessoas que perderam parcialmente as capacidades motoras do braço, este não pode possuir uma massa e um momento de inércia muito elevados, e sendo assim, motores acoplados às juntas do ombro e cotovelo seriam inconvenientes ao projeto. Ao invés disso, os motores ficam nas costas e através de cabos Bowden (cabos flexíveis usados em aviões e que atualmente vem sendo

utilizados em braços robóticos) transferem torque para as polias que se localizam no cotovelo e no ombro.

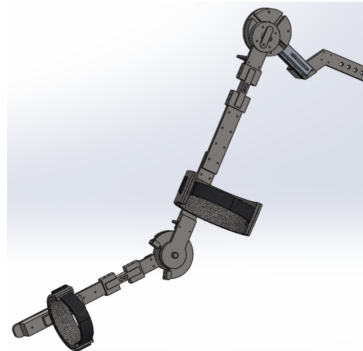


Figura 13: Braço e antebraço do exoesqueleto de L.S.Oliveira

### 2.1.2 Ombro

A junta do ombro possui uma mola de sustentação para o braço que apresenta apenas dois estados: ligada e desligada. Quando o braço do usuário se levanta, caso o mecanismo esteja no estado ligado, um pino na extremidade da mola é travado, fazendo com que haja uma força se contrapondo a força da gravidade que tende a abaixar o braço. Para que o paciente consiga abaixar o seu braço então, o mecanismo deve passar para o estado desligado, em que a mola não possui nenhuma atuação.

O funcionamento mais detalhado da mola pode ser descrito da seguinte forma:

o elo  $L_p$  está posicionado em uma estrutura que ao ser rotacionada, uma extremidade se desloca na vertical enquanto a outra se desloca na horizontal. Quando o braço se levanta, a junta  $L_p$  é rotacionada e uma junta prismática conectada a sua extremidade é movida devido ao deslocamento horizontal. Nesta junta prismática está presa a mola, que por sua vez também está presa a uma outra junta prismática que possui o pino de travamento. O paciente com seu braço levantado a uma certa altura faz com esse pino fique alinhado com o furo do compartimento que abriga um eletroímã que caso esteja ligado puxará o pino para dentro deste compartimento, causando o travamento de uma extremidade da mola.

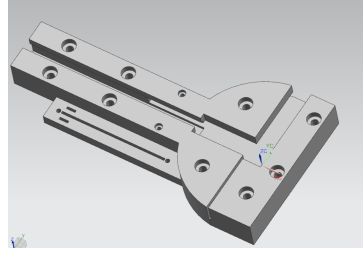


Figura 14: Bloco que permite a conversão de movimento rotativo em linear

### 2.1.3 Mochila

No compartimento da mochila estão alocados a bateria, os quatro motores (responsáveis pela atuação mecânica), o Arduino, circuitos impressos e drivers (responsáveis pela atuação eletrônica) e o Raspberry Pi (responsáveis pelo processamento de dados).

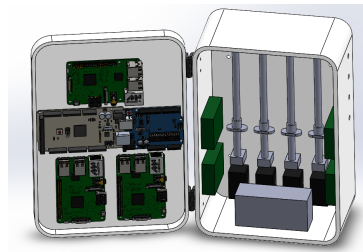


Figura 15: Compartimento da mochila do exoesqueleto

### 2.1.4 Sensor de intenção de movimento: EMG

Para a obtenção dos estímulos musculares do paciente é utilizado um sensor EMG BITalino, uma plataforma open-source que já possui um retificador e filtros passa-baixas e passa-altas. A partir da saída do sensor é utilizado um algoritmo de rede neural para interpretar qual é o movimento que o paciente deseja realizar e gerar um set-point para o sistema de controle.

### 2.1.5 Sensor de posição: Encoder e driver

Devido aos atuadores utilizados no projeto serem motores DC sem escovas, para que o controle de posição seja possível é necessário a utilização de um driver. Por isso é utilizado um driver EPOS4 Disk 60/8 CAN que se conecta ao motor EC 60 flat, que por sua vez já possui um sensor hall. Este driver já possui a finalidade de controle PI de posição, corrente e velocidade, e controle PID de posição.



Para medição de posição do atuador é utilizado um encoder incremental MILE 512–4096 Maxon de 4096 pulsos por volta, dois canais e com velocidade mecânica máxima de 4096 rpm em cada polia. Por ser um encoder incremental, sua posição absoluta deve ser gravada na memória do microcontrolador. Utilizando os sinais recebidos do encoder pelo microcontrolador, através de uma tabela de posição (armazenada na EEPROM, por exemplo), é possível saber o incremento de posição, sentido de rotação e também a velocidade. Por exemplo, com dois canais no sentido horário teremos, em binário, o sinal: 01,00,10,11; e no sentido anti-horário: 11,10,00,01.

### 2.1.6 Sensor de força: Célula de carga

Utilizando extensômetros conectados a uma célula de carga que será confeccionada no Laboratório de Biomecatrônica, mede-se a diferença de torque exercida pelo exoesqueleto e o paciente.

### 2.1.7 Cabo *Bowden*

Para transmissão de torque dos motores às polias é utilizado cabos *Bowden IGUS* da família robolink que aguenta trações elevadas e possui baixo atrito.

Cabos *Bowden* reduzem o peso e a inércia dos braços, pois permitem que os motores operem à distância. Isso faz com que o projeto final tenha um valor bem reduzido em relação aos exoesqueletos que utilizam motores nas juntas.

## 2.2 Análise cinemática

Para análise da cinemática do exoesqueleto, é utilizado o método de Denavit-Hartenberg e com isso obter as posições, velocidades e acelerações angulares dos dois atuadores e também as velocidades e acelerações lineares dos centros de massa de cada elo do exoesqueleto. Através da cinemática inversa, tendo como entrada posições (x,y,z) da ponta do braço do exoesqueleto é possível ter os ângulos dos atuadores para cada posição como saída, que serão usados como referência de posição para malha de controle.

## 2.3 Análise dinâmica

Com a cinemática desenvolvida, através do método de Gibbs-Apperl o modelo dinâmico do exoesqueleto é obtido. Com isto, os esforços dos atuadores pode ser mensurado para cada velocidade e aceleração desejada. Utilizando o software Matlab, é verificado se os gráficos são compatíveis com o esperado para dinâmica do mecanismo.

## 2.4 Modelagem e Malha de controle

A malha de controle será projetada e simulada utilizando o Simulink (The MathWorks Inc, USA). devem ser primeiro modelado os motores sem escovas Maxon EC 60 Flat 647695 operados pelo driver Maxon EPOS4 Disk 60/8 CAN (688770), e os cabos *Bowden* utilizados para transmissão.

## 3 DETALHAMENTO DO PROJETO

### 3.1 Formulação Matemática

A modelagem do exoesqueleto deve se iniciar pela cinemática do mecanismo. Primeiramente buscamos representar a cinemática direta do mesmo através do método de Denavit-Hartenberg, obtendo a posição do braço para cada posição dos motores e da mola. Após isso, cinemática inversa do mecanismo, de tal forma que seja dada a posição dos motores para uma posição desejada do braço.

#### 3.1.1 Cinemática direta do exoesqueleto: Método de Denavit-Hartenberg

O mecanismo do braço pode ser representado como elos e juntas em dois planos. No primeiro plano se encontra as costas do usuário, onde está a mola e a junta prismática. O plano paralelo a este de distância  $L_{1b}$  contém o vetor perpendicular a superfície do braço.

O sistema de coordenadas fixo é colocado no ponto de fixação da mola.

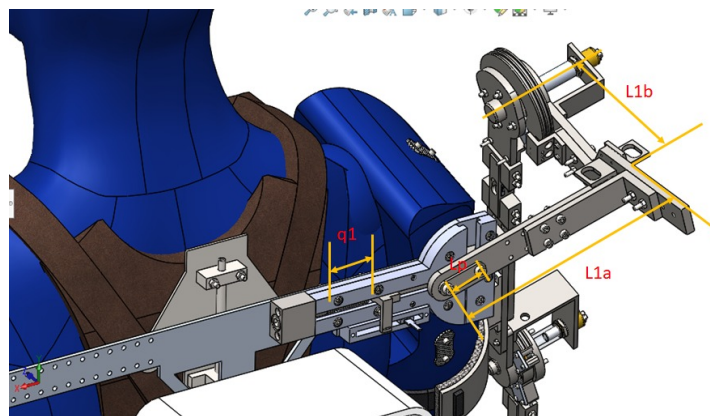


Figura 16: Representação no modelo CAD do exoesqueleto dos elos e juntas conforme nomeados para a utilização do método de Denavit-Hartenberg

| Elo | $\alpha_i$ | $a_i$    | $\theta$      | $d_i$    |
|-----|------------|----------|---------------|----------|
| 1   | $\alpha$   | $q_1$    | 0             | 0        |
| 2   | 0          | $L_{1a}$ | 0             | $L_{1b}$ |
| 3   | 0          | 0        | $q_2 - \pi/2$ | 0        |
| 4   | 0          | 0        | $q_3$         | $L_2$    |

Tabela 1: Tabela critério de Denavit

Em que  $\alpha_i$  representa as rotações em torno do eixo x,  $a_i$  os deslocamentos em z,  $\theta$  as rotações em torno do eixo Z, e  $d_i$  os deslocamentos Z.

O movimento do braço pode ser descrito como sendo composto de rotações e deslocamentos lineares.  $L_2$  = comprimento do braço  $L_3$  = comprimento do antebraço  $e$  = espessura da polia no ombro  $q_1$  = comprimento da mola  $q_2$  = rotação da junta ombro-braço  $q_3$  = rotação da junta braço-antebraço  $\alpha = \cos^{-1}(\frac{L_p - q_1}{L_p})$

$$T_1 = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & \cos(-\alpha) & -\sin(-\alpha) & 0 \\ 0 & \sin(-\alpha) & \cos(-\alpha) & q_1 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & \cos(\alpha) & \sin(\alpha) & 0 \\ 0 & -\sin(\alpha) & \cos(\alpha) & q_1 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

$$T_2 = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & L_{1b} \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & L_{1a} \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

$$T_3 = \begin{bmatrix} \cos(q_2 - \pi/2) & -\sin(q_2 - \pi/2) & 0 & 0 \\ \sin(q_2 - \pi/2) & \cos(q_2 - \pi/2) & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

$$T_4 = \begin{bmatrix} \cos(q_3) & -\sin(q_3) & 0 & L_2 \\ \sin(q_3) & \cos(q_3) & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

$$rp = \begin{bmatrix} L_3 \\ 0 \\ 0 \\ 1 \end{bmatrix}$$

$$r = \begin{bmatrix} L_3 \sin(q_3 + q_2) + L_2 \sin(q_2) + L_{1b} \\ -L_3 \cos(q_3 + q_2) * \cos(\alpha) - L_2 \cos(q_2) * \cos(\alpha) + L_{1a} \sin(\alpha) \\ +L_3 \cos(q_3 + q_2) * \sin(\alpha) + L_2 \sin(\alpha) \cos(q_2) + L_{1a} \cos(\alpha) + q_1 \\ 1 \end{bmatrix}$$

$$v = \begin{bmatrix} L_3 \cos(q_3 + q_2)(\dot{q}_3 + \dot{q}_2) + L_2 \cos(q_2) \dot{q}_2 \\ L_3 [\sin(q_3 + q_2)(\dot{q}_3 + \dot{q}_2) * \cos(\alpha) + \cos(q_3 + q_2) * \sin(\alpha) \dot{\alpha}] \\ +L_2 [\sin(q_2) \dot{q}_2 \cos(\alpha) + \cos(q_2) \sin(\alpha) \dot{\alpha}] \\ +L_{1a} \cos(\alpha) \dot{\alpha} \\ L_3 [-\sin(q_3 + q_2)(\dot{q}_3 + \dot{q}_2) * \sin(\alpha) + \cos(q_3 + q_2) * \cos(\alpha) \dot{\alpha}] \\ +L_2 [\cos(\alpha) \dot{\alpha} \cos(q_2) - \sin(\alpha) \sin(q_2) \dot{q}_2] \\ -L_{1a} \sin(\alpha) \dot{\alpha} + \dot{q}_1 \\ 0 \end{bmatrix}$$

$$a = \begin{bmatrix} L_3 \cos(q_3 + q_2)(\ddot{q}_3 + \ddot{q}_2) - L_3 \sin(q_3 + q_2)(\dot{q}_3 + \dot{q}_2)^2 \\ + L_2 \cos(q_2)\ddot{q}_2 - L_2 \sin(q_2)\dot{q}_2^2 \\ L_3[(\cos(q_3 + q_2)(\dot{q}_3 + \dot{q}_2)^2 \cos(\alpha) + \sin(q_3 + q_2)((\ddot{q}_3 + \ddot{q}_2)\cos(\alpha) - (\dot{q}_3 + \dot{q}_2)\sin(\alpha)\dot{\alpha}) \\ + \cos(q_3 + q_2)(\cos(\alpha)\dot{\alpha}^2 + \sin(\alpha)\ddot{\alpha}) - \sin(q_3 + q_2)(\dot{q}_3 + \dot{q}_2)\sin(\alpha)\dot{\alpha}] \\ + L_2[\cos(q_2)\dot{q}_2^2 \cos(\alpha) + \sin(q_2)(\ddot{q}_2 \cos(\alpha) - \dot{q}_2 \sin(\alpha)\dot{\alpha}) \\ + \cos(q_2)(\sin(\alpha)\ddot{\alpha} + \cos(\alpha)\dot{\alpha}^2) - \sin(q_2)\dot{q}_2 \sin(\alpha)\dot{\alpha}] \\ + L_{1a}(\cos(\alpha)\ddot{\alpha} - \sin(\alpha)\dot{\alpha}^2) \\ L_3[-\cos(q_3 + q_2)(\dot{q}_3 + \dot{q}_2)^2 \sin(\alpha) - \sin(q_3 + q_2)((\ddot{q}_3 + \ddot{q}_2)\sin(\alpha) + (\dot{q}_3 + \dot{q}_2)\cos(\alpha)\dot{\alpha}) \\ + \cos(q_3 + q_2)(\cos(\alpha)\ddot{\alpha} - \sin(\alpha)\dot{\alpha}^2) - \sin(q_3 + q_2)(\dot{q}_3 + \dot{q}_2)\cos(\alpha)\dot{\alpha}] \\ + L_2[\cos(\alpha)(\ddot{\alpha}\cos(q_2) - \dot{\alpha}\sin(q_2)) - \sin(\alpha)\dot{\alpha}^2 \cos(q_2) \\ - \cos(\alpha)\dot{\alpha}\sin(q_2)\dot{q}_2] - \sin(\alpha)(\cos(q_2)\dot{q}_2^2 + \sin(q_2)\ddot{q}_2)] \\ - L_{1a}[\sin(\alpha)\ddot{\alpha} + \cos(\alpha)\dot{\alpha}^2] + \ddot{q}_1 \\ 0 \end{bmatrix}$$

O vetor  $r$  representa as coordenadas  $x$ ,  $y$  e  $z$  do ponto  $P$  e os vetores  $v$  e  $a$  suas respectivas velocidades e acelerações nas direções  $x$ ,  $y$  e  $z$ .

### 3.1.2 Dinâmica do exoesqueleto: Método de Gibbs-Appel

Em posse do vetor de posição, velocidade e aceleração, é possível agora a formulação dos esforços dos atuadores utilizando o método de Gibbs-Appel. Este método necessita da matriz jacobiana da velocidade linear do centro de massa ( $V$ ) e da velocidade angular ( $\omega$ ) de cada elo do mecanismo e de um vetor  $F$  das forças resultantes em cada elo utilizando a segunda lei de Newton, e para isso é necessário calcular a aceleração do centro de massas de cada elo.

**Derivada do ângulo de abdução/adução do braço em relação ao tempo:**

$$\frac{d\alpha}{dt} = \frac{d\alpha}{dq_1} * \frac{dq_1}{dt}$$

**Calculo das velocidades e acelerações de cada elo:**

$$V_{deL_{1a}} = \frac{\dot{q}_1}{\sqrt{1 - (\frac{L_{p-q_1}}{L_p})^2}} * \frac{L_{1a}}{2} (-\sin\alpha * k + \cos\alpha * j)$$

$$AdeL_{1a} = \ddot{\alpha} * \frac{L_{1a}}{2} (-\sin\alpha * k + \cos\alpha * j) + \dot{\alpha}^2 * \frac{L_{1a}}{2} (-\cos\alpha * k - \sin\alpha * j)$$

$$\omega_{L_{1a}} = \dot{\alpha} * i = \frac{\dot{q}_1}{\sqrt{1 - (\frac{L_p - q_1}{L_p})^2}} i$$

$$\frac{dVdeL_{1a}}{d\dot{q}_1} = \left( -\frac{L_{1a}}{2\left(\sqrt{1 - (\frac{L_p - q_1}{L_p})^2}\right)} * \sin\alpha \right) k + \cos\alpha * \frac{L_{1a}}{2\left(\sqrt{1 - (\frac{L_p - q_1}{L_p})^2}\right)} j$$

$$\frac{d\omega}{d\dot{q}_1} = \frac{1}{\sqrt{1 - (\frac{L_p - q_1}{L_p})^2}}$$

$$VdeL_{1b} = \frac{\dot{q}_1}{\sqrt{1 - (\frac{L_p - q_1}{L_p})^2}} * L_{1a} (-\cos\alpha * j - \sin\alpha * k)$$

$$\frac{dVdeL_{1b}}{d\dot{q}_1} = \left( -\frac{L_{1a}}{\sqrt{1 - (\frac{L_p - q_1}{L_p})^2}} * \sin\alpha \right) k + \cos\alpha \frac{L_{1a}}{\sqrt{1 - (\frac{L_p - q_1}{L_p})^2}} j$$

$$AdeL_{1b} = \ddot{\alpha} * L_{1a} (-\sin\alpha * k + \cos\alpha * j) + \dot{\alpha}^2 * L_{1a} (-\cos\alpha * k - \sin\alpha * j)$$

$$VdeL_2 = \frac{\dot{q}_1}{\sqrt{1 - (\frac{L_p - q_1}{L_p})^2}} * (L_{1a} (-\sin\alpha * k - \cos\alpha * j) + \frac{L_2 \cos q_2}{2} (-\cos\alpha * k + \sin\alpha * j)) + \dot{q}_2 \frac{L_2}{2} (\cos q_2 * i + \sin q_2 * (\cos\alpha * j + \sin\alpha * k))$$

$$AdeL_2 = AdeL_{1b} + \frac{L_2}{2} (\ddot{q}_2 \sin q_2 \sin\alpha + (\dot{q}_2^2 + \dot{\alpha}^2) \cos q_2 \sin\alpha - \ddot{\alpha} \cos q_2 \cos\alpha + 2\dot{\alpha} \dot{q}_2 \sin q_2 \cos\alpha) * k + \frac{L_2}{2} (\ddot{q}_2 \cos q_2 - \dot{q}_2^2 \sin q_2) i + \frac{L_2}{2} (\ddot{q}_2 \sin q_2 \cos\alpha + (\dot{q}_2^2 + \dot{\alpha}^2) \cos q_2 \cos(\alpha) + \ddot{\alpha} \cos q_2 \sin\alpha - 2\dot{\alpha} \dot{q}_2 \sin q_2 \sin\alpha) j$$

$$\omega_{L_2} = \dot{\alpha} * i + \dot{q}_2 * (\sin\alpha * j + \cos\alpha * k)$$

$$\frac{dVdeL_2}{d\dot{q}_1} = \frac{1}{\sqrt{1 - (\frac{L_p - q_1}{L_p})^2}} * (L_{1a} (-\sin\alpha * k - \cos\alpha * j) + \frac{L_2 \cos q_2}{2} (-\cos\alpha * k + \sin\alpha * j))$$

$$\frac{dVdeL_2}{d\dot{q}_2} = \frac{L_2}{2} (\cos q_2 * i + \sin q_2 * (\cos\alpha * j + \sin\alpha * k))$$

$$\frac{d\omega_{L_2}}{d\dot{q}_1} = \frac{1}{\sqrt{1 - (\frac{L_p - q_1}{L_p})^2}} i$$

$$\frac{d\omega_{L_2}}{d\dot{q}_2} = \sin\alpha * j + \cos\alpha * k$$

$$VdeL_3 = [L_3/2 * \cos(q_3 + q_2)(\dot{q}_3 + \dot{q}_2) + L_2 \cos(q_2) \dot{q}_2] i$$

$$\begin{aligned}
& + [L_3/2 * [\sin(q_3 + q_2)(\dot{q}_3 + \dot{q}_2) * \cos(\alpha) + \cos(q_3 + q_2) * \sin(\alpha)\dot{\alpha}] \\
& + L_2[\sin(q_2)\dot{q}_2\cos(\alpha) + \cos(q_2)\sin(\alpha)\dot{\alpha}] + L_{1a}\cos(\alpha)\dot{\alpha}]j \\
& + [L_3/2 * [-\sin(q_3 + q_2)(\dot{q}_3 + \dot{q}_2) * \sin(\alpha) + \cos(q_3 + q_2) * \cos(\alpha)\dot{\alpha}] \\
& + L_2[\cos(\alpha)\dot{\alpha}\cos(q_2) - \sin(\alpha)\sin(q_2)\dot{q}_2] - L_{1a}\sin(\alpha)\dot{\alpha}]k
\end{aligned}$$

$$\begin{aligned}
AdeL_3 = AdeL_2, extrem & + \frac{L_3}{2}(\ddot{\alpha}\cos\alpha * \cos(q_2 + q_3) - (\ddot{q}_2 + \ddot{q}_3)\sin(q_2 + q_3)\sin\alpha - ((\dot{q}_2 + \dot{q}_3)^2 + \dot{\alpha}^2)\sin(\alpha)\cos(q_2 + q_3) - 2(\dot{q}_2 + \dot{q}_3)\dot{\alpha}\sin(q_2 + q_3)\cos\alpha) * k + \\
& \frac{L_3}{2}((\ddot{q}_2 + \ddot{q}_3)\cos(q_3 + q_2) - (\dot{q}_2^2 + \dot{q}_3^2)\sin(q_3 + q_2))i + \\
& \frac{L_3}{2}((\ddot{q}_2 + \ddot{q}_3)\sin(q_3 + q_2)\cos\alpha + ((\dot{q}_2 + \dot{q}_3)^2 + \dot{\alpha}^2)\cos(q_3 + q_2)\cos\alpha + \ddot{\alpha}\sin\alpha * \cos(q_1 + q_2) - \\
& 2\dot{\alpha}(\dot{q}_2 + \dot{q}_3)\sin(q_2 + q_3)\sin\alpha)j
\end{aligned}$$

$$\omega deL_3 = \dot{\alpha} * i + (\dot{q}_3 + \dot{q}_2) * (\sin\alpha * j + \cos\alpha * k)$$

$$\begin{aligned}
\frac{dV deL_3}{dq_1} & = \frac{1}{\sqrt{1 - (\frac{L_p - q_1}{L_p})^2}} * (L_{1a}(-\sin\alpha * k + \cos\alpha * j) + L_2\cos q_2(\cos\alpha * k + \sin\alpha * j) + \\
& \frac{L_3\cos(q_3 + q_2)}{2}(\cos\alpha * k + \sin\alpha * j))
\end{aligned}$$

$$\begin{aligned}
\frac{dV deL_3}{dq_2} & = (L_2(\cos q_2 i + \sin q_2(\cos(\alpha)j - \sin(\alpha)k)) + (L_3/2(\cos(q_2 + q_3)i + \sin(q_2 + q_3)(\cos(\alpha)j - \sin(\alpha)k)))
\end{aligned}$$

$$\frac{dV deL_3}{dq_3} = (L_3/2(\cos(q_2 + q_3)i + \sin(q_2 + q_3)(\cos(\alpha)j - \sin(\alpha)k)))$$

$$\frac{d\omega_{L_3}}{dq_1} = \frac{1}{\sqrt{1 - (\frac{L_p - q_1}{L_p})^2}}i$$

$$\frac{d\omega_{L_3}}{dq_2} = \sin\alpha * j + \cos\alpha * k$$

$$\frac{d\omega_{L_3}}{dq_3} = \sin\alpha * j + \cos\alpha * k$$

### Matriz Jacobiana:

A matriz jacobiana  $J$  do exoesqueleto é apresentada a seguir, em que  $J_1$  representa a matriz jacobiana do elo do ombro,  $J_2$  a matriz do braço e  $J_3$  do antebraço. A primeira linha representa derivada em relação a  $\dot{q}_1$ , a segunda em relação a  $\dot{q}_2$  e a terceira em relação a  $\dot{q}_3$ .

$$J = \begin{bmatrix} J_1 & J_2 & J_3 \end{bmatrix}$$



$$J_1 = \begin{bmatrix} 0 & \cos\alpha \frac{L_{1a}}{2} * \frac{1}{\beta} & (-\frac{1}{\beta} * \frac{L_{1a}}{2} * \sin\alpha) & \frac{1}{\beta} & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \end{bmatrix}$$

$$J_2 = \begin{bmatrix} 0 & \cos\alpha \frac{L_{1a}}{\beta} & -\frac{L_{1a}}{\beta} * \sin\alpha & \frac{1}{\beta} & 0 & 0 \\ \frac{L_2}{2} \cos(q_2) & \frac{L_2}{2} \sin(q_2) * \cos(\alpha) & \frac{L_2}{2} \sin(q_2) * \sin(\alpha) & 0 & \sin\alpha & \cos\alpha \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \end{bmatrix}$$

$$J_3 = \begin{bmatrix} 0 & \frac{L_{1a} \cos\alpha}{\beta} & \frac{-L_{1a} \sin\alpha}{\beta} & \frac{1}{\beta} & 0 & 0 \\ (L_2 \cos q_2 + \frac{L_3}{2} \cos(q_2 + q_3)) & \cos(\alpha)(L_2 \sin(q_2) + \frac{L_3}{2} \sin(q_2 + q_3)) & -\sin(\alpha)(L_2 \sin(q_2) + \frac{L_3}{2} \sin(q_2 + q_3)) & 0 & \sin\alpha & \cos\alpha \\ (\frac{L_3}{2} \cos(q_2 + q_3)) & (\frac{L_3}{2} \sin(q_2 + q_3)) \cos(\alpha) & -(\frac{L_3}{2} \sin(q_2 + q_3)) \sin(\alpha) & 0 & \sin\alpha & \cos\alpha \end{bmatrix}$$

$$\beta = \sqrt{1 - \left( \frac{L_p - q_1}{L_p} \right)^2} = \frac{\dot{q}_1}{\dot{\alpha}}$$

**Vetor de Esforços:**

$$F = \begin{bmatrix} 0 \\ (m_{L_{1a}} + m_{L_{1b}}) * (-a_g - \ddot{\alpha} * \frac{L_{1a}}{2} (\cos\alpha) + \dot{\alpha}^2 * \frac{L_{1a}}{2} (\sin\alpha) \\ Fm + (m_{L_{1a}} + m_{L_{1b}})(-\ddot{q}_1 + \ddot{\alpha} * \frac{L_{1a}}{2} (\sin\alpha) + \dot{\alpha}^2 * \frac{L_{1a}}{2} (\cos\alpha)) \\ I_1 * \ddot{\alpha} \\ 0 \\ 0 \\ -A_{L_{2x}} * (m_{L_2}) \\ -(a_g + A_{L_{2y}}) * (m_{L_2}) \\ -A_{L_{2z}} * (m_{L_2}) \\ -I_{2x} \ddot{\alpha} \\ (Mt_2 - I_2 \ddot{q}_2) \sin(\alpha) - (I_{2z} \dot{q}_2 \dot{\alpha} + I_{2x} \dot{q}_2 \dot{\alpha}) \cos(\alpha) \\ (Mt_2 - I_2 \ddot{q}_2) \cos(\alpha) - (I_{2z} \dot{q}_2 \dot{\alpha} + I_{2x} \dot{q}_2 \dot{\alpha}) \sin(\alpha) \\ -A_{L_{3x}} * (m_{L_3}) \\ -(a_g + A_{L_{3y}}) * m_{L_3} \\ -A_{L_{3z}} * (m_{L_3}) \\ I_{3x} \ddot{\alpha} \\ (Mt_3 - I_3 \ddot{q}_3) \sin(\alpha) - (I_{3z} \dot{q}_3 \dot{\alpha} + I_{3x} \dot{q}_3 \dot{\alpha}) \cos(\alpha) \\ (Mt_3 - I_3 \ddot{q}_3) \cos(\alpha) - (I_{3z} \dot{q}_3 \dot{\alpha} + I_{3x} \dot{q}_3 \dot{\alpha}) \sin(\alpha) \end{bmatrix}$$

### Equações de Momento obtidas

$$Mt_2 = I_{2z}\ddot{q}_2 + 2(I_{2x} + I_{2z})\dot{q}_2\dot{\alpha} + L_2 \frac{(A_{L_2x}m_{L_2} + 2A_{L_3x}m_{L_3})\cos(q_2) + ((A_{L_2y} + a_g)m_{L_2} + 2(A_{L_3y} + a_g)m_{L_3}) * \sin(q_2) * \cos(\alpha) + (A_{L_2z}m_{L_2} - 2A_{L_3z}m_{L_3}) * \sin(q_2) * \sin(\alpha)}{2}$$

$$Mt_3 = I_{3z}\ddot{q}_3 + 2(I_{3x} + I_{3z})\dot{q}_3\dot{\alpha} + L_3m_{L_3} \frac{A_{L_3x}\cos(q_2 + q_3) + (A_{L_3y} + a_g) * \sin(q_2 + q_3) * \cos(\alpha) - A_{L_3z} * \sin(q_2 + q_3) * \sin(\alpha)}{2}$$

A partir da modelagem dinâmica do sistema, foi possível obter os toques dos motores do ombro e cotovelo sob um movimento uniformemente variável (MUV) com aceleração de  $\frac{\pi}{3} rad/s^2$ , que está ilustrado nos gráficos da figura 26.

### 3.1.3 Cinemática inversa do exoesqueleto: Método Geométrico

O exoesqueleto Suplexo é um mecanismo de três graus de liberdade em cada braço. Entretanto a junta prismática  $q_1$  não pode ser controlada, e também a cinemática não linear do ângulo  $\alpha$  gera uma complicação a mais no sistema. Como o mecanismo funciona grande parte do tempo com a guia prismática travada, para solução da cinemática inversa  $q_1$  foi mantido fixo, e por consequência o ângulo  $\alpha$  também. Assim, a cinemática inversa do Suplexo se torna a mesma de um manipulador de dois elos.

Para solução inversa da cinemática de mecanismos, para um mesmo objetivo existem diversas configurações possíveis, e o algoritmo deve ser capaz de escolher qual delas almejar. O espaço de trabalho alcançável do mecanismo é definido como um círculo de raio externo de  $L_2 + L_3$  e raio interno de  $L_2 - L_3$ , contudo o braço humano não realiza rotações de  $360^\circ$ , e sendo assim  $q_2$  opera no intervalo  $[-30^\circ; 120^\circ]$  e  $q_3$  no intervalo  $[0; 120^\circ]$ . A máxima velocidade angular do cotovelo deve ser de  $200^\circ/s$  e do ombro de  $120^\circ/s$ . Com isso é possível reduzir o número de soluções possíveis do algoritmo. Utilizar métodos numéricos não é a melhor solução para o controle de mecanismos, já que por exemplo, ao usar o método de Newton-Raphson de zero de funções, a solução obtida varia dependendo do chute original, e para que seja atingida uma das condições aceitáveis, é necessário que o algoritmo se repita várias vezes. Isso torna o mecanismo lento e imprevisível, necessitando várias iterações para achar uma resposta que não necessariamente é a desejada.

A solução de um manipulador planar de dois elos não necessita de métodos numéricos e pode ser obtida em Craig (2004), em que o autor utiliza um método algébrico e um método geométrico para obter os ângulos dos atuadores, que no caso do Suplexo são os ângulos  $q_2$  e  $q_3$ .

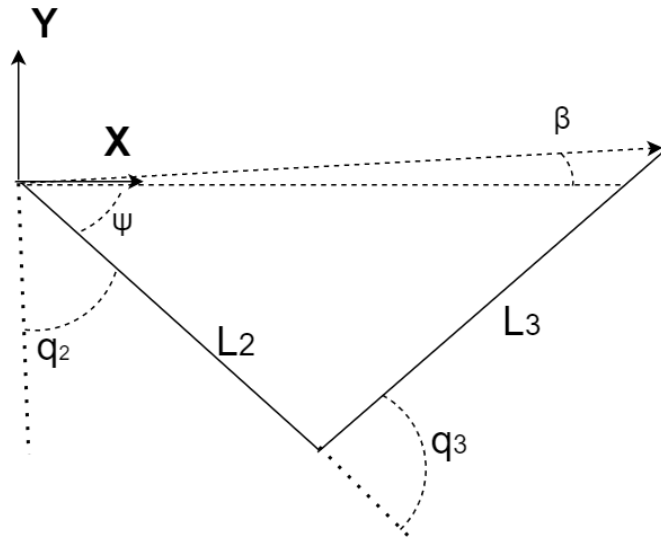


Figura 17: Representação do método geométrico para obtenção da posição dos atuadores para uma entrada X,Y

Pela Lei dos Cossenos:

$$X^2 + Y^2 = L_1^2 + L_2^2 - 2L_1L_2 * \cos(180 + q_3)$$

$$\cos(q_3) = \frac{X^2 + Y^2 - L_1^2 - L_2^2}{2L_1L_2}$$

$$\cos(\psi) = \frac{X^2 + Y^2 + L_1^2 - L_2^2}{2L_1\sqrt{X^2 + Y^2}}$$

$$\beta = \arctan\left(\frac{X}{-Y}\right)$$

$$R = \sqrt{X^2 + Y^2}$$

$$R\sin(q_2 + \psi) = X$$

$$R\cos(q_2 + \psi) = -Y$$

$$q_2 = \beta - \psi$$

Caso os valores de cosseno ultrapassem o intervalo [-1;1] ou caso  $q_2, q_3$  ultrapassem os

seus respectivos limites, a posição desejada não é possível de ser obtida.

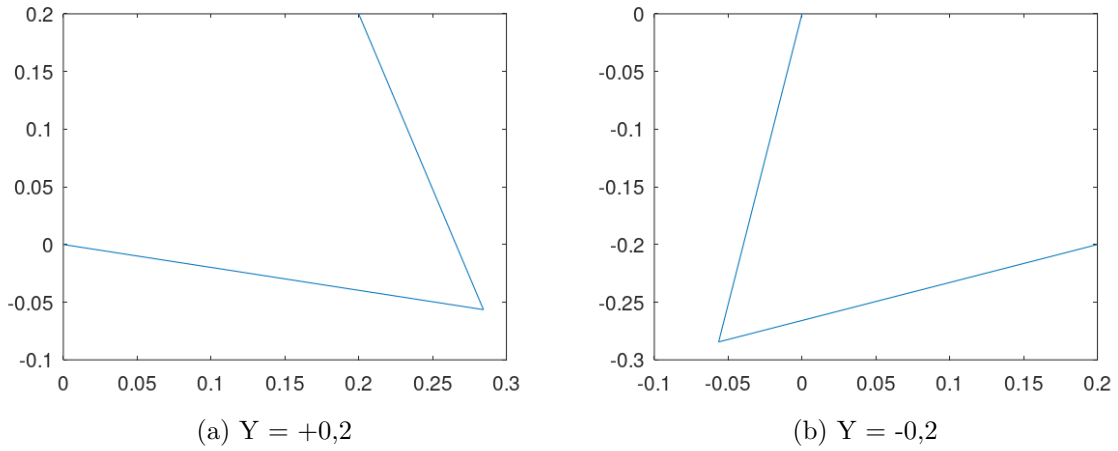


Figura 18: Configuração do braço e antebraço para  $X = 0,2$  e  $Y$  com um valor positivo e outro negativo. A junta do ombro se encontra na coordenada  $(X=0; Y=0)$

Os valores  $q_1$ ,  $q_2$  e  $q_3$  obtidos são utilizados como referência na malha de controle.

### 3.1.4 Modelagem dos Motores

Os motores responsáveis pela movimentação das juntas estão localizados no compartimento traseiro (a mochila) junto com o resto do sistema eletrônico. O torque dos motores é transmitido a junta através de polias.

Os motores utilizados são motores sem escovas EC 60 flat part number 647695, que possuem três fases e 7 pares de polos. A modelagem de motores sem escovas é mais complexa devido a presença dos inversores de corrente que são utilizadas junto do sensor hall. Em Mondal et al. (2015) é modelado no simulink uma forma de modelar um motor sem escovas. Neste trabalho é utilizada a mesma ideia, porém não são considerados a funcionalidade do inversor e do sensor hall. Foi adotada a hipótese de que todas as resistências e indutâncias das três fases são iguais, conforme descrito no datasheet.

Cada fase do motor apresenta a seguinte equação:

$$V = Ri + L \frac{di}{dt} + e_a$$

Em que  $V$  é a tensão do estator e  $e_a$  é a tensão da armadura.

Motores sem escovas possuem uma modelagem complexa devido aos sensores hall e sensores de back EMF, porém devido a funcionalidade driver, o mesmo pode ser modelado

como um motor DC simples usando as constantes fornecidas pelo fabricante. A tensão, ou back EMF pode ser dada como:

$$e_a = k_e * \omega$$

E o torque eletromotriz:

$$T_e = K_t * I$$

E igualando os momentos:

$$T_e = J\ddot{\theta}_m + B\dot{\theta}_m$$

J é o momento de inércia do motor.

Agora transformando cada equação pela transformada de Laplace:

$$I_a = \frac{V - e_a}{Ls + R}$$

$$I_a = \frac{\frac{V - k_v \theta_m s}{R}}{\frac{L}{R}s + 1}$$

$$\theta_m = \frac{k_t I_a}{Js^2 + Bs}$$

$$\frac{\theta_m}{V} = \frac{k_t}{(Js^2 + Bs)(R + Ls) + k_v k_t}$$

Deve ser levado ainda em consideração que o rendimento do motor é de 86,3%, e por isso o torque será menor do que o calculado:

$$T = 0,863 * T_e$$

$$\tau = K_t \left( \frac{V - K_e \theta_m s}{R} \right) * 0,863 - J_m \theta_m s^2 - Bs \theta_m - T_{at}$$

|       |                            |
|-------|----------------------------|
| $K_t$ | 0,113 Nm/A                 |
| $K_e$ | 0,012V/rpm                 |
| $J_m$ | 0,810E-4 kg/m <sup>4</sup> |
| R     | 1.11 $\Omega$              |
| L     | 1.28 mH                    |

### 3.1.5 Modelagem de cabo *Bowden*

Cabos *Bowden* são um tipo de cabo desenvolvidos em 1896 para serem usados em um sistema de freio de bicicletas (English Patent 25,325 and U.S. Pat. No. 609,570) para posteriormente serem amplamente usados em aeronaves, e nos dias de hoje, terem um uso para confecção de exoesqueletos.

O cabo é formado por uma camada de alojamento e por um fio interno. O alojamento é fixo, servindo como suporte ao fio interno que se locomove por dentro deste que por sua vez é o responsável pela transmissão de movimento. Ligar os cabos diretamente faz com que o torque aplicado ao exoesqueleto esteja conectado ao motor sem nenhuma limitação, o que poderia gerar altos picos de corrente e resultar em uma sobrecarga do motor. Devido a isso, é utilizada uma mola acoplada em série com o cabo. (Junior et al., 2016) Esse tipo de atuação é denominada de SEA (series elastic actuator) e consiste em um elemento elástico acoplado ao motor servindo como proteção contra impactos, aumento da potência de saída e garantia de baixa impedância mecânica na saída. Em alguns trabalhos, o elemento elástico serve como um sensor para o controle de força, já que devido ao atrito, torque das engrenagens do motor, Stick-slip e a folgas nos cabos, a medição de força se torna imprecisa utilizando a corrente. No exoesqueleto Suplexo, contudo, esta função já é realizada pela célula de carga que mede a diferença entre o torque exercido pelo paciente e pelo exoesqueleto.

Para o cálculo da tensão de entrada:

$$T_{in} = F_{r,1} - F_{r,2}$$

Tal que:

$$F_{r,n} = k(L_o - x_n)$$

Conforme em Hofmann et al. (2018), a tração de saída do cabo pode ser calculada como:

$$T_{out} = T_{in} \exp[-\mu\theta(L)]$$

Em que  $\theta(L)$  é a soma de todos os ângulos formados pelo cabo *Bowden* e  $T_{out}$  é o valor medido pela célula de carga.

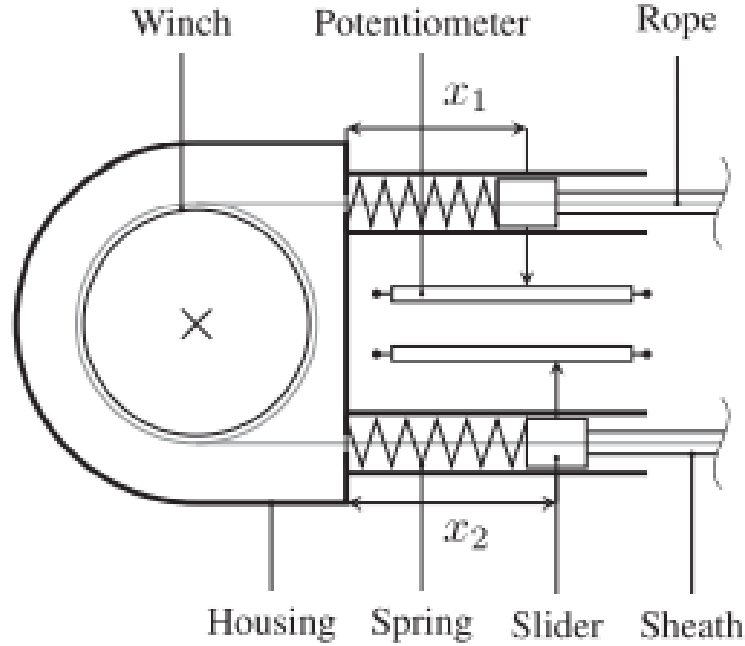


Figura 19: Extraído de Hofmann et al. (2018)

Para cabos *Bowden*, o atrito é um fator predominante na sua funcionalidade e não pode ser desprezado. Para mensurar  $\theta(L)$ , diversas formas foram utilizadas em diferentes artigos. Em Hofmann et al. (2018), o autor utilizou um sensor de medida de ângulos no cabo que utiliza um sensor de efeito hall. Em Miha Dežman (2018), foi utilizado o modelo de atrito de Stribeck, porém não considera o atrito devido ao dobramento do cabo. Para esse trabalho utilizamos uma simplificação utilizado pelo mestrando Victor Bartolomeu em seu trabalho "Controle em mecanismos atuados por cabos para interação humana", em que é suposto que os cabos formam apenas um arco de circunferência entre a polia motora e a polia movida.

$$L = \frac{d * \cos(\frac{\alpha_1}{2})}{2 * \sin(\frac{\alpha_1}{2})} * \alpha$$

A equação anterior não possui solução analítica para encontrar o ângulo  $\alpha$  formado pela circunferência, tal que  $L$  é o comprimento da circunferência do cabo e  $d$  é a distância da saída da mochila até a polia.

Para a segunda polia,  $d_2 = d_1 + l_1$ , e com isso pode ser obtido  $\alpha_2$  na posição do antebraço em  $90^\circ$ . Para outras posições, o ângulo  $\alpha_2$  é definido como:

$$\alpha_2 = \alpha_{2q_2=\frac{\pi}{2}} + \frac{\pi}{2} - q_2$$

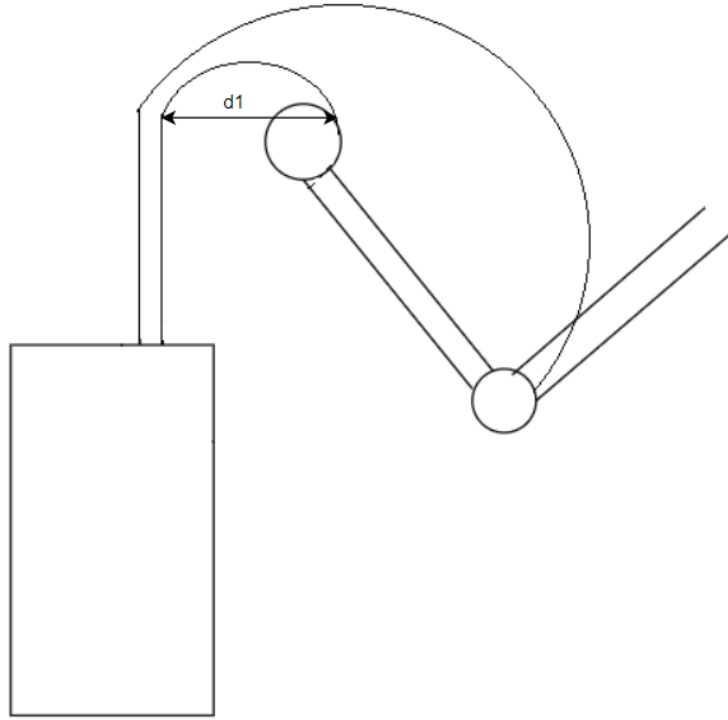


Figura 20: Esquema do posicionamento dos cabos *Bowden* no exoesqueleto

Para o torque gerado pelo atrito dos cabos:

$$\tau_{at} = r_1 T_{in} - r_2 T_{out}$$

Em que  $r_1$  é o raio da polia de entrada e  $r_2$  o raio da polia presa ao exoesqueleto.

O torque do motor:

$$J_m \ddot{q}_m + D \dot{q}_m + \tau_{at} + \tau_L = \tau_m$$

Tal que  $J_m$  é a inércia do motor,  $\tau_m$  é o torque do motor,  $\tau_L$  é o torque da carga e  $D$  é um coeficiente de atrito viscoso,  $q_m$  é a posição angular do motor.  $\tau_L$  é o torque representado pela equação obtida pelo método de Gibbs-Appel.

### 3.1.6 Modelagem Célula de Carga

Uma célula de carga é um transdutor utilizado para medição de forças e deformações. Utilizando uma ponte de Wheatstone em que os quatro resistores tem seus valores dependentes da deformação, a partir da tensão de saída é possível obter-se a deformação causada no transdutor. A tensão de saída é dada pela seguinte expressão:



$$V_{out} = V_{in} \left( \frac{R_3}{R_3 + R_4} - \frac{R_2}{R_1 + R_2} \right)$$

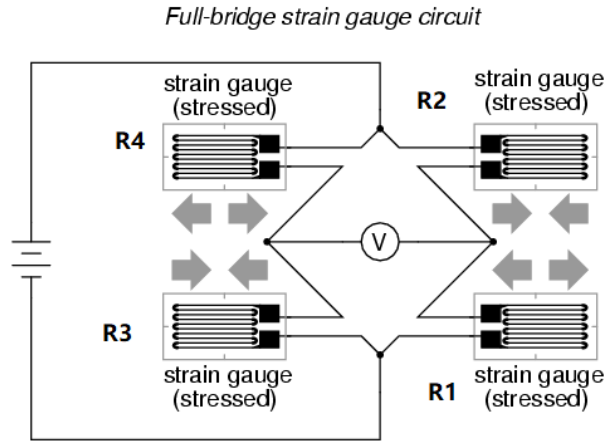


Figura 21: Extraído de All About Circuits

Como as variações de deformação da célula geram pequenas diferenças na tensão de saída, é então utilizado um amplificador de tensão, e para evitar ruídos, é utilizado um filtro passa baixa. Após isso, o valor obtido deve ser convertido através de um ADC para poder ser lido pelo microcontrolador. Em nosso projeto, foi decidido que o ADC deveria ter uma resolução de 16 bits, mas o custo deste em relação a um ADC de 12 bits é expressivo. Por isso no momento, é utilizado o ADC de 16 bits que já está embutido no Arduino.

Um amplificador diferencial segue a seguinte fórmula de saída, supondo que  $R_1 = R_2$  e  $R_3 = R_4$ :

$$V_{out} = \frac{R_3}{R_1} (V_2 - V_1)$$

Para equipamentos de medida, é convencionado a utilização de amplificadores diferenciais de instrumentação, que garantem alta impedância na entrada, baixo ruído, e por consequência, alta precisão e estabilidade. A saída deste amplificador é:

$$V_{out} = \frac{R_3}{R_1} (V_2 - V_1) \left( 1 + \frac{2R_{in}}{R_{gain}} \right)$$

O filtro usado foi um Butterworth de quarta ordem passa-baixas topologia Sallen-Key. Sua frequência de corte é dada por:

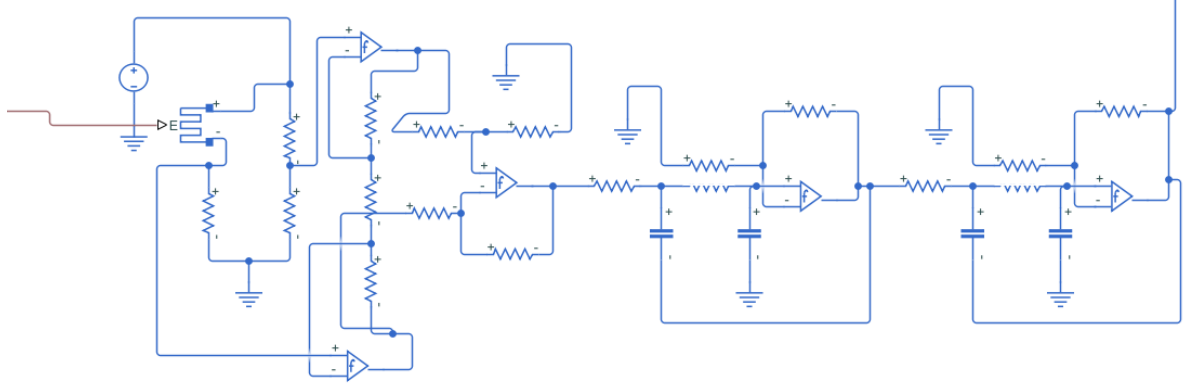


Figura 22: Circuito da célula de carga, com amplificador diferencial Butterworth de quarta ordem com configuração Sallen-Key (projetado no Simulink (The Mathworks Inc, USA)).

$$f_c = \frac{1}{2\pi\sqrt{R_2 R_3 C_2 C_3}}$$

A equação que representa a deformação medida em relação a tensão de saída é:

$$V = KE\epsilon$$

- $V$  = tensão de saída.
- $K$  = fator de sensibilidade do extensômetro
- $E$  = tensão de entrada.
- $\epsilon$  = deformação da célula.

A célula de carga é então calibrada para diversas cargas aplicadas, e a partir disso, obtém-se a curva de tensão por deformação e por consequência (através do módulo de Young do material) a força aplicada, e utilizando a distância da célula à polia tem-se o torque.

### 3.1.7 Torque Exercido pelo Paciente

O controle do exoesqueleto deve levar em consideração o torque exercido pelo paciente, pois sua função é auxiliar o movimento do paciente. Quando o paciente tenta mover o braço, existe um pequeno deslocamento entre a posição do braço do paciente e do braço do exoesqueleto, que pode ser medida pela célula de carga. O motor então tentará reduzir essa diferença de posição e alinhar o exoesqueleto ao braço. Assim a equação será:

$$J_h \ddot{\theta}_h + D_h \dot{\theta}_h + k_h \theta_h = \tau_h$$

Em que  $J_h$ ,  $D_h$  e  $k_h$  representam a inércia, amortecimento e rigidez do braço humano, respectivamente, e  $\tau_h$  representa o torque exercido pelo paciente.

Na malha de controle, entrada do bloco da célula de carga é:  $\tau = \tau_h - \tau_m$

Os parâmetros de impedância humanos não são constantes nem lineares, e durante uma mesma trajetória podem variar muito. Quando a pessoa faz um movimento fluido e repentinamente para, sua impedância é alterada para que o músculo haja de maneira a seguir o trajeto definido pelo sistema nervoso central. A impedância varia dependendo do tônus muscular, gênero, idade, altura e postura.

Em muitos trabalhos, para a previsão de movimento utiliza-se algoritmos de previsão de movimento, como utilização de feedforward e modelagens complexas que levam em consideração a posição de um músculo em relação a outro. Para este trabalho, como o torque aplicado pelo paciente é medido pela célula de carga, valores constantes de impedância foram usados. Os parâmetros utilizados neste trabalho foram extraídos de Stroeve (1999). Dele temos que o valor de  $K$  varia de 0,6 a 4  $N/rad$ ;  $B$  varia de 0,51 a 3,4;  $J = 0,025 Kgm^2$  para o braço e para o ante-braço  $J = 0,0065 Kgm^2$

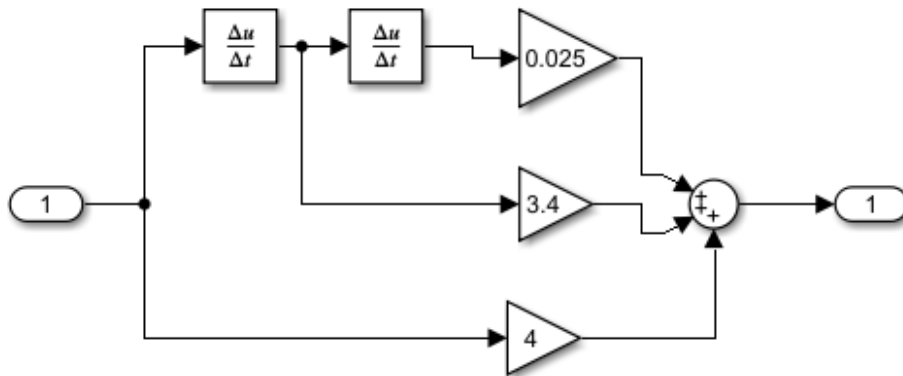


Figura 23: Modelo de inércia do braço humano no Simulink

### 3.1.8 Controlador de Impedâncias

Na malha de controle da figura 12, existe um bloco denominado de Impedância desejada. Sua função de transferência é dada por:

$$\frac{\theta_d}{\tau} = \frac{1}{J_d s^2 + B_d s + K_d}$$

$\theta_d$  é a posição desejada que entra como a referência na malha de controle do exoesqueleto. Os parâmetros  $J_d$ ,  $B_d$  e  $K_d$  são fornecidos de maneira a amplificar o movimento (os parâmetros são menores que os parâmetros humanos), ou reduzir (os parâmetros são maiores que os parâmetros humanos).

O controle de impedâncias funciona então como um balanço entre forças de contato e acurácia da posição.

- Alto  $J_d$  e baixo  $K_d$ : baixas forças de contato
- Alto  $K_d$  e baixo  $J_d$ : utilizado para quando não há resistências, bom para seguir trajetórias.
- $B_d$  é utilizado para o alterar o formato do transiente da curva (amortecimento).

### 3.1.9 Planta Completa

Como o ângulo de adução  $\alpha$  não pode ser controlado pelo esqueleto (somente pelo usuário quando a mola está livre), o mesmo será fixado em 0, o que também reduz a complexidade da dinâmica e facilita o controle.

#### 3.1.9.1 Modelo não linear

$$A\ddot{q} + B\dot{q} + C = \tau + \tau_h$$

$$A = \begin{bmatrix} a_{11} & a_{12} \\ a_{21} & a_{22} \end{bmatrix}, B = \begin{bmatrix} b_{11} & b_{12} \\ b_{21} & b_{22} \end{bmatrix}, C = \begin{bmatrix} c_1 \\ c_2 \end{bmatrix}$$

$$a_{11} = I_{z2} + L_2 \left( \frac{L_2 m_{L2} \cos^2(q_2)}{4} + m_{L3} L_2 \cos^2(q_2) + \frac{m_{L3} L_3 \cos(q_2 + q_3) \cos(q_2)}{2} + \frac{m_{L2} L_2 \sin^2(q_2)}{4} + \right.$$

$$\left. m_{L3} L_3 \sin^2(q_2) + \frac{m_{L3} L_3 \sin(q_2 + q_3) \sin(q_2)}{2} \right)$$

$$a_{12} = \frac{L_3 L_2 m_{L3}}{2} (\cos(q_2 + q_3) \cos(q_2) + \sin(q_2 + q_3) \sin(q_2))$$

$$a_{21} = m_{L3} L_3 \left( \frac{L_3}{4} \cos^2(q_2 + q_3) + \frac{L_2}{2} \cos(q_2 + q_3) \cos(q_2) + \frac{L_3}{4} \sin^2(q_2 + q_3) + \frac{L_2}{2} \sin(q_2 + q_3) \sin(q_2) \right)$$

$$a_{22} = I_{z3} + \frac{m_{L3} L_3^2}{4} (\cos^2(q_2 + q_3) + \sin^2(q_2 + q_3))$$

$$\begin{aligned}
b_{11} &= L_2^2 \dot{q}_2 \sin(q_2) \cos(q_2) \left( \frac{-m_{L2}}{4} - m_{L3} \right) + \\
&\quad (-\dot{q}_2 \sin(q_2 + q_3) \cos(q_2) + (\dot{q}_2 + \dot{q}_3) \cos(q_2 + q_3) \sin(q_2)) \frac{L_3 L_2 m_{L3}}{2} \\
&\quad + L_2^2 \dot{q}_2 \cos(q_2) \sin(q_2) \left( \frac{m_{L2}}{4} + m_{L3} \right) \\
b_{12} &= \frac{L_2 L_3 m_{L3}}{2} (-\dot{q}_3 \sin(q_2 + q_3) \cos(q_2) + (\dot{q}_2 + \dot{q}_3) \cos(q_2 + q_3) \sin(q_2)) \\
b_{21} &= \frac{L_3^2 m_{L3} \sin(q_2 + q_3) \cos(q_2 + q_3) \dot{q}_2}{4} + \frac{L_3 L_2 \dot{q}_2}{4} (\sin(q_2 + q_3) \cos(q_2) - \cos(q_2 + q_3) \sin(q_2)) \\
b_{22} &= \frac{L_3^2 m_{L3} \sin(q_2 + q_3) \cos(q_2 + q_3) \dot{q}_3}{4} \\
c_1 &= a_g L_2 \sin(q_2) \left( \frac{m_{L2}}{2} + m_{L3} \right) \\
c_2 &= \frac{m_{L3} a_g L_3 \sin(q_2 + q_3)}{2}
\end{aligned}$$

### 3.1.9.2 Modelo linear

Como visto na sessão anterior, o modelo do exoesqueleto é não linear, e mesmo utilizando um controle de impedâncias, utilizar um PID clássico na planta completa não seria eficiente. Contudo, o driver utilizado, Maxon EPOS4 Disk 60/8 CAN, possui uma funcionalidade de PID acoplada que funciona bem para modelos lineares. Com isso, utilizando o Matlab e o Simulink pode ser feito um controle do modelo linear da planta que possui funcionamento similar ao esperado próximo ao ponto de equilíbrio. O modelo pode ser representado da seguinte forma:

$$T = A * q$$

$$T = \begin{bmatrix} \tau_2 + \tau_h \\ \tau_3 + \tau_h \end{bmatrix} A = \begin{bmatrix} (I_{z2} + \frac{L_2^2 m_{L2}}{4} + m_{L3} L_2^2 + (\frac{m_{L3} L_3 L_2}{2})) s^2 + a_g L_2 (\frac{m_{L2}}{2} + m_{L3}) & \frac{m_{L3} L_3 L_2}{2} s^2 \\ (\frac{m_{L3} L_3^2}{4} + \frac{m_{L3} L_3 L_2}{2}) s^2 + \frac{m_{L3} a_g L_3}{2} & (I_{z3} + \frac{m_{L3} L_3^2}{4}) s^2 + \frac{m_{L3} a_g L_3}{2} \end{bmatrix}$$

O sistema apresentado trata-se de um sistema MIMO, e por isso as funções de transferências precisam ser primeiro desacopladas, já que os valores de  $q_3 e q_2$  aparecem na

equação de torque dos 2 motores. O algoritmo de desacoplamento utilizado foi o apresentado em Morilla (2002).

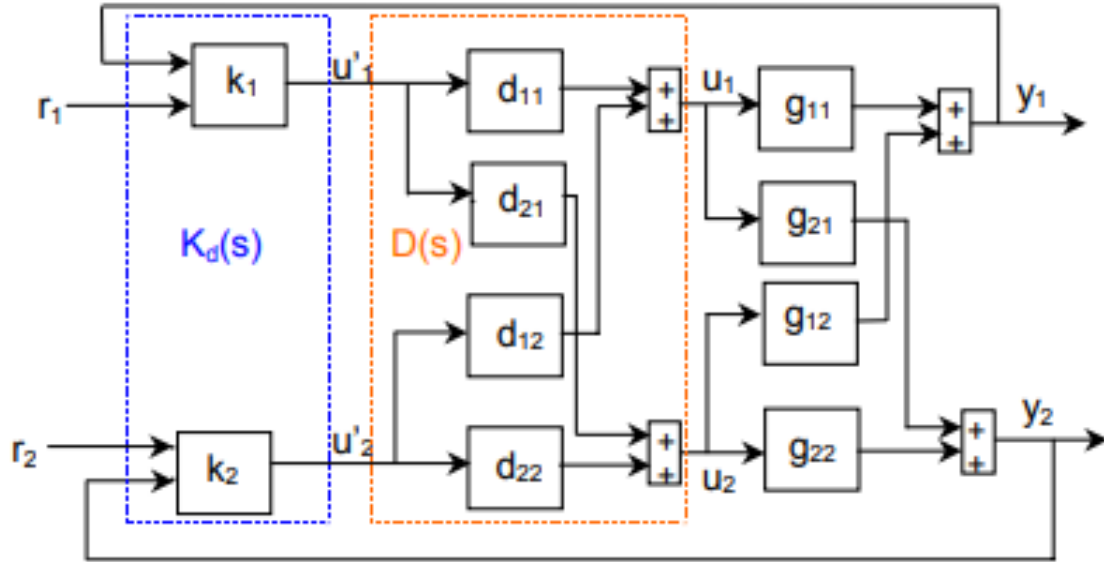


Figura 24: sistema MIMO 2x2 com desacoplamento extraído de Morilla (2002)

No artigo, os valores dos Ds são definidos de diferentes formas e os valores das constantes do PID obtidos para cada forma são apresentados na tabela a seguir.

| $d_{12}$                            | $d_{21}$                             | $Kp_1$ | $Ti_1$ | $Td_1$ | $Kp_2$ | $Ti_2$ | $Td_2$ |
|-------------------------------------|--------------------------------------|--------|--------|--------|--------|--------|--------|
| 0                                   | 0                                    | 0.51   | 12.62  | 0      | -0.027 | 2.46   | 0      |
| 18.9/12.8                           | 0                                    | 0.48   | 8.05   | 0      | -0.030 | 8.94   | 0      |
| 0                                   | 6.6/19.4                             | 0.35   | 9.82   | 0      | -0.031 | 2.39   | 0      |
| 18.9/12.8                           | 6.6/19.4                             | 0.34   | 6.11   | 0      | -0.027 | 9.19   | 0      |
| $\frac{18.9(16.7s+1)}{12.8(21s+1)}$ | 0                                    | 0.49   | 8.72   | 0      | -0.038 | 9.90   | 0      |
| 0                                   | $\frac{6.6(14.4s+1)}{19.4(10.9s+1)}$ | 0.33   | 7.60   | 0      | -0.033 | 2.925  | 0      |
| $\frac{18.9(16.7s+1)}{12.8(21s+1)}$ | $\frac{6.6(14.4s+1)}{19.4(10.9s+1)}$ | 0.32   | 5.67   | 0      | -0.031 | 8.08   | 0      |
| $\frac{18.9(16.7s+1)}{12.8(21s+1)}$ | $\frac{6.6(14.4s+1)}{19.4(10.9s+1)}$ | 0.34   | 4.91   | 0.34   | -0.046 | 9.626  | 0.759  |

Figura 25: Tabela utilizada em Morilla (2002)

$$G_{11}u_1 + d_{21}u_1 * g_{12} + u_2g_{12} + u_2d_{12}g_{11} = y_1$$

$D_{11}$  e  $D_{22} = 1$ , enquanto  $D_{12}$  e  $D_{21}$  são definidos de forma a fazer que a saída um

dependa somente de uma entrada. Utilizando  $D_{12} = -G_{12}/G_{11}$  e  $D_{21} = -G_{21}/G_{22}$ , a equação anterior se torna:

$$G_{11}u_1 + d_{21}u_1 * g_{12} = y_1$$

## 3.2 Resultados

### 3.2.1 Modelagem Dinâmica

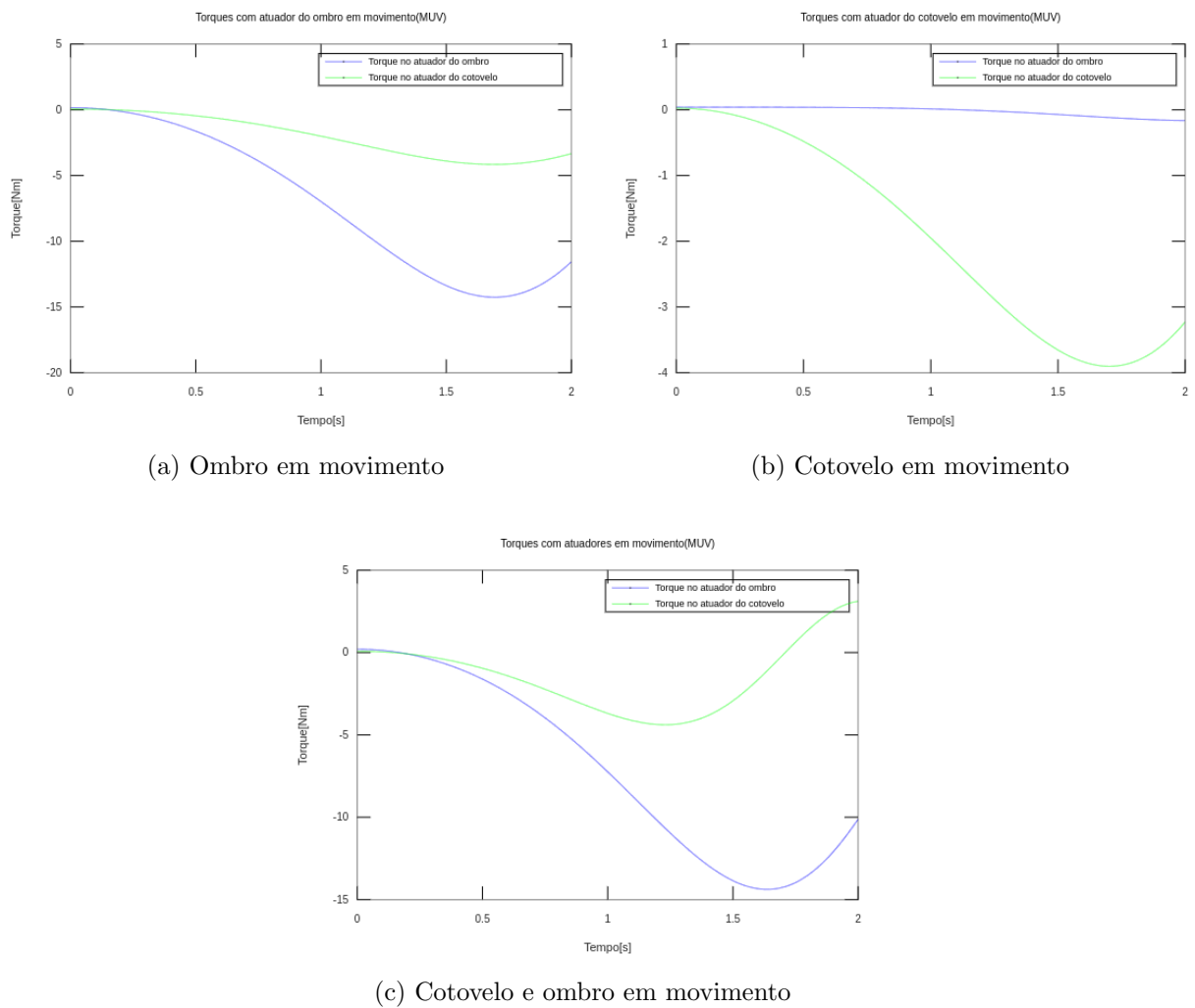


Figura 26: Gráficos de torque

### 3.2.2 Célula de Carga

A célula de carga foi modelada e simulada no software Simuscape Matlab. Foi aplicado um sinal físico senoidal de frequência de 6Hz e amplitude unitária junto de um ruído branco

de banda limitada com potência de ruído de 0,01 ( $V_{rms} = 0,707 \cdot \text{amplitude}$ ).

$$SNR = 20 \log_{10} \frac{V_{rms}^2}{\text{potência do ruído}}$$

$$SNR = 34dB$$

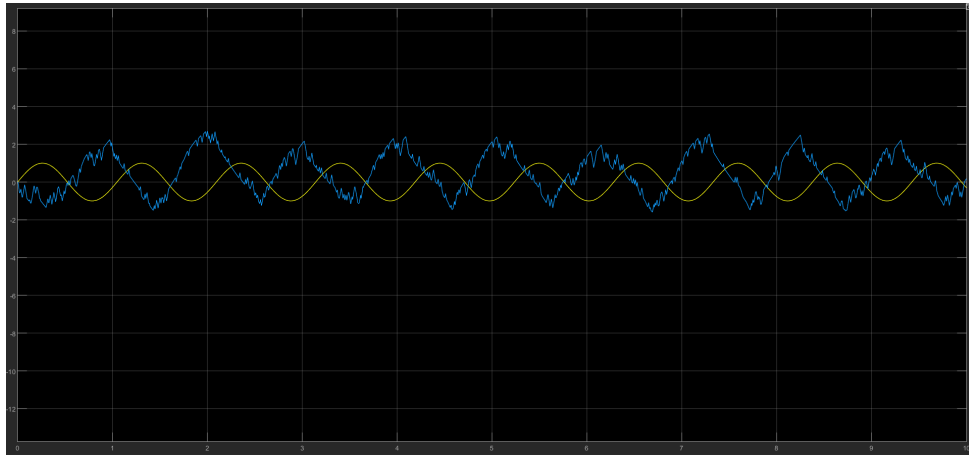


Figura 27: Saída do amplificador diferencial de instrumentação com ganho unitário em azul. Senoide de entrada com frequência de 6 Hz em amarelo

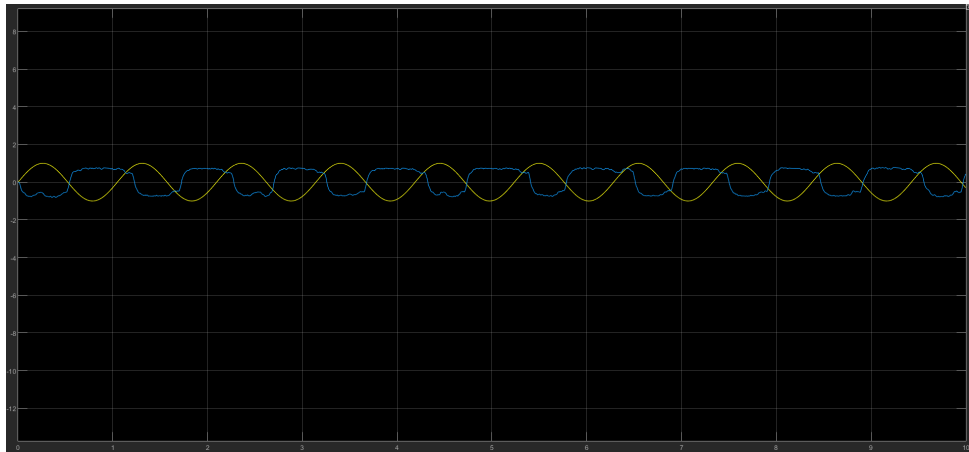


Figura 28: Saída do filtro passa-baixas com frequência de corte de 8Hz em azul comparada com o sinal de entrada em amarelo.



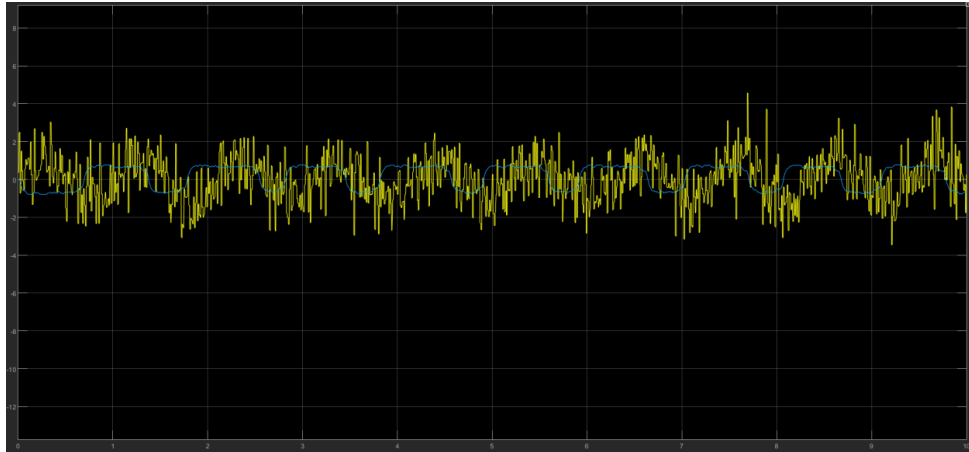


Figura 29: Diferença de fases entre o sinal ruidoso de entrada e o sinal de saída do filtro

A diferença de fase devido ao filtro foi de menos de 0,5s para frequência de corte utilizada, sendo esse um resultado satisfatório para o projeto.

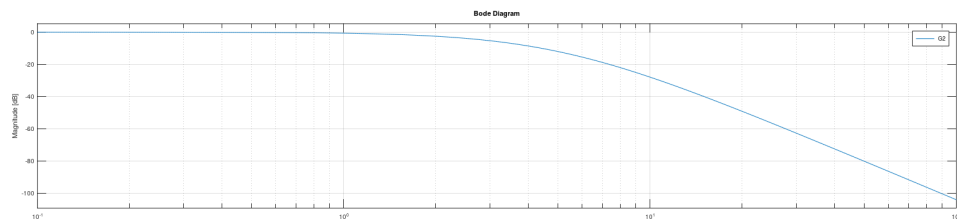


Figura 30: Diagrama de Bode do filtro utilizado.

### 3.2.3 Diagrama de Controle

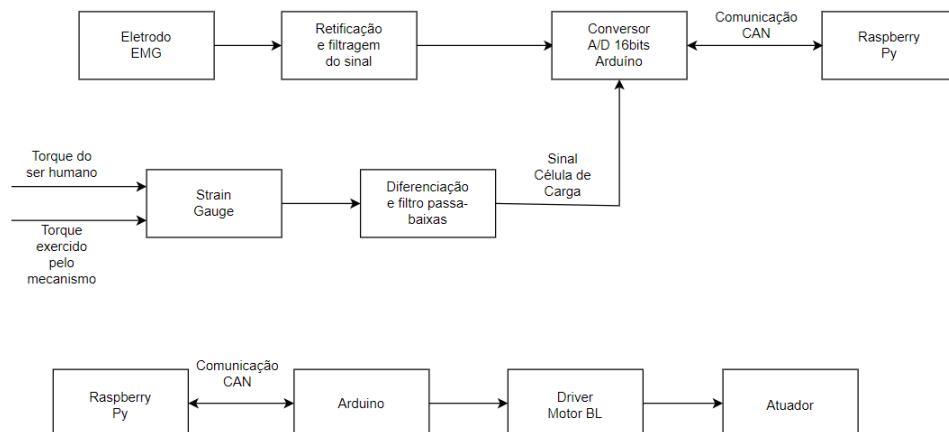


Figura 31: Diagrama de controle utilizado no projeto

### 3.2.4 Controle da Planta

#### 3.2.4.1 Lugar das raízes das partes isoladas

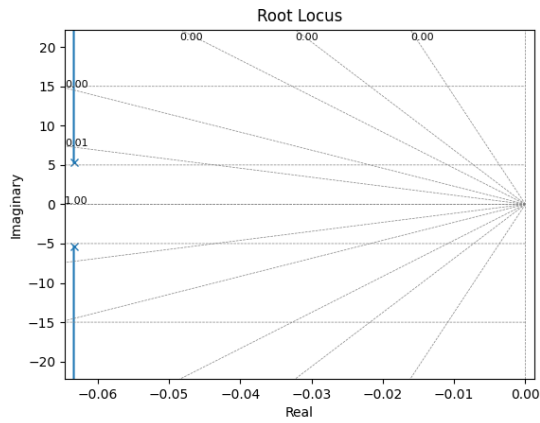
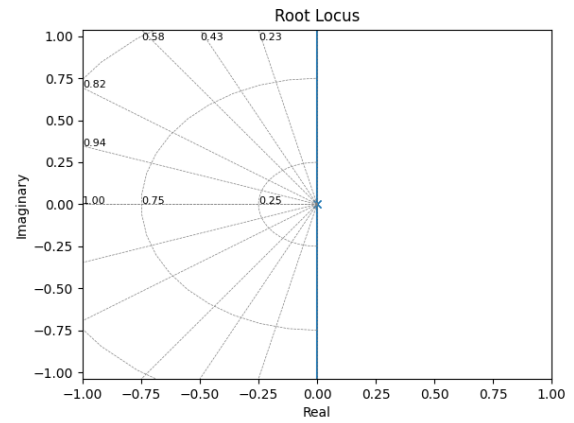
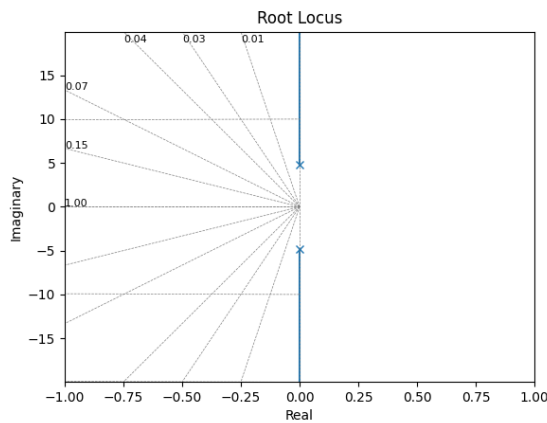
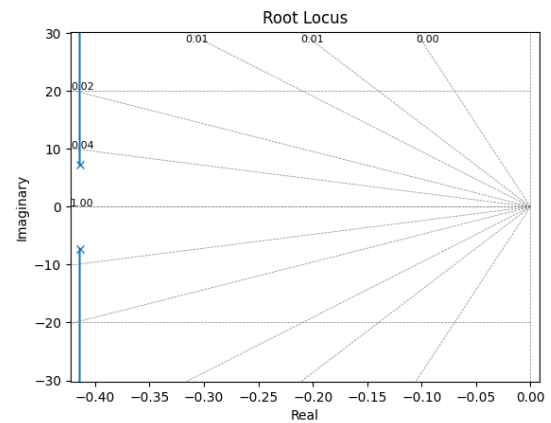
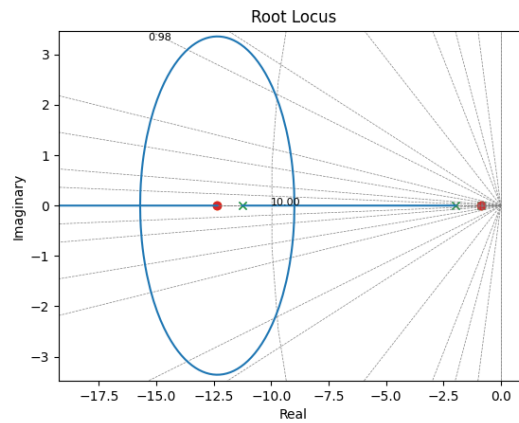
(a)  $G_{22}$ (b)  $G_{23}$ (c)  $G_{32}$ (d)  $G_{33}$ (e)  $G_m$ 

Figura 32: Lugar das raízes das funções de transferência

Os gráficos da figura 32 são os lugares das raízes de cada uma das componentes do exoesqueleto ( $G_{22}, G_{23}, G_{32}$  e  $G_{33}$ ) e do motor utilizado para movimentar o exoesqueleto ( $G_m$ ).

### 3.2.4.2 Lugar das raízes da planta em malha aberta

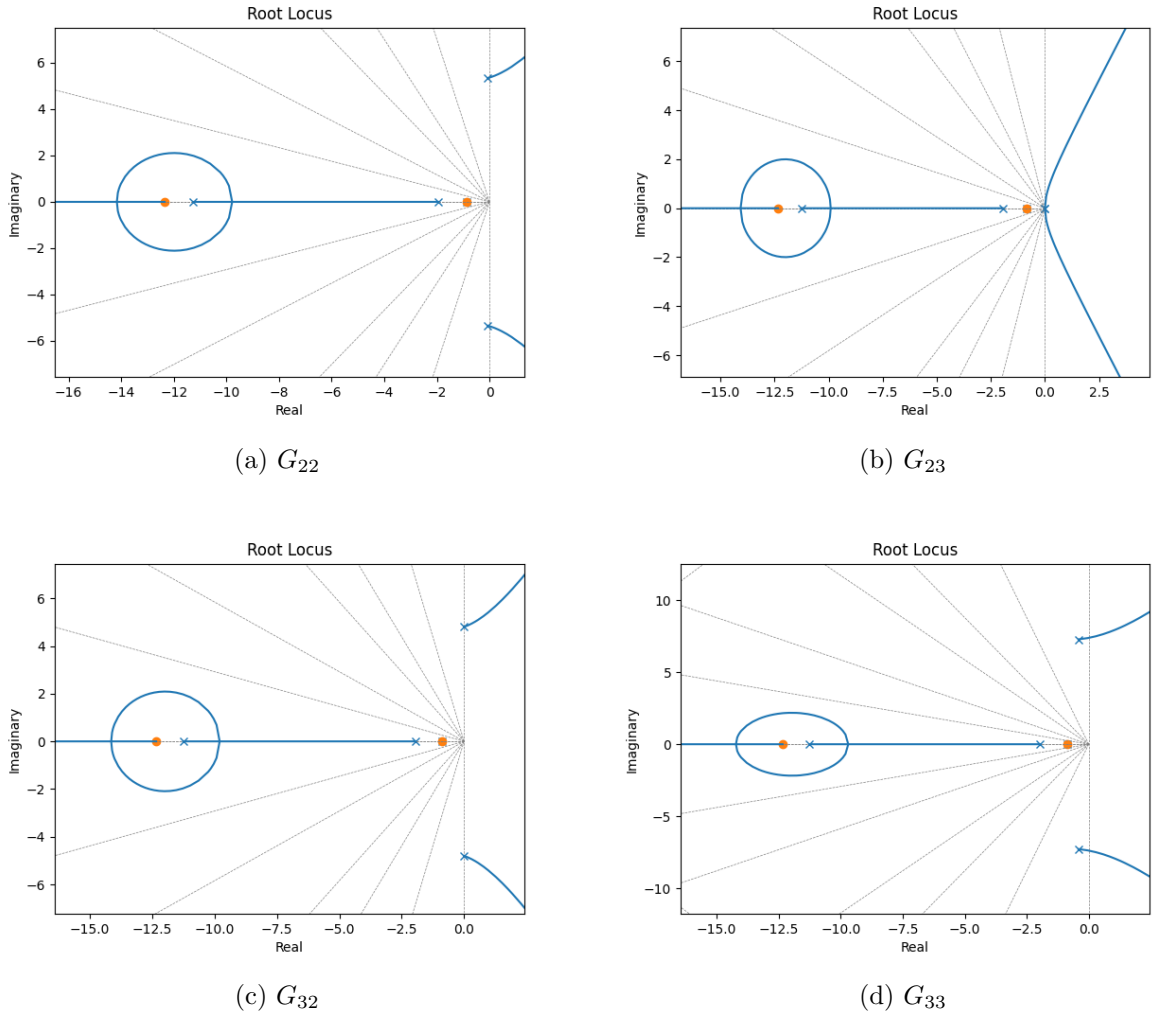


Figura 33: Lugar das raízes das funções de transferência

### 3.2.5 Simulações

Primeiramente foi modelado o sistema desacoplado com  $d_{21}$  e  $d_{12} = 0$ , sem nenhum componente de atrito ou rigidez. Este sistema, ao utilizar o local das raízes, não era estável utilizando PID. Como os parâmetros do modelo eram desconhecidos, utilizamos a biblioteca de controle do Python e o Matlab para testar diferentes valores de rigidez e atrito com o objetivo de obter um modelo que representasse a rigidez do mecanismo e o

atrito do *Bowden* e das polias. Primeiro foi utilizado um coeficiente de amortecimento de  $10^{-3}Ns/m$  (representando o atrito viscoso do mecanismo), porém os polos dominantes ficavam muito próximos de zero e sua dinâmica se tornava mais dominante do os zeros e polos adicionados pelo PID. O sistema se tornou controlável ao utilizar um atrito viscoso de  $0,1Ns/m$ . A frequência natural do sistema, representada por  $\sqrt{\frac{K}{I_z}}$ , sem a adição da mola estava em torno de 1Hz, o que fazia a resposta do sistema ser muito oscilatória. Com a adição de uma mola de rigidez de 50N/m, obteve-se oscilações de períodos menores, e com uma mola de 1000N/m, as oscilações não eram perceptíveis mais.

Os gráficos utilizados são respostas a um degrau unitário (no valor de 1 radiano =  $57^\circ$ ).

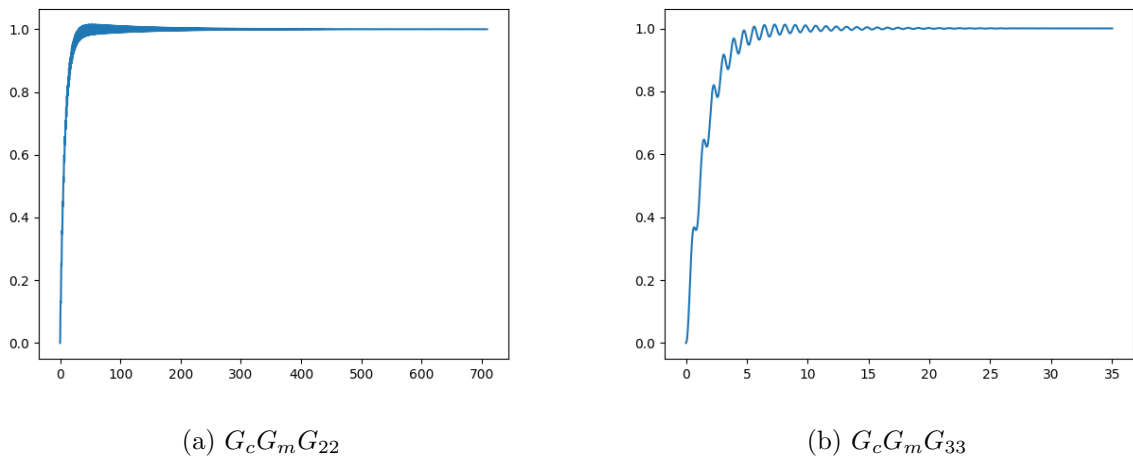


Figura 34: Respostas a entrada degrau da planta controlada com PID de Ziegler Nichols

Para fins de comparação, testamos diferentes modelos de controle por Ziegler–Nichols. Conforme é possível observar nas figuras 35 e 36, o controle PID acaba por ser mais estável. Enquanto isso, os modelos de PID modificados mostraram um desempenho ainda melhor, conforme a figura 37.

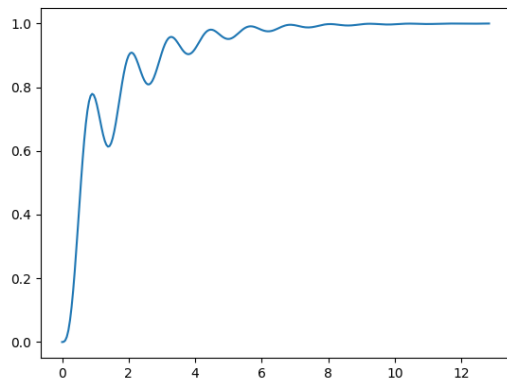
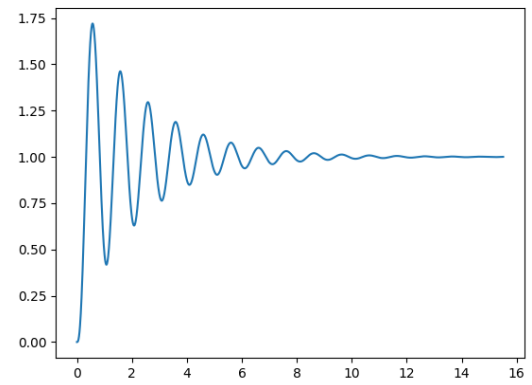
(a)  $G_c G_m G_{22}$ (b)  $G_c G_m G_{33}$ 

Figura 35: Respostas a entrada degrau da planta controlada com PI de Ziegler Nichols

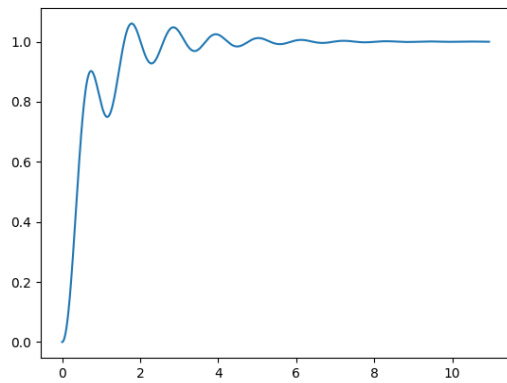
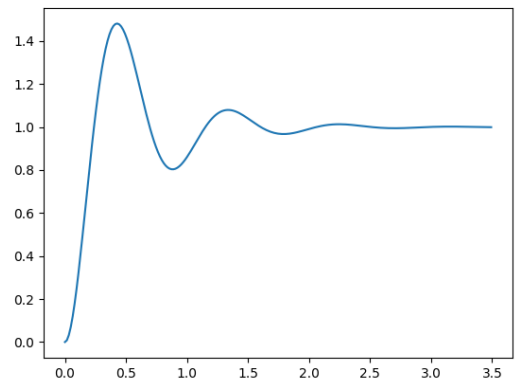
(a)  $G_c G_m G_{22}$ (b)  $G_c G_m G_{33}$ 

Figura 36: Respostas a entrada degrau da planta controlada com PID de Ziegler Nichols

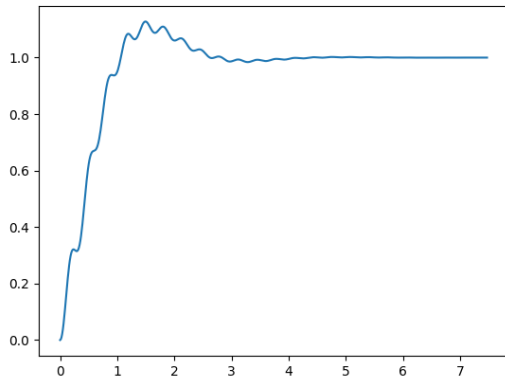
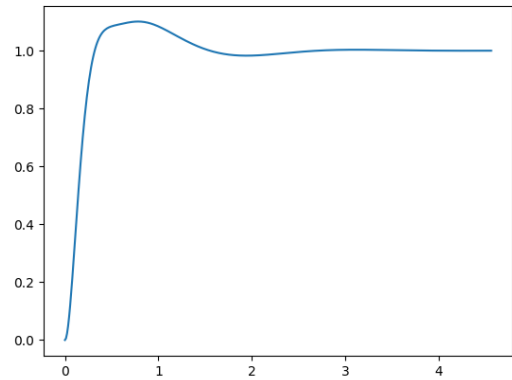
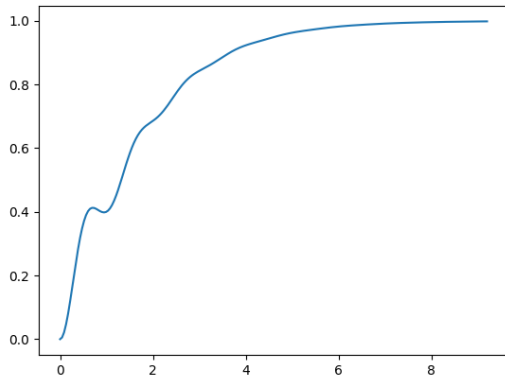
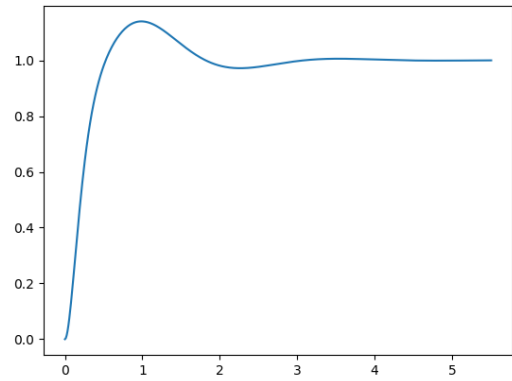
(a)  $G_c G_m G_{22}$  com sobressinal(b)  $G_c G_m G_{33}$  com sobressinal(c)  $G_c G_m G_{22}$  sem sobressinal(d)  $G_c G_m G_{33}$  sem sobressinal

Figura 37: Respostas a entrada degrau da planta controlada com PID de Ziegler Nichols modificada

### 3.2.5.1 Malha considerando um atrito dinâmico de 0.1

No caso de atrito dinâmico de 0.1, as respostas a degrau unitário apresentam oscilações nos controles PI (figura 38) e PID (39) que são reduzidas ao utilizar os modelos de PID de Ziegler-Nichols modificado (figura 40). Estes últimos também apresentam menor sobressinal, quando presente. Em contra partida, conforme é possível verificar nas tabelas 2 e 3, o modelo de PID de Ziegler-Nichols original apresenta melhores valores de tempo de subida e estabilização.

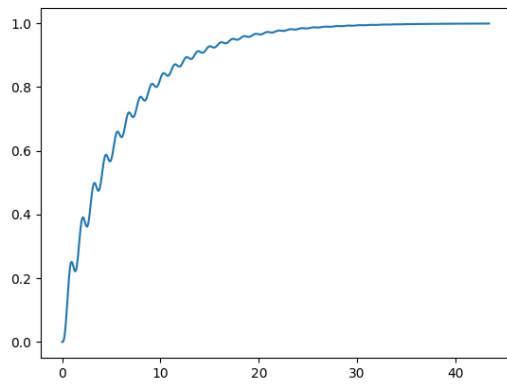
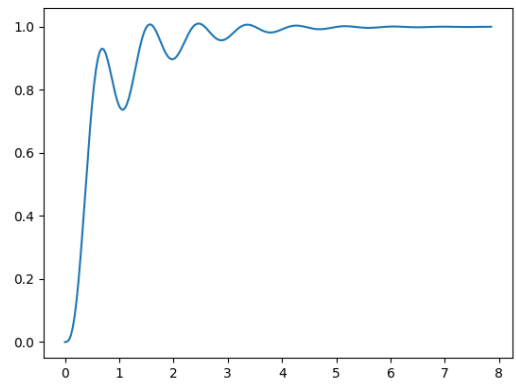
(a)  $G_c G_m G_{22}$ (b)  $G_c G_m G_{33}$ 

Figura 38: Respostas a entrada degrau da planta controlada com PI de Ziegler Nichols

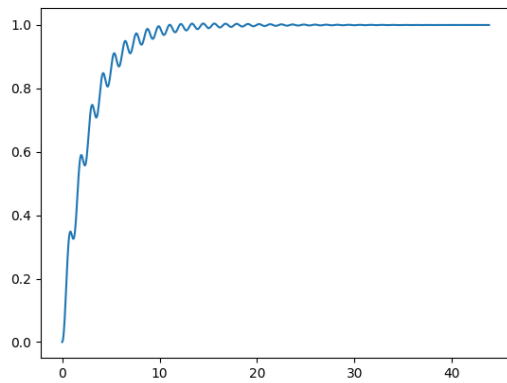
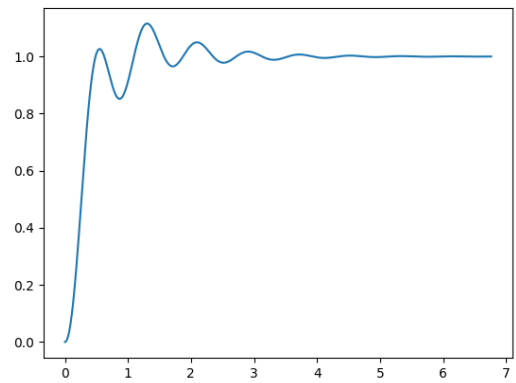
(a)  $G_c G_m G_{22}$ (b)  $G_c G_m G_{33}$ 

Figura 39: Respostas a entrada degrau da planta controlada com PID de Ziegler Nichols

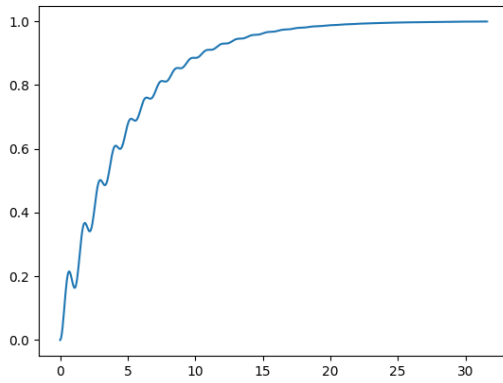
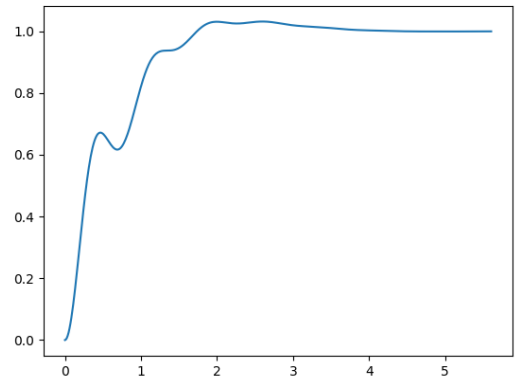
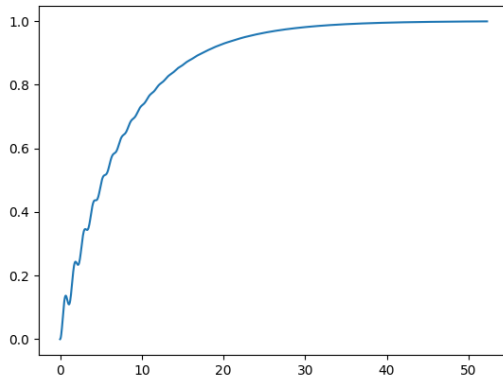
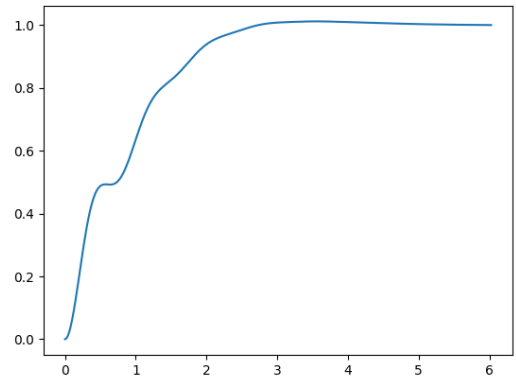
(a)  $G_c G_m G_{22}$  com sobressinal(b)  $G_c G_m G_{33}$  com sobressinal(c)  $G_c G_m G_{22}$  sem sobressinal(d)  $G_c G_m G_{33}$  sem sobressinal

Figura 40: Respostas a entrada degrau da planta controlada com PID de Ziegler Nichols modificada

| $G_c$               | $t_r(s)$ | $t_s(s)$ | $M_p$ |
|---------------------|----------|----------|-------|
| PI                  | 12.952   | 22.994   | 0     |
| PID                 | 4.901    | 11.726   | 0.464 |
| PID com sobressinal | 10.250   | 18.106   | 0     |
| PID sem sobressinal | 17.030   | 29.654   | 0     |

Tabela 2: Resultados para o controle de g22



| Gc                  | $t_r(s)$ | $t_s(s)$ | $M_p$  |
|---------------------|----------|----------|--------|
| PI                  | 0.428    | 3.106    | 1.051  |
| PID                 | 0.293    | 2.576    | 11.547 |
| PID com sobressinal | 1.017    | 2.966    | 3.102  |
| PID sem sobressinal | 1.692    | 2.434    | 1.205  |

Tabela 3: Resultados para o controle de  $g_{33}$ 

### 3.2.5.2 Malha considerando um atrito dinâmico de 0.1 e utilizando uma mola de rigidez de $50N/m$

Ao adicionar uma mola no sistema, boa parte dos resultados alcançados no controle são melhorados. Porém, os valores de sobressinal, são piorados um pouco no controle de  $g_{22}$  e consideravelmente no controle de  $g_{33}$ , conforme as tabelas 4 e 5 respectivamente. Nesse teste, os formatos dos gráficos não tiveram grande variação entre os diferentes modelos de Ziegler-Nichols.

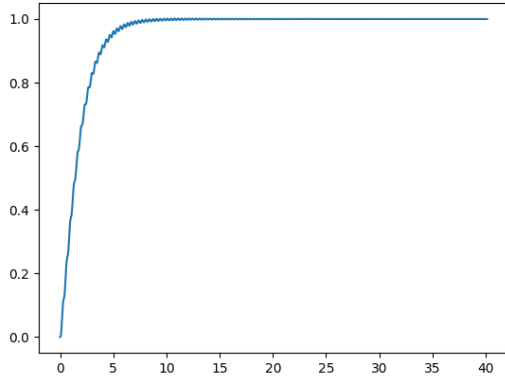
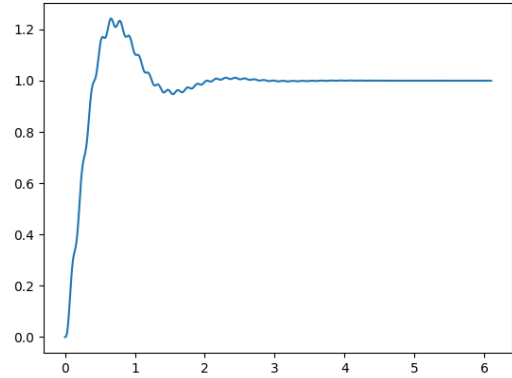
(a)  $G_c G_m G_{22}$ (b)  $G_c G_m G_{33}$ 

Figura 41: Respostas a entrada degrau da planta controlada com PI de Ziegler Nichols

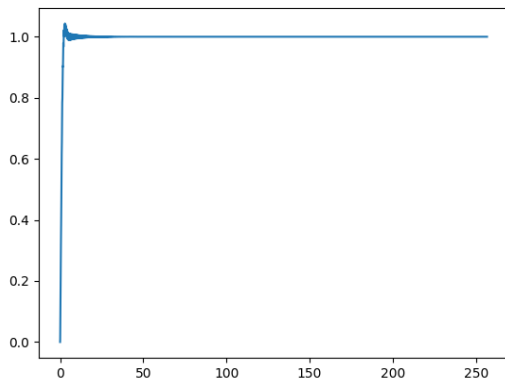
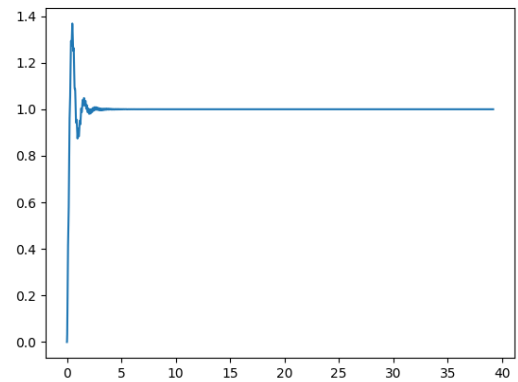
(a)  $G_c G_m G_{22}$ (b)  $G_c G_m G_{33}$ 

Figura 42: Respostas a entrada degrau da planta controlada com PID de Ziegler Nichols

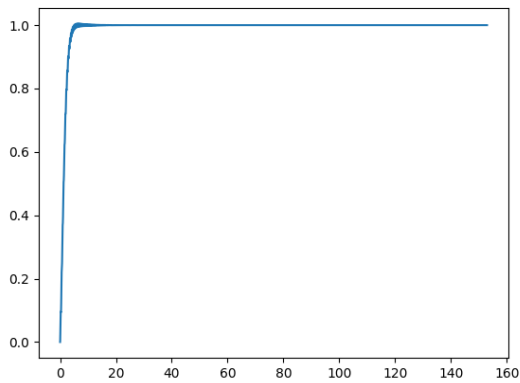
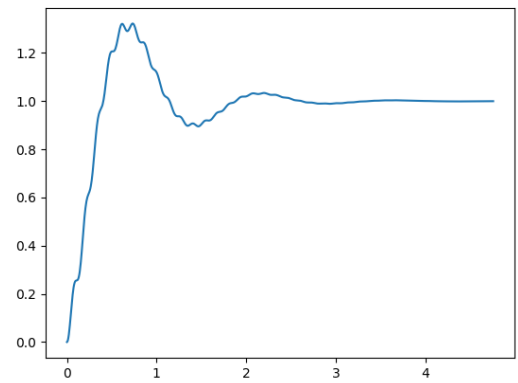
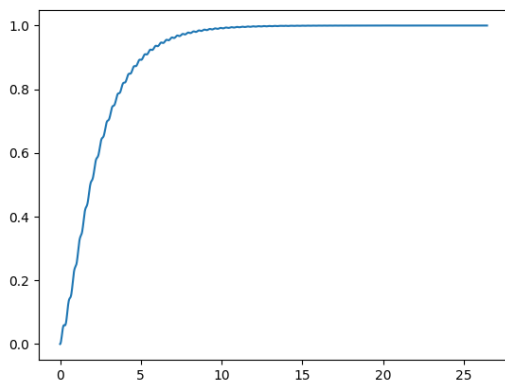
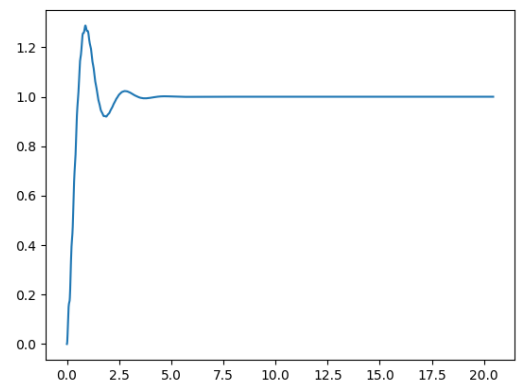
(a)  $G_c G_m G_{22}$  com sobressinal(b)  $G_c G_m G_{33}$  com sobressinal(c)  $G_c G_m G_{22}$  sem sobressinal(d)  $G_c G_m G_{33}$  sem sobressinal

Figura 43: Respostas a entrada degrau da planta controlada com PID de Ziegler Nichols modificada

| Gc                  | $t_r(s)$ | $t_s(s)$ | $M_p$ |
|---------------------|----------|----------|-------|
| PI                  | 3.628    | 6.553    | 0.166 |
| PID                 | 1.387    | 4.314    | 4.330 |
| PID com sobressinal | 2.509    | 4.436    | 0.513 |
| PID sem sobressinal | 4.689    | 8.425    | 0.003 |

Tabela 4: Resultados para o controle de g22

| Gc                  | $t_r(s)$ | $t_s(s)$ | $M_p$  |
|---------------------|----------|----------|--------|
| PI                  | 0.301    | 1.857    | 24.251 |
| PID                 | 0.180    | 1.740    | 36.833 |
| PID com sobressinal | 0.298    | 2.380    | 32.223 |
| PID sem sobressinal | 0.408    | 2.942    | 28.797 |

Tabela 5: Resultados para o controle de g33

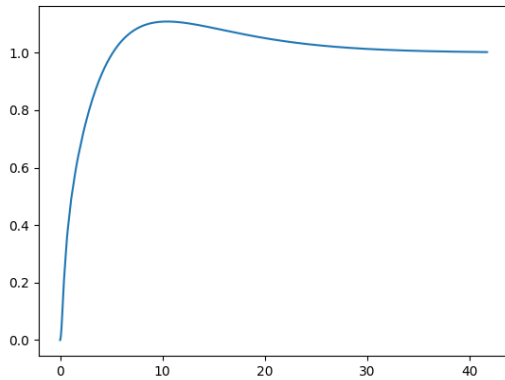
### 3.2.5.3 Controle por realimentação de estados

Após os testes com um controlador PID, a fim de comparação, foi projetado um controlador por realimentação de estados que permite o posicionamento dos polos exatamente no local especificado. Ainda utilizando  $d_{21}$  e  $d_{12} = 0$ , foram definidos os quatro polos  $[-5, -2 + 5j, -2 - 5j, -4]$  para o sistema e mais um polo em -100 com termo integrativo para que o erro em regime seja zerado, e por ser um polo longe da origem possui uma dinâmica muito mais rápida que não afeta a malha de forma significativa.

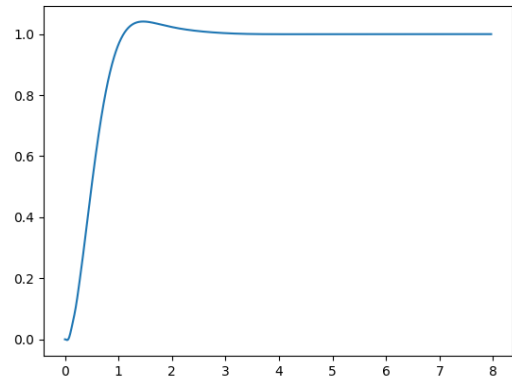
Obtivemos dessa forma a resposta a degrau da figura 47 e os ganhos  $K_{s_{G_{22}}} = [97, 1301, 8408, 29354, -9736]$  e  $K_{s_{G_{33}}} = [83, 1091, 7775, 28814, -1489]$ . No fim, foi decidido continuar o projeto somente com controlador PID.

### 3.2.5.4 Simulações da malha de desacoplamento

Foram utilizadas duas formas de definir  $d_{12}$  e  $d_{21}$  apresentadas no artigo Morilla (2002), utilizando as mesmas como constantes e utilizando como a divisão entre duas funções de transferências.

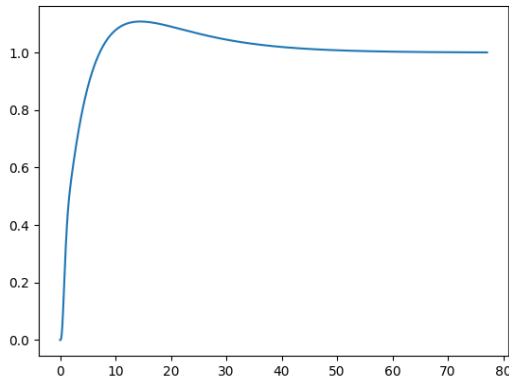


(a) y1

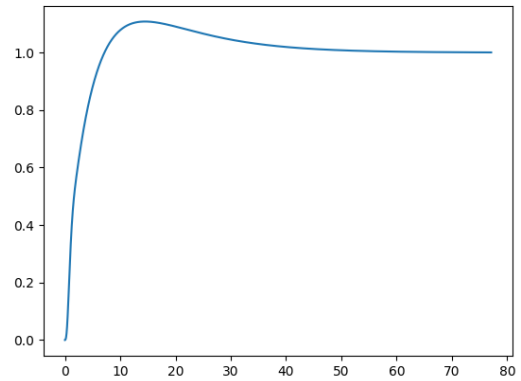


(b) y2

Figura 44: Respostas a entrada degrau da planta controlada com  $d_{12}$  e  $d_{21}$  constantes



(a) y1



(b) y2

Figura 45: Respostas a entrada degrau da planta controlada com  $d_{12} = -G_{23}/G_{22}$  e  $d_{21} = -G_{32}/G_{33}$

Foi utilizada a função *pidTuner()* do Matlab para projetar o controle PID. Na figura 44 vemos a resposta a degrau unitário para o caso de utilizar os termos de desacoplamento  $d_{12}$  e  $d_{21}$  como constantes. Já na figura 51 vemos a resposta para o caso de utilizar os termos  $d_{12}$  e  $d_{21}$  em como a razão das funções de transferência.

Para a saída do atuador do ombro ( $y_{h1}$ ) a utilização dos dois métodos de desacoplamento resultou em um tempo de assentamento de aproximadamente 25s. Já para o atuador do cotovelo ( $y_{h1}$ ) a utilização de um bloco de desacoplamento constante resultou em um tempo de assentamento de aproximadamente 3s, comparado com os 30s utilizando a divisão de função de transferências.

Utilizando os valores dos termos de desacoplamento constantes e sistema de controles obtidos, atingimos o resultado apresentado na figura 46 para o controle MIMO da saída do atuador do cotovelo

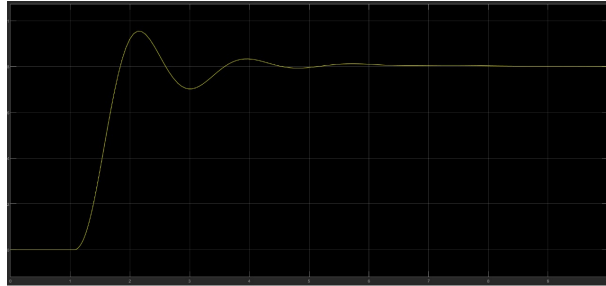


Figura 46: Resposta a degrau unitário utilizando controle PID do atuador do cotovelo com PID tuner no Simulink

A saída do atuador do cotovelo teve um resultado satisfatório, porém a saída do ombro não conseguiu seguir o movimento devido ao desacoplamento estar incompleto.

Já levando em consideração a forma completa dos termos de desacoplamento  $d_{12}$  e  $d_{21}$  chegamos aos resultados de 48 e 49 para controle de  $g_{22}$  e  $g_{33}$  respectivamente.

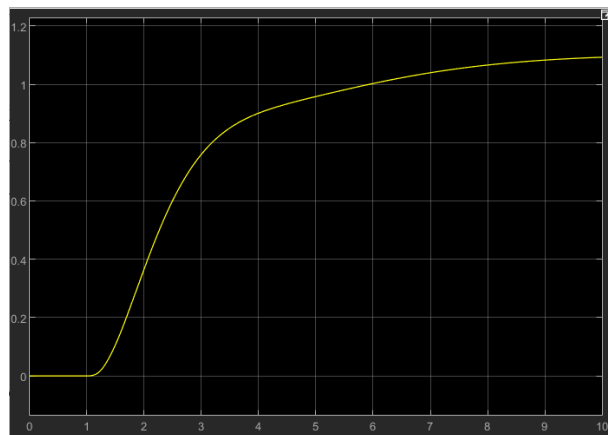


Figura 47: Resposta a degrau unitário do atuador do ombro no Simulink

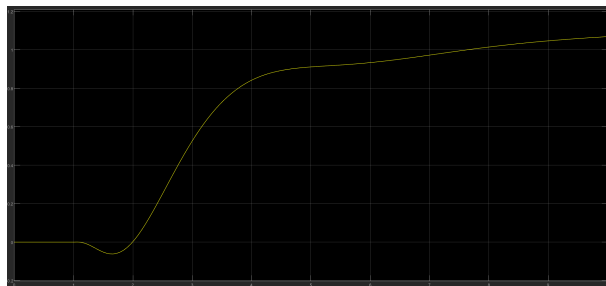


Figura 48: Resposta a degrau unitário do atuador do cotovelo no Simulink

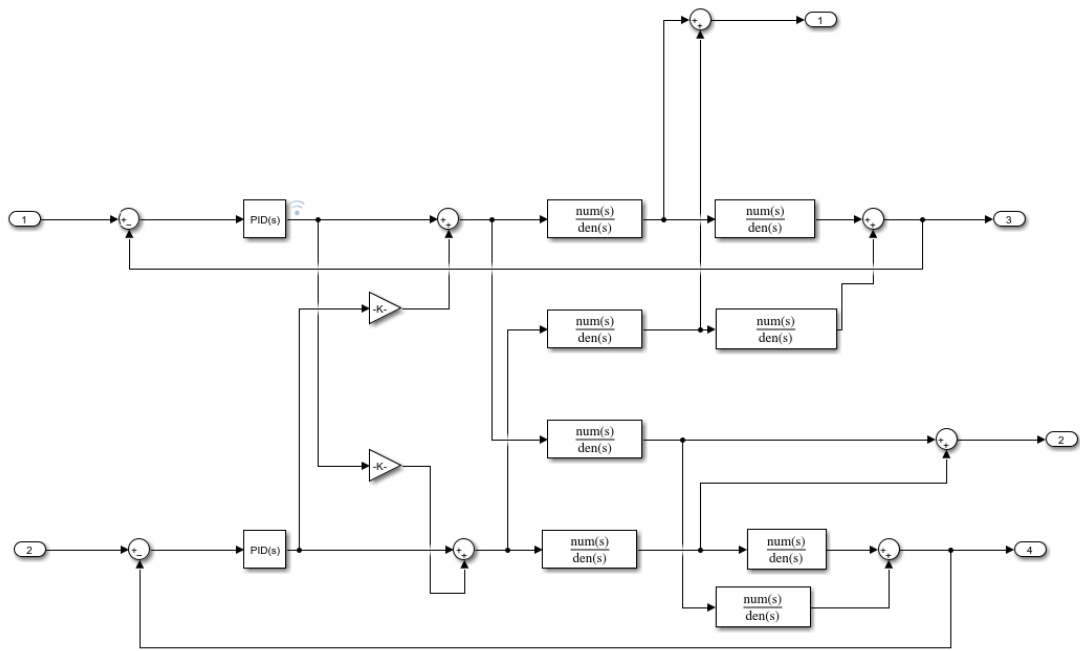


Figura 49: Malha de controle de desacoplamento modelada

As saídas 1 e 2, são saídas de torque dos motores das articulações 2 e 3, respectivamente, para as células de carga. Já as saídas 3 e 4 são as saídas da posição angular das articulações 2 e 3.

### 3.2.5.5 Simulação do Controlador de Impedâncias

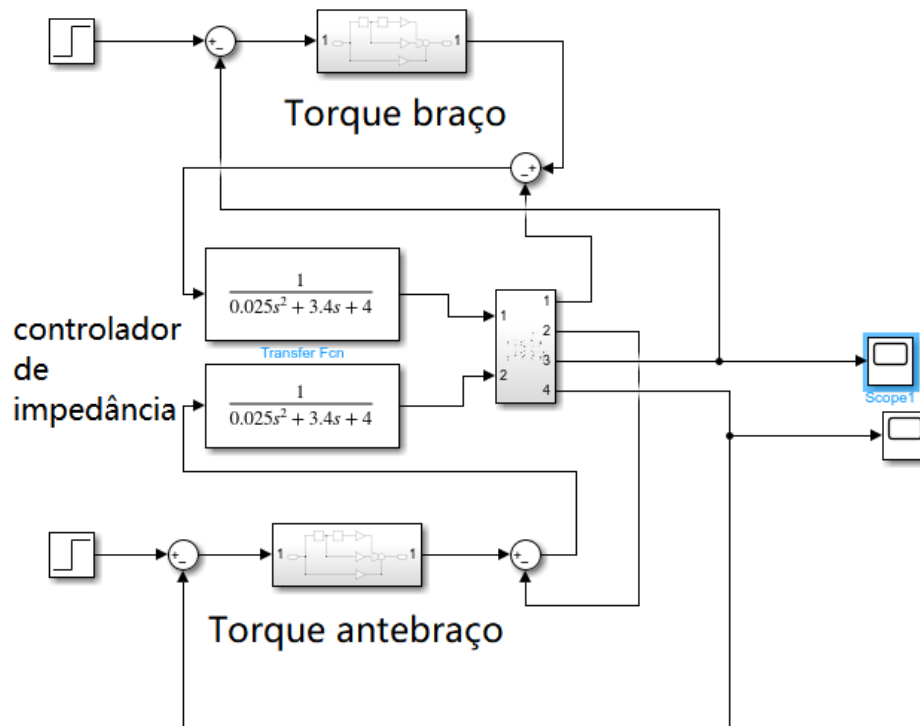
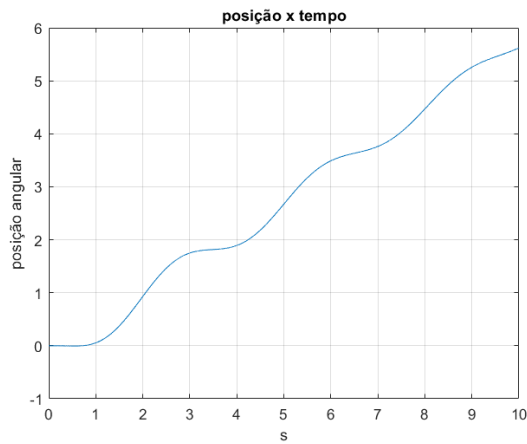


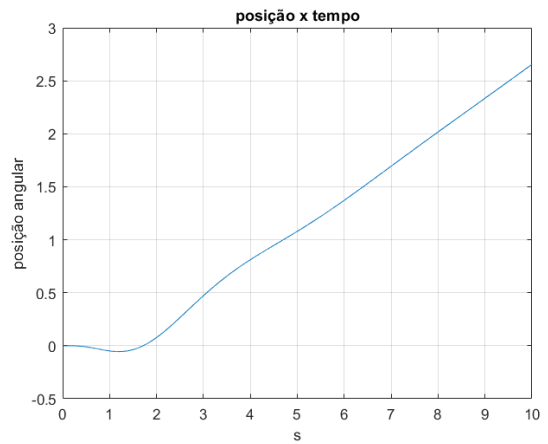
Figura 50: Malha de controle em alto nível com bloco de torque humano e bloco de controle de impedâncias.

A figura 54 é uma representação da figura 12 feita no Matlab Simulink. Os blocos de soma/subtração representam as células de carga. O controlador de impedâncias é representado por um bloco contendo uma função de transferências, o qual tem sua saída conectada a um bloco que possui em seu interior, o controlador PID, o atuador e a dinâmica da planta. A saída 1 e 2 deste bloco, são as saídas de torque do exoesqueleto e as saídas 3 e 4 são as posições de saída das duas juntas do exoesqueleto.

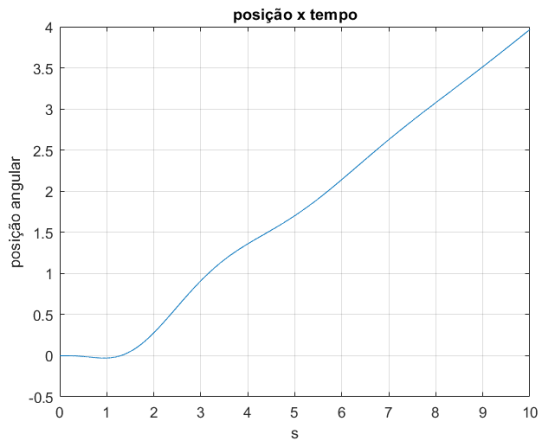
Para simulação do sistema, tendo como entrada uma rampa, os parâmetros de impedância foram alterados com o objetivo de ampliação de movimento, redução de movimento, seguidor de movimento, movimento com baixa forças de contato (alta inércia e baixa rigidez) e movimento de alta precisão (baixa inércia e alta precisão). Os gráficos a seguir são de posição angular do cotovelo em função do tempo.



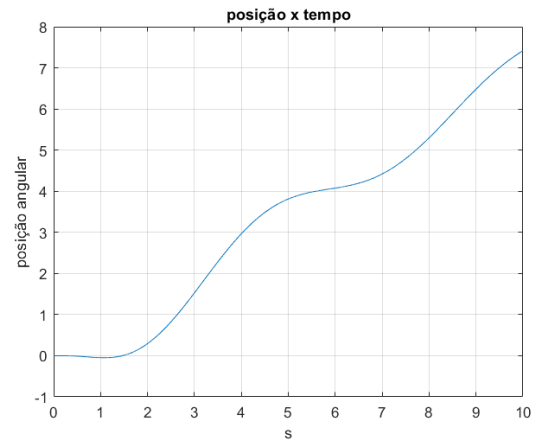
(a) ampliação de movimento



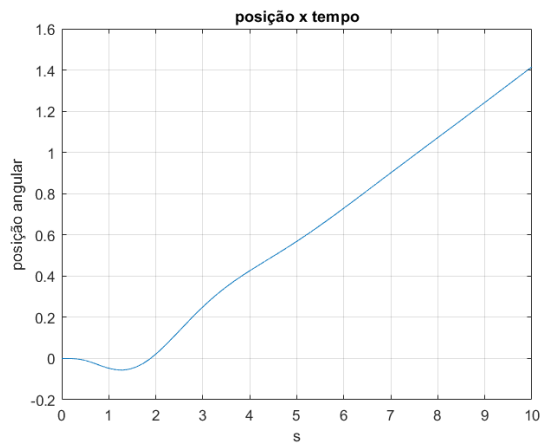
(b) redução de movimento



(c) seguidor de movimento



(d) baixa rigidez



(e) alta rigidez

Figura 51: Respostas a entrada degrau da planta controlada com  $d_{12} = -G_{23}/G_{22}$  e  $d_{21} = -G_{32}/G_{33}$

Os resultados obtidos foram conforme o esperado pela literatura. Reduzindo os valores de impedância, o movimento se tornou mais amplo, e aumentando os valores de



impedância, houve uma redução do movimento. Reduzindo a rigidez do modelo e aumentando a inércia, o movimento se torna complacente, exercendo baixas forças de contato. Já com a rigidez aumentada, a amplitude do movimento é bem menor, o que torna o movimento mais preciso.

### 3.3 Conclusão

Ao longo deste trabalho foi almejado realizar o controle de um exoesqueleto de membros superiores para reabilitação (Suplexo). Para isso havia a necessidade de se modelar os componentes utilizados no projeto, dentre eles os motores, cabos de transmissão de movimento (cabo *Bowden*), mecanismo do exoesqueleto e células de carga. Composto esses modelos seria desenvolvido o sistema de controle a ser utilizado no exoesqueleto.

O critério de Denavit-Hartenberg possibilitou realizar a descrição dos movimentos do exoesqueleto em função dos três atuadores presentes no exoesqueleto de forma sistemática e unívoca, permitindo a descrição correta da cinemática do exoesqueleto de braço através de fórmulas de posição, velocidade e aceleração dependentes das posições dos motores e mola.

O método de Gibbs Appel utilizado para modelar o mecanismo resultou em valores próximos aos previstos. O atuador do cotovelo apresentou um máximo de torque menor do que o do ombro como esperado. Ambos os valores estão dentro da margem esperada para a aceleração aplicada. A equação de torque obtida foi linearizada e utilizada para se obter a função de transferência da malha de controle. Como no modelo não há parâmetros de rigidez e amortecimento, e como esses valores variam com a lubrificação e com a utilização de molas, visando controlar a frequência natural do modelo  $\omega_n = \sqrt{M/K}$ , e o amortecimento do sistema de forma a afastar os polos do eixo imaginário, foram definidos tais parâmetros de forma a cumprir com esses requisitos.

A modelagem do atrito causado pelos cabos *Bowden* teve sua modelagem simplificada. Como os ângulos feitos por cada cabo foram estimados ao invés de mensurados, isto adicionou uma incerteza ao sistema de controle, já que para cabos *Bowden* o atrito é um fator preponderante. O atrito utilizado no modelo também foi apenas o atrito seco do cabo, que age como um valor de rendimento para o torque de entrada. O atrito viscoso do cabo não foi modelado, e também não foi medido devido ao modelo final não estar pronto.

A célula de carga foi simulada no Simuscape Simulink (The Mathworks Inc, USA). O

modelo é puramente matemático, não abordando especificidades de um modelo eletrônico, como por exemplo a margem de ganho e de fase do filtro estarem idealizados. O atraso de fase de alguns milissegundos são aceitáveis para que o sistema atue em tempo real.

Para o controle da planta foram realizados testes com a biblioteca *control* de Python e o software Matlab, que foi utilizado no sistema de controle final com a função *pidTuner* nativa. Além disso, foram utilizados termos de desacoplamento em conjunto às funções de transferência modeladas no sistema de controle final para permitir a realização de um controle MIMO (Multiples Inputs Multiples Outputs) do sistema.

O bloco de impedâncias utiliza a realimentação de torque da saída do exoesqueleto subtraída do torque do humano como entrada e obtém a posição desejada com base nos parâmetros que será utilizada como entrada para o controlador PID. Neste trabalho estes parâmetros foram definidos como constantes, mas idealmente deveria ter sido feito um modelo de controle adaptativo que mude os parâmetros de impedância conforme o usuário se move, do mesmo jeito que ocorre com os parâmetros de impedância dos músculos humanos.

Concluindo a fabricação do Suplexo e adicionando ao sistema o EMG será possível completar o loop de controle no sistema real e realizar testes em voluntários para avançar o desenvolvimento completo do exoesqueleto mencionado. Também seria desejável fazer um modelo de controle adaptativo, como mencionado acima.

# APÊNDICE A – FORÇA DA MOLA ENCONTRADA VIA GIBBS-APPEL

$$\begin{aligned}
 Fm = & -(m_{L_{1a}} + m_{L_{1b}}) \left( -\ddot{(q_1)} \frac{L_{1a}\alpha^2 \cos(\alpha)}{2} + \frac{L_{1a}\ddot{\alpha} \sin(\alpha)}{2} \right) \\
 & \frac{A_{L_2 z} m_{L_2} \left( -\frac{L_{1a} \sin(\alpha)}{\beta} + 1 \right)}{\left( -\frac{L_{1a} \sin(\alpha)}{2\beta} + 1 \right)} + \frac{A_{L_3 z} m_{L_3} \left( -\frac{L_{1a} \sin(\alpha)}{\beta} + 1 \right)}{\left( -\frac{L_{1a} \sin(\alpha)}{2\beta} + 1 \right)} - \\
 & \frac{I_1 \ddot{\alpha}}{\beta \left( -\frac{L_{1a} \sin(\alpha)}{2\beta} + 1 \right)} - \frac{I_2 x \ddot{\alpha}}{\beta \left( -\frac{L_{1a} \sin(\alpha)}{2\beta} + 1 \right)} - \frac{I_3 x \ddot{\alpha}}{\beta \left( -\frac{L_{1a} \sin(\alpha)}{2\beta} + 1 \right)} \\
 & - \frac{L_{1a} m_{L_2} (-A_{L_2} - a_g) \cos(\alpha)}{\beta \left( -\frac{L_{1a} \sin(\alpha)}{2\beta} + 1 \right)} - \frac{L_{1a} m_{L_3} (-A_{L_3} - a_g) \cos(\alpha)}{\beta \left( -\frac{L_{1a} \sin(\alpha)}{2\beta} + 1 \right)} \\
 & - \frac{L_{1a} (m_{L_{1a}} + m_{L_{1b}}) \left( \frac{L_{1a} \alpha^2 \sin(\alpha)}{2} - \frac{L_{1a} \ddot{\alpha} \cos(\alpha)}{2} - a_g \right)}{2\beta \left( -\frac{L_{1a} \sin(\alpha)}{2\beta} + 1 \right)}
 \end{aligned}$$

## REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- , .
- Afzal, T., Kern, M., Tseng, S.C., Lincoln, J., Francisco, G., Chang, S.H., 2017. Cognitive demands during wearable exoskeleton assisted walking in persons with multiple sclerosis, in: 2017 International Symposium on Wearable Robotics and Rehabilitation (WeRob), pp. 1–2. doi:10.1109/WEROB.2017.8383853.
- Anam, K., Al-Jumaily, A.A., 2012. Active exoskeleton control systems: State of the art. *Procedia Engineering* 41, 988–994. URL: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1877705812026732>, doi:<https://doi.org/10.1016/j.proeng.2012.07.273>. international Symposium on Robotics and Intelligent Sensors 2012 (IRIS 2012).
- Androwis, G.J., Kwasnica, M.A., Niewrzol, P., Popok, P., Fakhoury, F.N., Sandroff, B.M., Yue, G.H., DeLuca, J., 2019. Mobility and cognitive improvements resulted from overground robotic exoskeleton gait-training in persons with ms, in: 2019 41st Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC), pp. 4454–4457. doi:10.1109/EMBC.2019.8857029.
- Araujo, A.A.M., Tannuri, E.A., Forner-Cordero, A., 2012. Simulation of model-based impedance control applied to a biomechatronic exoskeleton with shape memory alloy actuators, in: 2012 4th IEEE RAS EMBS International Conference on Biomedical Robotics and Biomechatronics (BioRob), pp. 1567–1572. doi:10.1109/BioRob.2012.6290754.
- Brian S. Armour, PhD, E.A.C.L.M.M.M.H.F.S.H.F.M., Cahill, A., 2013. Prevalence and causes of paralysis—united states. GLOBE NEWSWIRE .
- Carignan, C.R., Liszka, M.S., 2011. Portable arm exoskeleton for shoulder rehabilitation. US Patent 7,862,524.
- Craig, J.J., 2004. Introduction to Robotics Mechanics and Control. Pearson Education International.
- Dines, S.T., Habboub, K.H., Soto, M.A., 2020. Resistive localized rehabilitation exoskeleton. US Patent 10,610,438.

- Hess-Coelho, Tarcisio A., A.C.R.T.M., Forner-Cordero, A., 2022. Progressive improvement of the model of an exoskeleton for the lower limb by applying the modular modelling methodology. *Machines* 10, 248. doi:10.3390/machines10040248.
- Hofmann, U.A.T., Bützer, T., Lambercy, O., Gassert, R., 2018. Design and evaluation of a bowden-cable-based remote actuation system for wearable robotics. *IEEE Robotics and Automation Letters* 3, 2101–2108. doi:10.1109/LRA.2018.2809625.
- Hogan, N., 1985. Impedance control: An approach to manipulation: Part i—theory. *Journal of Dynamic Systems Measurement and Control-transactions of The Asme* 107, 1–7.
- Junior, A.G.L., de Andrade, R.M., Filho, A.B., 2016. Series elastic actuator: Design, analysis and comparison, in: Wang, G. (Ed.), *Recent Advances in Robotic Systems*. IntechOpen, Rijeka. chapter 10. URL: <https://doi.org/10.5772/63573>, doi:10.5772/63573.
- Kang, I., Kunapuli, P., Hsu, H., Young, A.J., 2019. Electromyography (emg) signal contributions in speed and slope estimation using robotic exoskeletons, in: *2019 IEEE 16th International Conference on Rehabilitation Robotics (ICORR)*, pp. 548–553. doi:10.1109/ICORR.2019.8779433.
- Kazerooni, H., Steger, R., 2006. The berkeley lower extremity exoskeleton .
- Kumar, V., Hote, Y.V., Jain, S., 2019. Review of exoskeleton: History, design and control, in: *2019 3rd International Conference on Recent Developments in Control, Automation Power Engineering (RDCAPE)*, pp. 677–682. doi:10.1109/RDCAPE47089.2019.8979099.
- Lee, H., Kim, W., Han, J., Han, C., 2012. The technical trend of the exoskeleton robot system for human power assistance. *International Journal of Precision Engineering and Manufacturing* 13. doi:10.1007/s12541-012-0197-x.
- Lee, Y.K., 2014. Design of exoskeleton robotic hand/arm system for upper limbs rehabilitation considering mobility and portability, in: *2014 11th International Conference on Ubiquitous Robots and Ambient Intelligence (URAI)*, pp. 540–544. doi:10.1109/URAI.2014.7057385.
- Makinson, B., 1971. Research and development prototype for machine augmentation of human strength and endurance. hardiman i project. Technical Report. GENERAL

ELECTRIC CO SCHENECTADY NY SPECIALTY MATERIALS HANDLING PRODUCTS . . . .

- Miha Dežman, Tamim Asfour, A.U.A.G., 2018. Mechanical design and friction modelling of a cable-driven upper-limb exoskeleton .
- Miller, L.E.e.a., 2016. Clinical effectiveness and safety of powered exoskeleton-assisted walking in patients with spinal cord injury: systematic review with meta-analysis. *Medical devices (Auckland, N.Z.)* 9, 455–66. doi:10.2147/MDER.S103102.
- Mondal, S., Mitra, A., Chattopadhyay, M., 2015. Mathematical modeling and simulation of brushless dc motor with ideal back emf for a precision speed control, in: 2015 IEEE International Conference on Electrical, Computer and Communication Technologies (ICECCT), pp. 1–5. doi:10.1109/ICECCT.2015.7225944.
- Morilla, F.V.F., 2002. Tuning decentralized pid controllers for mimo systems with decouplers. 15th Triennial World Congress, Barcelona, Spain .
- Peter Wayne New, Ronald K Reeves, S.A.T.I.E.H.A.G.B.M.G.S.M.W.P., 2015. International retrospective comparison of inpatient rehabilitation for patients with spinal cord dysfunction epidemiology and clinical outcomes .
- RICHMOND, C., 2016. First robotic exoskeleton cleared for use with stroke and spinal cord injury levels to c7. GLOBE NEWSWIRE .
- Rivera, G., Bonilla, V., Moya, M., 2018. Exoskeleton prototype to mitigate pronosupination tremors in people with parkinson’s disease, in: 2018 International Conference on Information Systems and Computer Science (INCISCOS), pp. 16–22. doi:10.1109/INCISCOS.2018.00010.
- Stroeve, S., 1999. Impedance characteristics of a neuromusculoskeletal model of the human arm i. posture control. *Biological Cybernetics* 81, 475–494.
- Uehara, A., Kawamoto, H., Sankai, Y., 2016. Development of gait assist method for parkinson’s disease patients with fog in walking, in: 2016 55th Annual Conference of the Society of Instrument and Control Engineers of Japan (SICE), pp. 1502–1507. doi:10.1109/SICE.2016.7749257.
- Yagn, N., . Apparatus for facilitating walking, running, and jumping. 1890. US Patent 420, 179.