

UNIVERSIDADE FEDERAL DE MINAS GERAIS
Escola de Engenharia
Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica

João Paulo Fernandes Bonfim

**SIMULAÇÃO COMPUTACIONAL DO MOVIMENTO DE FLEXÃO/EXTENSÃO
DO COTOVELO DE UMA ÓRTESE HÍBRIDA PARA MEMBRO SUPERIOR**

Belo Horizonte
2025

João Paulo Fernandes Bonfim

**SIMULAÇÃO COMPUTACIONAL DO MOVIMENTO DE FLEXÃO/EXTENSÃO
DO COTOVELO DE UMA ÓRTESE HÍBRIDA PARA MEMBRO SUPERIOR**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica na Universidade Federal de Minas Gerais, como requisito parcial à obtenção do título de Mestre em Engenharia Elétrica.

Área de concentração: Sinais e Sistemas

Linha de pesquisa: Engenharia Biomédica

Orientador: Prof. Dr. Henrique Resende Martins

Belo Horizonte
2025

| | |
|-------|---|
| B713s | <p>Bonfim, João Paulo Fernandes. Simulação computacional do movimento de flexão/extensão do cotovelo de uma órtese híbrida para membro superior [recurso eletrônico] / João Paulo Fernandes Bonfim. – 2025. 1 recurso online (181 f. : il., color.) : pdf.</p> <p>Orientador: Henrique Resende Martins.</p> <p>Dissertação (mestrado) – Universidade Federal de Minas Gerais, Escola de Engenharia.</p> <p>Inclui bibliografia.</p> <p>1. Engenharia elétrica – Teses. 2. Acidente vascular cerebral – Reabilitação – Teses. 3. Órtese – Teses. 4. Simulação por computador – Teses. 5. Membros superiores – Teses. I. Martins, Henrique Resende. II. Universidade Federal de Minas Gerais. Escola de Engenharia. III. Título.</p> <p>CDU: 621.3(043)</p> |
|-------|---|



UNIVERSIDADE FEDERAL DE MINAS GERAIS

Escola de Engenharia

COLEGIADO DO CURSO DE GRADUAÇÃO / PÓS-GRADUAÇÃO EM Engenharia Elétrica

FOLHA DE APROVAÇÃO

"Simulação Computacional do Movimento de Flexão/Extensão do Cotovelo de Uma Órtese Híbrida Para Membro Superior"

João Paulo Fernandes Bonfim

Dissertação de Mestrado submetida à Banca Examinadora designada pelo Colegiado do Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica da Escola de Engenharia da Universidade Federal de Minas Gerais, como requisito para obtenção do grau de Mestre em Engenharia Elétrica.

Aprovada em 15 de maio de 2025.

Por:

**Prof. Dr. Henrique Resende Martins
DEE (PPGEE-UFMG)**

**Profa. Dra. Adriana Maria Valladão Novais Van Petten
Departamento de Terapia Ocupacional (UFMG)**

**Prof. Dr. Claysson Bruno Santos Vimieiro
DEMEC (UFMG)**

**Prof. Dr. Tiago Coelho Magalhães
CAMIN (INRIA)**



Magistério Superior, em 08/07/2025, às 09:19, conforme horário oficial de Brasília, com fundamento no art. 5º do [Decreto nº 10.543, de 13 de novembro de 2020](#).



Documento assinado eletronicamente por **Adriana Maria Valladão Novais Van Petten, Professora do Magistério Superior**, em 09/07/2025, às 06:54, conforme horário oficial de Brasília, com fundamento no art. 5º do [Decreto nº 10.543, de 13 de novembro de 2020](#).



Documento assinado eletronicamente por **Claysson Bruno Santos Vimieiro, Professor do Magistério Superior**, em 10/07/2025, às 16:06, conforme horário oficial de Brasília, com fundamento no art. 5º do [Decreto nº 10.543, de 13 de novembro de 2020](#).



Documento assinado eletronicamente por **Tiago Coelho Magalhães, Usuário Externo**, em 11/07/2025, às 16:20, conforme horário oficial de Brasília, com fundamento no art. 5º do [Decreto nº 10.543, de 13 de novembro de 2020](#).



A autenticidade deste documento pode ser conferida no site https://sei.ufmg.br/sei/controlador_externo.php?acao=documento_conferir&id_orgao_acesso_externo=0, informando o código verificador **4338814** e o código CRC **B1F20449**.

AGRADECIMENTOS

Agradeço a Deus e meus pais, Cristiano e Edvanda, pelo apoio incondicional que me permitiu realizar este trabalho.

Agradeço aos professores Henrique e Claysson, orientador e coordenador do projeto, pelo suporte e valiosas dicas para alcançar os objetivos da pesquisa.

Agradeço ao coordenador do laboratório de Bioengenharia (Labbio), professor Rudolf Huebner e a equipe do Labbio, do Laboratório de Engenharia Biomédica (LEB) e do *Institut National de Recherche en Informatique et en Automatique* (INRIA). Meus sinceros agradecimentos a Guilherme, Fernanda, Lucas, Christine, Matheus, Arthur, Rina, Francielle, Thales, Isabella, Aparecida Fernandes (Cida) e aos alunos de Iniciação Científica do Labbio. Também sou grato aos alunos do meu orientador: Tiago, Mateus e Raquel.

As instituições de fomento que apoiam as pesquisas do laboratório: Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de Minas Gerais (FAPEMIG), Fundação Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior (CAPES) e Financiadora de Estudos e Projetos (FINEP).

Aos programas de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica (PPGEE) e Engenharia Mecânica (PPGMEC), juntamente com seus corpos docentes e funcionários.

Agradeço aos membros da banca pela correção, considerações e valiosas sugestões, as quais contribuíram significativamente para a adequação e precisão deste trabalho científico.

Agradeço aos meus familiares e amigos pelo apoio e pela compreensão.

RESUMO

O Acidente Vascular Encefálico (AVE) frequentemente causa déficits motores nos membros superiores, cuja reabilitação pode ser potencializada por órteses robóticas híbridas associadas à Estimulação Elétrica Funcional (*Functional Electrical Stimulation*, FES), melhorando o controle muscular e promovendo a neuroplasticidade. A simulação computacional de sistemas musculoesqueléticos permite otimizar o projeto dessas órteses com FES, reduzindo custos e tempo de desenvolvimento. Este trabalho tem como objetivo desenvolver uma simulação computacional de órtese híbrida (FES/mecânica) para reabilitação pós-AVE, com foco na modelagem musculoesquelética e controle Proporcional-Integral (PI) dos movimentos de flexão/extensão do cotovelo, além de avaliar estratégias para minimizar a fadiga muscular e analisar a taxa de consumo energético metabólico (modelo de Bhargava) nos músculos bíceps e tríceps. Este estudo expande pesquisas anteriores que desenvolveram uma órtese robótica e, posteriormente, uma versão híbrida com FES (controle em malha aberta), cuja descrição serve como contextualização. Para a simulação computacional, adotou-se o *software OpenSim*, que contém um modelo simplificado do membro superior denominado *arm26*. A órtese foi fixada rigidamente ao modelo através da junta *WeldJoint*. Para as simulações dinâmicas, utilizou-se o *Matrix Laboratory* (MATLAB) com a biblioteca do *OpenSim*. O MATLAB foi empregado para a identificação do sistema na forma de função de transferência (mapeando o sinal de excitação muscular como entrada e o ângulo do cotovelo como saída) e para determinar os parâmetros do controlador PI. Posteriormente, o *Simulink* foi utilizado para implementar e testar o controlador projetado. As simulações implementam um mecanismo de trava mecânica para imobilização articular com desativação concomitante do FES, resultando em redução significativa do consumo energético metabólico (bíceps: 15,87 W para 5,96 W; tríceps: 7,47 W para 6,02 W) e da fadiga muscular. Os controladores PI demonstraram desempenho satisfatório, com tempos de acomodação entre 1,38 e 2,96 s (4,85 s para o tríceps) e sobressinal inferior a 0,7%. Adicionalmente, os modelos de função de transferência apresentaram acurácia superior a 97%. Conclui-se que o *OpenSim* é uma ferramenta eficaz para o desenvolvimento de órteses, permitindo a implementação de controle em malha fechada (com tempos de acomodação próximos de 3 segundos) e mecanismos de trava mecânica, objetivos principais deste trabalho. Ademais, a simulação computacional indicou que desativar o FES durante a atuação do mecanismo de trava reduz o consumo de energia metabólica, sugerindo menor fadiga. Como limitação, destaca-se o uso de um modelo simplificado do membro superior, o que recomenda a adoção de modelos mais complexos em estudos futuros.

Palavras-chave: órtese híbrida; estimulação elétrica funcional; *OpenSim*; membro superior; reabilitação.

ABSTRACT

Stroke frequently causes motor deficits in upper limbs, whose rehabilitation can be enhanced by hybrid robotic orthoses combined with Functional Electrical Stimulation (FES), improving muscle control and promoting neuroplasticity. Computational simulation of musculoskeletal systems allows optimization of these FES-assisted orthoses designs, reducing development costs and time. This work aims to develop a computational simulation of a hybrid orthosis (FES/mechanical) for post-stroke rehabilitation, focusing on musculoskeletal modeling and Proportional-Integral (PI) control of elbow flexion/extension movements, while also evaluating strategies to minimize muscle fatigue and analyze metabolic energy consumption (Bhargava model) in biceps and triceps muscles. This study expands previous research that developed a robotic orthosis and subsequently a hybrid version with FES (open-loop control), whose description provides context. For computational simulation, OpenSim software was adopted, containing a simplified upper limb model called arm26. The orthosis was rigidly fixed to the model through a WeldJoint. For dynamic simulations, Matrix Laboratory (MATLAB) with OpenSim library was used. MATLAB was employed for system identification in transfer function form (mapping muscle excitation signals as input and elbow angle as output) and to determine PI controller parameters. Subsequently, Simulink was used to implement and test the designed controller. The simulations implement a mechanical locking mechanism for joint immobilization with concurrent FES deactivation, resulting in significant reduction of metabolic energy consumption (biceps: 15.87 W to 5.96 W; triceps: 7.47 W to 6.02 W) and muscle fatigue. The PI controllers demonstrated satisfactory performance, with settling times between 1.38 and 2.96 s (4.85 s for the triceps) and overshoot below 0.7%. Additionally, the transfer function models achieved over 97% accuracy. Therefore, It is concluded that OpenSim is an effective tool for orthosis development, enabling the implementation of closed-loop control (with settling times close to 3 seconds) and mechanical locking mechanisms, which are the primary objectives of this work. Furthermore, computational simulations demonstrated that deactivating FES during the locking mechanism's operation reduces metabolic energy consumption, suggesting lower fatigue. As a limitation, the use of a simplified upper limb model is noted, recommending the adoption of more complex models in future studies.

Keywords: hybrid orthosis; functional electrical stimulation; OpenSim; upper limb; rehabilitation.

LISTA DE FIGURAS

| | |
|---|----|
| Figura 1: O neurônio motor possui dendritos que recebem estímulos, um axônio que conduz o sinal elétrico e se conecta à fibra muscular esquelética por meio da junção neuromuscular | 29 |
| Figura 2: Membro superior (os nomes dos músculos indicados na figura, estão listados na Tabela 1). a) Vista anterior b) Vista posterior | 30 |
| Figura 3: Ossos dos membros superiores | 33 |
| Figura 4: Articulação do cotovelo | 34 |
| Figura 5: Equipamento de estimulação a) Estimulador <i>Rehastim</i> versão 1 b) Forma de onda FES, do estimulador <i>Rehastim</i> | 36 |
| Figura 6: Órtese <i>NuroSleeve</i> , diagrama esquemático com entradas (<i>Joystick</i> , EMG, IMU, reconhecimento de voz) e saídas (efetores, tala impressa em 3D e unidade FES), comunicação com um <i>software</i> clínico através do <i>Bluetooth</i> | 38 |
| Figura 7: Órtese híbrida com 5 GDL, emprego de FES e motores DC, controle de motores via controlador PD e FES controlado via RNA | 39 |
| Figura 8: Órtese passiva, com uso de FES e suporte gravitacional, com as seguintes partes constituintes: interface de conexão, estrutura com uma articulação de revolução, acoplamento em paralelogramo, mecanismo de balanceamento e sistema de ajuste | 41 |
| Figura 9: Órtese passiva, balanço gravitacional + FES, diagrama de blocos, com o modelo do membro superior, e estratégias de controle via <i>feedback</i> e ILC | 41 |
| Figura 10: Neuroprótese que combina órtese, FES e uma interface computador cérebro. a) Diagrama esquemático. b) Modos de controle com entradas MI-BCI e movimentos de ombro. c) Configuração completa da neuroprótese em uso | 43 |
| Figura 11: Órtese híbrida, que utiliza FES, atuador fluídico e controle baseado em sinais EMG. a) Diagrama de blocos, b) Detalhe do atuador fluídico, c) Foto da órtese | 44 |
| Figura 12: Órtese híbrida <i>Grasphyb</i> , com FES e sistema mecânico de trava | 45 |
| Figura 13: Órtese híbrida <i>Grasphyb</i> , Detalhes de funcionamento: a tarefa inicia no estado neutro, a cada acionamento do botão, o estado da mão alterna sequencialmente entre: aberto, fechado, aberto, retornando então ao estado neutro inicial | 46 |
| Figura 14: Órtese PPRE, Módulo 1 (cotovelo) e Módulo 2 (mão) | 47 |
| Figura 15: Módulo de cotovelo, primeira versão (sem motor inserido direto na órtese), versão portátil (com motor inserido direto na órtese) | 47 |
| Figura 16: Tendões e falanges artificiais | 48 |
| Figura 17: Partes constituintes da órtese PPRE, módulo mão e cotovelo | 49 |

| | |
|---|----|
| Figura 18: Órtese propriedades mecânicas. a) Tensão e deformação de Von Mises no elo 4 b) Tensão e deformação de Von Mises na estrutura metálica c) Torque requerido e disponibilizado pelo atuador para flexão e extensão do cotovelo | 50 |
| Figura 19: HRRS diagrama de blocos, módulo mão com FES e módulo cotovelo acionado por motor DC, <i>software</i> de controle HRRS desenvolvido em <i>Python</i> | 51 |
| Figura 20: Fluxograma, ativação dos atuadores da órtese híbrida, são k atuadores (motor ou FES), cada atuador tem dois vetores com os tempos de ativação e desativação | 53 |
| Figura 21: Fluxograma do <i>software Bioptim</i> e dependências (Biorbd para dinâmica e cinemática, CasADi para diferenciação automática, Bioviz para visualização e Ipopt e ACADOS para otimização)..... | 55 |
| Figura 22: FES <i>Cycling</i> a) Modelo no <i>Opensim</i> . b) Modelo para controle, diagrama de blocos | 58 |
| Figura 23: Estudo de Ahmad <i>et al.</i> a) Modelo proposto, (sistema musculoesquelético implementado no <i>OpenSim</i> , controle no MATLAB, e modelo do estimulador <i>Rehastim</i> no MATLAB/Simulink). b) <i>Rehastim</i> implementação <i>Simulink</i> . c) Modelo musculoesquelético | 59 |
| Figura 24: Controle malha fechada, braço humano equilibrando um bastão, modelo <i>OpenSim</i> integrado ao MATLAB | 60 |
| Figura 25: Controlador RST para membro inferior, flexão de quadril e joelho, modelo criado através do <i>OpenSim</i> e integração com MATLAB | 60 |
| Figura 26: <i>OpenSim</i> simulações a) Modelo musculoesquelético sem massa adicionada a mão b) Torque em função do ângulo, sem objeto de 1 kg c) Modelo musculoesquelético com uma massa de 1kg adicionada a mão d) Torque em função do ângulo, com o objeto de 1 kg | 61 |
| Figura 27: Modelo computacional da órtese (versão 3) | 62 |
| Figura 28: Simulação da órtese, módulo cotovelo a) Distribuição de tensão de Von Mises b) Distribuição de deformação elástica equivalente | 62 |
| Figura 29: Camadas do <i>software OpenSim</i> , Aplicação, Análise, Modelo e <i>SimTK</i> | 64 |
| Figura 30: <i>Opensim</i> GUI, modelo <i>arm26</i> , com as abas <i>Navigator</i> , <i>Coordinate</i> e <i>Topology View</i> | 65 |
| Figura 31: Esquemático de um sistema no <i>OpenSim</i> , sistema físico é modelado, a representação para um sistema computacional é através de equações | 66 |
| Figura 32: <i>OpenSim</i> Modelo (Sistema) e Estado | 67 |
| Figura 33: Componente genérico, com entradas, saídas e soquete | 67 |
| Figura 34: Estágios de cálculo para as variáveis <i>cache</i> , Topologia, Modelo, Instância, Tempo, Posição, Velocidade, Dinâmica, Aceleração e Relatório (<i>Reporter</i>) | 68 |

| | |
|---|----|
| Figura 35: Entradas e Saídas de componentes (Músculo e <i>Reporter</i>)..... | 68 |
| Figura 36: Elementos de uma articulação, pontos e conexões definidas a partir de eixos de referência | 69 |
| Figura 37: Diagrama de Herança para <i>OpenSim::Thelen2003Muscle</i> | 71 |
| Figura 38: Gráfico que descreve a força de restrição com relação ao valor da coordenada generalizada | 72 |
| Figura 39: Aba de Coordenadas, opções de <i>lock</i> , <i>clamp</i> , valores e velocidade das coordenadas e aba de poses. | 74 |
| Figura 40: Ferramenta de dinâmica direta, entrada é o comando neural e a saída é o movimento correspondente..... | 74 |
| Figura 41: Ferramenta de dinâmica inversa, dado o movimento encontrar as forças | 74 |
| Figura 42: Exemplo de arquivos de entrada e saída para as principais ferramentas do <i>OpenSim</i> , como a cinemática inversa, dinâmica inversa e dinâmica direta | 75 |
| Figura 43: Editor de excitação dos músculos, e abas de simulação, movimento e ferramenta de dinâmica direta..... | 76 |
| Figura 44: Ferramenta de plotagem, exemplo com gráfico da flexão do cotovelo ao longo do tempo, e a ativação do músculo bíceps correspondente | 76 |
| Figura 45: Curvas e Modelo do músculo. a) Gráfico de Força x Comprimento normalizado b) Gráfico de Força x Velocidade Normalizada c) Gráfico de Força do tendão x Deformação no tendão..... | 78 |
| Figura 46: Fluxograma com as etapas do projeto, etapas 1 e 2 referentes à órtese híbrida (versão 3) e teste clínico, e etapa 3 o foco do trabalho (simulação computacional) | 80 |
| Figura 47: Diagrama de blocos da órtese, composto por: sensor IMU, microcontrolador (STM32) para processamento de dados, computador com <i>software</i> de controle, equipamento de estimulação e a órtese | 81 |
| Figura 48: Diagrama esquemático da simulação: modelo do membro superior no <i>OpenSim</i> , <i>script</i> em MATLAB (com biblioteca do <i>OpenSim</i>) e gráfico resultante (ângulo do cotovelo x tempo na tarefa funcional de levar objeto à boca)..... | 81 |
| Figura 49: Diagrama do programa da órtese. As entradas incluem o sensor IMU, a GUI-IMU e a GUI de parâmetros de estimulação. O servidor TCP/IP recebe essas entradas e envia comandos para a classe <i>Controller</i> , responsável pelo controle da estimulação | 83 |
| Figura 50: Programa auxiliar a) Programa de aquisição dos dados do IMU b) Formato do arquivo resultante, linhas numeradas com os valores dos sensores separados por vírgula..... | 84 |

| | |
|--|-----|
| Figura 51: Estrutura de dados que armazena os valores dos sensores ao longo do tempo, <i>array</i> de 6 colunas e n linhas | 84 |
| Figura 52: Estrutura de dados contendo uma janela de 300 amostras para cada um dos 20 movimentos detectados..... | 85 |
| Figura 53: Diagrama exemplificando a construção do vetor multidimensional de <i>features</i> , cada um dos 20 movimentos gera um vetor de 18 <i>features</i> | 86 |
| Figura 54: Entrada e saída para o treinamento do algoritmo de classificação baseado em SVM, 1(frente), 2 (cima) ou 3 (trás)..... | 86 |
| Figura 55: Interface gráfica responsável pela leitura do IMU, classificação do movimento e envio de comandos para o servidor | 87 |
| Figura 56: Entrada de parâmetros de estimulação a) Interface gráfica para escolher o arquivo com parâmetros de estimulação. b) Exemplo de arquivo de parâmetros de estimulação | 88 |
| Figura 57: Tarefa funcional pegar e segurar..... | 90 |
| Figura 58: Tarefa funcional pegar e trazer à boca..... | 90 |
| Figura 59: Diagrama, máquina de estados para a realização das tarefas funcionais pegar e segurar e pegar e trazer à boca..... | 91 |
| Figura 60: Geometria da órtese, adicionada ao modelo, partes do braço e antebraço desenvolvidas no <i>SolidWorks</i> | 97 |
| Figura 61: Modelo musculoesquelético do membro superior no <i>OpenSim</i> , modelo original (<i>arm26</i>)..... | 97 |
| Figura 62: Conexão das partes da órtese ao modelo <i>arm26</i> , utilizando <i>WeldJoint</i> que conecta os corpos de forma rígida, o soquete tem dois pontos de conexão que são os eixos de referência pai e filho | 98 |
| Figura 63: Fluxograma, simulação malha aberta, ângulo do cotovelo para uma excitação do <i>BICshort</i> de 0,4..... | 101 |
| Figura 64: Fluxograma malha fechada para o <i>BICshort</i> , controlador PI | 104 |
| Figura 65: Fluxograma malha fechada do <i>BICshort</i> com atuador de torque, primeira parte | 105 |
| Figura 66: Fluxograma malha fechada com atuador de torque, segunda parte | 106 |
| Figura 67: Fluxograma do código de extensão do cotovelo em malha aberta, <i>TRImed</i> ativado após 5 s, com ativação de 0,075 | 107 |
| Figura 68: Fluxograma do código para extensão do cotovelo em malha fechada..... | 108 |
| Figura 69: Extensão do cotovelo malha fechada enquanto tempo for menor do que 10 s, e coordenada travada para tempo maior ou igual a 10 s (primeira parte) | 109 |

| | |
|--|-----|
| Figura 70: Extensão do cotovelo malha fechada enquanto tempo for menor do que 10 s, e coordenada travada para tempo maior ou igual a 10 s (segunda parte)..... | 110 |
| Figura 71: Fluxograma do código para a tarefa funcional levar um objeto ao rosto (parte 1) | 111 |
| Figura 72: Fluxograma do código para a tarefa funcional levar um objeto ao rosto (parte 2) | 112 |
| Figura 73: Teste clínico, detalhes da órtese, IMU e posicionamento dos eletrodos | 113 |
| Figura 74: Tipos de objetos utilizados: garrafa, colher e bola | 114 |
| Figura 75: IMU resultados da calibração, teste do algoritmo de classificação para cada um dos participantes | 115 |
| Figura 76: Modelo musculoesquelético do membro superior direito no <i>OpenSim</i> , original (<i>arm26</i>) e modelo com adição da órtese..... | 120 |
| Figura 77: Gráfico do ângulo do cotovelo ao longo do tempo, sem ativação dos músculos | 121 |
| Figura 78: <i>BICshort</i> ativado (excitação igual a 0,5), resposta do ângulo do cotovelo..... | 122 |
| Figura 79: Resposta oscilatória do ângulo do cotovelo, para excitação do <i>BICshort</i> igual a 1 | 123 |
| Figura 80: Resultado malha aberta a) Gráficos do ângulo do cotovelo ao longo do tempo com limitação da coordenada e para uma excitação de 0,5 do <i>BICshort</i> b) Gráfico da ativação correspondente do <i>BICshort</i> ao longo do tempo | 124 |
| Figura 81: Resultado malha aberta a) Resposta do ângulo do cotovelo para excitação do <i>BICshort</i> igual a 0,4. b) Gráfico da ativação do <i>BICshort</i> correspondente ao longo do tempo | 124 |
| Figura 82: Ferramenta de Identificação de Sistema do MATLAB | 125 |
| Figura 83: Resultados PI para o <i>BICshort</i> a) Resposta do sistema em malha fechada para um degrau unitário de referência. b) Parâmetros do controlador, obtidos do MATLAB..... | 126 |
| Figura 84: <i>Simulink</i> , resposta ao degrau do ângulo do cotovelo, para uma referência de 120° | 127 |
| Figura 85: Extensão do cotovelo, ativação do <i>TRImed</i> com excitação de 0,075 | 128 |
| Figura 86: Simulação da extensão do cotovelo em malha aberta a) Ângulo do cotovelo em graus x tempo b) Ativação do <i>TRImed</i> = 0.075, <i>TRImed</i> ativado após 5 s | 129 |
| Figura 87: Identificação de sistemas, para extensão do cotovelo..... | 130 |
| Figura 88: Parâmetros do controlador PI para extensão do cotovelo a) Parâmetros do controlador extensão cotovelo b) Resposta ao degrau..... | 131 |

| | |
|--|-----|
| Figura 89: Modelo <i>Simulink</i> da extensão do cotovelo em malha fechada, com a respectiva resposta temporal | 132 |
| Figura 90: <i>BICshort</i> malha fechada primeiro teste a) Ângulo do cotovelo, resposta em malha fechada para referência em degrau (amplitude 120°). b) Ativação do <i>BICshort</i> | 133 |
| Figura 91: <i>BICshort</i> malha fechada segundo teste a) Resposta em malha fechada do ângulo do cotovelo, para referência inicialmente em 120°, seguido de uma redução para 100°. b) Ativação do músculo <i>BICshort</i> | 134 |
| Figura 92: Travando a coordenada utilizando um atuador de torque, ativação após 10 s..... | 134 |
| Figura 93: Mantendo a posição do cotovelo fixa numericamente, após 10 s..... | 135 |
| Figura 94: Simulação flexão do cotovelo em malha fechada, FES ativo por 25 s a) Ângulo do cotovelo ao longo do tempo b) Taxa metabólica correspondente do <i>BICshort</i> | 136 |
| Figura 95: Taxa metabólica <i>BICshort</i> , comparação a) Taxa metabólica total utilizando atuador b) Taxa metabólica total coordenada mantida numericamente | 137 |
| Figura 96: Malha fechada <i>TRImed</i> a) Extensão do cotovelo para 10° e 15° b) Ativação do <i>TRImed</i> correspondente | 138 |
| Figura 97: Malha fechada <i>TRImed</i> e taxa metabólica a) Extensão do <i>TRImed</i> , referência 10° por 25 s, coordenada não travado b) Taxa metabólica correspondente..... | 138 |
| Figura 98: Extensão do cotovelo ao longo do tempo, travando coordenada a partir de 10 s | 139 |
| Figura 99: Gráfico da taxa metabólica ao longo do tempo para o cotovelo travado a partir de 10 s..... | 139 |
| Figura 100: Tarefa funcional, levar objeto ao rosto, flexão e extensão do cotovelo..... | 140 |
| Figura 101: Taxa metabólica do <i>BICshort</i> para a tarefa funcional levar objeto ao rosto..... | 141 |
| Figura 102: Taxa metabólica do <i>TRImed</i> para a tarefa funcional levar objeto ao rosto..... | 141 |

LISTA DE TABELAS

| | |
|---|-----|
| Tabela 1: Lista de músculos do membro superior para as vistas superior e anterior | 31 |
| Tabela 2: Comandos no formato JSON que o servidor pode receber | 89 |
| Tabela 3: Músculos selecionados (<i>BICshort</i> e <i>TRImed</i>), propriedades principais | 96 |
| Tabela 4: Massa e tensor de inércia dos corpos rígidos adicionados ao modelo..... | 99 |
| Tabela 5: Tempo de colocação da órtese | 115 |
| Tabela 6: Tempo de remoção da órtese | 116 |
| Tabela 7: Tempo de prensão palmar para cada atividade | 116 |
| Tabela 8: Resultado satisfação do usuário com o dispositivo – QUEST 2.0 | 118 |
| Tabela 9: Questionário SUS | 118 |
| Tabela 10: Taxa de consumo energético metabólica..... | 142 |

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

| | |
|---------|--|
| ACADOS | <i>Algorithm for Constrained Automatic Differentiation-based Optimization of Systems</i> |
| ADM | Amplitude de Movimento |
| AL | <i>Active Element</i> |
| API | <i>Application Programming Interface</i> |
| AVE | Acidente Vascular Encefálico |
| AMS | <i>Anybody Modeling System</i> |
| BCI | <i>Brain Computer Interface</i> |
| CAPES | Fundação Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior |
| CE | <i>Contractile Element</i> |
| COEP | Comitê de Ética em Pesquisa |
| COPM | <i>Canadian Occupational Performance Measure</i> |
| DBS | <i>Deep Brain Stimulation</i> |
| DC | <i>Direct Current</i> |
| ECC | <i>Excitation-Contraction Coupling</i> |
| EMG | Eletromiografia |
| EVA | Escala Visual Analógica |
| FAPEMIG | Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de Minas Gerais |
| FDA | <i>Food and Drug Administration</i> |
| FINEP | Financiadora de Estudos e Projetos |
| FES | <i>Functional Electrical Stimulation</i> |
| FFA | <i>Flexible Fluidic Actuator</i> |
| GDL | Grau de Liberdade |
| GPU | <i>Graphical Processing Unit</i> |
| GUI | <i>Graphical User Interface</i> |
| HRRS | <i>Hybrid FES-Robotic Rehabilitation System</i> |
| ILC | <i>Iterative Learning Control</i> |
| IMU | <i>Inertial Measurement Unit</i> |
| INRIA | <i>Institut National de Recherche en Informatique et en Automatique</i> |
| IP | <i>Internet Protocol</i> |
| Ipop | <i>Interior Point Optimizer</i> |
| JSON | <i>JavaScript Object Notation</i> |

| | |
|--------|---|
| Labbio | Laboratório de Bioengenharia |
| LAPACK | <i>Linear Algebra PACKage</i> |
| LDA | <i>Linear Discriminant Analysis</i> |
| LEB | Laboratório de Engenharia Biomédica |
| MATLAB | <i>Matrix Laboratory</i> |
| MI | <i>Motor Imagery</i> |
| MR | Magneto Reológico |
| MuJoCo | <i>Multi-Joint dynamics with Contact</i> |
| NLP | <i>Nonlinear Program</i> |
| NMES | <i>Neuromuscular Electrical Stimulation</i> |
| OCP | <i>Optimal Control Problem</i> |
| OMS | Organização Mundial da Saúde |
| PE | <i>Parallel Element</i> |
| PD | Proporcional Diferencial |
| PI | Proporcional-Integrativo |
| PID | Proporcional Integral Derivativo |
| PL | <i>Passive Length</i> |
| PLA | <i>Polylactic Acid</i> |
| PPGEE | Programa de Pós-graduação em Engenharia Elétrica |
| PPGMEC | Programa de Pós-graduação em Engenharia Mecânica |
| PPRE | <i>Pinotti Portable Robotic Exoskeleton</i> |
| PSD | <i>Power Spectral Density</i> |
| QUEST | <i>Quebec User Evaluation of Satisfaction with Assistive Technology</i> |
| RBF | <i>Radial Basis Function</i> |
| RNA | Rede Neural Artificial |
| RMS | <i>Root Mean Square</i> |
| SCONE | <i>Simulation Based Control Optimization of Neuromusculoskeletal Entities</i> |
| SE | <i>Series Element</i> |
| SNA | Sistema Nervoso Autônomo |
| SNC | Sistema Nervoso Central |
| SNP | Sistema Nervoso Periférico |
| SNS | Sistema Nervoso Somático |
| SUS | <i>System Usability Scale</i> |
| SVM | <i>Support Vector Machine</i> |

| | |
|------|--|
| TCP | <i>Transmission Control Protocol</i> |
| TENS | <i>Transcutaneous Electrical Nerve Stimulation</i> |
| USB | <i>Universal Serial Bus</i> |
| XML | <i>eXtensible Markup Language</i> |

SUMÁRIO

| | |
|---|----|
| 1. INTRODUÇÃO..... | 20 |
| 1.1 OBJETIVO GERAL..... | 24 |
| 1.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS | 25 |
| 1.3 ORGANIZAÇÃO DO TEXTO..... | 25 |
| 2. REVISÃO BIBLIOGRÁFICA..... | 27 |
| 2.1. SISTEMA NERVOSO E MEMBRO SUPERIOR..... | 27 |
| 2.1.1. SISTEMA NERVOSO | 27 |
| 2.1.2. MÚSCULOS ESQUELÉTICOS E OSSOS DO MEMBRO SUPERIOR | 29 |
| 2.1.3. COTOVELO..... | 33 |
| 2.2. ESTIMULAÇÃO ELÉTRICA E FES..... | 35 |
| 2.3. ÓRTESES ROBÓTICAS E HÍBRIDAS..... | 37 |
| 2.3.1 ÓRTESE ROBÓTICA: PRIMEIRA VERSÃO (PPRE) | 46 |
| 2.3.2 ÓRTESES HÍBRIDA: SEGUNDA VERSÃO (HRRS)..... | 50 |
| 2.4. <i>SOFTWARES</i> E MODELOS PARA SIMULAÇÃO DE SISTEMAS BIOMECÂNICOS | 53 |
| 2.4.1 <i>OPENSIM</i> | 57 |
| 2.4.1.1. SISTEMA E ESTADO..... | 66 |
| 2.4.1.2. OBJETO, COMPONENTE, ESTÁGIOS E SOQUETES..... | 67 |
| 2.4.1.3. CORPOS RÍGIDOS E ARTICULAÇÕES | 69 |
| 2.4.1.4. FORÇAS..... | 70 |
| 2.4.1.5. PROBES | 72 |
| 2.4.1.6. <i>OPENSIM</i> FERRAMENTAS..... | 73 |
| 2.4.1.7. EQUACIONAMENTO DOS MÚSCULOS | 77 |
| 3. METODOLOGIA..... | 80 |
| 3.1. ETAPA 1: DESCRIÇÃO DO <i>SOFTWARE</i> DE COMANDO | 82 |
| 3.2. ETAPA 2: TESTES CLÍNICOS PROTOCOLO | 91 |

| | |
|--|-----|
| 3.3. ETAPA 3: <i>OPENSIM</i> | 94 |
| 3.3.1 MODELO DO <i>OPENSIM</i> | 94 |
| 3.3.2 MODELO E CONTROLE DO MÚSCULO BÍCEPS CABEÇA CURTA..... | 99 |
| 3.3.3 MODELO E CONTROLE DO MÚSCULO TRÍCEPS CABEÇA MÉDIA..... | 106 |
| 3.3.4 TAREFA FUNCIONAL LEVAR UM OBJETO AO ROSTO NO <i>OPENSIM</i> | 110 |
| 4. RESULTADOS E DISCUSSÃO | 113 |
| 5. CONCLUSÃO..... | 143 |
| 6. SUGESTÃO TRABALHOS FUTUROS | 145 |
| REFERÊNCIAS | 147 |
| APÊNDICE A - PROTOCOLO EXPERIMENTAL ÓRTESE HÍBRIDA..... | 159 |
| APÊNDICE B - AVALIAÇÃO QUEBEC DE SATISFAÇÃO DO USUÁRIO COM A TECNOLOGIA ASSISTIVA (QUEST 2.0) | 172 |
| APÊNDICE C - <i>SYSTEM USABILITY SCALE</i> (SUS) | 174 |
| APÊNDICE D - ESCALA DE PERCEPÇÃO DE ESFORÇO DE BORG | 175 |
| APÊNDICE E - ESCALA VISUAL ANALÓGICA..... | 176 |
| APÊNDICE F - TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO..... | 177 |
| APÊNDICE G - TERMO DE AUTORIZAÇÃO PARA UTILIZAÇÃO DE IMAGEM E SOM DE VOZ PARA FINS DE PESQUISA..... | 180 |

1. INTRODUÇÃO

Segundo a Organização Mundial da Saúde (OMS) (WHO, 2025), o Acidente Vascular Encefálico (AVE) ocorre devido à obstrução (isquêmico) ou ruptura (hemorrágico) dos vasos sanguíneos do cérebro. Anualmente, cerca de 13 milhões de pessoas são afetadas por AVE (GDB, 2016), sendo aproximadamente 85% dos casos isquêmicos e 15% hemorrágicos (SINAPSE Neurologia, 2024).

O diagnóstico e tratamento devem ser precoce para permitir a recuperação. O AVE pode causar danos cognitivos, motores, sensoriais, perda de consciência, uma combinação desses ou nenhum dano (Gittins, M. *et al.*, 2021). Entre os impactos, o déficit motor é o mais comum (F. Resquín *et al.*, 2016), com os membros superiores sendo afetados devido a hemiparesia (A. M. Stewart *et al.*, 2017).

Exercícios terapêuticos de reabilitação visam estimular o reaprendizado motor; no entanto, as técnicas convencionais apresentam limitações quanto à intensidade e frequência inadequadas (Prange *et al.*, 2006; Araújo, 2011). Nesse contexto, os dispositivos robóticos terapêuticos emergem como uma abordagem promissora para a recuperação da função motora do membro superior (Veerbeek, J. M. *et al.*, 2017; Dunkelberger, 2020). Exoesqueletos e operadores terminais (*end-effectors*) (Poli *et al.*, 2013), por exemplo, possibilitam estratégias mais eficientes para a aprendizagem motora, viabilizando prática intensiva, repetitiva e precisa, adicionalmente, tais dispositivos permitem a padronização dos tratamentos (Brewer *et al.*, 2007; Sivan *et al.*, 2011; Ferreira Lopes, 2017).

Diversos estudos, incluindo revisões sistemáticas (Mehrholz *et al.*, 2015; O'Donnell *et al.*, 2016; Maciejasz *et al.*, 2014; Huang, Krakauer, 2009; Chen *et al.*, 2020; Ferreira *et al.*, 2018; Norouzi-Gheidari *et al.*, 2012; Kwakkel *et al.*, 2008), têm avaliado os efeitos da terapia robótica em indivíduos com deficiências motoras decorrentes do AVE. Maciejasz *et al.* (2014) também classificam os robôs de reabilitação para membro superior como sistemas mecatrônicos que auxiliam a recuperação motora por meio de treino repetitivo e orientado por tarefas, dividindo-os em dispositivos de atuação terminal (*end-effector*) e exoesqueletos. De acordo com Mehrholz *et al.* (2015), indivíduos submetidos à terapia robótica após AVE apresentaram melhorias no controle motor, na força muscular e na autonomia para realizar atividades diárias (caminhar, vestir-se, alimentar-se, higiene pessoal, manipular objetos e tarefas domésticas).

Tais ganhos, observados tanto em curto quanto em longo prazo, são mais evidentes nas articulações proximais (ombro e cotovelo) (Prange *et al.*, 2006; Kwakkel *et al.*, 2008).

Embora a terapia robótica ofereça vantagens significativas na reabilitação do membro superior pós-AVE, outras modalidades terapêuticas têm sido investigadas. Além da terapia robótica, outra abordagem terapêutica promissora consiste na aplicação da Estimulação Elétrica Funcional (*Functional Electrical Stimulation*, FES). O FES é uma técnica terapêutica que utiliza correntes elétricas para ativar músculos paralisados ou debilitados de forma sincronizada com a função motora desejada, visando restaurar ou melhorar o movimento em indivíduos com disfunções neurológicas (Peckham; Knutson, 2005; Cecatto, Rebeca Boltes *et al.*, 2012). Essa abordagem tem sido amplamente investigada na reabilitação de pacientes pós-AVE, uma condição que frequentemente resulta em hemiparesia e comprometimento funcional significativo (Howlett *et al.*, 2015). Estudos demonstram que o FES pode promover a neuroplasticidade, ativação de conexões neurais comprometidas, fortalecimento muscular e recuperação do controle motor, contribuindo para a melhoria da independência funcional e recuperação motora do membro afetado (Howlett *et al.*, 2015; Prange, G. B. *et al.*, 2006; Veerbeek, J. M. *et al.*, 2017; Mehrholz, J. *et al.*, 2018).

O FES melhora o controle do movimento através da ativação direta dos músculos paréticos (R. E. Liebano, 2021; F. Serea; M. Poboroniuc; D. Irimia; S. Hartopanu; R. Olaru, 2013; A. M. Elnady *et al.*, 2015). Evidências adicionais indicam que o uso do FES no membro superior resulta em inibição da espasticidade dos antagonistas, correção das contraturas, aumento da amplitude de movimento (ADM) passivo, facilitação do controle motor voluntário e na funcionalidade das tarefas básicas (Rodrigues, Samara Ferreira, 2021).

Enquanto dispositivos robóticos proporcionam movimentos passivos e assistidos (Banyai, Adriana Daniela; Brişan, Cornel, 2024; Krakauer, John W., 2006), o FES promove uma ativação muscular mais fisiológica, recrutando fibras motoras de maneira seletiva e facilitando a neuroplasticidade por meio de padrões de movimento mais naturais. Além disso, o FES demonstra maior eficácia na melhoria da força muscular e na redução da espasticidade quando comparada à terapia robótica convencional (Cecatto, Rebeca Boltes *et al.*, 2012). Estudos também destacam que o FES pode ser utilizado em múltiplas aplicações e pode ser tornar uma terapia domiciliar valiosa (Taylor, Matthew J. *et al.*, 2019). Esses fatores, combinados com sua capacidade de promover uma participação ativa do paciente durante a terapia, reforçam a superioridade da FES em casos em que o objetivo é restaurar a função motora de forma mais natural e sustentável.

A reabilitação robótica, o FES e as órteses são estratégias amplamente reconhecidas na reabilitação neuromotora, combinando avanços tecnológicos e princípios biomecânicos para otimizar a recuperação da função motora em pacientes com disfunções neurológicas ou musculoesqueléticas (Riener *et al.*, 2005; del-Ama *et al.*, 2014; Demeco, Andrea *et al.*, 2023).

Uma órtese é um dispositivo externo aplicado ao corpo, com a finalidade de alinhar, proteger, imobilizar ou auxiliar o funcionamento de uma estrutura musculoesquelética, seja para correção de deformidades, suporte durante a reabilitação ou melhora da função motora. Esses dispositivos podem ser customizados ou pré-fabricados, abrangendo desde talas e coletes até aparelhos mais complexos para membros superiores e inferiores (ISO 8549-1:2020; Richie, Douglas H., 2007).

Órteses robóticas são dispositivos mecânicos ou mecatrônicos projetados para auxiliar, amplificar ou restaurar a função motora de membros superiores ou inferiores, combinando princípios tradicionais de órteses com tecnologias avançadas de robótica e controle. *Wierciak et al.* (2011) divide os robôs em três grupos: exoesqueletos, órteses robóticas (restaura as funções dos membros enfraquecidos) e robôs próstéticos (substitui os membros amputados). Diferentemente de órteses passivas, esses sistemas integram sensores, atuadores e algoritmos de controle para fornecer assistência adaptativa, promovendo a reabilitação ativa por meio de treinamento repetitivo e interativo (Tucker, M.R. *et al.*, 2015; Proietti *et al.*, 2016).

Uma órtese híbrida é um dispositivo ortopédico que combina componentes mecânicos tradicionais (como hastes e articulações) com elementos dinâmicos ou eletrônicos, como sistemas de FES ou sensores, visando melhorar a função, o controle motor e a adaptação às necessidades do usuário (del-Ama, Antonio J. *et al.*, 2012, 2014; N. Dunkelberger *et al.*, 2024). Estruturas robóticas híbridas podem ser classificadas em duas categorias: (i) sistemas híbridos baseados em órtese, onde (a) FES pode ser usado para estimular os músculos e produzir torque, enquanto o sistema robótico atua dissipando energia, e (b) FES e sistema robótico ambos gerando torque; e (ii) sistemas híbridos não baseados em órteses (Anaya, Francisco *et al.*, 2018).

Três versões de uma órtese para membro superior, projetadas para a reabilitação de indivíduos pós-AVE, foram desenvolvidas no Laboratório de Bioengenharia (Labbio) ao longo dos anos, sendo as duas primeiras trabalhos predecessores a esta pesquisa. A primeira versão consistiu em uma órtese robótica portátil, denominada *Pinotti Portable Robotic Exoskeleton* (PPRE) (Rúbio *et al.*, 2019, 2020; Ferreira *et al.*, 2020, 2022). Equipada com motores e mecanismos de transmissão, o dispositivo realiza movimentos de flexão e extensão do cotovelo e dos dedos da mão. A abordagem robótica, conforme descrito anteriormente apresenta

vantagens em relação à terapia convencional, como a capacidade de oferecer um treinamento mais intensivo e repetitivo.

A segunda versão adicionou o FES à órtese desenvolvida anteriormente para os músculos da mão. A flexão e extensão do cotovelo continuaram a ser realizadas através de motores e mecanismos mecânicos de transmissão, sendo assim denominada como órtese robótica híbrida (F. M. R. M. Ferreira, 2021, 2022; Bonfim, João Paulo F. *et al.*, 2022). O objetivo do FES é aumentar a força muscular, recrutar fibras musculares seletivamente e promover ativação muscular mais fisiológica. A estimulação foi aplicada apenas à mão devido ao fato de os músculos serem menores em comparação ao bíceps e tríceps, que tendem a fadigar mais rapidamente (Bickel, C. S.; Gregory, C. M.; Dean, J. C., 2011). A remoção dos motores que foram acoplados à mão com a adição de eletrodos de estimulação também contribuiu para a redução do peso da órtese, que está acoplada diretamente ao membro superior do usuário. A órtese foi denominada *Hybrid FES-Robotic Rehabilitation System* (HRRS).

A terceira versão da órtese constitui o ponto de partida deste trabalho, servindo como base para a construção do modelo e simulação computacional realizada. Sua descrição detalhada é essencial para a compreensão do objeto simulado. Nesta versão, os motores foram removidos, mantendo-se apenas a estrutura mecânica como guia de movimento, enquanto o FES ativa seletivamente os músculos para realizar flexão e extensão do cotovelo e dos dedos, permitindo a execução de tarefas funcionais como apreensão de objetos ou levar um objeto ao rosto. O dispositivo foi desenvolvido no Labbio em colaboração com o Laboratório de Engenharia Biomédica (LEB) e o *Institut National de Recherche en Informatique et en Automatique* (INRIA). O sistema incorpora sensores de Unidade de Medição Inercial (*Inertial Measurement Unit*, IMU) posicionados no ombro, cujos sinais, após processamento e interpretação, geram comandos para a órtese conforme regras de controle pré-estabelecidas.

Na terceira versão da órtese, a substituição dos motores por eletrodos de estimulação reduziu significativamente o peso do dispositivo acoplado ao membro superior, uma vez que o estimulador elétrico *Rehastim*TM (Hasomed, Alemanha) opera externamente. No entanto, o sistema apresenta duas limitações principais: (1) a indução de fadiga muscular durante uso contínuo do FES e (2) a subotimização da estimulação elétrica decorrente da implementação em malha aberta.

Uma estratégia para otimizar a órtese é a implementação de um sistema de controle em malha fechada, complementado por travas mecânicas que imobilizam o membro superior ao alcançar a posição desejada, desativando neste instante a estimulação elétrica, com o objetivo de minimizar a fadiga muscular. A validação dessas melhorias pode ser realizada através de

simulação computacional prévia, permitindo a avaliação de várias configurações antes da prototipagem física. Essa abordagem pode reduzir os custos e o tempo de desenvolvimento, especialmente quando são utilizadas ferramentas de código aberto.

Além de otimizar tempo e reduzir custos, o uso de *softwares* de modelagem musculoesquelética e simulação dinâmica permite o desenvolvimento virtual de órteses híbridas baseadas em FES, possibilitando o teste rápido de novas funcionalidades. O *OpenSim* (Delp *et al.*, 2007; Seth *et al.*, 2018), por exemplo, executa simulações de dinâmica direta nas quais um comando neural (entrada) gera ativação muscular específica, resultando no movimento desejado. Adicionalmente, a plataforma quantifica o consumo de energia metabólica muscular por meio de uma sonda implementada segundo o modelo de Bhargava *et al.* (2004).

As limitações da terceira órtese justificam a utilização de um modelo computacional, como ferramenta de desenvolvimento de novas funcionalidades, como o uso de um controle mais refinado e estratégias de redução de fadiga.

1.1 OBJETIVO GERAL

Este trabalho tem como objetivo a simulação computacional de uma órtese híbrida, que combina FES com uma estrutura mecânica, para reabilitação do membro superior em pacientes pós-AVE, estudar estratégias para minimizar a fadiga induzida por FES durante os movimentos de extensão e flexão do cotovelo, desenvolver controladores em malha fechada para otimizar a execução desses movimentos e, por meio de simulações, analisar a relação entre o FES e a taxa de consumo de energia metabólica dos músculos. O foco foi na modelagem musculoesquelética e no controle de movimentos articulares de flexão e extensão do cotovelo.

Ademais, busca-se simular mecanismos de trava mecânica para desativar o FES ao atingir a posição desejada, visando reduzir a fadiga muscular. A descrição da terceira versão da órtese física e de testes clínicos realizados são utilizados apenas como complemento contextual para a compreensão da simulação e não constituem o foco central do estudo.

A flexão e extensão do cotovelo são movimentos primários em tarefas de vida diária, e a recuperação do controle proximal (ombro/cotovelo) geralmente precede a distal (mão/punho) em pacientes pós-AVE (Sankarasubramanian, V. *et al.*, 2015; Haverstock *et al.*). O treino isolado do cotovelo demonstra benefícios na redução da espasticidade e no controle motor (Levin, Mindy F. *et al.*, 2023; Diserens, K. *et al.*, 2007), além de indiretamente melhorar a função da mão devido a mecanismos de coordenação sinérgica (DiRocco, Shawn J. *et al.*,

2025). Embora a simulação foque apenas a flexão e extensão do cotovelo para simplificação do modelo, a generalidade não é comprometida, pois um modelo mais complexo — incluindo os músculos da mão — pode ser implementado posteriormente, aplicando as mesmas técnicas validadas no cotovelo.

1.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS

- Construir um modelo musculoesquelético do membro superior no ambiente *OpenSim*, e simular utilizando uma biblioteca do *OpenSim* para o *Matrix Laboratory* (MATLAB), visando representar e controlar de forma precisa os movimentos articulares do cotovelo;
- Projetar e ajustar controladores Proporcional - Integrativo (PI) para controle dos músculos bíceps e tríceps, com foco em flexão e extensão do cotovelo;
- Gerar funções de transferência a partir da simulação no *OpenSim* e utilizá-las no MATLAB/*Simulink* para avaliação dinâmica do sistema;
- Simular mecanismos de trava mecânica para imobilização articular a partir de modelos genéricos no *OpenSim*, avaliando seu impacto na economia de energia e na redução de fadiga muscular, ao desativar o FES, enquanto o mecanismo de trava atua;
- Quantificar métricas de desempenho da simulação como tempo de resposta, sobressinal, precisão dos modelos e estimativas de consumo energético;
- Descrever a implementação física da órtese e seus testes clínicos apenas como suporte ilustrativo à simulação, fornecendo referências práticas para os dados e estruturas simuladas.

1.3 ORGANIZAÇÃO DO TEXTO

A Seção 2 (Revisão Bibliográfica) inicia com uma descrição do sistema nervoso e o membro superior (Seção 2.1), seguida pela descrição da estimulação elétrica (Seção 2.2). Em seguida, são apresentadas as órteses híbridas disponíveis na literatura, em seguida são apresentadas as duas primeiras versões anteriores da órtese deste trabalho (Seções 2.3.1 e 2.3.2, respectivamente), com detalhamento de seus objetivos e justificativas. Adicionalmente, a

revisão abrange estudos relacionados à simulação computacional de modelos musculoesqueléticos (Seção 2.4).

A terceira versão, a mais próxima deste trabalho e que serve como ponto de partida para a simulação, é detalhada no início da seção de Metodologia, com ênfase no software utilizado (Seção 3.1) e no protocolo adotado nos testes clínicos (Seção 3.2). Os principais resultados obtidos nos testes com cinco voluntários acometidos por AVE, que utilizaram a órtese, são apresentados no início da seção de Resultados (Seção 4.1). Por fim, as seções de Metodologia e Resultados concluem com o objetivo principal do estudo: a simulação computacional (Seções 3.3 e 4.2, respectivamente).

2. REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

Esta revisão abrange os seguintes tópicos principais: sistema nervoso e membro superior (seção 2.1), estimulação elétrica e FES (seção 2.2), órteses híbridas (seção 2.3 e 2.3.2) e robótica (seção 2.3.1), e ferramentas computacionais para modelagem e simulação de sistemas biomecânicos. No que diz respeito ao membro superior, destaca-se o sistema musculoesquelético e a anatomia do cotovelo. A seção 2.3 foca nas órteses híbridas, mencionando trabalhos anteriores, sendo a primeira versão uma órtese robótica e a segunda uma órtese híbrida. A última seção (2.4) aborda *softwares* de modelagem ou simulação de sistemas biomecânicos, especificamente sistemas musculoesqueléticos, finalizando com uma descrição detalhada do *OpenSim*, que é capaz tanto de desenvolver modelos quanto de criar simulações dinâmicas de movimento (Delp, Scott L. *et al.*, 2025).

2.1. SISTEMA NERVOSO E MEMBRO SUPERIOR

O sistema nervoso, os músculos esqueléticos e os ossos do membro superior - incluindo suas articulações, com destaque para o cotovelo - formam um complexo integrado essencial para a função motora. O sistema nervoso central coordena a ativação muscular através de vias descendentes, enquanto a estrutura óssea e as articulações do cotovelo fornecem o arcabouço mecânico para o movimento. Os músculos esqueléticos, por sua vez, atuam como efetores dessa cadeia, convertendo sinais neurais em ação mecânica através de seus pontos de origem e inserção (Neumann, 2017; Enoka, R. M., 2024). Estes componentes anatômicos e fisiológicos, bem como suas inter-relações, serão detalhados nas seções subsequentes, com ênfase em sua organização estrutural, propriedades biomecânicas e implicações funcionais para o movimento do membro superior.

2.1.1. SISTEMA NERVOSO

O sistema nervoso é uma complexa rede de células especializadas que coordena as ações e respostas do organismo ao ambiente, integrando funções sensoriais, motoras e cognitivas. Ele é dividido em sistema nervoso central (SNC), composto pelo encéfalo e medula

espinhal, responsável por receber e processar informações, e sistema nervoso periférico (SNP), formado por nervos e gânglios nervosos que conectam o SNC ao restante do corpo, transmitindo sinais neurais (Purves *et al.*, 2018). Neurônios e células gliais são seus principais componentes, atuando na condução de impulsos elétricos e no suporte metabólico, respectivamente (Kandel *et al.*, 2021).

Além disso, o sistema nervoso autônomo (SNA), uma subdivisão do SNP, regula funções involuntárias, como frequência cardíaca e digestão, enquanto o sistema nervoso somático (SNS) controla movimentos voluntários por meio da inervação dos músculos esqueléticos (Purves *et al.*, 2018). O SNP inclui fibras sensoriais (aférentes), que transmitem informações dos órgãos periféricos para o SNC, e fibras motoras (eferentes), que conduzem os comandos do SNC aos músculos (Kandel *et al.*, 2021). A estrutura e função do SNP são essenciais para a homeostase e a resposta adaptativa a estímulos externos e internos (Bear *et al.*, 2017).

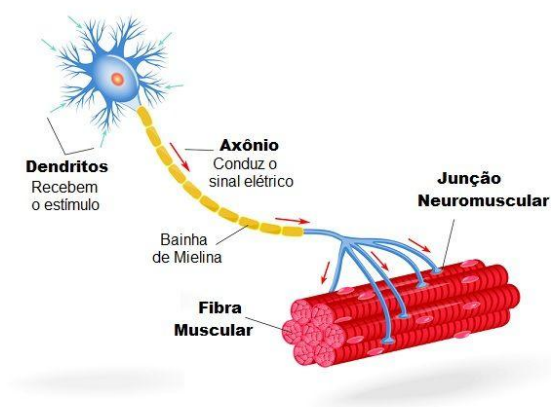
Os neurônios são células constituídas por três regiões principais: os dendritos, que recebem estímulos sinápticos e os integram no corpo celular (soma), onde ocorre o processamento neural; e o axônio, responsável pela condução do potencial de ação até os terminais sinápticos (Kandel *et al.*, 2021). O sinal elétrico é gerado por alterações na permeabilidade iônica da membrana, mediadas por canais de sódio e potássio dependentes da diferença de potencial entre o interior e o exterior da célula, resultando no potencial de ação – uma rápida despolarização seguida de repolarização (Hodgkin; Huxley, 1952). Em axônios mielinizados, a propagação é saltatória, aumentando a eficiência da transmissão (Salzer, 2003). Na sinapse, o sinal elétrico é convertido em sinal químico pela liberação de neurotransmissores, que atuam sobre receptores pós-sinápticos ou células efetoras, completando a comunicação neural (Nicholls *et al.*, 2001).

O movimento corporal é resultante da interação coordenada entre o sistema nervoso, o esqueleto, os músculos esqueléticos, os tendões e as articulações (Jennifer N. Kerkman *et al.*, 2018). Quando um potencial de ação atinge o terminal axônico de um motoneurônio, ocorre liberação de acetilcolina na fenda sináptica, desencadeando um potencial de ação na fibra muscular (Huxley, 1974). Esse sinal promove a liberação de cálcio do retículo sarcoplasmático, permitindo a interação entre actina e miosina e a consequente contração muscular (Huxley; Hanson, 1954). A volta dos níveis originais de cálcio ocasiona o relaxamento do músculo (Tortora; Derrickson, 2016).

A força gerada na contração muscular é transmitida aos tendões, que tracionam os ossos, produzindo movimento nas articulações (Bordoni B, Black AC, Varacallo MA., 2024).

O sistema nervoso central modula essa atividade por meio de vias motoras descendentes e circuitos reflexos, garantindo precisão e adaptação às demandas biomecânicas (Enoka, 2008). A Figura 1 ilustra os conceitos apresentados anteriormente, a figura também mostra a junção neuromuscular– conexão funcional especializada entre um neurônio motor e uma fibra muscular esquelética, separados pela fenda sináptica (Kandel *et al.*, 2021).

Figura 1: O neurônio motor possui dendritos que recebem estímulos, um axônio que conduz o sinal elétrico e se conecta à fibra muscular esquelética por meio da junção neuromuscular



Fonte: (Neurônios, 2015)

2.1.2. MÚSCULOS ESQUELÉTICOS E OSSOS DO MEMBRO SUPERIOR

Os músculos esqueléticos são órgãos contráteis compostos por fibras estriadas, conectadas aos ossos por tendões, e responsáveis pelos movimentos voluntários. (Hanson, J., Huxley, H., 1953). Essas fibras apresentam um arranjo molecular altamente organizado em sarcômeros, que contém filamentos de actina e miosina. Durante a contração muscular os filamentos de actina deslizam sobre os filamentos de miosina (Hanson, J., Huxley, H., 1953; Huxley, 1974).

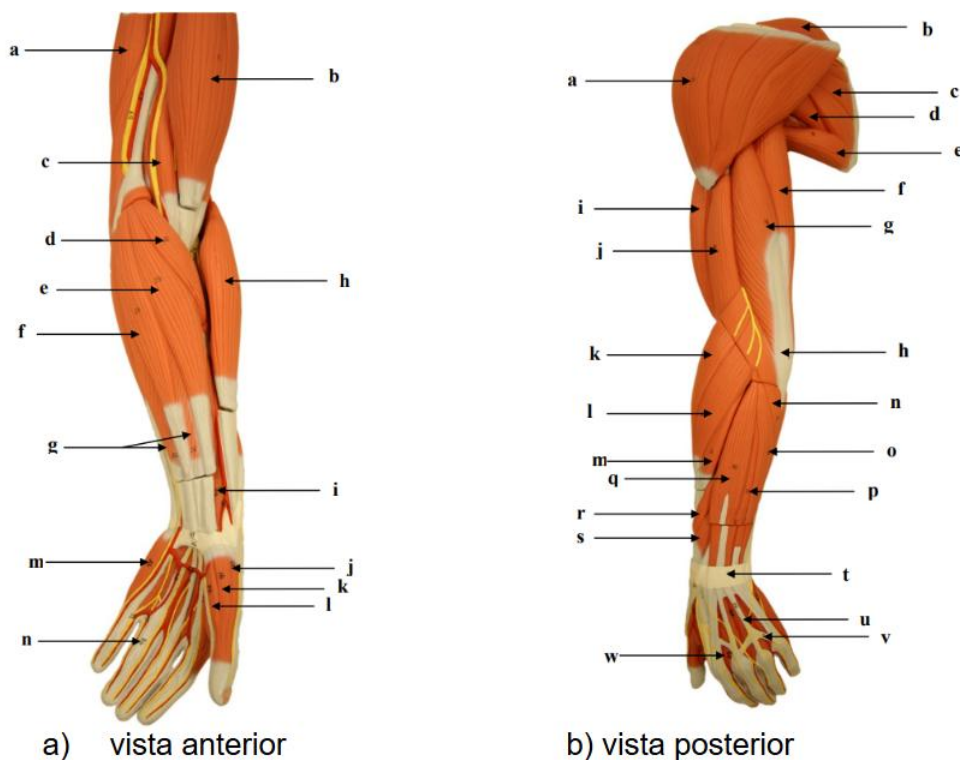
A origem muscular refere-se ao ponto de fixação proximal, geralmente menos móvel, como observado no bíceps braquial, que se origina no tubérculo glenoide da escápula (cabeça longa) e processo coracoide (cabeça curta) (Standring, Susan, 2020; Moore *et al.*, 2017). A inserção, por sua vez, corresponde à fixação distal, mais susceptível ao movimento durante a contração, como a ligação do mesmo músculo na tuberosidade radial (Standring, Susan, 2020; Moore *et al.*, 2017). O ventre muscular representa a porção contrátil composta por fibras

musculares e miofibrilas, responsável pela geração de força através do encurtamento ativo (Hall, Susan J. 2019). Já os tendões consistem em estruturas de tecido conjuntivo denso que conectam o ventre muscular ao esqueleto, atuando como eficientes transmissores de força mecânica durante o movimento (Kannus, 2000). Essa organização anatômica integrada permite a eficiência do sistema locomotor na conversão de impulsos neurais em movimento coordenado.

Músculos atuam não só no movimento, mas também em estabilidade, respiração, digestão e termorregulação. Classificam-se em agonistas (movimento principal), sinergistas (auxílio) e antagonistas (oposição). (Pinheiro, Marcelle, 2023).

Os membros superiores são constituídos pelo ombro, braço, antebraço e mão. A Figura 2 detalha as vistas anterior (Figura 2a) e posterior (Figura 2b) dos principais músculos do membro superior. Os músculos bíceps e tríceps são responsáveis pela flexão e extensão do cotovelo, respectivamente. Além disso, destacam-se os músculos: extensor dos dedos, flexor superficial dos dedos e flexor do polegar, que são ativados pela órtese. A Tabela 1 apresenta uma descrição detalhada dos músculos ilustrados na Figura 2.

Figura 2: Membro superior (os nomes dos músculos indicados na figura, estão listados na Tabela 1). a) Vista anterior b) Vista posterior



Fonte: (Pozzobon, Adriane; Pereira, Gabriela Mateus; Jung, Leonardo, 2015)

Tabela 1: Lista de músculos do membro superior para as vistas superior e anterior

| Letra | Vista anterior | Vista posterior |
|--------------|--|---|
| a | Músculo Tríceps Braquial | Músculo Deltoide |
| b | Músculo Bíceps Braquial | Músculo Supraespinhal |
| c | Músculo Braquial | Músculo Infraespinhal |
| d | Músculo Pronador Redondo | Músculo Redondo Menor |
| e | Músculo Flexor Radial do Carpo | Músculo Redondo Maior |
| f | Músculo Palmar Longo | Músculo Tríceps Braquial (cabeça longa) |
| g | Músculo Flexor Superficial dos Dedos | Músculo Tríceps Braquial (cabeça lateral) |
| h | Músculo Braquiorradial | Tendão do Músculo Tríceps Braquial |
| i | Músculo Pronador Quadrado | Músculo Bíceps Braquial (cabeça longa) |
| j | Músculo Oponente do Polegar | Músculo Braquial |
| k | Músculo Abdutor curto do Polegar | Músculo Braquiorradial |
| l | Músculo Flexor Curto do Polegar | Músculo Extensor Radial Longo do Carpo |
| m | Músculo Abdutor do Dedo Mínimo | Músculo Extensor Radial Curto do Carpo |
| n | Tendão do Músculo Flexor Superficial dos Dedos | Músculo Ancôneo |
| o | - | Músculo Extensor Ulnar do Carpo |
| p | - | Músculo Extensor do Dedo Mínimo |
| q | - | Músculo Extensor dos Dedos |
| r | - | Músculo Abdutor Longo do Polegar |
| s | - | Músculo Extensor longo do Polegar |
| t | - | Retináculo dos Extensores |
| u | - | Tendão do Músculo Extensor dos Dedos |
| v | - | Conexão Intertendinosa |

| | | |
|---|---|---------------------------|
| w | - | Músculo Interósseo da Mão |
|---|---|---------------------------|

Fonte: (Pozzobon, Adriane; Pereira, Gabriela Mateus; Jung, Leonardo, 2015)

O bíceps braquial é composto por duas partes: a cabeça longa e a cabeça curta. A cabeça curta, devido à sua inserção mais distal na tuberosidade em comparação com a cabeça longa, desempenha um papel mais significativo na flexão do cotovelo (Krumm, D.; Lasater, P.; Dumont, G.; Menge, T. J., 2019).

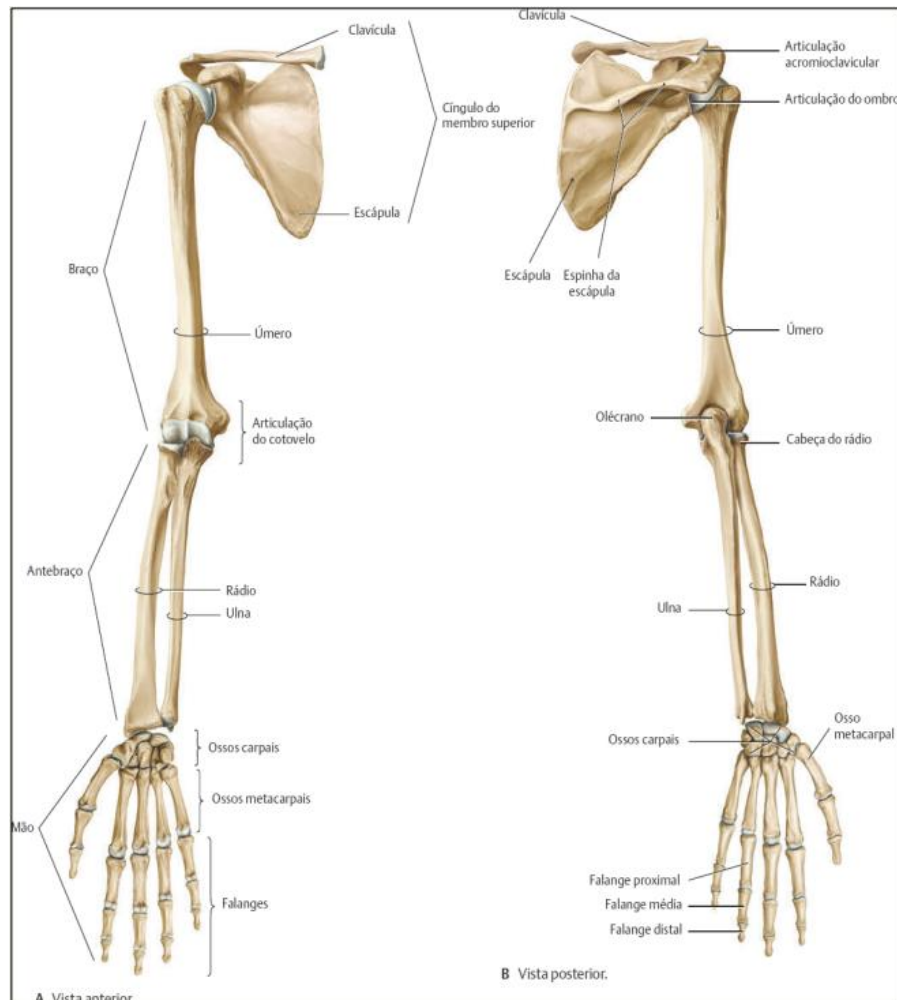
O músculo tríceps braquial é composto por três partes: a cabeça longa, a cabeça lateral e a cabeça medial. A cabeça medial está envolvida em todas as formas de extensão do cotovelo, enquanto as cabeças longa e lateral são ativadas somente quando o cotovelo é estendido contra resistência (Landin, Dennis; Thompson, Melissa; Jackson, Meghan, 2018).

Devido à inserção proximal da cabeça longa atravessar a articulação do ombro, os anatomistas tradicionalmente classificam o tríceps braquial cabeça longa entre os músculos responsáveis pelo movimento dessa articulação (Landin, Dennis; Thompson, Melissa; Jackson, Meghan, 2018).

A Figura 3 apresenta o sistema esquelético do membro superior. As funções dos ossos incluem: sustentar o corpo, garantir a movimentação em conjunto com os músculos, fornecer locais para inserção muscular, proteger os órgãos internos, armazenar sais minerais e produzir células sanguíneas (Gilroy, Anne M., 2017; Paresque, Roberta, 2024).

O úmero é o maior osso do braço. A clavícula e a escápula unem os membros superiores ao tórax. A ulna e o rádio formam o antebraço, enquanto o carpo, metacarpo e falanges formam, respectivamente, o punho, a palma da mão e os dedos (Gilroy, Anne M., 2017; Paresque, Roberta, 2024).

Figura 3: Ossos dos membros superiores



Fonte: (Gilroy, Anne M., 2017; Paresque, Roberta, 2024)

2.1.3. COTOVELO

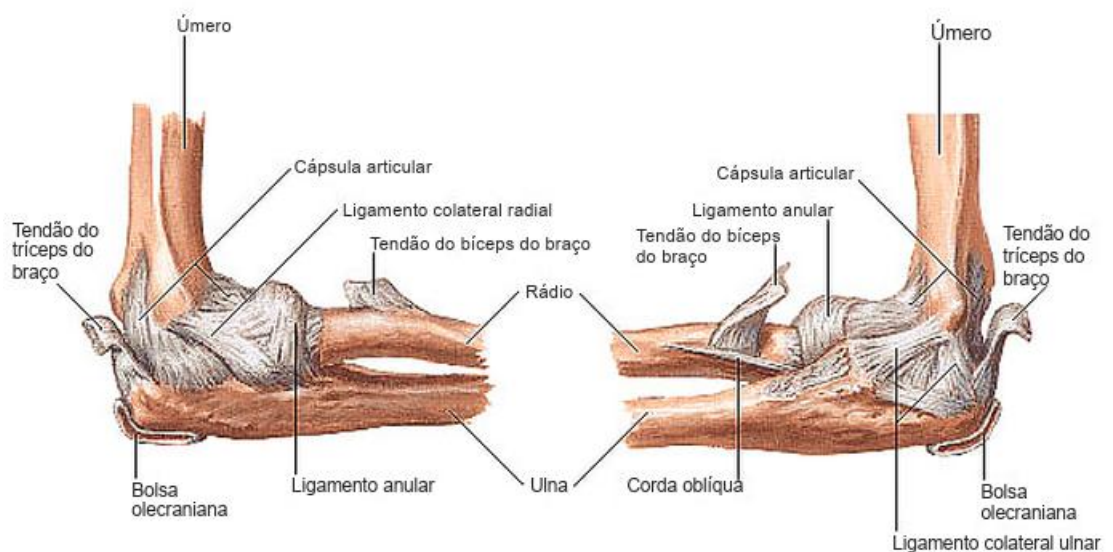
O cotovelo é uma articulação sinovial complexa que permite movimentos de flexão-extensão (articulação úmero-ulnar) e pronação-supinação (articulação rádio-ulnar proximal), sendo essencial para a funcionalidade do membro superior (Standring, Susan *et al.*, 2020). Sua estabilidade é garantida por ligamentos colaterais (ulnar, com seus feixes anterior, posterior e transversal, e o radial), pelo ligamento anular do rádio, pela cápsula articular e pela congruência óssea (encaixe adequado) entre o úmero, ulna e rádio (Standring, Susan *et al.*, 2020; Karbach L. E. *et al.*, 2017).

A flexão e extensão do cotovelo ocorrem por meio da ação coordenada entre ossos, músculos e tendões, com a articulação funcionando como um eixo biomecânico. O cotovelo é

formado pela conexão entre três ossos: o úmero (porção distal, com as saliências ósseas epicôndilos medial e lateral), a ulna (proeminências ósseas processo coronoide e olécrano) e o rádio (cabeça radial), que juntos formam as articulações úmero-ulnar (principal para flexão-extensão) e úmero-radial (auxiliar) (Standring, Susan *et al.*, 2020; Moore *et al.*, 2017, 2018).

Durante a flexão, o músculo bíceps braquial (supinador e flexor) contrai-se, tracionando seu tendão (inserido na tuberosidade radial) para aproximar o rádio do úmero, enquanto o braquial (inserido no processo coronoide e na tuberosidade da ulna) atua como flexor primário e o braquiorradial atua como flexor quando o antebraço está em posição neutra ou pronada (Standring, Susan *et al.*, 2020; Moore *et al.*, 2017, 2018; Neumann, 2017). Já a extensão é realizada pelo músculo tríceps braquial, cujo tendão se insere no olécrano da ulna, puxando-a para trás e estendendo a articulação (Neumann, 2017). A estabilidade durante esses movimentos é garantida pelos feixe anterior do ligamento colateral ulnar (evita valgo excessivo) e ligamento colateral radial (protege contra varo), além da congruência óssea entre a tróclea do úmero e a incisura troclear da ulna (Wilk, Kevin E. *et al.*, 2016; Morrey, Bernard F. *et al.*, 2017). A amplitude normal varia de 0° (extensão completa, com olécrano encaixado na fossa olecraniana do úmero) a 140-150° (flexão máxima, quando o processo coronoide se aproxima da fossa coronoide) (Islam, S., *et al.*, 2020). A Figura 4 detalha essa articulação.

Figura 4: Articulação do cotovelo



Fonte: (Netter, Frank H., 2000)

2.2. ESTIMULAÇÃO ELÉTRICA E FES

A estimulação elétrica consiste na aplicação de correntes elétricas para ativar tecidos biológicos excitáveis, como nervos e músculos, com fins terapêuticos, diagnósticos ou de reabilitação. Quando o estímulo elétrico supera o limiar de excitabilidade da membrana celular, gerando potenciais de ação, são desencadeadas contrações musculares. O potencial de ação se propaga no neurônio motor até a junção neuromuscular (Kitchen, S.; Bazin, S., 2003). Os eletrodos utilizados podem ser classificados em:

- **Superficiais:** Dispositivos não invasivos aplicados sobre a pele, geralmente feitos de hidrogel, carbono ou Ag/AgCl, usados em técnicas como estimulação elétrica transcutânea (*Transcutaneous Electrical Nerve Stimulation*, TENS) e FES (Keller, Thierry; Kuhn, Andreas, 2008).
- **Implantados:** Inseridos cirurgicamente para estimulação direta, como eletrodos epineurais (para nervos periféricos em próteses neurais) (Zhou; Greenbaum, 2009) ou de estimulação cerebral profunda (*Deep Brain Stimulation*, DBS), empregados em condições neurológicas como Parkinson (Krames *et al.*, 2018).

Segundo Maffiuletti (2010) os parâmetros da corrente de uma Estimulação Elétrica Neuromuscular (*Neuromuscular Electrical Stimulation*, NMES) são pouco relatados na literatura e há uma heterogeneidade considerável entre os diferentes estudos. O fator chave para otimizar a eficácia da NMES é sugerida como sendo a maximização da tensão muscular, manipulando frequência e intensidade da corrente. É recomendado utilizar pulsos retangulares bifásicos de duração 100-400 μ s e frequência 50-100 Hz, com a máxima intensidade tolerável (Maffiuletti, 2010).

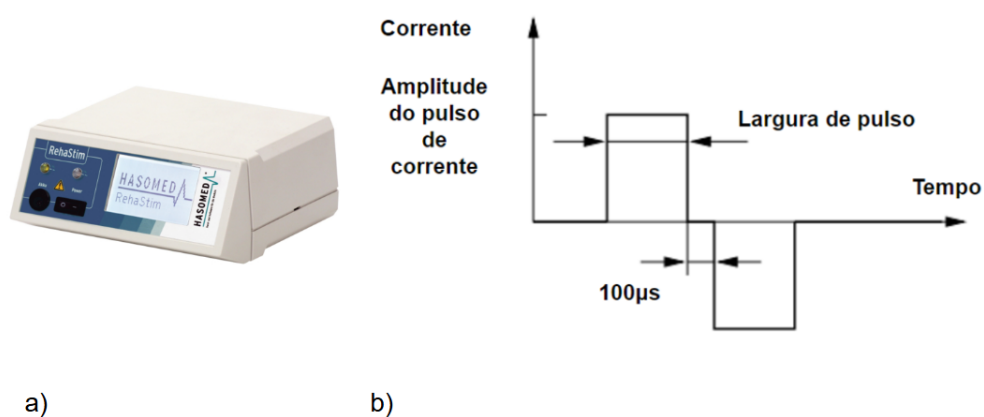
Na seleção dos parâmetros de estimulação outra consideração comum é a respeito do conforto (Kroon *et al.*, 2005). Pulsos de 300 μ s são preferíveis em comparação com 50 μ s e 1000 μ s (Bowman; Baker, 1985; Gracanin; Trnkozy, 1975). Para minimizar o desconforto a estimulação de superfície deve ser aplicada sobre os nervos ao invés dos pontos motores, a frequência e a largura de pulso devem ser mantidas o mais baixo possível para um determinado grau de contração (Naaman; Stein; Thomas, 2000).

A estimulação elétrica e o FES diferenciam-se essencialmente em sua finalidade e aplicação. Conforme Bax *et al.* (2005), a estimulação elétrica consiste na aplicação de correntes

elétricas para induzir contrações musculares com objetivos terapêuticos gerais, como fortalecimento muscular, melhora da força-resistência e fluxo sanguíneo intramuscular. Em contrapartida, como definido por Peckham e Knutson (2005), a FES utiliza pulsos elétricos sincronizados para eliciar contrações musculares que reproduzam padrões motores funcionais, como alcance manual ou preensão. Sheffler e Chae (2007) também afirmam que a estimulação elétrica opera como modalidade terapêutica, ao passo que a FES se configura como tecnologia assistiva para realizar diretamente tarefas funcionais.

Diversos equipamentos comerciais aplicam estímulos elétricos, como o estimulador *Rehastim*TM (Hasomed, Alemanha), versão 1. A Figura 5 a mostra este dispositivo, enquanto a Figura 5 b apresenta a forma de onda da corrente elétrica durante a estimulação. A forma de onda é bipolar, com amplitude e largura específicas, e intervalo de 100 μ s entre os pulsos. O equipamento é um sistema de estimulação que permite a aplicação de estimulação elétrica e FES para realizar uma tarefa funcional, através do *Science Mode*, que permite enviar comandos ao estimulador para ativar os canais (Schauer, Thomas; Negaard, Nils-Otto; Behling, Carsten, 2009).

Figura 5: Equipamento de estimulação a) Estimulador *Rehastim* versão 1 b) Forma de onda FES, do estimulador *Rehastim*



Fonte: (Schauer, Thomas; Negaard, Nils-Otto; Behling, Carsten, 2009), adaptado

O equipamento *Rehastim*, versão 1, pode gerar uma corrente elétrica com amplitude de até 126 mA e largura de pulso de até 500 μ s e possui 8 canais de estimulação.

2.3. ÓRTESES ROBÓTICAS E HÍBRIDAS

Órteses híbridas que utilizam FES promovem um tratamento intensivo e repetitivo mediante estimulação direta dos músculos. Ao combinar atuadores robóticos com o FES, a intensidade da estimulação pode ser reduzida, contribuindo para a diminuição da fadiga muscular. A parte robótica amplifica o movimento, mas pode tornar a postura do usuário passiva. O uso do FES ativa diretamente os músculos paralisados (Ferreira Lopes, 2021; Marshall Creso, L. *et al.*, 2009; Reinkensmeyer, 2009, 2019; Rong *et al.*, 2015).

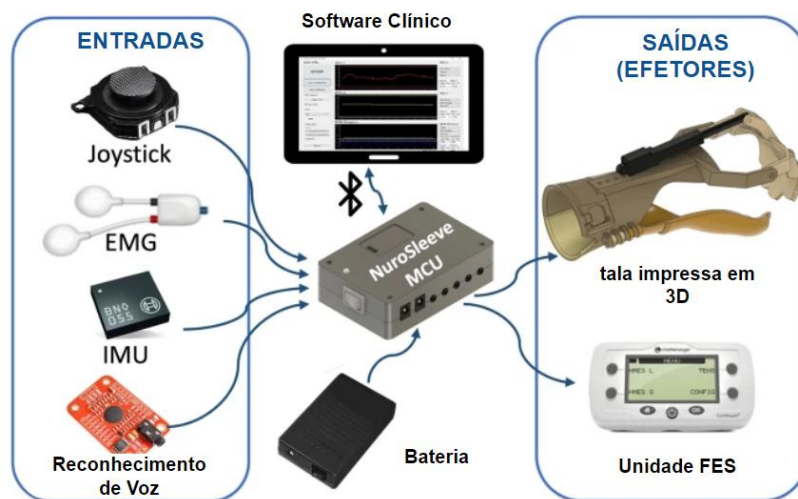
Através da utilização do banco de dados *Scopus*, foram identificados 11 artigos que continham as palavras-chave: *hybrid*, *orthosis*, FES, e *upper limb*. Destes, 6 artigos são descritos, cujas limitações contribuem na justificativa da órtese deste trabalho. Esta seção encerra com a descrição de dois trabalhos adicionais.

O *NuroSleeve* (Khantan, M.; Avery, M.; Aung, P.T.; *et al.*, 2023), mostrado na Figura 6, é uma órtese híbrida, centrada no usuário, personalizada para auxiliar na realização de tarefas de vida diária, e em sessões de terapia ocupacional. A órtese é leve e personalizável, através da utilização de impressora 3D. O sistema consiste em uma unidade de controle central que pode ser fixada a um cinto (O componente principal é um Arduino nano). O sistema utiliza *joystick* (para controle manual do sistema), sensores de Eletromiografia (EMG), (o EMG é constituído por dois sensores musculares *MyoWare 2.0*), IMU (sensor BNO055) e reconhecimento de voz (módulo ELECHOUSE V3) como entradas de informação e possui uma unidade de FES externa (Chattanooga® Continuum™, dispositivo portátil de 2 canais, pode ser utilizado como TENS ou um dispositivo NMES). Para a comunicação com um *software* desenvolvido em Python, o *NuroSleeve* utiliza comunicação *Bluetooth* através do módulo HC-05. A arquitetura é semelhante à terceira versão da órtese desenvolvida neste trabalho, utilizando: (1) um equipamento externo de estimulação; (2) um sensor IMU que gera sinais de movimento - os quais, após processados pelo sistema, fornecem comandos de entrada para a órtese; (3) um *software* implementado em *Python* para o processamento; e (4) um mecanismo mecânico com talas termomoldáveis para auxílio ao movimento.

As principais características incluem a portabilidade da órtese, facilitada pela compactação da unidade central e da unidade de FES, além do uso de baterias. A customização é alcançada por meio de *scanners* e impressão 3D, conforme descrito anteriormente. Os autores afirmam que essa abordagem superou as limitações das órteses de membros superiores existentes. Para avaliar o equipamento, utilizou-se a medida de desempenho ocupacional

denominada *Canadian Occupational Performance Measure (COPM)*, que avalia o desempenho ocupacional percebido de um indivíduo nas áreas de autocuidado, produtividade e lazer. O estudo indica melhorias nesse indicador. Entre as limitações, destaca-se o fato de o ensaio clínico ser preliminar, devido ao tamanho reduzido da amostra (5 participantes) e à impossibilidade de uso em larga escala, uma vez que o equipamento ainda não possui aprovação da Administração de Alimentos e Medicamentos (*Food and Drug Administration, FDA*).

Figura 6: Órtese *NuroSleeve*, diagrama esquemático com entradas (*Joystick*, EMG, IMU, reconhecimento de voz) e saídas (efetores, tala impressa em 3D e unidade FES), comunicação com um *software* clínico através do *Bluetooth*



Fonte: (Khantan, M.; Avery, M.; Aung, P.T.; *et al.*, 2023), adaptado

A órtese apresentada na Figura 7 (Medina, Francisco; Perez, Kenny; Cruz-Ortiz, David; Ballesteros, Mariana; Chairez, Isaac, 2021) é um sistema híbrido portátil de reabilitação para membro superior, que integra FES com atuação robótica. A órtese, fabricada em impressão 3D, combina um mecanismo mecânico atuado com estimulação elétrica controlada por controlador proporcional-derivativo (PD). O estudo propôs um método de interpolação baseado em funções sigmoidais para resolver o rastreamento de trajetória para cada articulação atuada. O sistema incorpora ainda uma interface de controle baseada em sinais de EMG dos músculos trapézio e deltoide, processados por Rede Neural Artificial (RNA) treinadas com o método Levenberg-Marquardt para detecção da intenção motora do usuário. A órtese construída foi avaliada com sucesso em quatro voluntários.

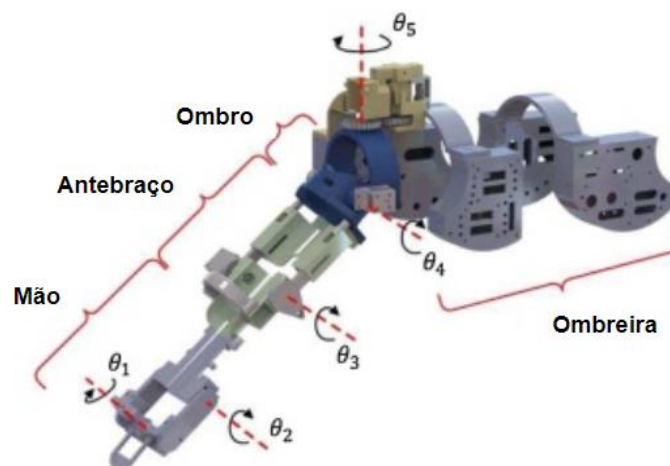
Assim como a terceira versão da órtese desenvolvida no presente trabalho, o estudo de Medina *et al.* (2021) também emprega FES e algoritmos para identificação da intenção do

usuário. Conforme ilustrado na Figura 7, trata-se de um dispositivo volumoso, porém capaz de controlar o ombro do usuário. O sistema apresenta cinco Graus de Liberdade (GDL): (1) articulação escápulo-umeral (flexão/extensão e elevação); (2) articulação do cotovelo (flexão/extensão); e (3) articulação radiocarpal (flexão/extensão e desvio radial/ulnar - ou abdução/adução).

Além do FES, o sistema emprega cinco motores de corrente contínua (*Direct Current*, DC), um para cada grau de liberdade. Estes são controlados por uma malha fechada utilizando controladores PD e módulos ponte H (L298) - permitindo rotação bidirecional das articulações. Para registro de posição, utilizam-se cinco sensores rotativos resistivos (Phidgets Inc, modelo 11.090) com resistência nominal de 10 k Ω e faixa angular de 300°.

Antes de realizar a validação do protótipo físico, os autores do estudo conduziram uma validação em ambiente virtual utilizando o MATLAB *Simulink* e o *Simscape Toolbox*. O modelo 3D do protótipo foi implementado no *SolidWorks*. A parte diferencial do controlador PD foi implementada por meio do método numérico de Euler de primeira ordem. Os controladores foram testados em simulações numéricas para ajuste preliminar dos ganhos correspondentes, visando às avaliações experimentais da órtese e à validação da viabilidade da estratégia proposta. As avaliações experimentais validaram os resultados das simulações, apresentando um erro máximo de 2% e tempo de acomodação inferior a 0,3 segundos. Ressalta-se que apenas o subsistema robótico foi simulado, uma vez que o estudo não contemplou a modelagem do sistema musculoesquelético. O mecanismo de FES foi controlado mediante um classificador baseado em RNA.

Figura 7: Órtese híbrida com 5 GDL, emprego de FES e motores DC, controle de motores via controlador PD e FES controlado via RNA



Fonte: (Medina, Francisco; Perez, Kenny; Cruz-Ortiz, David; Ballesteros, Mariana; Chairez, Isaac, 2021) adaptado

A órtese passiva da Figura 8 (Cannella, G.; Laila, D.S.; Freeman, C.T., 2016) usa FES e um mecanismo de suporte baseado na teoria do balanço gravitacional. A estrutura mecânica suporta o peso do braço do usuário em todo o *range* de movimento durante o treinamento. O trabalho concentra no projeto mecânico da órtese não motorizada, e apresenta simulações dinâmicas preliminares do modelo 3D (utilizando o módulo *Motion Analysis* do *SolidWorks*). Os autores denominam a órtese como sendo híbrida devido ao uso do mecanismo de suporte e do FES.

O dispositivo consiste em: (1) mecanismo de quatro barras (acoplamento em paralelogramo), (2) uma interface de conexão para o braço do usuário, (3) um mecanismo de balanceamento, (4) um sistema de ajuste e (5) uma estrutura que contém uma articulação de revolução. No total, o sistema possui 5 GDL, distribuídos da seguinte forma: 2 GDL para a interface de conexão, 2 GDL para a ligação em paralelogramo e 1 GDL para o eixo vertical de rotação do mecanismo.

A órtese apresenta dimensões consideráveis, contudo, como aspecto positivo do desenvolvimento destacam-se o modelo do membro superior e a arquitetura de controle híbrido. A tarefa de controle consiste em selecionar os parâmetros de suporte gravitacional $a(t)$ e o sinal de FES $u(t)$, visando o rastreamento do sinal de referência de posição articular. A estratégia de controle foi particionada em dois subsistemas: (1) para o FES e (2) para o suporte gravitacional, empregando controle por realimentação e Controle por Aprendizado Iterativo (*Iterative Learning Control*, ILC) (Figura 9).

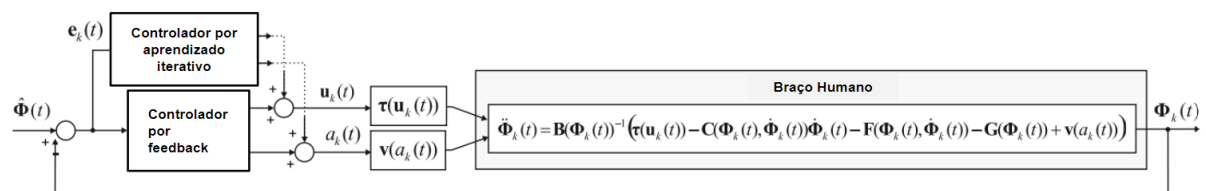
ILC é baseado na noção de que a performance de um sistema que executa a mesma tarefa múltiplas vezes pode ser aperfeiçoada aprendendo através de iterações anteriores. O ILC modifica a entrada de controle, que é um sinal ao invés de modificar parâmetros do sistema como redes neurais. O algoritmo de aprendizagem pode ser baseado em funções lineares variantes no tempo, funções não lineares e funções que variam iterativamente (D.A. Bristow; M. Tharayil; A.G. Alleyne, 2006).

Figura 8: Órtese passiva, com uso de FES e suporte gravitacional, com as seguintes partes constituintes: interface de conexão, estrutura com uma articulação de revolução, acoplamento em paralelogramo, mecanismo de balanceamento e sistema de ajuste



Fonte: (Cannella, G.; Laila, D.S.; Freeman, C.T., 2016), adaptado

Figura 9: Órtese passiva, balanço gravitacional + FES, diagrama de blocos, com o modelo do membro superior, e estratégias de controle via *feedback* e ILC.



Fonte: (Cannella, G.; Laila, D.S.; Freeman, C.T., 2016), adaptado

Os estudos de Rohm, Martin *et al.* (2013) e Rupp *et al.* (2013) apresentam uma interface cérebro-computador (*Brain Computer Interface*, BCI) para controlar uma neuroprótese combinando uma órtese semiativa e FES. Um *joystick*, com um sensor de posição instalado no ombro, foi integrado para controle da neuroprótese (Figura 10). O objetivo do estudo é demonstrar que com o auxílio de neuropróteses híbridas que combina FES com órteses é possível restaurar as funções da mão, dedos e cotovelo em indivíduos que sofreram lesão

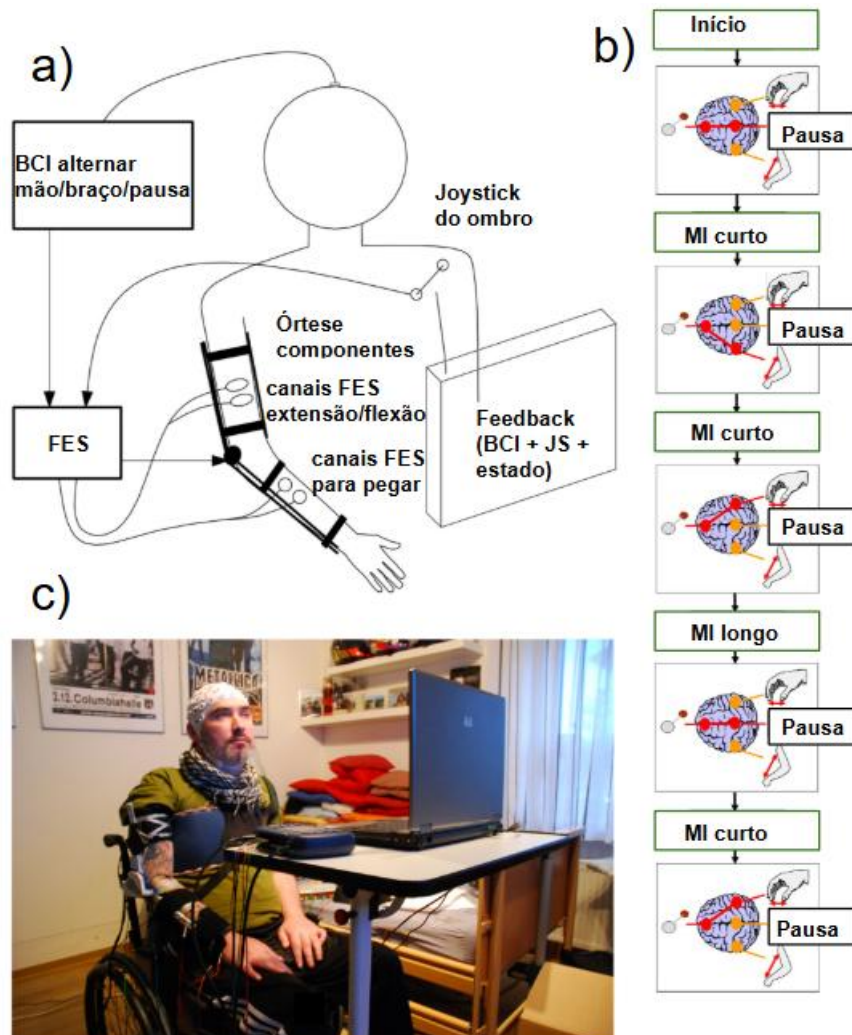
medular alta, e que com apenas um desempenho moderado do BCI, através de treinamento extensivo, as estratégias de controle podem ser utilizadas de forma eficaz.

Apenas um voluntário participou do estudo, com lesão motora e sensorial completa no nível C4. Ele é incapaz de realizar movimentos funcionais com cotovelo, mão ou dedos em ambos os lados. O indivíduo realizou treinamento com FES e treinamento de Imagem Motora (*Motor Imagery*, MI) com a BCI. O treinamento MI é o processo de simulação cognitiva no qual os indivíduos imaginam-se executando uma ação sem realizar os movimentos físicos envolvidos. Para atender as necessidades individuais, o sistema foi projetado de forma modular, incorporando uma estratégia de controle inteligente que engloba duas modalidades de entrada: interface MI-BCI e movimentos do ombro. Após um ano de treinamento e 415 execuções da MI-BCI o desempenho médio do usuário final manteve-se em aproximadamente 70%. O usuário conseguiu transferir objetos nos testes de pegar e soltar, além de conseguir se alimentar e assinar um documento – tarefas que não conseguia executar sem o sistema.

O usuário controla a flexão/extensão do cotovelo ou abertura/fechamento da mão através de movimentos do ombro (protração/retração ou elevação/depressão), os quais ativam os músculos correspondentes (bíceps/tríceps para o cotovelo e extensores/flexores dos dedos para a mão). A comutação entre o controle do cotovelo ou da mão, bem como o acesso a um estado de pausa, é gerenciada por um interruptor cerebral digital baseado em MI-BCI, que requer um treinamento prévio com um classificador de Análise Discriminante Linear (*Linear Discriminant Analysis*, LDA) para distinguir entre estados de atividade mental e repouso. O sistema fornece feedback em tempo real, possibilitando que o usuário perceba quando e por quanto tempo uma detecção ocorre, influenciando assim sua duração: uma detecção curta alterna entre o controle da mão e do cotovelo, enquanto uma detecção prolongada ativa o modo de pausa, desligando a estimulação muscular e travando a articulação da órtese, sendo possível retomar o modo de controle anterior através de uma nova detecção curta.

A Figura 10 detalha o sistema em três partes: Figura 10.a – diagrama esquemático de todos os elementos; Figura 10.b – modos de controle (incluindo movimentos do ombro e interface MI-BCI); e Figura 10.c – configuração completa da neuroprótese em uso. Os autores destacam que, mesmo com a melhora no desempenho decorrente do treinamento, tal progresso pode ser insuficiente para o controle efetivo da neuroprótese em atividades de vida diária.

Figura 10: Neuroprótese que combina órtese, FES e uma interface computador cérebro. a) Diagrama esquemático. b) Modos de controle com entradas MI-BCI e movimentos de ombro. c) Configuração completa da neuroprótese em uso.



Fonte: (Rohm, Martin *et al.*, 2013), adaptado

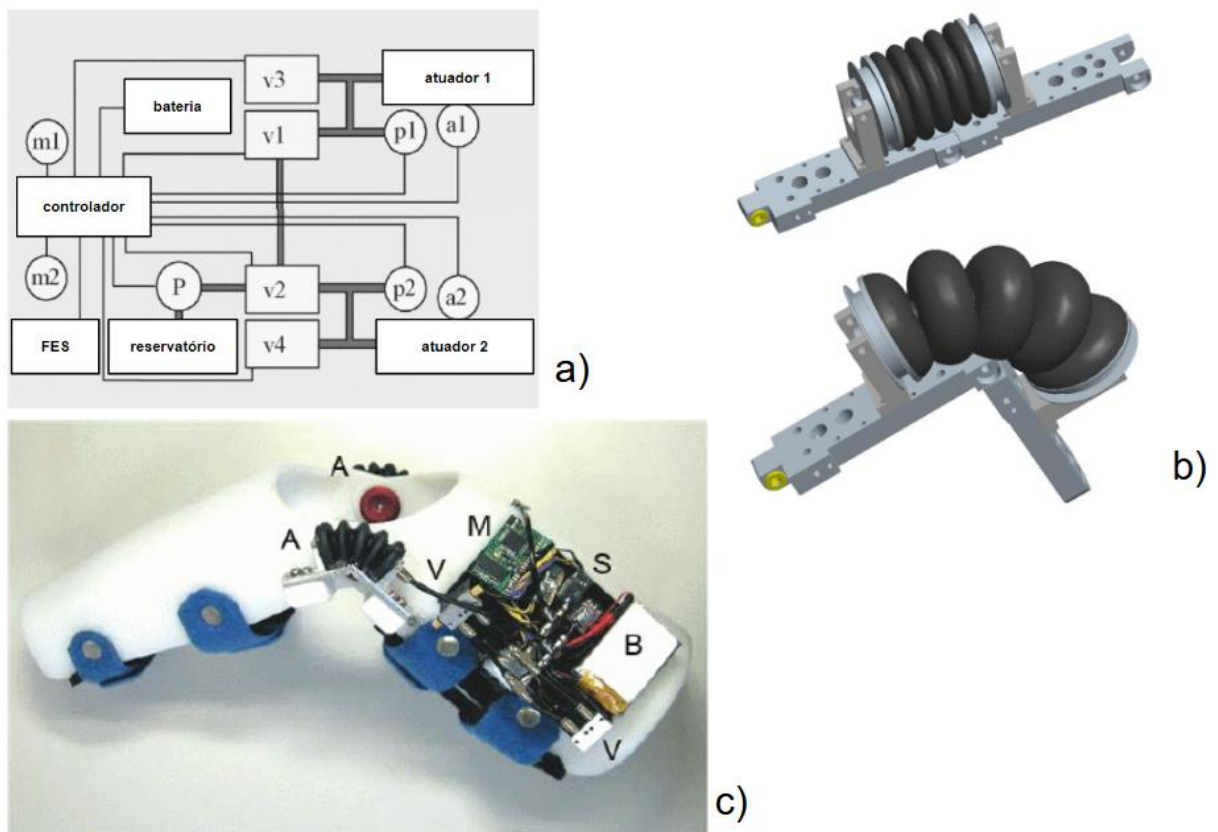
Uma órtese descrita no artigo de Pylatiuk, C. *et al.* (2009) (Figura 11), utiliza um Atuador Fluídico Flexível (*Flexible Fluidic Actuator*, FFA) miniaturizado para controlar os movimentos de extensão e flexão do cotovelo. Além do módulo fluídico, o sistema inclui um módulo de FES e um módulo de controle que utiliza bio-sinais (EMG de superfície do bíceps e tríceps). Os autores destacam que o FES, isoladamente, não é capaz de gerar momentos e forças estáticas elevadas, sendo necessário um mecanismo complementar para fornecer potência adicional – função desempenhada pelo sistema fluídico, que é composto por uma bomba hidráulica, válvulas miniaturizadas e o FFA. Este último consiste em uma coifa flexível que se

expande sob pressurização. Quando acoplado à alavanca de uma articulação, permite a realização de movimentos rotacionais.

O FES foi incluído em outro protótipo descrito por Schulz, S. *et al.* (2009), sendo utilizado para tarefas manuais como pegar objetos. Devido ao fato de o trabalho ter combinado duas tecnologias diferentes de atuação, ela é denominada híbrida, se destaca no trabalho o fato de utilizar um novo tipo de mecanismo que é o FFA.

No esquemático da Figura 11.a: m1 e m2 correspondem aos eletrodos de EMG, cujos sinais após adequado processamento, comandos são enviados à órtese; v1-v4 representam as válvulas; p1-p2 são os sensores de pressão; a1 e a2 são os sensores de posicionamento; os atuadores são o FFA; e P indica a bomba hidráulica. A Figura 11.b exibe o FFA, enquanto a Figura 11.c apresenta o protótipo físico da órtese, onde: A representa o FFA; M são os microcontroladores e drivers; V corresponde às válvulas; B é a bateria; e S denota os sensores de pressão.

Figura 11: Órtese híbrida, que utiliza FES, atuador fluídico e controle baseado em sinais EMG. a) Diagrama de blocos, b) Detalhe do atuador fluídico, c) Foto da órtese



Fonte: (Pylatiuk, C. *et al.*, 2009; Schulz, S. *et al.*, 2009), adaptado

O estudo de Trotobas, C. *et al.* (2024) (Figura 12) descreve uma órtese híbrida que utiliza FES para realizar movimentos de mão e inclui um sistema mecânico capaz de travar a posição da mão após a apreensão de um objeto. Com o objetivo de reduzir a fadiga o FES é desativado quando a mão está travada.

Ao utilizar a órtese, não houve fadiga durante a apreensão de um objeto no período de 30 segundos. Em contrapartida, ao utilizar FES, a fadiga foi observada entre 1 e 15 segundos (a avaliação da fadiga foi realizada observando se ocorreu relaxamento involuntário da postura dos dedos durante a tarefa de apreensão). Esses resultados são baseados em cinco participantes que seguraram três tipos de objetos por 30 segundos.

Em outro artigo de Trotobas, C. *et al.* (2024), é apresentado o funcionamento da órtese *Grasphyb* (Figura 13), que possui uma máquina de estados controlada por meio de um botão.

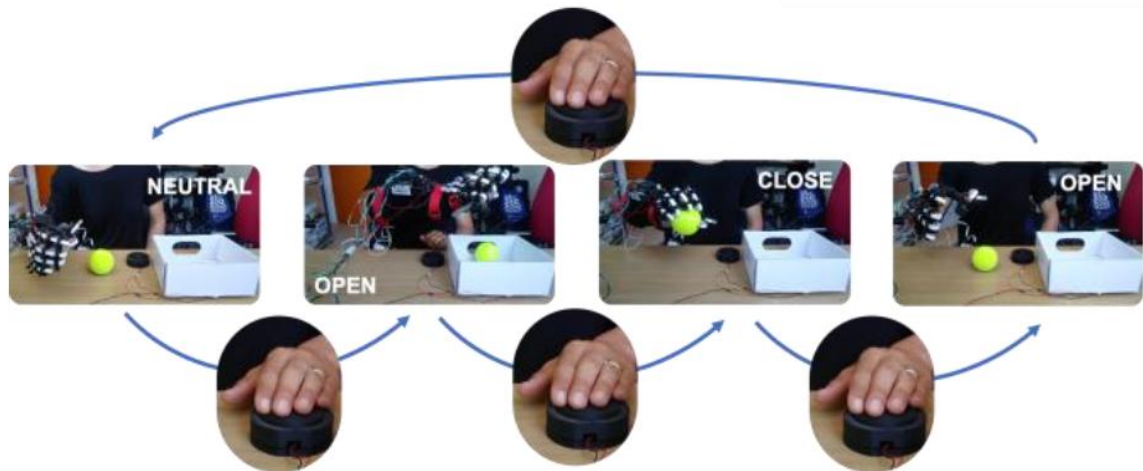
Os estados são, respectivamente: neutro, abrir, fechar e abrir. Após finalizar a tarefa, retorna ao estado neutro. O FES é utilizado para abrir e fechar a mão, e o mecanismo de trava mecânica acionado por um motor DC e cabos é ativado para manter a mão fechada (enquanto o motor mantém a mão fechada a estimulação é desativada, por outro lado o movimento de abrir e fechar a mão é produzido pela contração muscular evocada pela estimulação elétrica).

Figura 12: Órtese híbrida *Grasphyb*, com FES e sistema mecânico de trava



Fonte: (Trotobas, C. *et al.*, 2024)

Figura 13: Órtese híbrida *Grasphyb*, Detalhes de funcionamento: a tarefa inicia no estado neutro, a cada acionamento do botão, o estado da mão alterna sequencialmente entre: aberto, fechado, aberto, retornando então ao estado neutro inicial.



Fonte: (Trotobas, C. *et al.*, 2024)

2.3.1 ÓRTESE ROBÓTICA: PRIMEIRA VERSÃO (PPRE)

A PPRE (Ferreira *et al.*, 2020, 2022; Rúbio, 2019, 2020) é uma órtese robótica composta por dois módulos (mão e cotovelo), projetada para aumentar a eficiência da reabilitação de membros superiores em pacientes pós-AVE por meio de terapia robótica assistida. A Figura 14 detalha a estrutura e os componentes da órtese. Ambos os módulos – o Módulo 1 (cotovelo) e o Módulo 2 (mão) – utilizam motores DC para realizar a flexão e extensão do cotovelo e a abertura dos dedos. Pacientes pós-AVE conseguem fechar os dedos espontaneamente, mas apresentam dificuldade para abri-los devido à espasticidade. Por esse motivo, a órtese executa a abertura dos dedos de forma ativa, enquanto o fechamento ocorre de maneira passiva. Comandos à órtese são enviados através de um aplicativo para dispositivos móveis. Através do aplicativo é possível modificar a quantidade de repetições, o tempo e velocidade do treinamento.

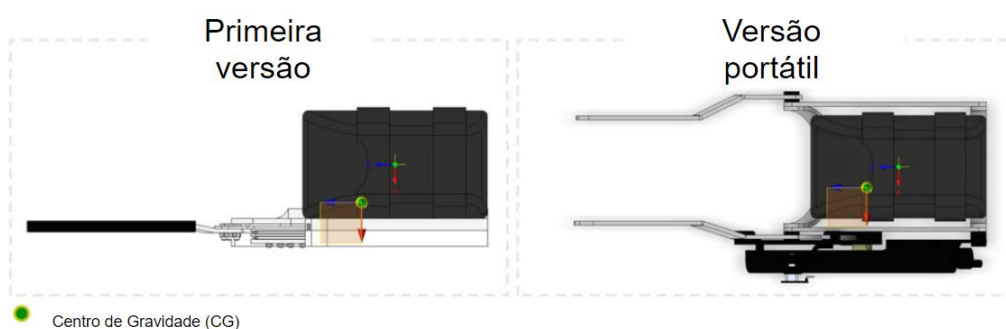
Figura 14: Órtese PPRE, Módulo 1 (cotovelo) e Módulo 2 (mão)



Fonte: (Ferreira, F. M. R. M.; de Paula Rúbio, G.; Dutra, R. M. A.; Van Petten, A. M. V. N.; Vimieiro, C. B. S., 2022), adaptado

No módulo do cotovelo, o suporte estrutural contém duas hastes laterais paralelas de alumínio, conforme detalhado na Figura 15. O mecanismo de acionamento consiste em um sistema quatro-barras, acionado por um parafuso de potência (diâmetro de 12 mm, 4 filetes e passo de 2 mm). Essa configuração permite uma ADM de 10° em extensão até 120° em flexão. A estrutura estática do módulo inclui: (i) uma tala termoplástica para o braço, revestida em Neoprene®, responsável pela sustentação dos atuadores; e (ii) uma ombreira em Neoprene, que previne o deslizamento da tala e auxilia na distribuição de carga ao longo do tronco.

Figura 15: Módulo de cotovelo, primeira versão (sem motor inserido direto na órtese), versão portátil (com motor inserido direto na órtese)

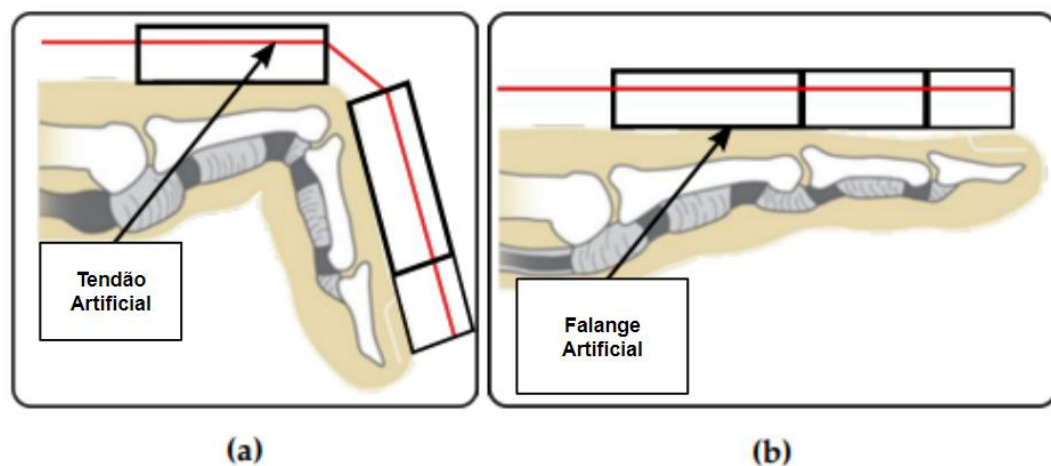


Fonte: (Ferreira, F. M. R. M.; de Paula Rúbio, G.; Dutra, R. M. A.; Van Petten, A. M. V. N.; Vimieiro, C. B. S., 2022), adaptado

O módulo mão consiste em falanges artificiais fabricadas em ácido polilático (*Polylactic Acid* - PLA) por manufatura aditiva, acopladas aos dedos mediante dedeiras de Neoprene, e tendões artificiais (cordas de DuPont™ Kevlar®), conforme ilustrado na Figura 16. Os tendões são cabos tensionados por um motor DC acoplado a um parafuso de potência (12 mm de diâmetro, 3 filetes, passo de 2 mm), fixados a um metacarpo artificial impresso em 3D, conforme descrito por Rúbio *et al.* (2019, 2020).

A estrutura estática do módulo compreende: (i) talas termoplásticas nas regiões ventral e dorsal do antebraço; e (ii) componentes em Neoprene que revestem as talas do braço, antebraço e dedos. As talas garantem o posicionamento estável e funcional do antebraço, punho e polegar. Adicionalmente, o antebraço incorpora um trilho linear em PLA que aloja as hastes do módulo cotovelo, permitindo seu deslizamento livre e estabelecendo a conexão entre os módulos mão e cotovelo.

Figura 16: Tendões e falanges artificiais



Fonte: (Rúbio, G. d. P.; Martins Ferreira, F. M. R.; Brandão, F. H. d. L.; Machado, V. F.; Tonelli, L. G.; Martins, J. S. R.; Kozan, R. F.; Vimieiro, C. B. S., 2020), adaptado

A Figura 17 detalha os componentes da órtese, divididos em: (i) módulo mão: órtese estática (antebraço dorsal e ventral), invólucro do antebraço, dedeiras, tendões artificiais, falanges artificiais, metacarpo artificial e canaleta; (ii) módulo cotovelo: ombreira, tala do braço, invólucro do braço e estrutura de suporte.

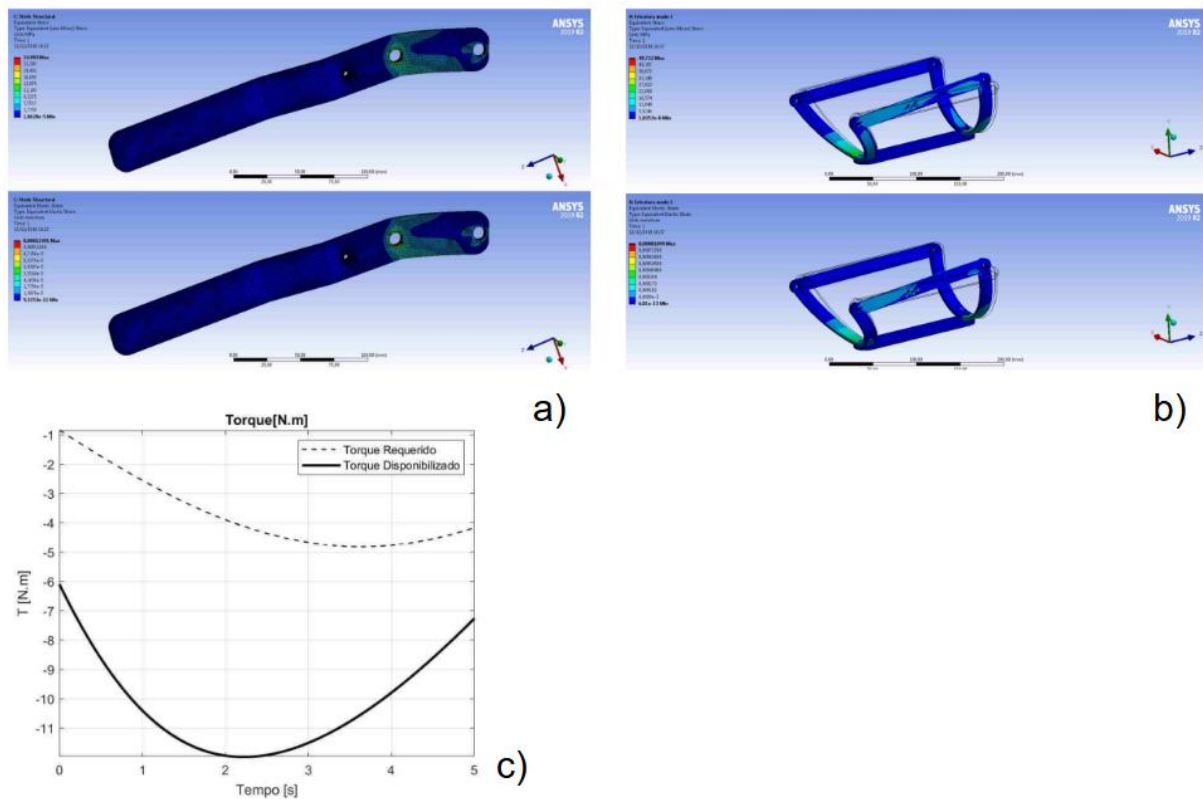
Figura 17: Partes constituintes da órtese PPRE, módulo mão e cotovelo



Fonte: (Ferreira Lopes, F. M. R., 2021), adaptado

No trabalho de Rúbio, Guilherme (2020), são analisadas as propriedades mecânicas dessa mesma órtese, conforme ilustrado na Figura 18. O torque máximo necessário é aproximadamente 5 Nm, e o atuador desenvolvido para o módulo cotovelo pode fornecer até 12 Nm.

Figura 18: Órtese propriedades mecânicas. a) Tensão e deformação de Von Mises no elo 4 b) Tensão e deformação de Von Mises na estrutura metálica c) Torque requerido e disponibilizado pelo atuador para flexão e extensão do cotovelo



Fonte (Rúbio, Guilherme, 2020)

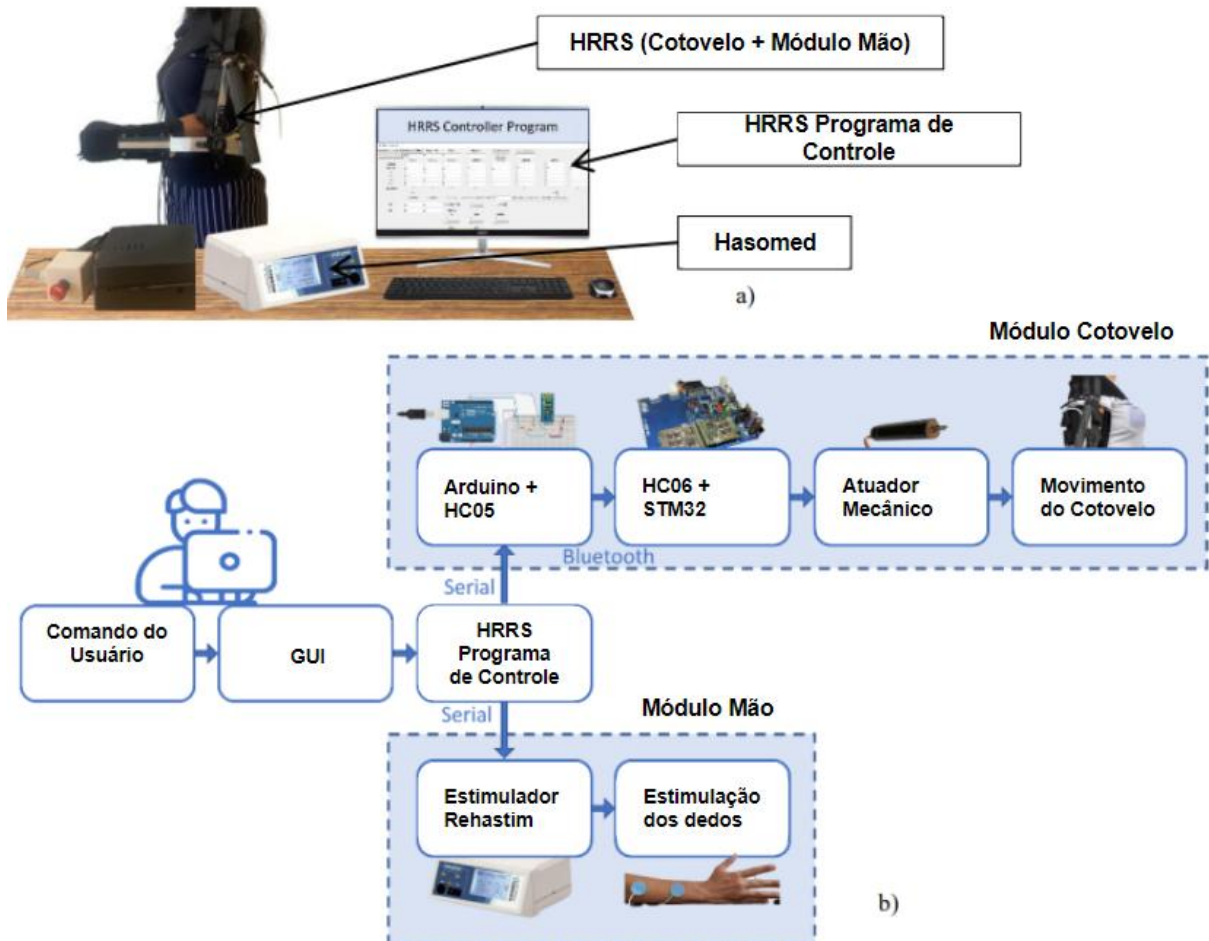
2.3.2 ÓRTESES HÍBRIDA: SEGUNDA VERSÃO (HRRS)

Em estudos anteriores (Ferreira Lopes, F. M. R., 2021, 2022; Bonfim *et al.*, 2022), a órtese foi adaptada para um sistema híbrido, mantendo a estrutura mecânica do módulo cotovelo e substituindo os motores do módulo mão por FES para o movimento ativo da mão. O equipamento de FES utilizado foi o dispositivo comercial *RehaStim*, operando no modo *Science Mode*, que permite o envio de comandos via porta serial universal (*Universal Serial Bus*, USB). O sistema foi denominado HRRS.

A abordagem principal consiste em ativar os canais adequados, no momento correto e por um período fixo, criando uma sequência de ativações possibilitando a realização de uma tarefa funcional específica. O sistema é capaz de realizar duas tarefas funcionais: levar um

objeto ao rosto e segurar um objeto. O artigo de Bonfim *et al.* (2022) (Figura 19) detalha essa versão.

Figura 19: HRRS diagrama de blocos, módulo mão com FES e módulo cotovelo acionado por motor DC, *software* de controle HRRS desenvolvido em *Python*



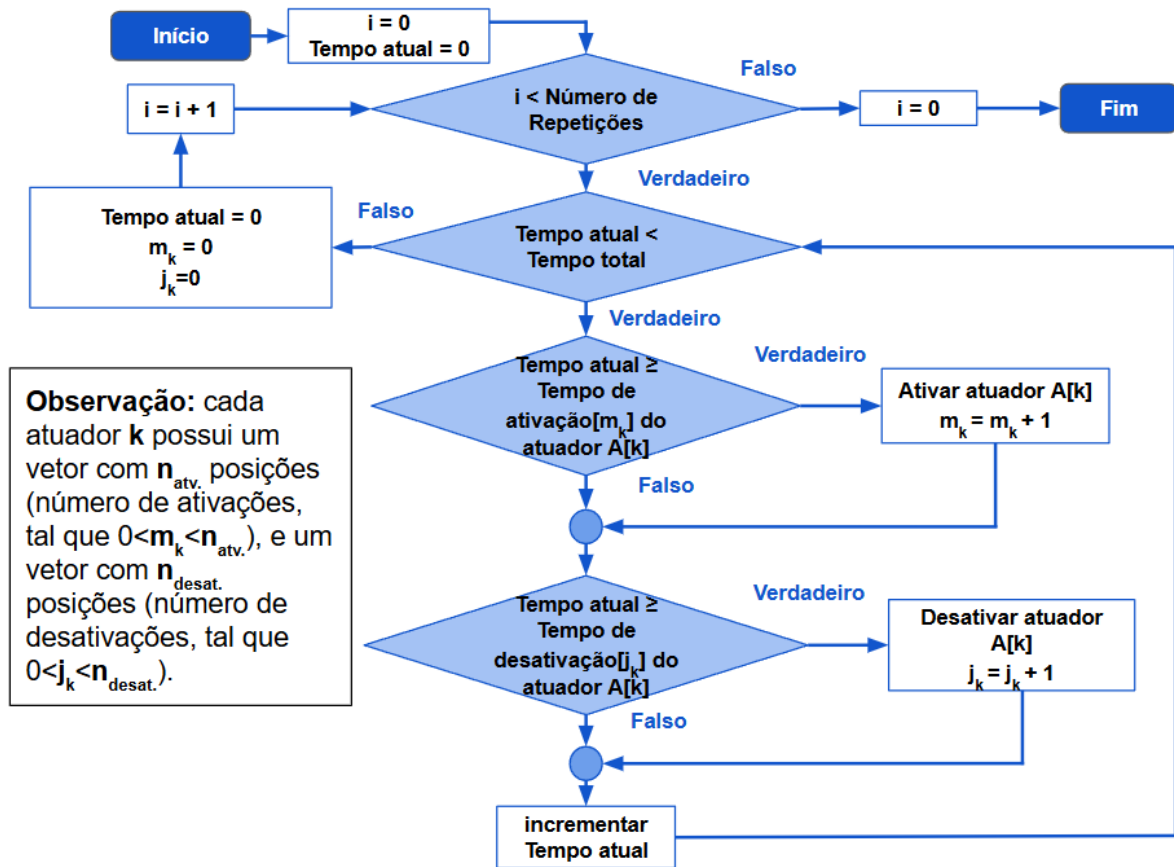
Fonte: (Bonfim, João Paulo; Ferreira, Fernanda Márcia Rodrigues Martins; de Paula Rúbio, Guilherme; Dutra, Rina Mariane Alves; Vimieiro, Claysson Bruno Santos, *et al.*, 2022), adaptado

O *software* de controle dos módulos mão e cotovelo (HRRS Programa de Controle - Figura 19), desenvolvido em *Python*, opera através de duas portas seriais: uma conectada ao estimulador elétrico e outra ao Arduino que gerencia o módulo do cotovelo. A interface gráfica (*Graphical User Interface*, GUI) permite selecionar tarefas funcionais (pegar e segurar um objeto e trazer objeto ao rosto), configurar modos de treinamento e ajustar parâmetros como número de repetições, tempo de flexão/extensão do cotovelo, tempo de abertura da mão, frequência, largura de pulso e intensidade da corrente. O sistema possibilita sete movimentos

específicos: flexão do 2º ao 5º dedo, extensão do 2º ao 5º dedo, extensão do polegar, adução do polegar, abdução com oposição do polegar, flexão do cotovelo e extensão do cotovelo (Ferreira Lopes, F. M. R., 2021).

Na segunda versão da órtese híbrida, o programa utiliza uma estrutura de dados para armazenar os tempos de ativação e desativação de cada atuador, seja FES ou o motor do módulo cotovelo. A estrutura de dados organiza a sequência de ativação dos atuadores, garantindo que cada um seja acionado no momento adequado para a execução correta da tarefa funcional. O programa permite a execução de múltiplas repetições de cada tarefa. O fluxograma que descreve o algoritmo de ativação dos atuadores é apresentado na Figura 20. Cada repetição de uma tarefa possui um tempo total de execução. Dentro desse intervalo, cada atuador (denominado A_k na Figura 20, em que $k \in \mathbb{N}$ representa a quantidade total de atuadores — como o motor do módulo cotovelo ou os eletrodos de FES) está associado a dois vetores: um com os tempos de ativação e outro com os tempos de desativação (cada atuador pode ser ativado ou desativado múltiplas vezes). O atuador permanecerá em estado ativado ou desativado até que o próximo tempo de ativação ou desativação seja alcançado.

Figura 20: Fluxograma, ativação dos atuadores da órtese híbrida, são k atuadores (motor ou FES), cada atuador tem dois vetores com os tempos de ativação e desativação



Fonte: (Bonfim, João Paulo; Ferreira, Fernanda Márcia Rodrigues Martins; de Paula Rúbio, Guilherme; Dutra, Rina Mariane Alves; Vimieiro, Claysson Bruno Santos, *et al.*, 2022), adaptado

2.4. SOFTWARES E MODELOS PARA SIMULAÇÃO DE SISTEMAS BIOMECÂNICOS

Múltiplas plataformas como: *Anybody Modeling System* (AMS), *Bioptim* (foco na otimização de movimentos), *Multi-Joint dynamics with Contact* (MuJoCo), *Simulation Based Control Optimization of Neuromusculoskeletal Entities* (SCONE), *OpenSim MOCO* e *OpenSim* oferecem recursos para simulação neuromusculoesquelética. Esta seção explora suas características gerais, enquanto o *OpenSim* selecionado para este estudo devido a (i) sua ampla base de modelos validados experimentalmente (Delp *et al.*, 2007), (ii) flexibilidade para acoplamento com dados clínicos (Hicks J. L. *et al.*, 2015), e (iii) comunidade ativa de

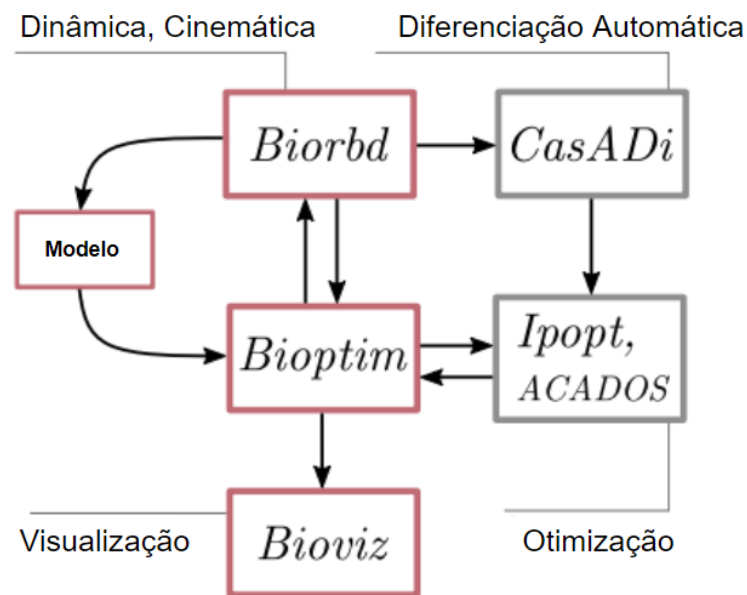
desenvolvimento (Seth, A. *et al.*, 2011) - será examinado em profundidade na Seção 2.4.1, incluindo a comparação entre *OpenSim* e as demais ferramentas.

O *software* AMS permite aos usuários realizar análises do sistema musculoesquelético como um sistema de corpos rígidos, com capacidade para incluir objetos externos, cargas e especificações de movimento, fornecendo assim condições de contorno completas para tarefas específicas. Seus quatro objetivos principais consistem em realizar modelagens, facilitar a cooperação e compartilhamento de modelos, garantir eficiência numérica e lidar com modelos complexos e realistas. Contudo, sua funcionalidade limita-se à análise de dinâmica inversa, que calcula a ativação muscular com base em movimentos predefinidos. Essa abordagem, fundamentada na suposição de otimalidade e no método de dinâmica inversa, apresenta restrições inerentes, particularmente pela negligência de aspectos do sistema de controle como a dinâmica de ativação muscular (Damsgaard *et al.*, 2006).

O *Bioptim* é um *framework* em *Python* voltado para controle ótimo biomecânico (não é um *software* de modelagem como o *OpenSim*). Ele permite a manipulação de modelos musculoesqueléticos, sendo uma alternativa eficaz para estudos e simulações na área. No artigo de Michaud *et al.*, (2022), é discutida a aplicação do *Bioptim*, incluindo um fluxograma de dependências que ilustra sua funcionalidade, conforme apresentado na Figura 21. Assim como o *Bioptim*, tanto o *SCONE* quanto o *OpenSim Moco* incorporam funcionalidades para controle ótimo de sistemas musculoesqueléticos (Michaud *et al.*, 2022).

O artigo destaca as principais características do *Bioptim*, que incluem: capacidade de acionar o modelo por torque ou por músculos; funções de custo pré-definidas; facilidade de customização via *Python*; resolução de problemas de controle ótimo (*Optimal Control Problem*, OCP) avançados; e interface para dois solucionadores do tipo Programa Genérico Não Linear (*Nonlinear Programming*, NLP), que são o *Interior Point Optimizer* (Ipopt) e *Algorithm for Constrained Automatic Differentiation-based Optimization of Systems* (ACADOS). A formulação do OCP pode ser transcrita tanto por múltiplos disparos diretos quanto por colocação direta, em ambos os casos, a função de dinâmica direta é totalmente paralelizada ao longo dos intervalos de disparo (*shooting intervals*) para maior eficiência.

Figura 21: Fluxograma do *software Bioptim* e dependências (Biorbd para dinâmica e cinemática, CasADi para diferenciação automática, Bioviz para visualização e Ipopt e ACADOS para otimização).



Fonte: (Michaud, Benjamin; Bailly, François; Ceglia, Amedeo; Charbonneau, Eve; Sanchez, Léa; Begon, Mickael., 2022), adaptado

MuJoCo é um novo motor de física projetado para controle baseado em modelos. A dinâmica de múltiplas articulações é representada em coordenadas generalizadas e calculada por meio de algoritmos recursivos. A especificação de um modelo pode ser feita através de uma Interface de Programação de Aplicações (*Application Programming Interface*, API) de alto nível em C++ ou em formato XML, o modelo pode envolver estados de ativação de atuadores como músculos por exemplo. Os atuadores podem transmitir forças através de elementos de ligação ou tendões. Um compilador transforma o modelo em uma estrutura de dados otimizada para cálculos. Através do MuJoCo é possível realizar análises de dinâmica direta e inversa. Para facilitar aplicações de controle ótimo, a dinâmica pode ser avaliada para diferentes estados e controles em paralelo (Todorov, Emanuel *et al.*, 2012).

Segundo Todorov *et al.* (2012) os atuadores no *software* MuJoCo possuem entradas de controle, estados de ativação (para modelar músculos e cilindros pneumáticos) com dinâmica de primeira ordem adequada, e ganhos que podem ser fixos ou dependentes de posição e velocidade (para modelar as propriedades força-comprimento-velocidade dos músculos). Os atuadores podem transmitir forças ao mecanismo multiarticulado atuando diretamente nas

articulações, tracionando tendões, ou atuando através de mecanismos biela-manivela que convertem movimento linear em angular.

Conforme destacado por Todorov, Erez e Tassa (2012), o MuJoCo foi concebido para suprir limitações físicas inerentes as *engines* de jogos que priorizam realismo visual e desempenho em tempo real em detrimento da precisão dinâmica — requisito essencial para aplicações de controle robótico. Enquanto *engines* de jogos adotam simplificações como modelos *spring-dampers* para resolver contatos (gerando instabilidades numéricas e artefatos), o MuJoCo implementa uma formulação baseada em *velocity-stepping*, a qual preserva a previsibilidade das interações físicas e a diferenciabilidade do modelo, características críticas para otimização e controle. Essa abordagem reflete um compromisso arquitetural único: embora empregue algoritmos recursivos eficientes (comuns em *engines* de jogos), o MuJoCo redefine prioridades, substituindo conveniências gráficas por rigor matemático, especialmente em cenários com múltiplos contatos e restrições cinemáticas.

O *software* MuJoCo é gratuito para pesquisas sem fins lucrativos. Versões com aceleração por Unidade de Processamento Gráfico (*Graphical Processing Unit*, GPU) e para *clusters*, bem como funcionalidades adicionais relacionadas a otimização numérica, serão lançadas posteriormente.

O SCONE é um *software* de código aberto para simulação preditiva de movimento biológico, desenvolvido para: (1) pesquisadores clínicos; (2) especialistas em biomecânica e neuromecânica que investigam o controle neuromuscular; e (3) pesquisadores em robótica com interesse em controle ótimo ou na interação entre humanos e dispositivos assistivos (Geijtenbeek, 2019).

O SCONE permite aos usuários: (i) elaborar estratégias de controle via *scripts* customizados; (ii) otimizar modelos/parâmetros conforme objetivos pré-definidos; (iii) empregar modelos do *OpenSim* em simulações preditivas; (iv) integrar ferramentas externas via API em C++; e (v) desenvolver, otimizar e analisar simulações em sua interface gráfica (Geijtenbeek, 2019).

OpenSim MOCO é um conjunto de ferramentas de *software* para otimizar o movimento e o controle de modelos musculoesqueléticos criados no *OpenSim*. O *OpenSim* MOCO utiliza o método de colocação direta, que é mais rápido e mais diversos do que outros métodos de simulação musculoesquelética. Os problemas que podem ser resolvidos com a ferramenta incluem: rastreamento de movimento, previsão de movimento, otimização de parâmetros, ajuste de modelo, simulação baseada em EMG e design de dispositivos. *OpenSim*

MOCO é a primeira ferramenta capaz de lidar com restrições cinemáticas e anatomia complexa (Dembia *et al.*, 2020).

No estudo de Dembia *et al.* (2020). O *OpenSim* MOCO foi utilizado para encontrar ativações musculares que produziram um determinado movimento durante a caminhada, minimizando as excitações musculares e a carga na articulação do joelho; a previsão dos desvios da marcha normal devido a fraqueza muscular; e por fim foi realizada a predição do movimento de agachar para levantar-se, otimizando a rigidez de um dispositivo auxiliar posicionado no joelho. Para cada um dos resultados os autores do estudo validaram as grandezas simuladas em comparação com dados experimentais de EMG, cinemática e forças de reação do solo. O *software* é capaz de produzir resultados significativos mas não garante que os usuários obtenham resultados válidos para as suas próprias aplicações, demandando validação com seus próprios modelos, comparando com dados experimentais adequados.

2.4.1 OPENSIM

Nesta seção, é detalhado o *software* amplamente difundido para simulação de sistemas musculoesqueléticos, denominado *OpenSim* (Seth, A.; Hicks, J. L.; Uchida, T. K.; Habib, A.; Dembia, C. L.; Dunne, J. J. *et al.*, 2018; Delp, S. L.; Anderson, F. C.; Arnold, A. S.; Loan, P.; Habib, A.; John, C. T.; Guendelman, E.; Thelen, D. G., 2007). O *OpenSim* trata-se de um *software* gratuito que possibilita o desenvolvimento e a análise de modelos computacionais do sistema musculoesquelético, bem como a simulação de movimentos. Entre as principais funcionalidades oferecidas pela ferramenta, destacam-se: a capacidade de plotar resultados gráficos, redimensionar modelos musculoesqueléticos, e realizar análises de cinemática inversa, dinâmica inversa e dinâmica direta.

As referências para essa seção correspondem à documentação do *OpenSim* (Hicks, Jennifer, 2024), a documentação *Doxygen (OpenSim API 4.5 For C++ Developers, 2024; API Guide, 2024)* e a documentação do *SimTK* e *Simbody (Simbody: Multibody Physics API, 2025)*.

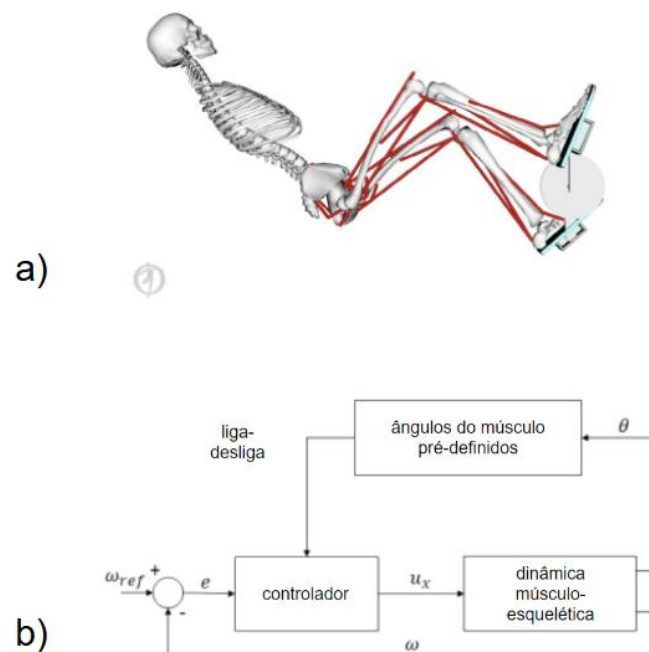
As funcionalidades do *software* podem ser acessadas e customizadas por meio de uma API, originalmente desenvolvida em C++. Nas versões 3.0 e 4.0, a API foi estendida para suportar MATLAB e Python. A GUI, por sua vez, foi implementada utilizando a linguagem Java.

O *software* é amplamente utilizado em pesquisas de biomecânica, design de dispositivos médicos, ortopedia, reabilitação, neurociência, ergonomia, esportes, animação computacional, robótica, biologia e educação (Hicks, Jennifer, 2018). Os usuários têm a flexibilidade de criar seus próprios modelos, utilizar modelos disponibilizados pelo *software* ou adotar modelos compartilhados por outros pesquisadores.

O *OpenSim* utiliza a biblioteca *Simbody*, que permite resolver a segunda lei de Newton em coordenadas generalizadas sujeitas a restrições arbitrárias. Assim como o *OpenSim*, o *Simbody* é um *software* de código aberto, com API escrita em C++. Ele emprega uma formulação avançada de mecânica de corpo rígido, baseada em algoritmos no estilo *Featherstone*, e integra bibliotecas como *Linear Algebra PACKage* (LAPACK) para álgebra linear e *Ipopt* para otimização.

O *OpenSim* pode ser utilizado para modelar a aplicação do FES em processos de reabilitação, conforme demonstrado no estudo de Sousa *et al.* (2016). O artigo descreve quatro estratégias de controle (malha aberta, ajuste de fase, controle PI e lógica *Fuzzy*) para o FES *Cycling*, técnica em que indivíduos com lesão medular pedalam com auxílio do FES. A modelagem foi realizada no *OpenSim* em conjunto com o MATLAB, conforme ilustrado na Figura 22.

Figura 22: FES *Cycling* a) Modelo no *Opensim*. b) Modelo para controle, diagrama de blocos

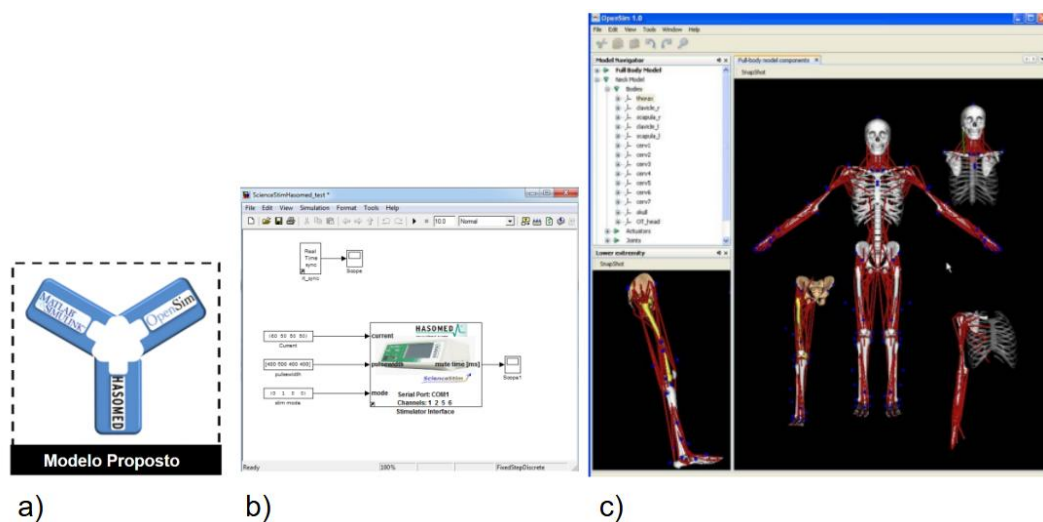


Fonte: (de Sousa, Ana Carolina Cardoso; Ramos, Felipe Moreira; Dorado, Marien Cristina Narvaez; Fonseca, Lucas Oliveira da; Bó, Antônio Padilha Lanari, 2016), adaptado

De forma semelhante ao estudo anterior, o trabalho de Ahmad *et al.* (2015) utiliza o *OpenSim* em conjunto com MATLAB/*Simulink*. O modelo do estimulador comercial *RehaStim* foi integrado ao *Simulink* para gerar a corrente elétrica do FES, com foco em indivíduos paraplégicos. A Figura 23 ilustra o modelo proposto.

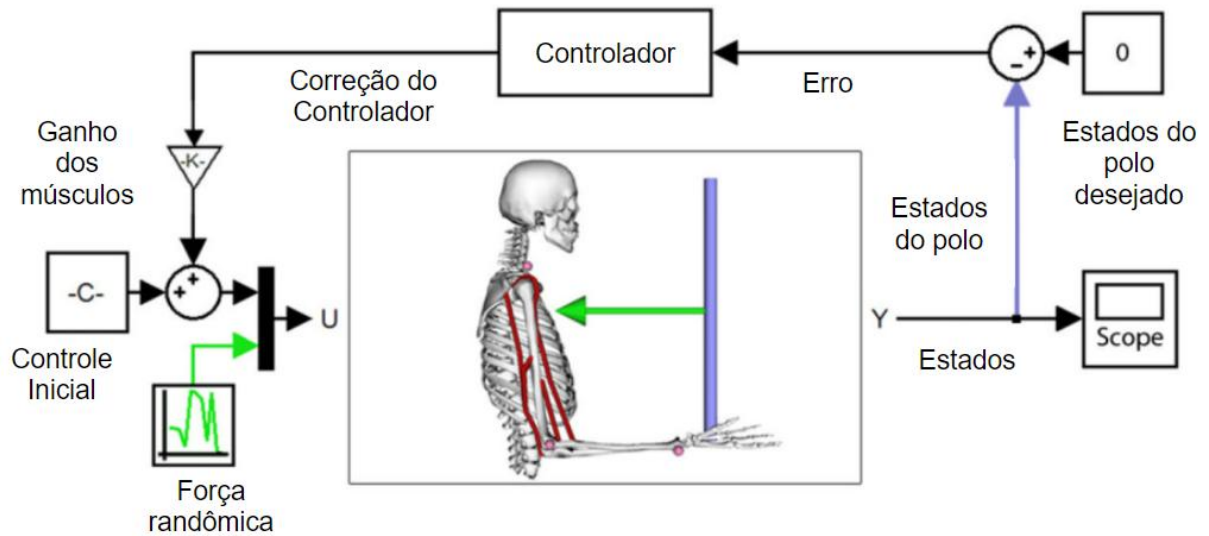
Os artigos de Mansouri e Reinbolt (2012) e Faustino *et al.* (2022) seguem a mesma abordagem de integração entre MATLAB e *OpenSim*. O primeiro implementa um controle em malha fechada com um controlador Proporcional Integral Derivativo (PID) para simular um braço humano equilibrando um bastão (Figura 24), enquanto o segundo emprega um controlador RST para modelar a flexão de quadril e joelho (Figura 25). Em ambos os casos, a entrada para o modelo musculoesquelético é gerada por meio do FES.

Figura 23: Estudo de Ahmad *et al.* a) Modelo proposto, (sistema musculoesquelético implementado no *OpenSim*, controle no MATLAB, e modelo do estimulador *Rehastim* no MATLAB/*Simulink*). b) *Rehastim* implementação *Simulink*. c) Modelo musculoesquelético



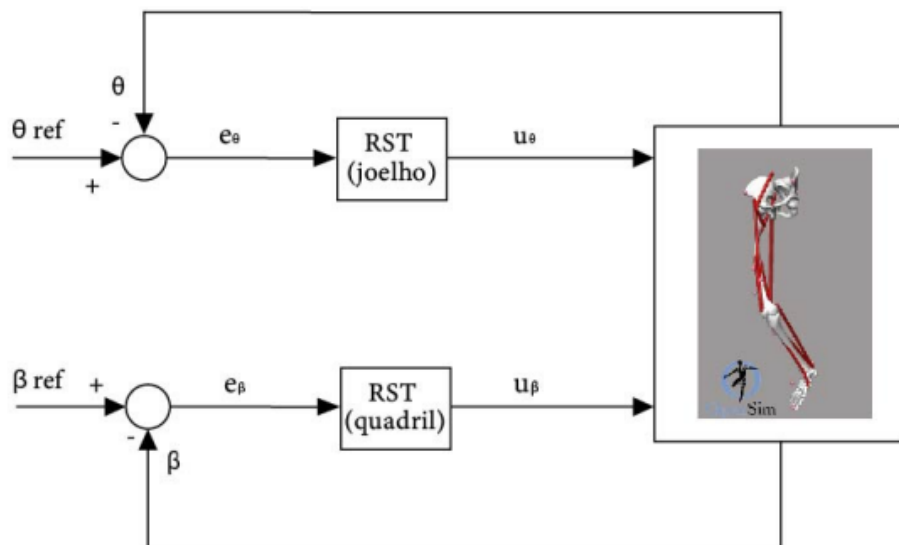
Fonte: (Ahmad, M. K. I.; Ksm Kader Ibrahim, Babul Salam; Abdul Jamil, Muhammad Mahadi; Hanafi, Dirman; Nasir, N.; Rahman, K.; Masdar, A.; Shamsudin, Abu; Ramin, N., 2015), adaptado

Figura 24: Controle malha fechada, braço humano equilibrando um bastão, modelo *OpenSim* integrado ao MATLAB



Fonte: (Mansouri, Misagh; Reinbolt, Jeffrey, 2012), adaptado

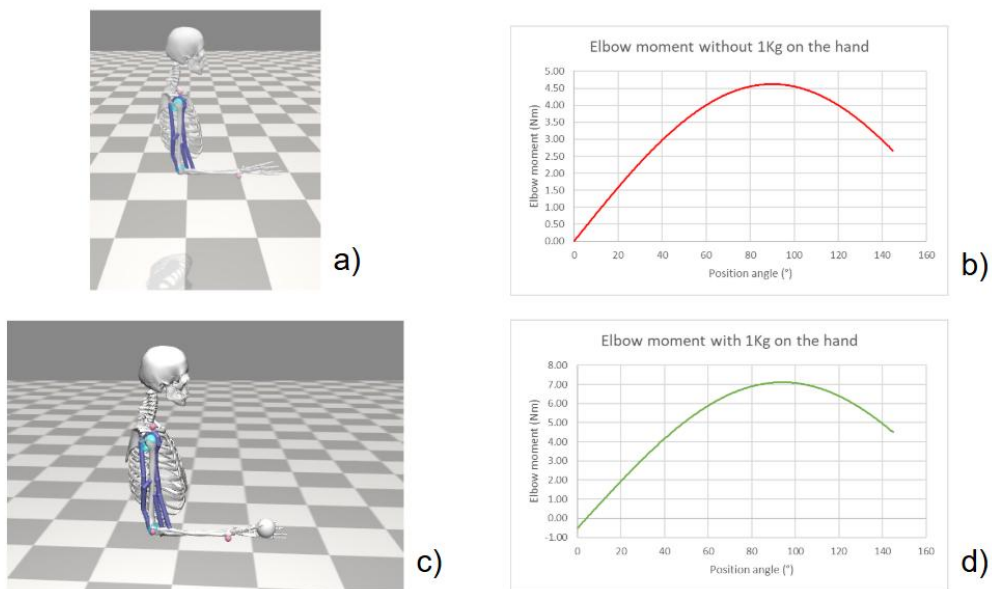
Figura 25: Controlador RST para membro inferior, flexão de quadril e joelho, modelo criado através do *OpenSim* e integração com MATLAB



Fonte: (Faustino, Bruno L.; de Andrade, Aparecida F.; Lima, Renata R.; Júnior, Eugênio P.; Nogueira, Fabrício G.; Torrico, Bismark C.; de Albuquerque, Victor Hugo C., 2022)

No estudo de Paz, Francielle *et al.* (2023), o *OpenSim* foi utilizado para determinar o torque necessário que a órtese deste trabalho deve fornecer. Com um objeto de 1 kg na mão, o cotovelo é submetido a um torque máximo de aproximadamente 7 Nm, valor obtido utilizando a ferramenta de dinâmica inversa, enquanto, sem o objeto, o torque máximo reduz-se para 4,8 Nm (Figura 26). Esse valor é próximo ao obtido por Rúbio (2020).

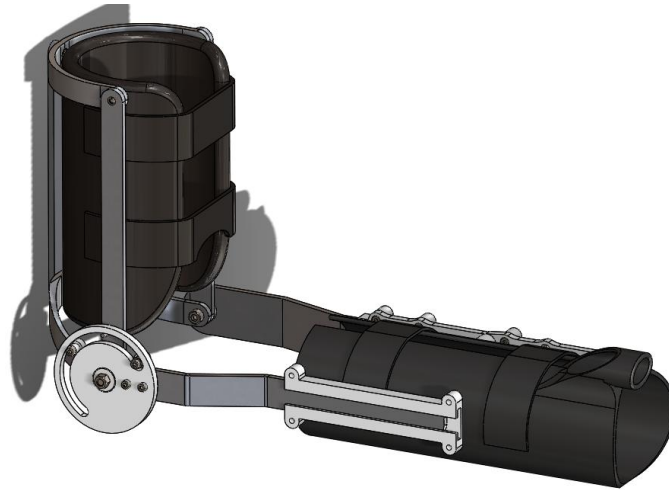
Figura 26: *OpenSim* simulações a) Modelo musculoesquelético sem massa adicionada a mão b) Torque em função do ângulo, sem objeto de 1 kg c) Modelo musculoesquelético com uma massa de 1kg adicionada a mão d) Torque em função do ângulo, com o objeto de 1 kg



Fonte: (da Paz, Francielle Aparecida *et al.*, 2023)

O artigo detalha o modelo computacional da órtese (Figura 27) e apresenta simulações que podem ser comparadas com os resultados obtidos por Rúbio (2020), conforme ilustrado na Figura 28. O modelo computacional da órtese refere-se à terceira versão, que não foi inserida no *OpenSim* (Figura 26). Utilizou-se, em seu lugar, o modelo de membro superior *arm26*, com um objeto de 1 kg acoplado à mão para simular o peso da órtese.

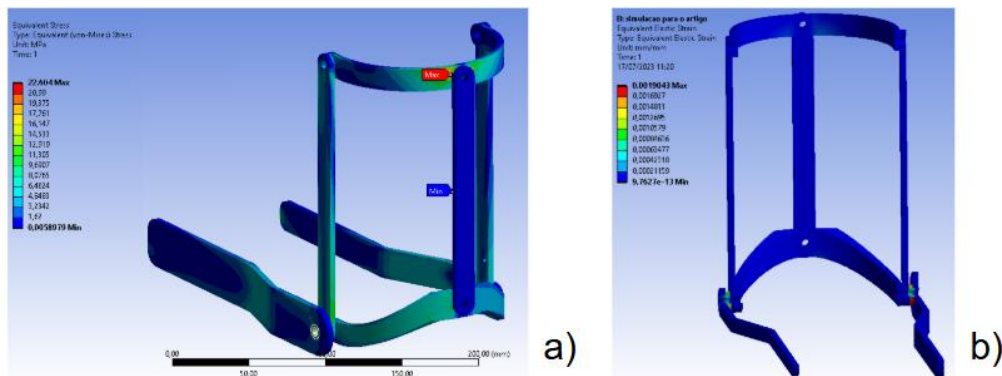
Figura 27: Modelo computacional da órtese (versão 3)



Fonte: (da Paz, Francielle Aparecida *et al.*, 2023)

O estudo de Paz, Francielle *et al.* (2023) inclui diversas simulações da órtese, realizadas no *SolidWorks*, conforme exemplificado na Figura 28. A tensão resultante máxima foi observada no parafuso que recebe o impacto do movimento, com um valor de 120,38 MPa e uma deformação correspondente de 0,36%. Com essa geometria, obteve-se uma órtese funcional e segura para os usuários.

Figura 28: Simulação da órtese, módulo cotovelo a) Distribuição de tensão de Von Mises b) Distribuição de deformação elástica equivalente



Fonte: (da Paz, Francielle Aparecida *et al.*, 2023)

Apresentados os estudos que demonstram as aplicações do *OpenSim* na biomecânica, procede-se agora à descrição detalhada deste *software*. O *OpenSim* foi selecionado por sua

capacidade de modelar estruturas musculoesqueléticas e simular movimentos dinâmicos, incluindo a interação com dispositivos externos, como a órtese proposta neste trabalho. A plataforma permite simular a aplicação do FES em músculos específicos e controlar movimentos, como flexão e extensão do cotovelo, utilizando controladores PID. Outras estratégias de controle podem ser empregadas. No trabalho de Sousa *et al.* (2016), foram comparadas quatro abordagens distintas para ciclismo com FES: controle em malha aberta, controle PI baseado em cadência, lógica *fuzzy* e ajuste de fase por cadência. As simulações indicam que o modelo apresenta melhor desempenho com o controle PI.

A vantagem do *OpenSim* em relação às outras ferramentas citadas é devido à sua capacidade especializada em simular a dinâmica musculoesquelética com alto grau de fidelidade fisiológica, permitindo a entrada de ativações musculares e a saída de movimentos resultantes com validação experimental consolidada (Delp *et al.*, 2007). Sua arquitetura oferece suporte nativo a modelos *Hill-type*, parâmetros musculares personalizáveis e integração com dados cinemáticos e de EMG, aspectos críticos para estudos neuromusculares (Seth *et al.*, 2018). Além disso, por ser *open-source* e possuir uma ampla base de modelos pré-validados, o *OpenSim* supera alternativas como AnyBody (focado em análise inversa), MuJoCo (otimizado para robótica) e SCONE (voltado a controle motor), que não fornece o mesmo detalhamento biomecânico (Geijtenbeek, 2019). Essa combinação de rigor científico, flexibilidade e acessibilidade o torna a ferramenta mais adequada para investigações que demandam precisão na relação entre ativação muscular e movimento.

Embora tanto o Bioptim quanto o *OpenSim* MOCO sejam ferramentas valiosas para problemas de otimização e controle de movimento, o *OpenSim* tradicional apresenta vantagens específicas para simulações de dinâmica direta com ativação muscular e interação com órteses. O Bioptim, embora eficiente para controle ótimo (Michaud *et al.*, 2023), não possui suporte nativo a modelos musculoesqueléticos detalhados, exigindo a implementação manual de equações musculares, o que limita sua aplicação em estudos que demandam fisiologia realista. Já o *OpenSim* MOCO (Dembia *et al.*, 2020), extensão do *OpenSim* para otimização de trajetórias, é mais adequado para resolver problemas inversos (e.g., estimar ativações a partir de um movimento desejado) do que para simular diretamente a relação entre ativação muscular e movimento em sistemas com órteses. Por fim, utilizando apenas o *OpenSim* é possível alcançar os objetivos deste estudo, sem utilizar ferramentas sofisticadas de predição e otimização, além do fato de que o *OpenSim* já estava sendo utilizado no Labbio (Figura 26, com a simulação do membro superior utilizando o modelo de membro superior *arm26*).

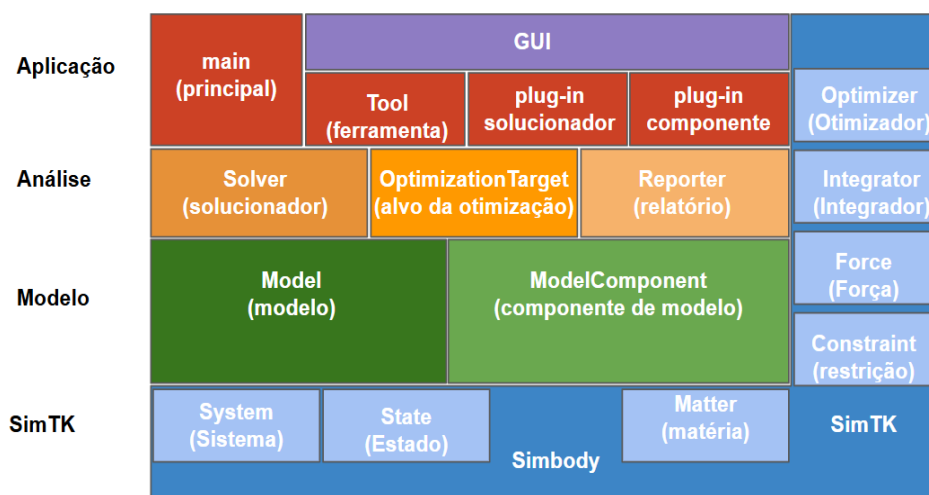
A GUI do *OpenSim* permite visualizar e analisar simulações com gráficos, ajustes de escala e análises cinemáticas/dinâmicas. Desenvolvido em C++, o *OpenSim* permite a customização e expansão de suas funcionalidades por meio da criação de *plugins* na mesma linguagem. A partir da versão 3.0, a plataforma também disponibiliza APIs para MATLAB e *Python* (Hicks, Jennifer, 2024).

O *OpenSim* é construído sobre o *Simbody*, No *Simbody*, sistemas como esqueletos são modelados como corpos rígidos conectados por articulações, submetidos a forças e restrições (*Simbody: Multibody Physics API*, 2025). A formulação da mecânica de corpos rígidos (baseada no algoritmo de *Featherstone*), apresenta complexidade temporal $T(n) = O(n)$ para um conjunto de n coordenadas generalizadas.

A documentação do *software* (Hicks, Jennifer 2024) oferece uma visão geral do *OpenSim*, enquanto a lista de classes e exemplos para criação de *scripts* ou *plugins* está detalhada no *Doxygen (API Guide, 2024; OpenSim API 4.5 For C++ Developers, 2024)*, permitindo a extensão de suas funcionalidades.

O *OpenSim* segue uma filosofia de código modular, reutilizável e facilmente extensível, utilizando o *Design Pattern* do tipo *Composite*. Nesse padrão, os componentes do sistema musculoesquelético são organizados em uma estrutura de árvore. As camadas do *software* estão esquematizadas na Figura 29, os elementos mais relevantes são discutidos ao longo desta seção.

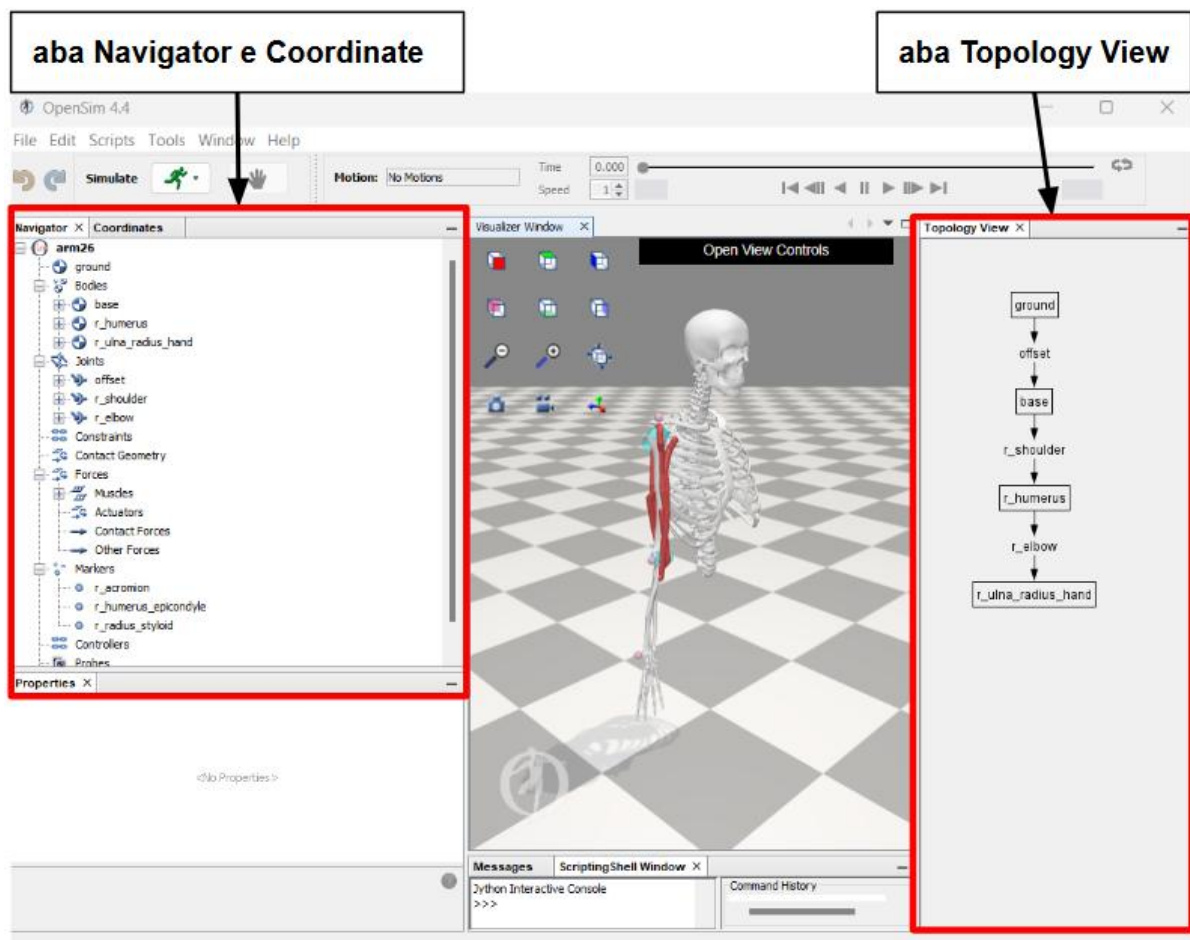
Figura 29: Camadas do *software OpenSim*, Aplicação, Análise, Modelo e *SimTK*



Fonte: (*API Guide, 2024*), adaptado

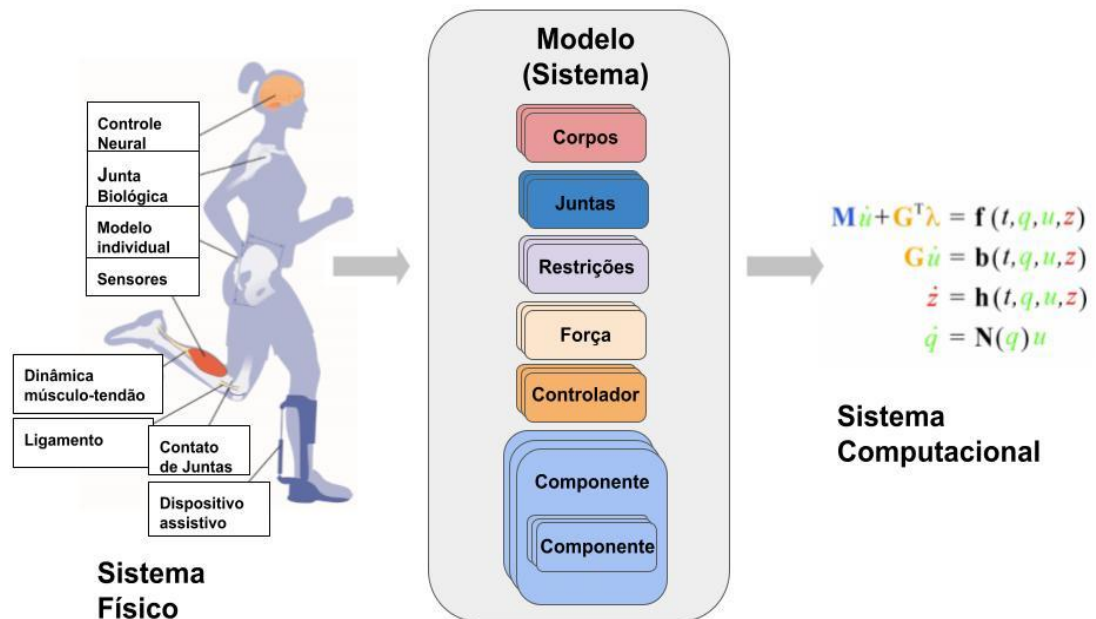
A Figura 30 mostra a GUI do *OpenSim* com o modelo *arm26*. Na aba *Navigator* (direita) e no *Topology View* (esquerda), visualiza-se a estrutura hierárquica do modelo, exibindo corpos rígidos, articulações, forças, marcadores e controladores. Os modelos do *OpenSim* usam arquivos cuja extensão é *.osim* que é um formato do tipo *eXtensible Markup Language* (XML), que descrevem seus componentes, conforme detalhado na aba *Navigator*.

Figura 30: *Opensim* GUI, modelo *arm26*, com as abas *Navigator*, *Coordinate* e *Topology View*



A análise da aba *Navigator* (Figura 30) revela a estrutura de um modelo, composta por: *reference frame* (eixo de coordenada), *bodies* (corpos), *joints* (articulações), *constraints* (restrições), *forces* (forças), *contact geometry* (geometria de contato), *markers* (marcadores), *controllers* (controladores) e *probes* (sondas). Esses componentes são classificados no *OpenSim* como *ModelComponent*, conforme esquematizado na Figura 31.

Figura 31: Esquemático de um sistema no *OpenSim*, sistema físico é modelado, a representação para um sistema computacional é através de equações



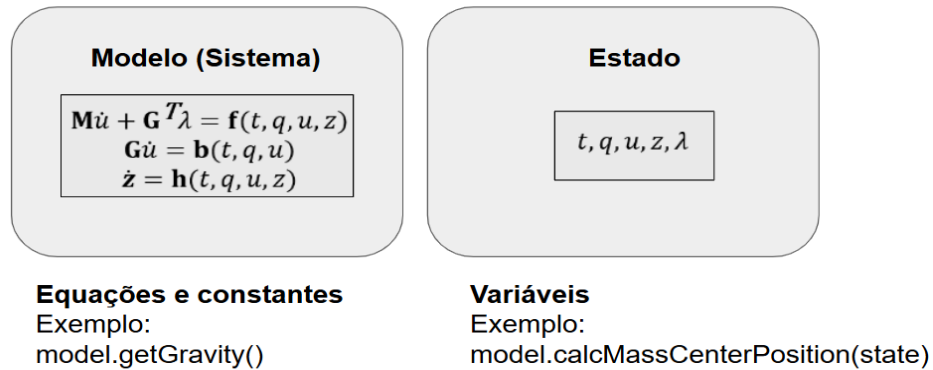
Fonte: (Hicks, Jennifer, 2020), adaptado

Além da conexão entre corpos por articulações, outros aspectos relevantes incluem: a categorização dos músculos como forças e a necessidade de instanciar controladores para enviar sinais de excitação aos músculos. A seguir, detalham-se os componentes do *OpenSim*.

2.4.1.1. SISTEMA E ESTADO

O modelo dinâmico e suas constantes são representados pela classe *SimTK::System*. No *OpenSim*, o estado (classe *SimTK::State*) engloba todas as variáveis necessárias para resolver o sistema, incluindo tempo, coordenadas generalizadas, velocidades, ativação muscular e comprimento das fibras, conforme ilustrado na Figura 32.

Figura 32: *OpenSim* Modelo (Sistema) e Estado

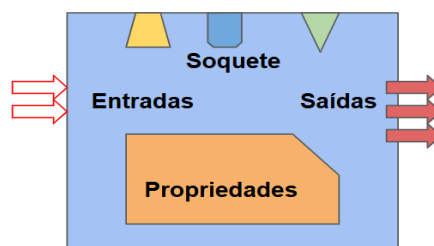


Fonte: (*API Guide*, 2024), adaptado

2.4.1.2. OBJETO, COMPONENTE, ESTÁGIOS E SOQUETES

O *OpenSim* estrutura sua arquitetura computacional a partir da classe base *Object*, que serve como fundamento para todas as demais classes, permitindo a criação de componentes, *containers* (como *Set*) e a manipulação de atributos através de *Properties*. O componente representa a unidade básica do sistema, formando modelos hierárquicos que podem incluir outros componentes ou até submodelos completos, com a dinâmica do sistema sendo implementada e resolvida pela classe *SimTK::MultibodySystem*. Cada componente integra um conjunto estruturado de elementos (Figura 33): *Properties* para atributos configuráveis, *Sockets* para conexões entre componentes, entradas e saídas para fluxo de dados, subcomponentes para organização hierárquica, além de variáveis de estado (contínuas e discretas) e variáveis *cache* para armazenamento eficiente de valores calculados. Essa estrutura modular possibilita a construção flexível e a simulação eficaz de sistemas dinâmicos complexos.

Figura 33: Componente genérico, com entradas, saídas e soquete



Fonte: (*API Guide*, 2024), adaptado

As variáveis de *cache* seguem uma ordem de cálculo específica. Ao modificar uma variável, as anteriores devem ser recalculadas (Figura 34). Da mesma forma, ao acessar o valor de uma variável, as anteriores precisam ser atualizadas para garantir a validade dos resultados.

Figura 34: Estágios de cálculo para as variáveis *cache*, Topologia, Modelo, Instância, Tempo, Posição, Velocidade, Dinâmica, Aceleração e Relatório (*Reporter*)

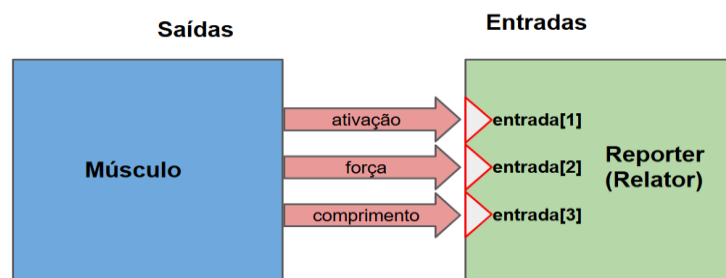


Fonte: (Hicks, Jennifer, 2018), adaptado

A classe *OpenSim::Socket* estabelece conexões entre componentes, definindo o tipo de objeto conectado (articulações ou corpos) e sua dependência através de um caminho relativo.

A Figura 35 ilustra o uso de entradas (*OpenSim::Input*) e saídas (*OpenSim::Output*) no componente músculo, cujas saídas (ativação, força e comprimento) são conectadas às entradas de um componente do tipo *Reporter*.

Figura 35: Entradas e Saídas de componentes (Músculo e *Reporter*)



Fonte: (*API Guide*, 2024), adaptado

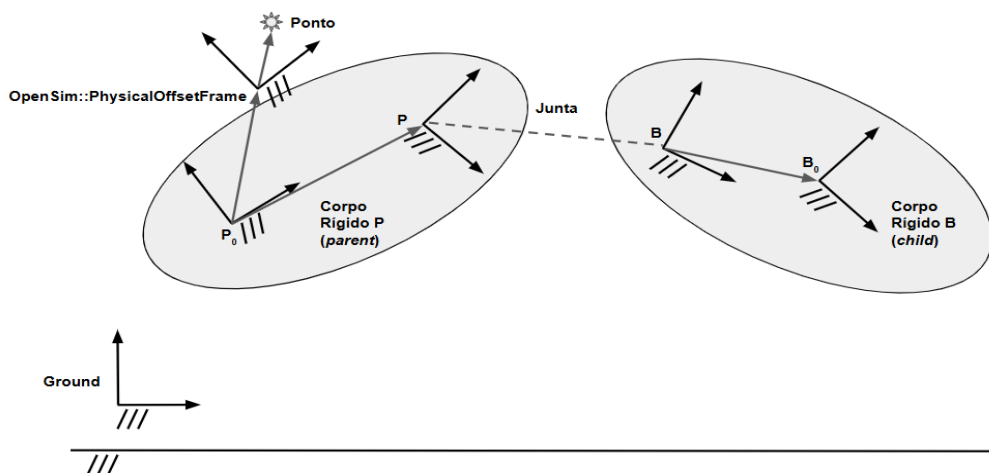
Outros componentes essenciais incluem: *Operator* (Operador, componente matemático), *Source* (Fonte, gerador de sinais de saída) e *Reporter* (coletor de resultados das simulações). A descrição dos componentes é concluída com a discussão de alguns Componentes de Modelo relevantes.

2.4.1.3. CORPOS RÍGIDOS E ARTICULAÇÕES

No *OpenSim*, corpos rígidos são elementos fundamentais para a construção de modelos, conectando-se entre si por meio de articulações, que definem coordenadas e transformações entre os corpos. No arquivo XML, os corpos são agrupados na *tag* `<BodySet>`, com cada corpo contendo *tags* para massa, centro de massa e tensor de inércia. O tensor de inércia é descrito por um vetor de 6 posições: $[I_{xx} \ I_{yy} \ I_{zz} \ I_{xy} \ I_{xz} \ I_{yz}]$. Essas componentes são medidas em relação ao centro de massa, e não à origem do corpo.

A Figura 36 ilustra os componentes de uma articulação, que estabelece a relação cinemática entre os eixos P (corpo P) e B (corpo B), cada um com sua origem (P_0 e B_0). A classe *OpenSim::PhysicalOffsetFrame* define a posição desses eixos em relação às origens e permite criar eixos adicionais para mapear coordenadas espaciais. O sistema usa *Ground* como eixo de referência global.

Figura 36: Elementos de uma articulação, pontos e conexões definidas a partir de eixos de referência



Fonte: (API Guide, 2024), adaptado

O *OpenSim* oferece diversos tipos de articulações, incluindo: *WeldJoint*, *PinJoint*, *SliderJoint*, *BallJoint*, *EllipsoidJoint*, *FreeJoint* e *CustomJoint*.

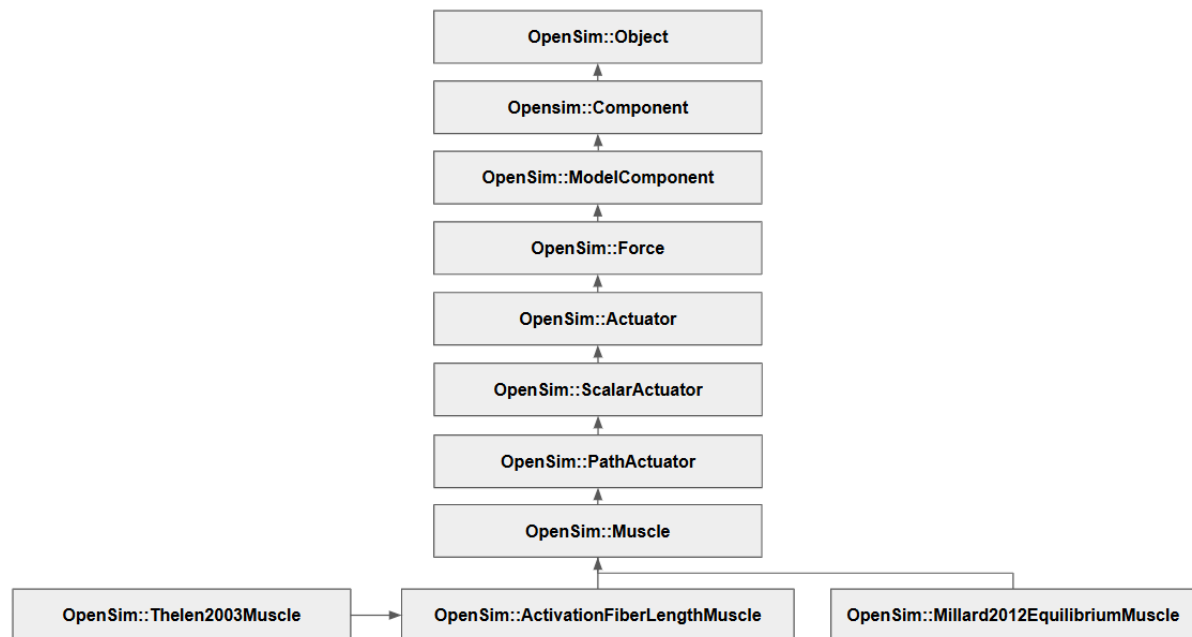
2.4.1.4. FORÇAS

Assim como os corpos rígidos são agrupados na *tag* `<BodySet>`, as forças são reunidas na *tag* `<ForceSet>`. As forças podem ser passivas (molas, amortecedores, forças de contato) ou ativas (músculos, atuadores idealizados de força e torque). O *OpenSim* inclui forças pré-definidas, como: *PrescribedForce*, *SpringGeneralizedForce*, *BushingForce*, *HuntCrossleyForce* e *ElasticFoundationForce*, sendo as duas últimas utilizadas para modelar forças de contato.

No modelo *arm26*, a classe *OpenSim::Thelen2003Muscle* é utilizada para modelar os músculos. Entre suas propriedades, destacam-se *max_isometric_force* (força isométrica máxima) e *optimal_fiber_length* (comprimento ótimo da fibra), que representam, respectivamente, a força máxima que o músculo pode gerar e o respectivo comprimento das fibras musculares para essa força.

A Figura 37 ilustra o diagrama de herança, desde a classe base *OpenSim::Object* até a classe *OpenSim::Thelen2003Muscle*. Esta última é derivada da classe abstrata *OpenSim::Muscle*, que, por sua vez, herda de *OpenSim::PathActuator*. Ao utilizar linguagens de *script* como MATLAB, é necessário empregar o método *safeDownCast* para acessar propriedades e métodos da classe derivada.

Figura 37: Diagrama de Herança para *OpenSim::Thelen2003Muscle*

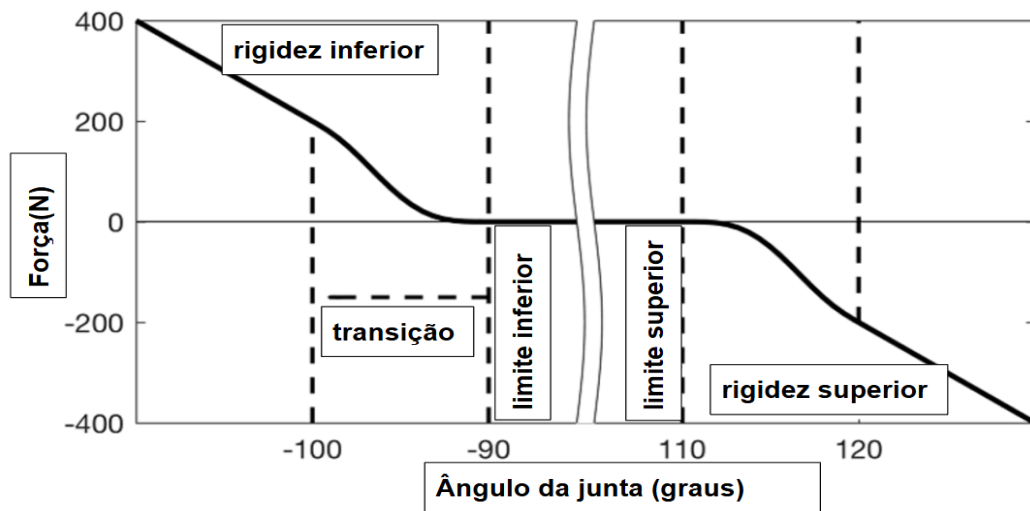


Fonte: (*OpenSim API 4.5 For C++ Developers*, 2024), adaptado

O OpenSim modela músculos como um tipo de atuador, há outros tipos de atuadores, como *CoordinateActuator*, *PointActuator*, *PointToPointActuator* e *TorqueActuator*, que convertem sinais de controle em forças, torques ou tensões.

A classe *CoordinateLimitForce* restringe o movimento das coordenadas dentro de limites pré-definidos, aplicando forças apenas quando esses limites são ultrapassados. Essa força depende de parâmetros como rigidez, fator de amortecimento e uma região de transição (que define a distância do limite onde a rigidez se mantém constante), sendo nula quando a coordenada está dentro dos limites estabelecidos, conforme pode ser visto na Figura 38.

Figura 38: Gráfico que descreve a força de restrição com relação ao valor da coordenada generalizada



Fonte: (*OpenSim API 4.5 For C++ Developers*, 2024), adaptado

2.4.1.5. PROBES

O *Probe* (sonda) é um componente que realiza medições durante simulações. Essas medições podem ser exportadas para arquivos externos por meio de uma análise do tipo *ProbeReporter*. Durante a simulação, quatro operações são possíveis: retornar o valor da medição, sua integral ou derivada, e aplicar um fator de escala à saída após o cálculo.

O *OpenSim* inclui a sonda *Bhargava2004MuscleMetabolicsProbe*, que mede a potência metabólica dos músculos (Bhargava *et al.*, 2004). Isso indica que o *OpenSim* possui um modelo energético muscular, permitindo medições de consumo de energia e taxa de consumo metabólico durante simulações. (*OpenSim API 4.5 For C++ Developers*, 2024).

A potência metabólica muscular, ou taxa de consumo de energia metabólica, é definida no *OpenSim* como a taxa de liberação de calor somada à taxa de realização de trabalho, conforme a Equação 1.

$$\frac{dE}{dt} = \frac{dB}{dt} + \sum_{\text{músculo } i=1}^n \left(\frac{dA(i)}{dt} + \frac{dM(i)}{dt} + \frac{dS(i)}{dt} + \frac{dW(i)}{dt} \right) \quad (1)$$

A potência metabólica é composta por: $\frac{dB}{dt}$ (taxa de calor basal, em W), $\frac{dA(i)}{dt}$ (taxa de calor de ativação, em W), $\frac{dM(i)}{dt}$ (taxa de calor de manutenção, em W), $\frac{dS(i)}{dt}$ (taxa de

calor por encurtamento, em W) e dW/dt (taxa de trabalho mecânico, em W). As parcelas de ativação e manutenção dependem da ativação muscular (variável entre 0 e 1 no *OpenSim*), enquanto o encurtamento e o trabalho mecânico dependem da velocidade das fibras e da força gerada pelo elemento contrátil.

O estudo de McCully *et al.* (2002) investiga o papel dos metabólitos na fadiga muscular. A questão central é o papel dos produtos metabólicos na fadiga muscular induzida por estimulação elétrica. Dois protocolos foram adotados: no primeiro (grupo alto), aplicou-se estimulação elétrica de alta intensidade seguida de média intensidade; no segundo (grupo baixo), utilizou-se estimulação de baixa intensidade seguida de média intensidade. A fadiga metabólica foi associada a quantidade de concentração de $H_2PO_4^-$. Os resultados indicam que metabólitos podem intensificar a fadiga de acoplamento excitação-contração (ECC).

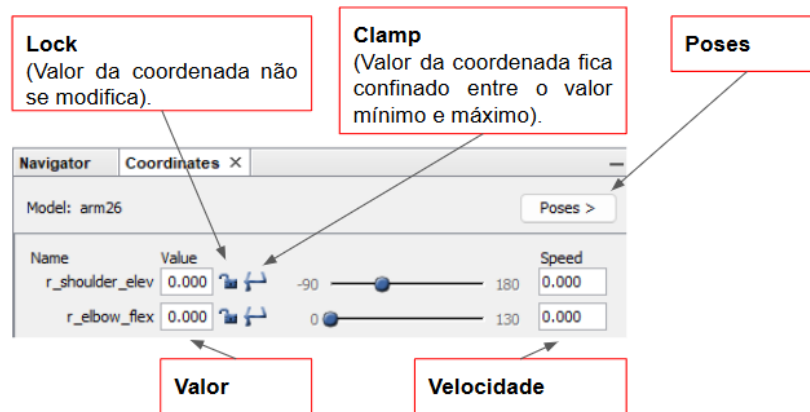
O estudo de Edwards (1975) propõe um método preliminar para medir a produção de calor metabólico por meio de uma sonda térmica, visando avaliar a funcionalidade muscular. Apesar de preliminar, o método sugere-se útil para o tratamento de indivíduos com desordens musculares.

O estudo de Hultman *et al.* (1986) demonstra que, em exercícios dinâmicos prolongados com metabolismo oxidativo e sem formação de lactato, a fadiga ocorre quando o estoque de glicogênio é esgotado.

2.4.1.6. OPENSIM FERRAMENTAS

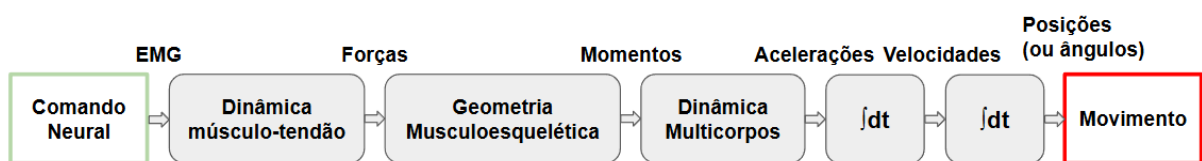
A GUI do *OpenSim* oferece diversas ferramentas (também acessíveis via *scripts* em MATLAB ou *Python*). Ao utilizar a GUI a aba *Coordinates* (Figura 39) pode ser utilizada para acessar as coordenadas generalizadas de um modelo, que exibe o valor e a velocidade de cada coordenada; oferece opções para travar o valor da coordenada (*Lock/Unlock*); e opções de limitação (*Clamp/Unclamp*). A opção de poses permite salvar configurações de posição e velocidade para cada coordenada, além de definir o estado das opções *Lock* e *Clamp*.

Figura 39: Aba de Coordenadas, opções de *lock*, *clamp*, valores e velocidade das coordenadas e aba de poses.



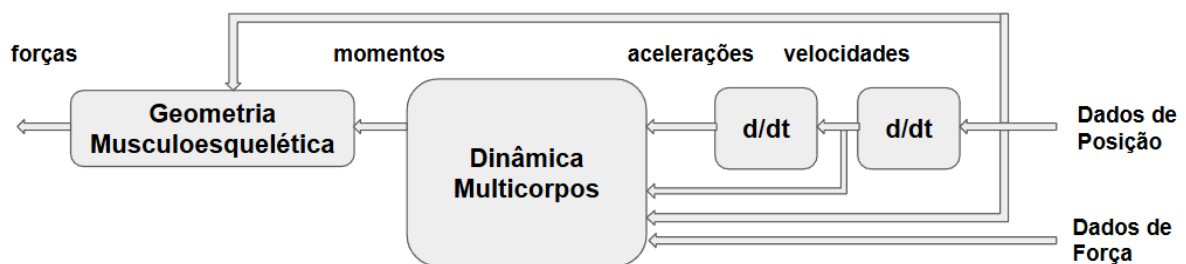
Na ferramenta de dinâmica direta, o movimento é gerado com base em entradas como excitação muscular, torques nas articulações e forças externas (Figura 40). Já na dinâmica inversa, o movimento e as forças externas são conhecidos, e o objetivo é calcular as forças e torques generalizados que produziram esse movimento (Figura 41).

Figura 40: Ferramenta de dinâmica direta, entrada é o comando neural e a saída é o movimento correspondente



Fonte: (Hicks, Jennifer, 2024), adaptado

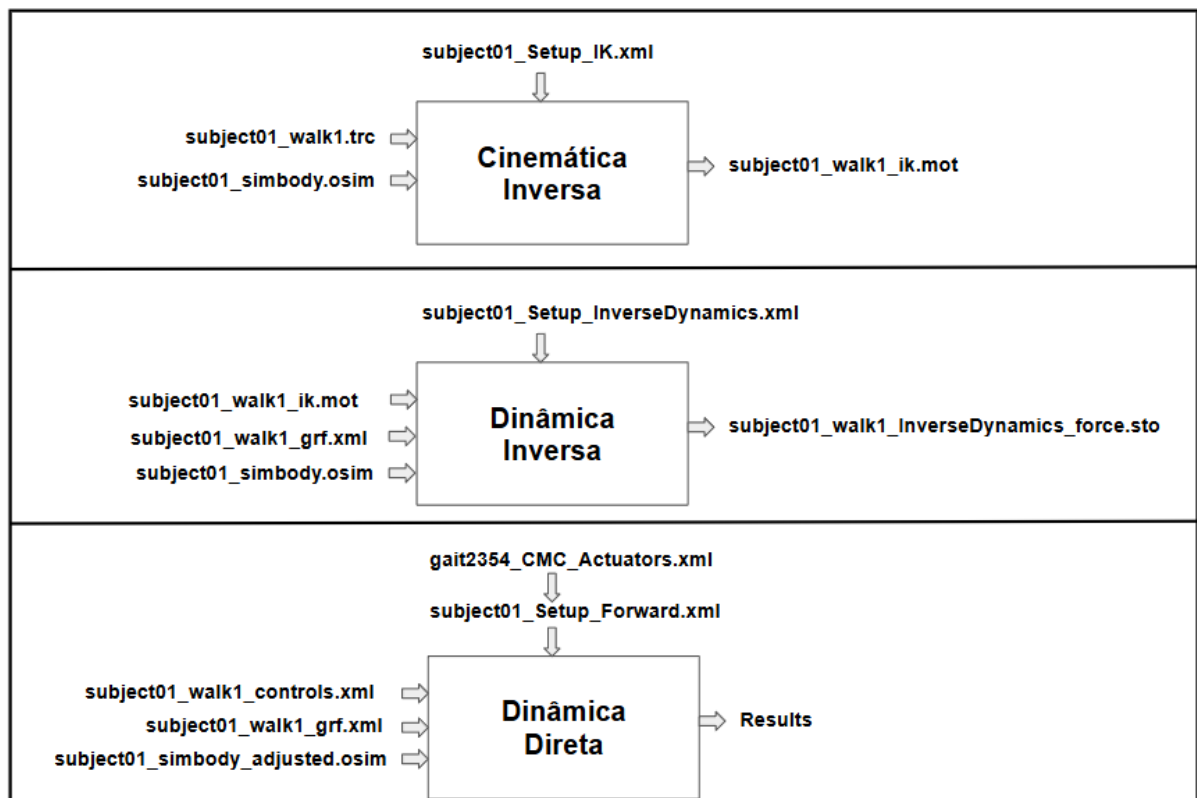
Figura 41: Ferramenta de dinâmica inversa, dado o movimento encontrar as forças



Fonte: (Hicks, Jennifer, 2024), adaptado

A ferramenta de cinemática inversa fornece os dados de posição necessários para a dinâmica inversa. Para cada posição de marcadores obtida experimentalmente, o *OpenSim* ajusta o modelo para minimizar o erro quadrático entre os marcadores experimentais e os do modelo. A Figura 42 exemplifica os arquivos de entrada e saída para essas ferramentas.

Figura 42: Exemplo de arquivos de entrada e saída para as principais ferramentas do *OpenSim*, como a cinemática inversa, dinâmica inversa e dinâmica direta

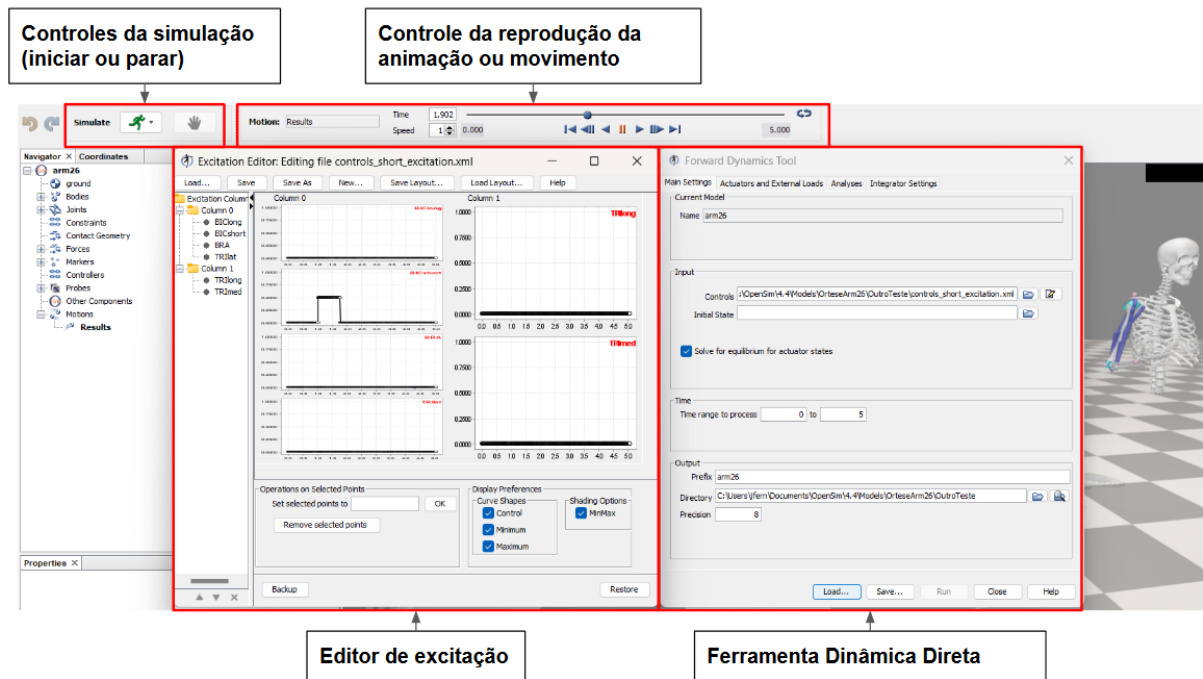


Fonte: (Hicks, Jennifer, 2024), adaptado

Conforme ilustrado na Figura 42, a ferramenta de dinâmica direta utiliza como entradas: um arquivo com valores de controle ao longo do tempo (como excitação muscular), um arquivo de forças externas, o modelo a ser avaliado e um conjunto de atuadores extras (usados para armazenar forças residuais, garantindo a consistência com as leis de Newton). Opcionalmente, um arquivo de configurações pode ser incluído.

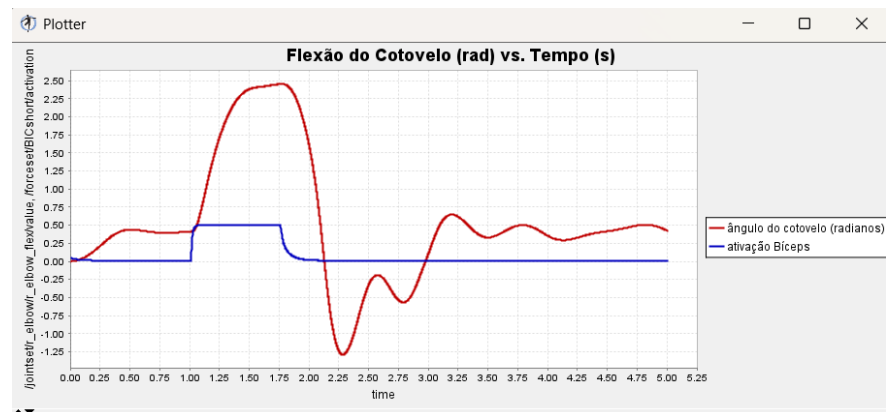
A Figura 43 detalha a ferramenta de dinâmica direta, exibindo a janela para construção de curvas de excitação muscular, a configuração da ferramenta e abas para iniciar simulações e controlar a visualização do movimento.

Figura 43: Editor de excitação dos músculos, e abas de simulação, movimento e ferramenta de dinâmica direta



Após a simulação, a ferramenta de plotagem de gráficos é utilizada para analisar os resultados. A Figura 44 exibe o ângulo de flexão do cotovelo e a ativação do bíceps curto ao longo do tempo, correspondente ao perfil de excitação da Figura 43.

Figura 44: Ferramenta de plotagem, exemplo com gráfico da flexão do cotovelo ao longo do tempo, e a ativação do músculo bíceps correspondente



2.4.1.7. EQUACIONAMENTO DOS MÚSCULOS

O *OpenSim* inclui diversos modelos musculares, entre eles o *Thelen2003Muscle*, baseado no trabalho de Darryl G. Thelen (2003). Esta seção discute a formulação matemática do modelo.

A ativação (a) de um músculo representa a concentração de íons de cálcio, modelada por uma equação diferencial de primeira ordem (Equações 2, 3 e 4) que relaciona a ativação com a excitação (u), o comando enviado pelo sistema nervoso. No *OpenSim*, ambas as variáveis são normalizadas no intervalo de 0 a 1.

$$\frac{da}{dt} = \frac{u-a}{\tau(a,u)} \quad (2)$$

$$\tau(a, u) = \tau_{ativação}(0,5 + 1,5a) : u > a \quad (3)$$

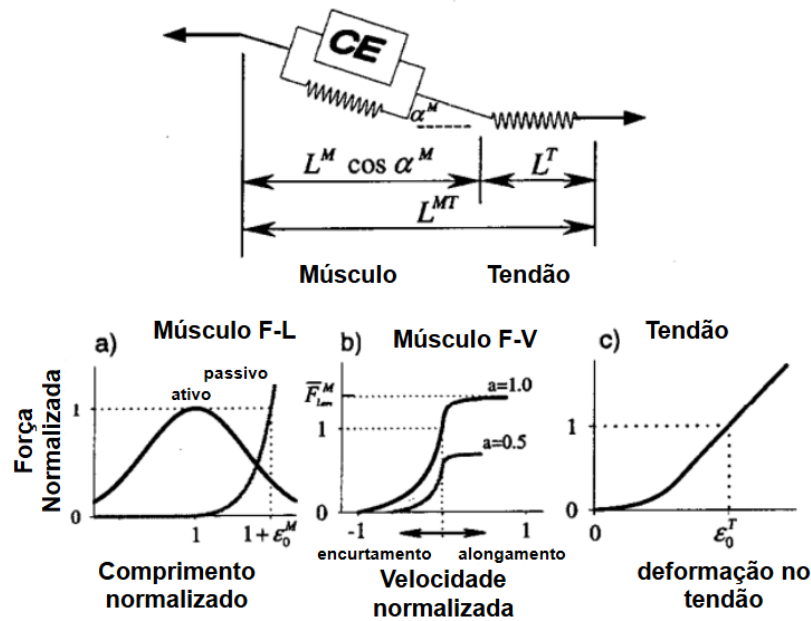
$$\tau(a, u) = \frac{\tau_{desativação}}{(0,5 + 1,5a)} : u \leq a \quad (4)$$

O modelo, ilustrado na Figura 45, é uma adaptação do modelo de Hill, com ajustes de parâmetros. Ele é composto por três elementos: contrátil (*Contractile Element*, CE), paralelo (*Parallel Element*, PE) e série (*Series Element*, SE). A força muscular depende da ativação (a), do comprimento normalizado da unidade muscular e da velocidade normalizada da unidade muscular.

As funções que descrevem a força em relação à variação do comprimento muscular são denominadas curva de comprimento ativo (*Active Element*, AL) para CE e curva de comprimento passivo (*Passive Length*, PL) para o PE.

Os parâmetros que caracterizam os músculos incluem: força isométrica máxima, comprimento ótimo da fibra muscular, folga do tendão, velocidade máxima de contração e ângulo de penação. Durante a simulação, a força muscular é calculada com base na ativação e no comprimento da fibra.

Figura 45: Curvas e Modelo do músculo. a) Gráfico de Força x Comprimento normalizado b) Gráfico de Força x Velocidade Normalizada c) Gráfico de Força do tendão x Deformação no tendão



Fonte: (Thelen, D. G., 2003)

A formulação matemática é baseada na segunda lei de Newton, considerando que as unidades musculares e os tendões não possuem massa, resultando na equação diferencial apresentada na Equação 5.

$$f_{iso}(a(t)f_{AL}(l^M)f_v\left(\frac{d(l^M)}{dt}\right) + f_{PL}(l^M))\cos\alpha - f_{iso}f_{SE}(l^T) = 0 \quad (5)$$

A equação é rearranjada para isolar a curva força-velocidade, conforme a Equação 6, onde o termo $\frac{d(l^M)}{dt}$ é substituído por V^M , representando a velocidade da fibra muscular.

$$f_v(V^M) = \frac{f_{SE}(l^T) - f_{PL}(l^M)}{a(t)f_{AL}(l^M)\cos\alpha} \quad (6)$$

A curva de força-velocidade é invertida para determinar a velocidade da fibra muscular, conforme a Equação 7.

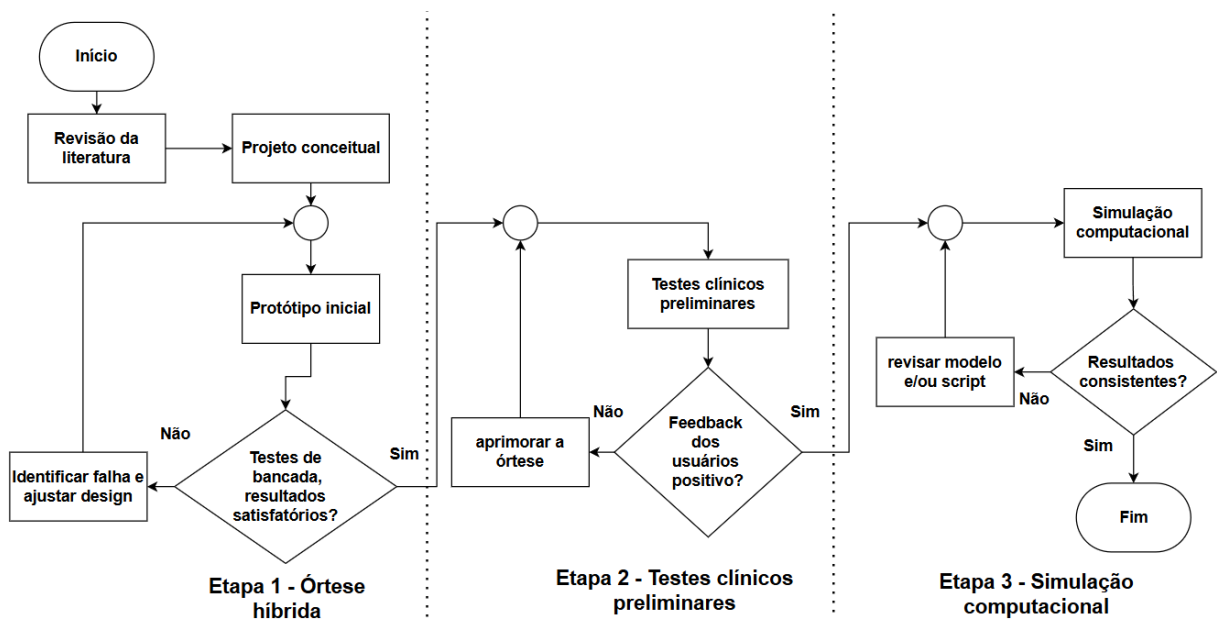
$$V^M = f_v^{-1} \left\{ \frac{f_{SE}(l^T) - f_{PL}(l^M)}{a(t)f_{AL}(l^M)} \right\} \quad (7)$$

A equação é integrada para simular a dinâmica músculo-tendão. Ela apresenta quatro condições de singularidade: ativação nula, força da curva de comprimento ativo $f_{AL}(l^M)$ nula, ângulo de penetração α nulo, ou quando, $f_v(V^M)$ excede a força isométrica máxima ou se torna negativa. A primeira restrição é satisfeita ao definir um valor mínimo para a ativação, $a > a_{\min}$.

3. METODOLOGIA

Ações anteriores acabaram por culminar na proposta da pesquisa. Essas ações podem ser divididas em três etapas. A etapa 1 é o desenvolvimento da órtese híbrida (versão 3), a etapa 2 são os testes clínicos desta órtese e, por fim a etapa 3 corresponde a simulação computacional da órtese. As três etapas serão descritas (com foco na descrição do *software* para a etapa 1), para melhor esclarecer o processo, mas este trabalho se refere ao desenvolvimento da etapa 3 que será descrita detalhadamente neste capítulo. O fluxograma da Figura 46, ilustra as três etapas.

Figura 46: Fluxograma com as etapas do projeto, etapas 1 e 2 referentes à órtese híbrida (versão 3) e teste clínico, e etapa 3 o foco do trabalho (simulação computacional)



Com o objetivo de apresentar uma visão geral do trabalho, a Figura 47 e a Figura 48 representam, respectivamente, as duas partes constituintes desta pesquisa. No primeiro caso, é apresentado um diagrama da órtese (terceira versão), que inclui a entrada (sensor IMU), o programa de controle e o estimulador comercial *RehaStim*. A segunda figura ilustra o modelo do membro superior no *OpenSim* (versão 4.4) com a órtese instalada, acompanhado por um *script* em MATLAB (versão R2024b) que opera sobre o modelo e exibe os resultados por meio de gráficos.

Figura 47: Diagrama de blocos da órtese, composto por: sensor IMU, microcontrolador (STM32) para processamento de dados, computador com *software* de controle, equipamento de estimulação e a órtese

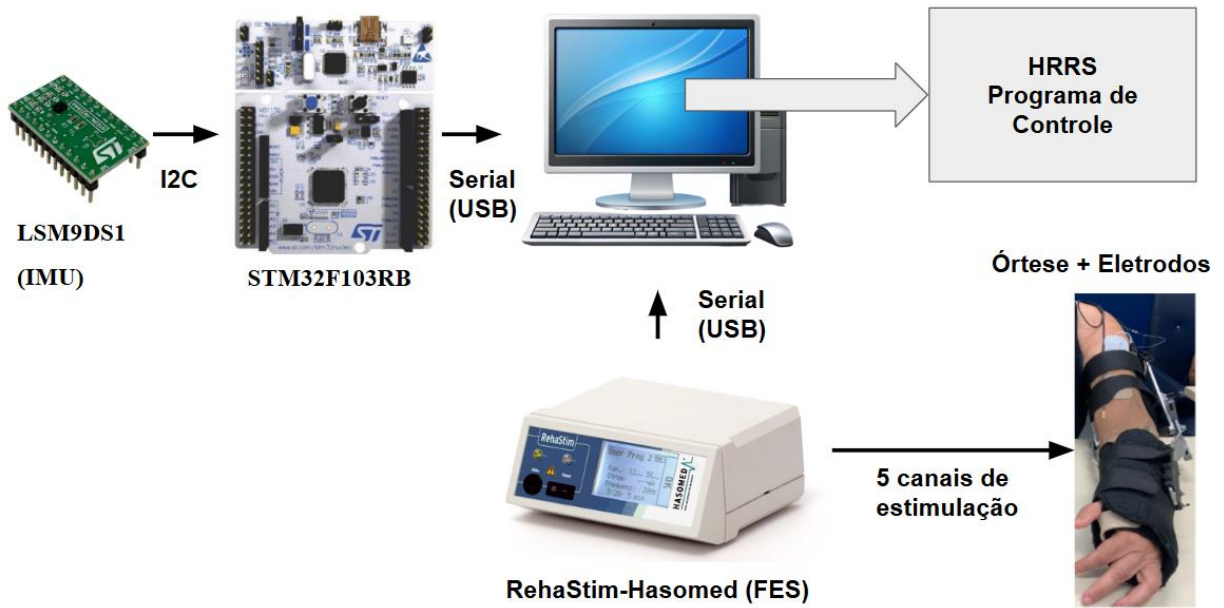
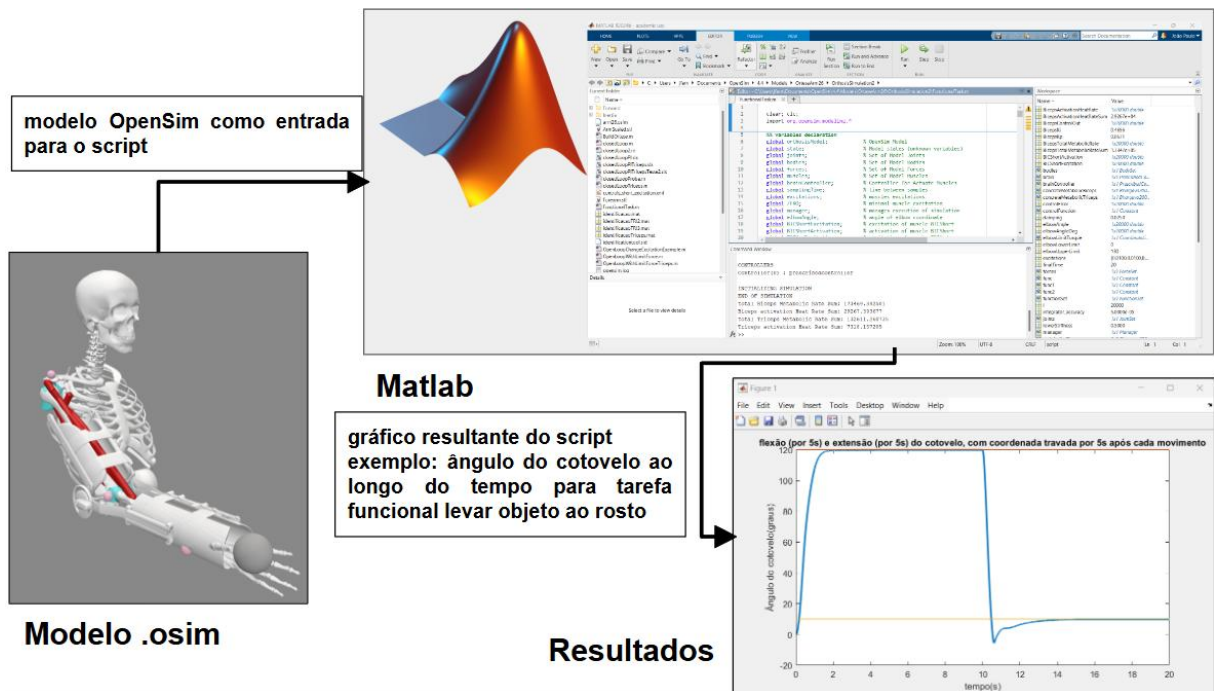


Figura 48: Diagrama esquemático da simulação: modelo do membro superior no *OpenSim*, *script* em MATLAB (com biblioteca do *OpenSim*) e gráfico resultante (ângulo do cotovelo x tempo na tarefa funcional de levar objeto à boca)



3.1. ETAPA 1: DESCRIÇÃO DO *SOFTWARE* DE COMANDO

O *software* de controle da órtese é dividido em módulos com funções específicas. Um deles é um servidor do tipo *Transmission Control Protocol/Internet Protocol* (TCP/IP), configurado com o endereço IP local (*localhost*) e a porta TCP 7890. Os demais módulos são clientes que se conectam ao servidor para troca de informações ou são objetos instanciados pelo próprio servidor.

O servidor instancia um objeto da classe *Controller*, responsável por enviar comandos ao estimulador *RehaStim* de forma ordenada por meio de uma máquina de estados, executando as tarefas funcionais (segurar ou levar um objeto ao rosto). A comunicação é realizada via porta USB.

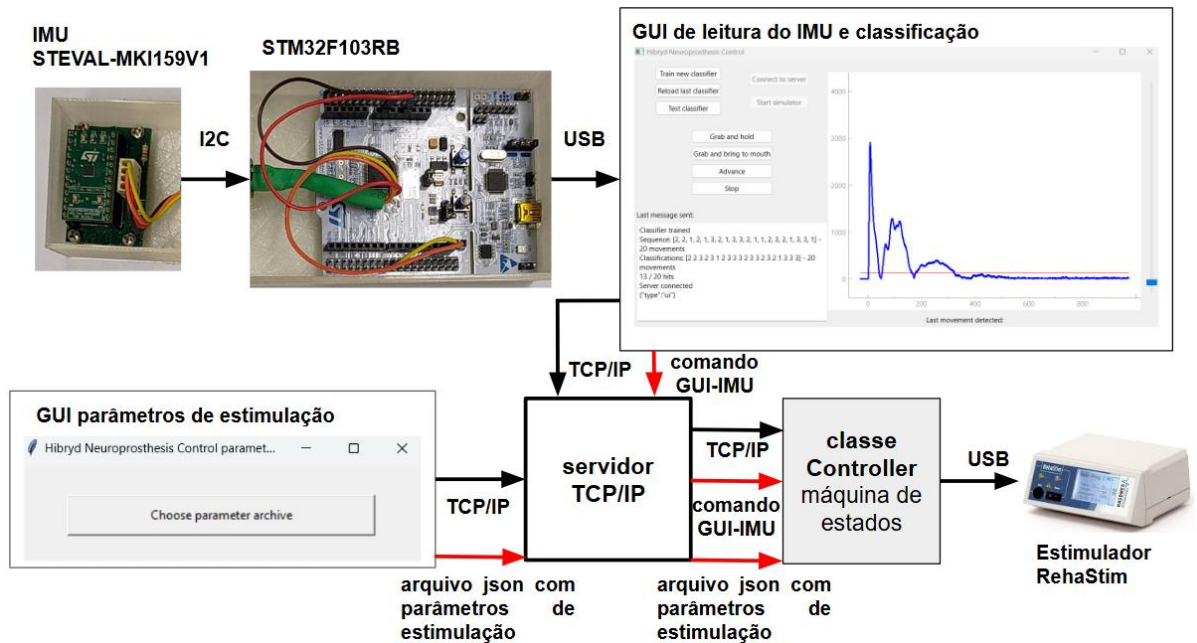
A estrutura e interação de todos os módulos do programa são detalhadas no diagrama da Figura 49. Para enviar o comando de avanço à máquina de estados, foi utilizado um IMU modelo STEVAL-MKI159V1, um *shield* que contém o circuito integrado LSM9DS1.

Um microcontrolador STM32F103RB, amostra na taxa de 200 Hz as três componentes da aceleração linear (acelerômetro) e da velocidade angular (giroscópio). O sensor, instalado no ombro, detecta movimentos (frente, cima ou trás) e avança o estado da máquina. A comunicação do microcontrolador com o programa ocorre via segunda porta USB, enquanto o sensor e o microcontrolador se comunicam por I2C. O algoritmo de detecção de movimento via IMU é baseado no trabalho de Fonseca *et al.* (2018), em que o sensor IMU também foi instalado no ombro do usuário.

Um terceiro módulo, uma GUI, inicia a comunicação serial com o microcontrolador e exibe o módulo da aceleração em tempo real na tela. A GUI também treina um algoritmo do tipo *Support Vector Machine* (SVM) utilizando dados do IMU. A SVM classifica os movimentos do ombro (frente, cima ou trás, após cada movimento o ombro deve retornar à posição de repouso fisiológica do ombro). Após a classificação, a GUI envia o comando ao servidor, que ativa o eletrodo correspondente.

Outro módulo cliente do servidor é uma GUI que carrega um arquivo com parâmetros de estimulação, como frequência, largura de pulso e amplitude da corrente para cada canal. O servidor repassa essas informações à classe responsável pela comunicação com o estimulador.

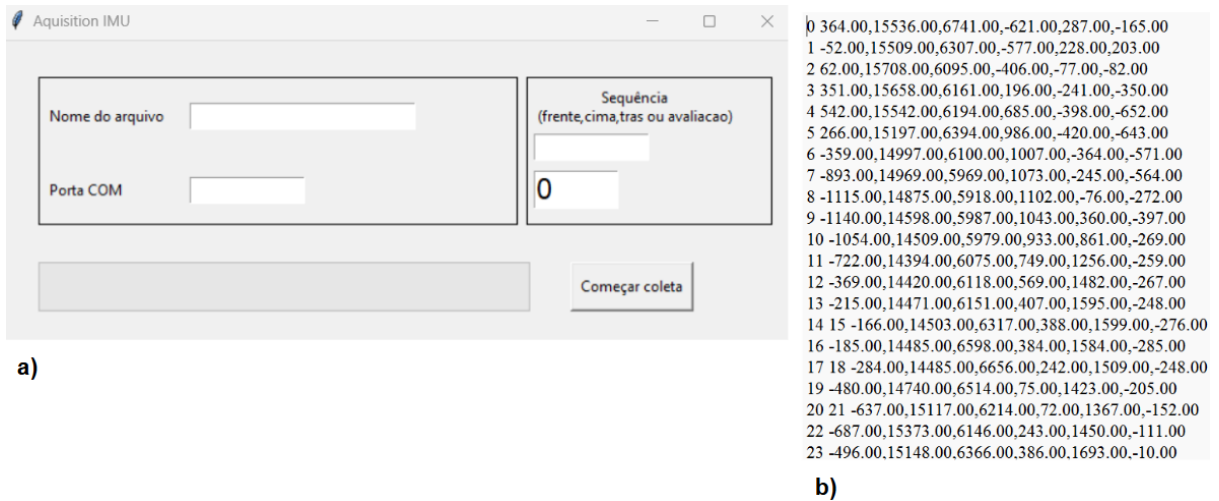
Figura 49: Diagrama do programa da órtese. As entradas incluem o sensor IMU, a GUI-IMU e a GUI de parâmetros de estimulação. O servidor TCP/IP recebe essas entradas e envia comandos para a classe *Controller*, responsável pelo controle da estimulação



Um programa auxiliar em *Python* (Figura 50.a) coleta os sinais do IMU e os armazena em um arquivo (Figura 50.b). O programa instrui o usuário, por áudio, a realizar movimentos de ombro, onde o sensor IMU está inserido. Há quatro modos de sequência: 20 movimentos frente, 20 cima, 20 trás ou 20 movimentos aleatórios (modo avaliação), com intervalos de 5 segundos entre cada movimento.

O arquivo gerado contém linhas numeradas com os valores dos sensores separados por vírgula (3 componentes da aceleração linear e 3 da velocidade angular). Esses dados, coletados nos 4 modos, são utilizados para treinar e testar a SVM.

Figura 50: Programa auxiliar a) Programa de aquisição dos dados do IMU b) Formato do arquivo resultante, linhas numeradas com os valores dos sensores separados por vírgula



O módulo GUI-IMU carrega os dados dos arquivos citados anteriormente que são armazenados em um *array*, onde cada coluna representa os três componentes da aceleração e os três da velocidade angular. As linhas correspondem aos valores amostrados desses componentes ao longo do tempo, conforme ilustrado na Figura 51.

Os dados do *array* são filtrados por um filtro digital *Butterworth* de terceira ordem, passa-faixa, com frequências de corte de 0,1 Hz e 3 Hz e taxa de amostragem de 200 Hz.

Figura 51: Estrutura de dados que armazena os valores dos sensores ao longo do tempo, *array* de 6 colunas e n linhas

$$\begin{array}{c}
 \mathbf{ax} \quad \mathbf{ay} \quad \mathbf{az} \quad \mathbf{\omega x} \quad \mathbf{\omega y} \quad \mathbf{\omega z} \\
 \mathbf{0} \left[\begin{array}{cccccc} \mathbf{ax[0]} & \mathbf{ay[0]} & \mathbf{az[0]} & \mathbf{\omega x[0]} & \mathbf{\omega y[0]} & \mathbf{\omega z[0]} \end{array} \right] \\
 \mathbf{1} \left[\begin{array}{cccccc} \mathbf{ax[1]} & \mathbf{ay[1]} & \mathbf{az[1]} & \mathbf{\omega x[1]} & \mathbf{\omega y[1]} & \mathbf{\omega z[1]} \end{array} \right] \\
 \mathbf{2} \left[\begin{array}{cccccc} \mathbf{ax[2]} & \mathbf{ay[2]} & \mathbf{az[2]} & \mathbf{\omega x[2]} & \mathbf{\omega y[2]} & \mathbf{\omega z[2]} \end{array} \right] \\
 \dots \left[\begin{array}{cccccc} \dots & \dots & \dots & \dots & \dots & \dots \end{array} \right] \\
 \mathbf{n} \left[\begin{array}{cccccc} \mathbf{ax[n]} & \mathbf{ay[n]} & \mathbf{az[n]} & \mathbf{\omega x[n]} & \mathbf{\omega y[n]} & \mathbf{\omega z[n]} \end{array} \right]
 \end{array}$$

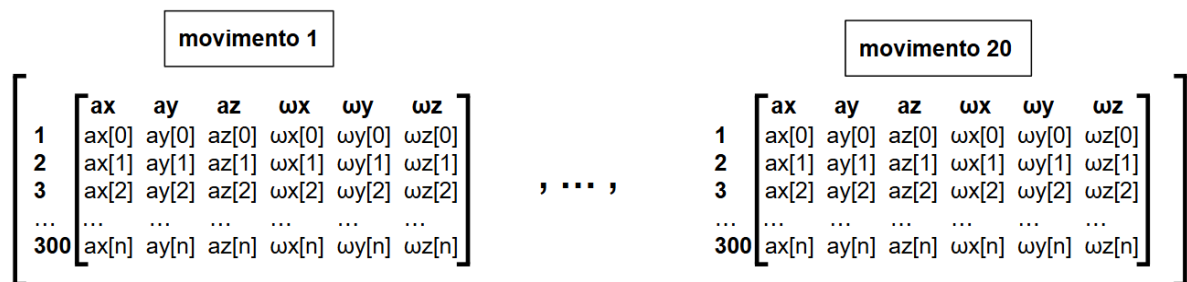
Um limiar (*threshold*) baseado no módulo da aceleração é utilizado para detectar movimentos. Quando o módulo da aceleração ultrapassa o limiar, uma submatriz do *array* é extraída, contendo a linha atual, as 100 anteriores e as 200 seguintes, correspondendo a uma

janela temporal de 300 amostras por sensor e componente. O limiar é determinado multiplicando o maior valor absoluto da aceleração por um fator de 0,2.

Como cada arquivo contém 20 movimentos, 20 submatrizes são geradas e armazenadas em um vetor de *arrays*. A Figura 52 ilustra essa estrutura de dados.

A estrutura de dados pode ser interpretada como um elemento do espaço vetorial E , definido como o conjunto de funções \mathcal{F} de $X = \{1, 2, \dots, 20\}$ para o conjunto de matrizes M (300 x 6). Em notação concisa, $E = \mathcal{F}(X; M(300 \times 6))$.

Figura 52: Estrutura de dados contendo uma janela de 300 amostras para cada um dos 20 movimentos detectados

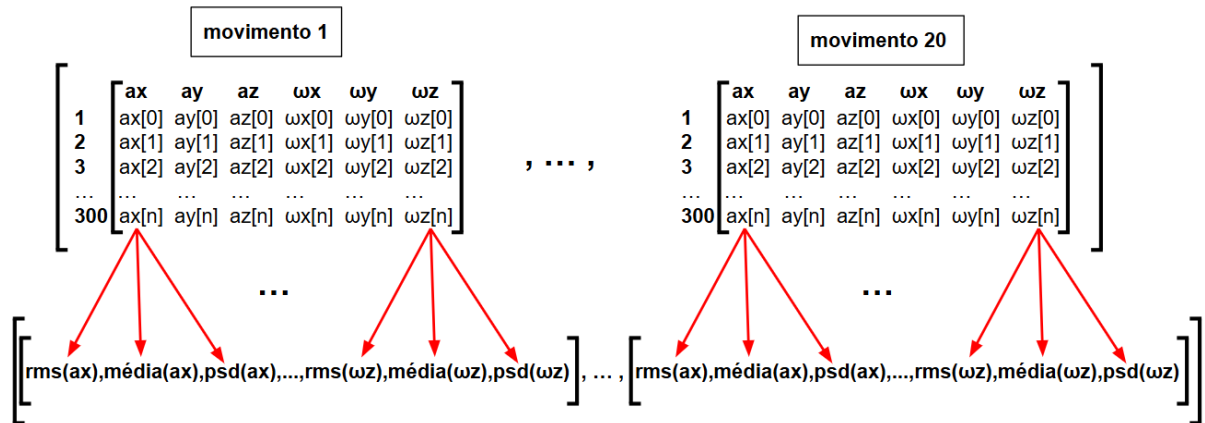


Para cada uma das 6 colunas de cada movimento, o *software* calcula 3 *features*: valor quadrático médio (*Root Mean Square*, RMS), valor médio e média do quadrado da densidade espectral de potência (*Power Spectral Density*, PSD), totalizando 18 *features* por movimento.

Uma nova estrutura de dados é criada: um vetor de 20 posições (número de movimentos), onde cada componente é um vetor de 18 posições (3 *features* para cada um dos 3 componentes dos sensores de aceleração e giroscópio).

O espaço vetorial E gerado pode ser interpretado como o conjunto de funções \mathcal{F} de \mathbb{R}^{18} para \mathbb{R}^{20} , ou seja, $E = \mathcal{F}(\mathbb{R}^{18}; \mathbb{R}^{20})$, conforme ilustrado na Figura 53.

Figura 53: Diagrama exemplificando a construção do vetor multidimensional de *features*, cada um dos 20 movimentos gera um vetor de 18 *features*

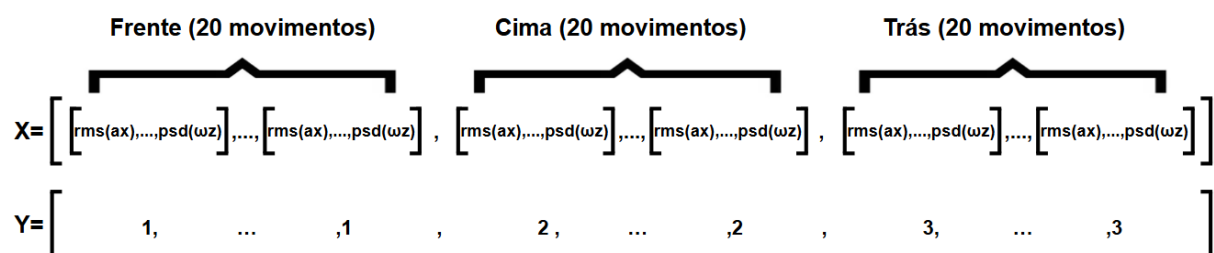


A etapa final consiste em construir os vetores de entrada X e saída Y para treinar o algoritmo de classificação SVM, utilizando o módulo *svm* da biblioteca *sklearn* do *Python* com *kernel* do tipo função de base radial (*Radial Basis Function*, RBF).

A entrada X é composta por três vetores de *features* $\mathcal{R}(\mathbb{R}^{18}; \mathbb{R}^{20})$ concatenados, correspondendo às sequências de movimentos de ombro (frente, cima e trás), resultando em $E = \mathcal{R}(\mathbb{R}^{18}; \mathbb{R}^{60})$. A saída Y é um vetor de 60 componentes, em que cada componente é um movimento classificado como 1 (frente), 2 (cima) ou 3 (trás).

A Figura 54 ilustra os vetores de entrada X e saída Y utilizados no treinamento do algoritmo de classificação SVM.

Figura 54: Entrada e saída para o treinamento do algoritmo de classificação baseado em SVM, 1 (frente), 2 (cima) ou 3 (trás)



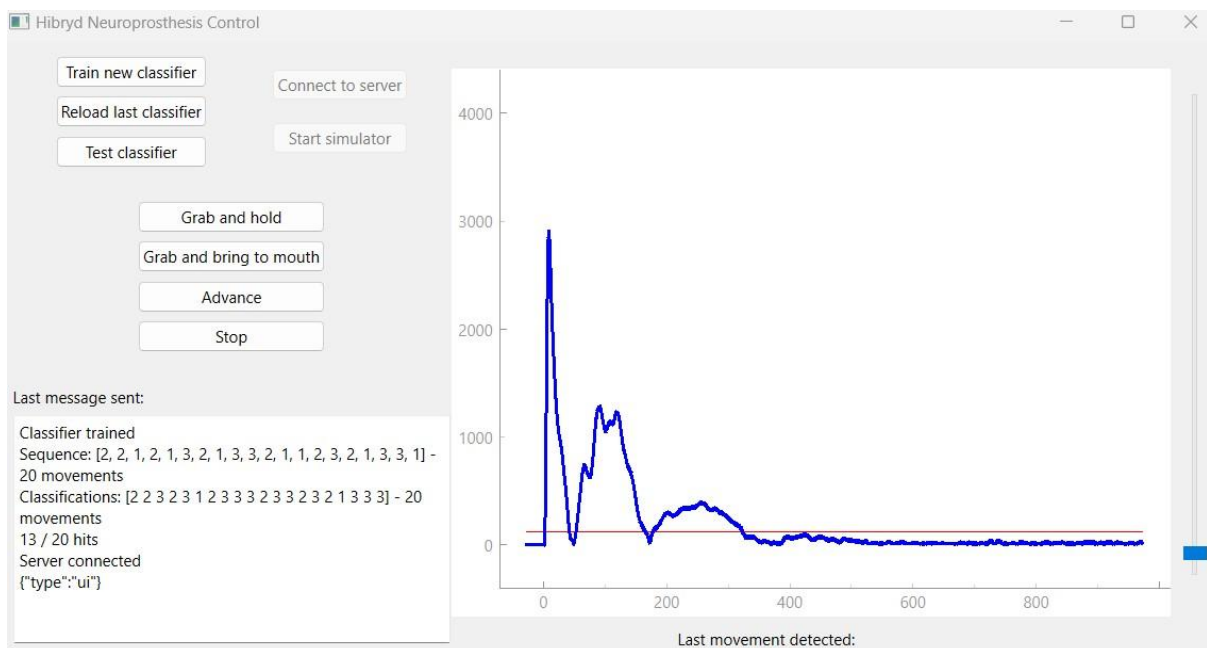
Após o treinamento com a função *fit* da biblioteca *sklearn*, o classificador é testado utilizando o arquivo de avaliação, que contém 20 movimentos (frente, cima ou trás) em ordem conhecida e fixa.

O módulo GUI-IMU carrega o arquivo de avaliação e utiliza o classificador treinado para verificar a precisão da classificação. A função *predict* da biblioteca *sklearn* é aplicada, recebendo como entrada um vetor \mathbb{R}^{18} de *features* e retornando uma classificação ([1], [2] ou [3]) para cada movimento analisado.

Após o treinamento e teste, a GUI-IMU conecta-se ao servidor e envia comandos para executar as tarefas funcionais: pegar e segurar um objeto, ou pegar e levar ao rosto, avançar movimentos ou interromper a tarefa.

A Figura 55 exibe em detalhes a GUI-IMU. Quando um movimento do ombro é detectado (módulo da aceleração acima do limiar), a GUI envia ao servidor o comando para avançar, progredindo um passo na máquina de estados que controla a estimulação. Também é possível enviar comandos diretamente à órtese por meio dos botões da GUI: *Grab and Hold* inicia a tarefa funcional de pegar e segurar um objeto; *Grab and Bring to Mouth* inicia a tarefa de levar o objeto à boca/rosto; *Advance* avança para o próximo estado na máquina de estados; e *Stop* interrompe a estimulação e retorna ao estado inicial. Os botões permitem que a órtese continue operando normalmente mesmo em caso de falha do sensor IMU ou de classificação, adicionando redundância ao sistema.

Figura 55: Interface gráfica responsável pela leitura do IMU, classificação do movimento e envio de comandos para o servidor

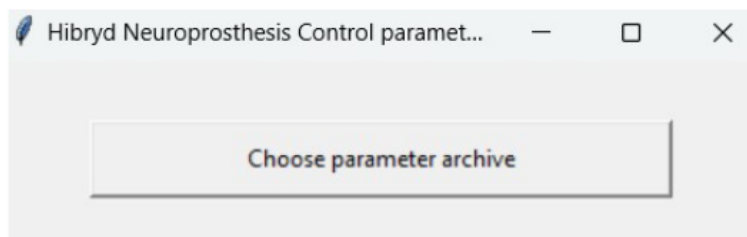


A segunda GUI é uma janela simples que carrega um arquivo no formato *JavaScript Object Notation* (JSON) contendo os parâmetros de estimulação. Esses dados são repassados ao módulo de comunicação com o estimulador (classe *Controller*).

O arquivo JSON define três tipos de amplitude de corrente: sensorial (voluntário sente a estimulação, mas sem movimento), motor (mínimo necessário para gerar movimento) e funcional (valor ideal para realizar a tarefa funcional). Esses valores são ajustados para cada voluntário.

A Figura 56.a mostra a GUI para carregar o arquivo de parâmetros de estimulação, enquanto a Figura 56.b exibe um exemplo desse arquivo. A largura de pulso foi fixada em 300 μ s (pulsos bifásicos), a amplitude da corrente varia de 8 mA a 18 mA, e a frequência foi mantida em 50 Hz.

Figura 56: Entrada de parâmetros de estimulação a) Interface gráfica para escolher o arquivo com parâmetros de estimulação. b) Exemplo de arquivo de parâmetros de estimulação



a)

```
{
  "subject" : 1,
  "ch1A" : 18,
  "ch2A" : 10,
  "ch3A" : 8,
  "ch4A" : 12,
  "ch5A" : 12,
  "ch6A" : 16,
  "ch1PW" : 300,
  "ch2PW" : 300,
  "ch3PW" : 300,
  "ch4PW" : 300,
  "ch5PW" : 300,
  "ch6PW" : 300,
  "frequency" : 50
}
```

b)

Após treinar e testar o classificador com os dados do IMU, conectar a GUI ao servidor e carregar os parâmetros de estimulação, o sistema estará pronto para iniciar as tarefas funcionais. O módulo de estimulação recebe quatro tipos de comandos no formato JSON, enviados pela GUI-IMU via servidor: iniciar a tarefa de pegar e segurar, iniciar a tarefa de pegar e levar ao rosto/boca, avançar (via botão ou IMU) e parar. A Tabela 2 detalha o formato desses

comandos. O campo *activity* indica que o comando se refere à estimulação. Outro campo, *type*, é utilizado para diferenciar os tipos de clientes (GUI-IMU ou GUI de parâmetros de estimulação).

Tabela 2: Comandos no formato JSON que o servidor pode receber

| Comando | Código formato JSON |
|--|---------------------------------------|
| Pegar e segurar | [{'activity': 'grabAndHold'}] |
| Pegar e trazer a boca | [{'activity': 'grabAndBringToMouth'}] |
| Avançar | [{'activity': 'advance'}] |
| Parar | [{'activity': 'stop'}] |
| Programa cliente IMU | [{'type': 'ui'}] |
| Programa cliente parâmetros de estimulação | [{'type': 'ip'}] |

As duas tarefas funcionais são compostas por três atividades simples: ‘alcançar’, ‘pegar’ e ‘trazer à boca’. A combinação dessas atividades completa as tarefas funcionais.

Os movimentos de alcançar e largar um objeto são semelhantes, acionando os mesmos canais do estimulador. Por isso, o *software* não os diferencia, tratando ambos como a atividade ‘alcançar’. A atividade ‘alcançar’ estende o cotovelo e abre a mão, estimulando os músculos tríceps, extensor dos dedos e extensor do polegar. Ela aproxima o usuário de um objeto, preparando-o para segurar ou soltar o objeto. A atividade ‘pegar’ estende o cotovelo e fecha a mão, estimulando os músculos tríceps, flexor comum dos dedos e flexor do polegar. O cotovelo permanece estendido, a mão fecha, permitindo que o usuário segure um objeto. A atividade ‘trazer à boca’ aproxima o objeto do rosto do usuário, flexionando o cotovelo e mantendo a mão fechada. Para isso, são estimulados os músculos bíceps, flexor comum dos dedos e flexor do polegar.

A tarefa funcional ‘pegar e segurar’ é realizada pela sequência: ‘alcançar’, ‘pegar’ e ‘alcançar’. O cotovelo é estendido e a mão aberta, o objeto é inserido, a mão fecha, o cotovelo permanece estendido e, por fim, a mão é aberta novamente. A tarefa funcional ‘pegar e trazer à boca’ é realizada na seguinte ordem: ‘alcançar’, ‘pegar’, ‘trazer à boca’, ‘pegar’ e ‘alcançar’. O cotovelo é estendido e a mão aberta; com o cotovelo estendido, a mão fecha; com a mão fechada, o cotovelo é flexionado; após trazer o objeto à boca, a mão permanece fechada e o

cotovelo é estendido; e, por fim, com o cotovelo estendido, a mão é aberta. A Figura 57 e Figura 58 ilustram as tarefas realizadas pela órtese, além de associar cada canal do estimulador ao músculo correspondente.

Figura 57: Tarefa funcional pegar e segurar

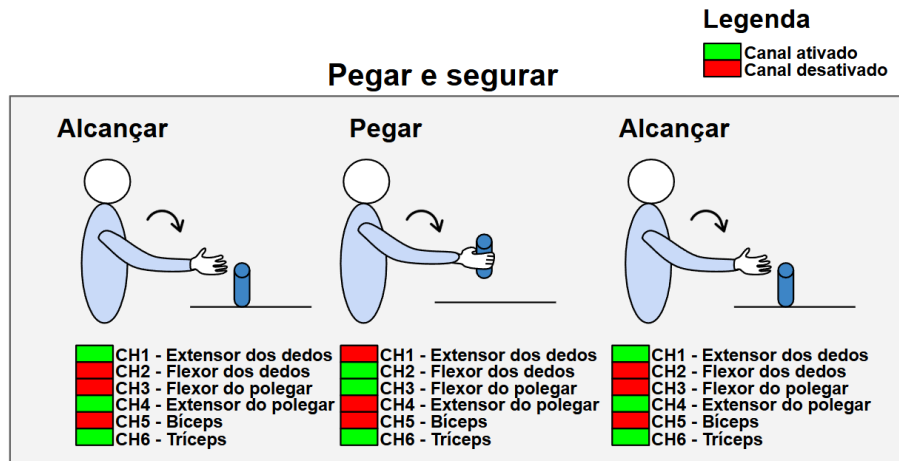
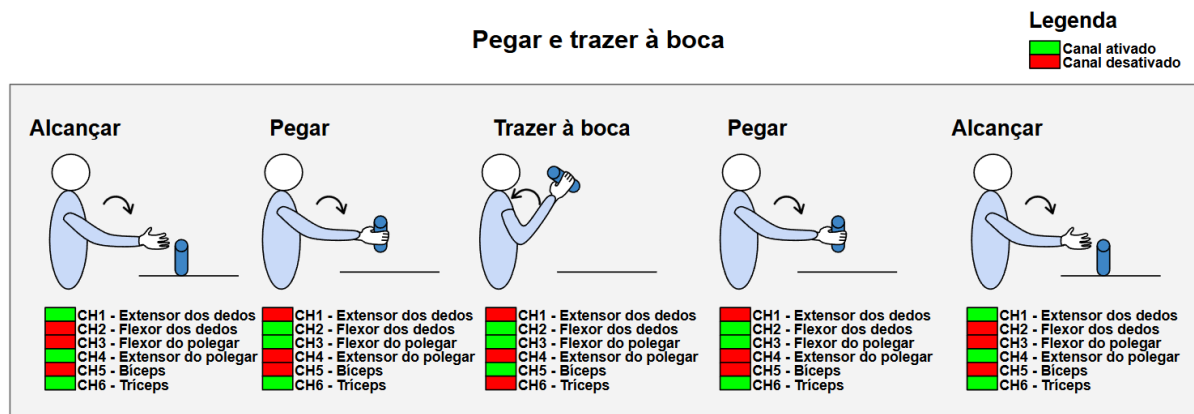
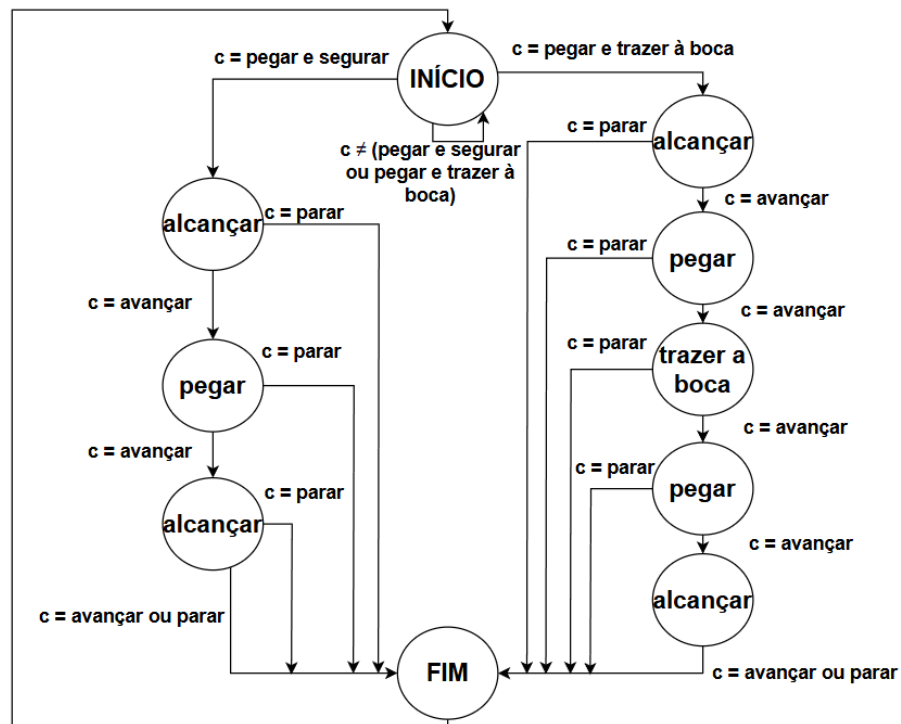


Figura 58: Tarefa funcional pegar e trazer à boca



O diagrama da Figura 59 representa a máquina de estados finita implementada no *software*, sendo equivalente aos diagramas da Figura 57 e Figura 58.

Figura 59: Diagrama, máquina de estados para a realização das tarefas funcionais pegar e segurar e pegar e trazer à boca



3.2. ETAPA 2: TESTES CLÍNICOS PROTOCOLO

Após testes de bancada, a órtese foi avaliada por 5 voluntários acometidos por AVE, com comprometimento do membro superior, em testes clínicos. Os apêndices de A à G detalham os documentos e o protocolo utilizado, descritos brevemente a seguir.

Os testes clínicos precederam o uso do *OpenSim*, e ambas as etapas contribuem para identificar melhorias necessárias na órtese. Os resultados dos testes clínicos também auxiliam na interpretação dos dados da simulação, justificando a inclusão de seções específicas na Metodologia e nos Resultados.

Os testes foram conduzidos por uma equipe de Engenharia e uma terapeuta ocupacional, responsável pelo protocolo experimental. O projeto foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa (COEP) da UFMG, sob o registro CAEE 22207213.5.0000.5149.

Os testes clínicos foram divididos em três sessões: 1) avaliação de elegibilidade, mapeamento muscular e definição dos parâmetros de estimulação; 2) familiarização com o

sistema e treinamento com a órtese; e 3) avaliação final da órtese. O protocolo experimental, detalhado no Apêndice A, descreve cada sessão.

A primeira sessão tem duração estimada de 1h30. Após a explicação dos objetivos do protocolo e das etapas dos testes, são coletadas informações para verificar os critérios de elegibilidade dos voluntários, incluindo: tipo de comprometimento, data da lesão, medicamentos em uso e patologias associadas (hipertensão arterial sistêmica, cardiopatias, arritmias, uso de marcapasso, doenças musculares, gravidez, implantes metálicos nos membros superiores, problemas visuais, condições ortopédicas e/ou reumatológicas, histórico de disreflexia autonômica significativa, tumor cancerígeno na área de estimulação e fraturas não cicatrizadas no membro superior). São elegíveis os voluntários que sofreram AVE, com comprometimento do membro superior e cuja espasticidade não seja grave (escala Ashworth menor do que 3).

Se o voluntário for elegível, procede-se ao mapeamento dos pontos motores musculares, o eletrodo é movimentado sobre a área do músculo alvo até encontrar o ponto com maior resposta contrátil. Os eletrodos são fixados e sua posição é registrada fotograficamente para uso nas sessões subsequentes, foram utilizados eletrodos 5 cm x 5 cm e eletrodos circulares de 3 cm de diâmetro para o polegar. Para cada canal, são determinados os limiares de amplitude da corrente: sensorial, motor e funcional. A largura de pulso bifásica foi fixada em 300 μ s e a frequência em 50 Hz.

O mapeamento é realizado apenas com o estimulador, sem a órtese. Três movimentos são avaliados via FES: abrir os dedos e estender o cotovelo, fechar os dedos e o polegar com o cotovelo estendido, e fechar os dedos e o polegar com o cotovelo flexionado.

As etapas finais da sessão 1 incluem vestir o equipamento, fixar o IMU, remover a órtese, e assinar o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (Apêndice F) e o Termo de Autorização para Uso de Imagem e Som de Voz Para Fins de Pesquisa (Apêndice G).

Na segunda sessão, o voluntário se familiariza e treina com a órtese. Após esclarecer os procedimentos, os participantes são posicionados próximos a uma mesa para realizar as tarefas funcionais. A sessão tem duração estimada de 1h30 a 2h.

Os eletrodos de estimulação e o sensor IMU são instalados. Utilizando o *software* de calibração do IMU, são coletados 20 movimentos para frente, 20 para cima, 20 para trás e 20 sequências aleatórias, para avaliar a precisão da classificação do IMU.

A sessão 2 consiste em 5 atividades para cada um dos três objetos (bola, garrafa e garfo/colher com engrossador). Há 2 segundos de descanso entre repetições e 2 minutos entre objetos. As atividades incluem: alcançar, pegar, segurar no ar, devolver à mesa e soltar (tarefa

“pegar e segurar”); e alcançar, pegar, segurar, levar à boca e retornar (tarefa “pegar e levar à boca”).

A última sessão inicia com a explicação detalhada dos procedimentos e a acomodação do voluntário. O equipamento (órtese, estimulador e sensor IMU) é instalado. A duração estimada é de 1h30 a 2h.

A órtese é avaliada iniciando com o antebraço em posição neutra. São realizadas 4 atividades (2 tarefas de “pegar e segurar” e 2 de “pegar e trazer à boca”) para cada um dos três objetos. Os objetos são segurados por 10 segundos, com 30 segundos de descanso entre repetições e 2 minutos entre objetos. A cada 20 minutos de teste, há um descanso de 5 minutos ou mais. A ordem das atividades é randomizada para evitar erros sistemáticos por aprendizagem ou fadiga.

A sequência de movimentos avaliada compreende: (1) alcançar o objeto, (2) abrir a mão, (3) pegá-lo, (4) manter a posição, (5) trazê-lo à boca (apenas na tarefa específica), (6) retornar à mesa, (7) abrir a mão e soltar o objeto, e (8) retornar à posição de repouso. Cada uma das duas tarefas funcionais (pegar-e-segurar e pegar-e-levar à boca) foi repetida duas vezes para três objetos distintos, totalizando 12 testes.

Para cada um dos 12 testes, avaliou-se: (i) o tempo de sustentação da preensão palmar (ii) a intensidade do esforço físico (Escala de Borg - Apêndice D) (iii) a ocorrência de dor (Escala Visual Analógica - EVA, Apêndice E) e (iv) a performance funcional da órtese (0: falha, 1: aceitável, 2: sucesso).

A sessão 3 termina com tarefas livres, onde o voluntário utiliza objetos diversos e realiza atividades do dia a dia. Após remover a órtese, a integridade da pele é verificada, e o sistema é avaliado pelos voluntários por meio dos questionários *Quebec User Evaluation of Satisfaction with Assistive Technology 2.0* (QUEST 2.0, Apêndice B) e *System Usability Scale* (SUS, Apêndice C). Comentários adicionais são coletados, e o teste clínico é encerrado com agradecimentos aos voluntários.

O questionário SUS avalia a usabilidade do sistema, através de 10 perguntas na escala de 1 a 5. Para as respostas ímpares deve-se subtrair 1 da pontuação dada; respostas pares subtrai-se de 5 a pontuação dada. Os valores obtidos são somados e multiplicados por 2,5. A pontuação final vai de 0 a 100, e média menor do que 68 indica problemas sérios de usabilidade com o produto (Martins, Ana Isabel *et al.*, 2015).

3.3. ETAPA 3: *OPENSIM*

Esta seção descreve a metodologia utilizada para simular a órtese no *OpenSim*, iniciando com testes e simulações preliminares.

Após os testes clínicos, o *OpenSim* foi utilizado como plataforma para auxiliar no projeto de controladores para flexão e extensão do cotovelo. Em trabalhos futuros, o controlador poderá ser implementado na órtese, juntamente com um freio magneto-reológico (MR), como dispositivo que atua como uma trava mecânica, embora isso exija simulações mais detalhadas.

O fluido MR é um material cuja propriedade de tensão de cisalhamento pode ser controlada através da aplicação de um campo magnético. Este fluido encontra aplicação em diversas áreas, como amortecedores, embreagens, freios, diferenciais, suspensões veiculares, válvulas e próteses. Comparado a outros dispositivos de uso semelhante, o fluido MR apresenta baixo consumo de energia e alto torque (de Andrade, Rafael Milanezi, 2018).

A simulação computacional deste trabalho é preliminar e possui algumas simplificações. O modelo musculoesquelético tem dois graus de liberdade para movimentos do ombro e cotovelo, utilizou-se o modelo genérico do programa *OpenSim arm26*, que possui apenas alguns músculos do membro superior, como o bíceps e tríceps.

Outras simplificações incluem o fato de que o FES no programa *OpenSim* não foi modelado como uma forma de onda periódica com amplitude, largura de pulso e frequência específicas, mas sim como uma variável contínua, discretizada, que varia de zero a um. Em uma situação realista, esse fator pode corresponder à porcentagem da amplitude do FES aplicada. O dispositivo de trava mecânica simulado é um atuador de torque genérico.

3.3.1 MODELO DO *OPENSIM*

O *OpenSim* permite simular a ativação muscular a partir de sinais de excitação, interpretados como comandos neurais. A relação entre excitação e movimento pode ser caracterizada por técnicas de identificação de sistemas, resultando em modelos dinâmicos, como funções de transferência.

Os modelos obtidos permitem projetar controladores que, inseridos na simulação, rastreiam trajetórias desejadas. Neste trabalho, utilizou-se o MATLAB para identificar funções

de transferência que relacionam a excitação do bíceps à flexão do cotovelo e a excitação do tríceps à extensão do cotovelo.

Um controlador PI foi projetado para rastrear trajetórias de referência, que pode ser utilizado em futuras implementações na órtese para reabilitação da flexão e extensão do cotovelo.

O estudo empregou o modelo *arm26* do *OpenSim*, que representa o membro superior direito com dois GDL: elevação do ombro (*r_shoulder_elev*) e flexão do cotovelo (*r_elbow_flex*). Essa simplificação permite uma análise inicial da cinemática e dinâmica do braço, sem a complexidade de um modelo completo do membro superior.

O modelo do membro superior é composto por três corpos rígidos: a base (tronco e crânio), o úmero (*r_humerus*) e um conjunto que inclui ulna, rádio e ossos da mão (*r_ulna_radius_hand*).

Os corpos são conectados por duas articulações: a do ombro (coordenada *r_shoulder*), que liga a base ao úmero, e a do cotovelo (coordenada *r_elbow*), que conecta o úmero ao conjunto ulna-rádio-mão. A base do modelo está fixa em relação ao sistema de coordenadas global (*ground*).

O modelo simplificado não atribui massa ao corpo base, pois ele permanece fixo. O úmero possui massa de 1,86 kg e inércia $[0,01481 \ 0,004551 \ 0,013193 \ 0 \ 0 \ 0]$. O conjunto ulna-rádio-mão tem massa de 1,53 kg e inércia $[0,019281 \ 0,001571 \ 0,020062 \ 0 \ 0 \ 0]$. As unidades são $\text{kg}\cdot\text{m}^2$. O formato para o momento de inércia é: $[I_{xx} \ I_{yy} \ I_{zz} \ I_{xy} \ I_{xz} \ I_{yz}]$.

O modelo é acionado por seis músculos: as três cabeças do tríceps braquial (*TRIlong*, *TRIlat*, *TRImed*), as duas cabeças do bíceps braquial (*BIClong*, *BICshort*) e o músculo braquial (*BRA*).

Para simplificar o controlador, a flexão e extensão do cotovelo foram modeladas como sistemas de uma entrada e uma saída, utilizando o bíceps braquial cabeça curta para flexão e o tríceps braquial cabeça média para extensão.

A escolha do bíceps cabeça curta e do tríceps cabeça média baseia-se no que foi discutido na revisão bibliográfica: o bíceps cabeça curta contribui mais para a flexão, enquanto o tríceps cabeça média atua exclusivamente na extensão do cotovelo, diferentemente da cabeça longa, que também influencia os movimentos do ombro. As nomenclaturas *BICshort* e *TRImed* referem-se aos músculos bíceps cabeça curta e tríceps cabeça média respectivamente no *OpenSim*, adotadas doravante para identificá-los.

A Tabela 3 resume os parâmetros dos músculos selecionados no modelo *arm26*. Entre os demais músculos, o tríceps cabeça longa e o músculo braquial destacam-se com as maiores forças isométricas máximas (798,52 N e 987,26 N, respectivamente).

Tabela 3: Músculos selecionados (*BICshort* e *TRImed*), propriedades principais

| Parâmetros | <i>TRImed</i> | <i>BICshort</i> |
|---|---------------|-----------------|
| Excitação mínima | 0,01 | 0,01 |
| Valor máximo de excitação | 1 | 1 |
| Máxima força isométrica (N) | 624,3 | 435,56 |
| Comprimento de fibra ótimo (m) | 0,1138 | 0,1321 |
| Comprimento do tendão sobre repouso (m) | 0,0908 | 0,1923 |
| Ângulo de penação no comprimento ótimo (rad) | 0,15707963 | 0 |
| Velocidade máxima de contração (comprimento ótimo da fibra/s) | 10 | 10 |
| Constante de tempo de ativação (s) | 0,01 | 0,01 |
| Constante de tempo de desativação (s) | 0,04 | 0,04 |

O modelo *arm26* foi expandido para incluir a órtese, segmentada em duas partes (Figura 60): uma para o braço (fixada rigidamente ao corpo rígido *r_humerus*) e outra para o antebraço (fixada rigidamente ao corpo rígido *r_ulna_radius_hand*). A Figura 61 exibe o modelo original *arm26*, utilizado como base para a construção do modelo mais completo, o qual inclui a órtese.

Figura 60: Geometria da órtese, adicionada ao modelo, partes do braço e antebraço desenvolvidas no *SolidWorks*

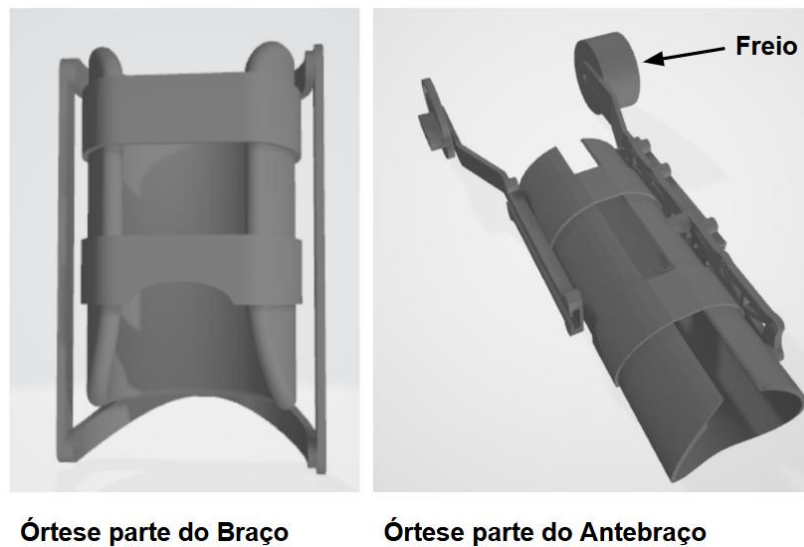
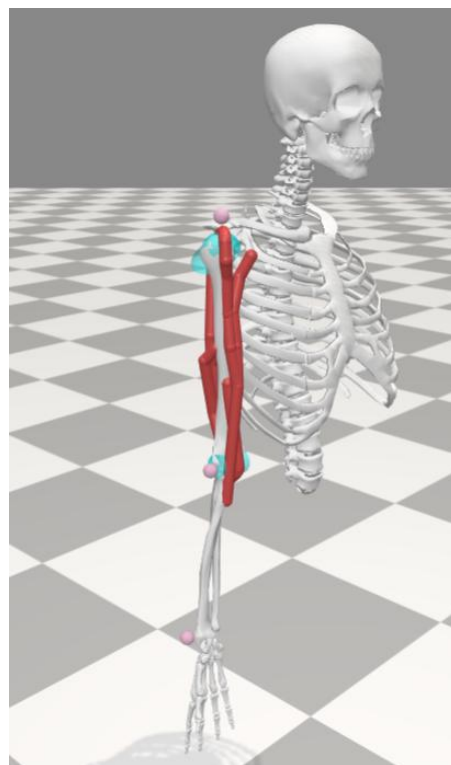


Figura 61: Modelo musculoesquelético do membro superior no *OpenSim*, modelo original (*arm26*)



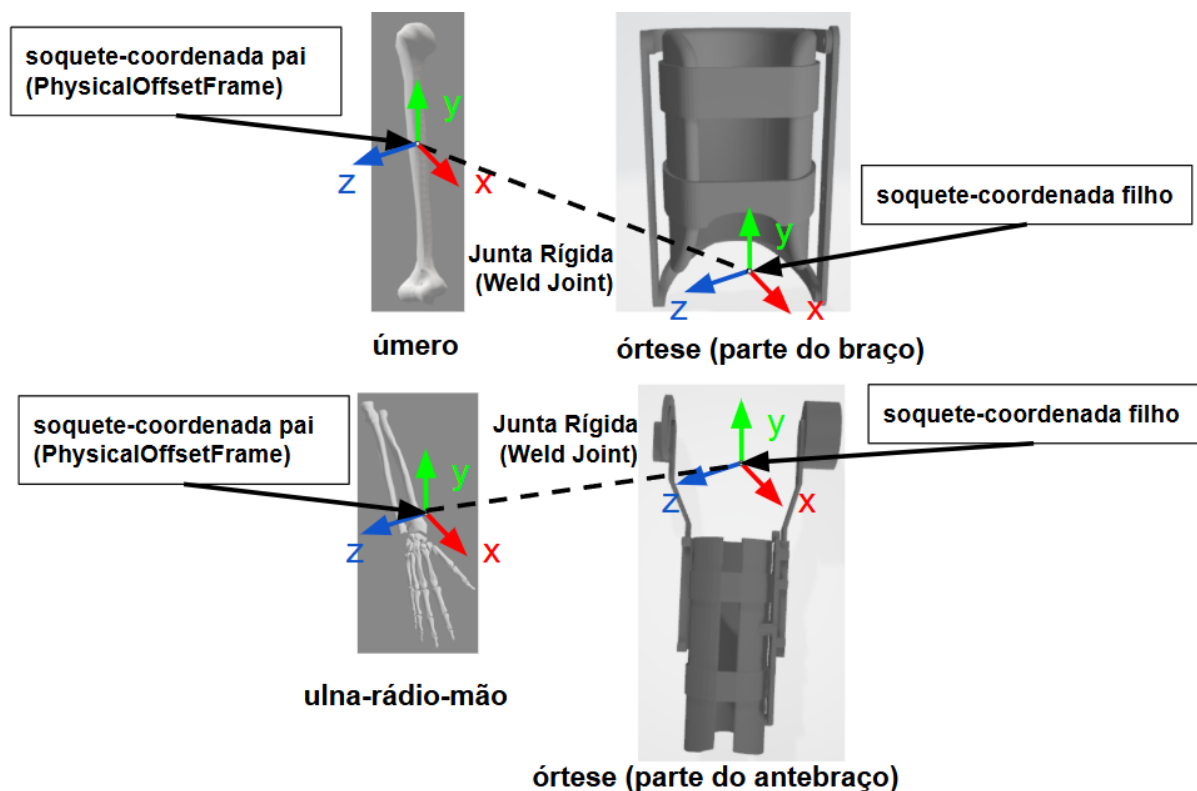
A órtese foi incluída no modelo por meio de um *script* em MATLAB, onde cada componente foi modelado como um corpo rígido utilizando a classe *Body*. Os parâmetros do

construtor da classe (nome, massa, origem e tensor de inércia) foram obtidos a partir de um modelo 3D da órtese gerado no *SolidWorks*.

Após definir os corpos rígidos, as geometrias obtidas de arquivos STL foram associadas a cada corpo usando a função *attachGeometry* da classe *Body*. Para conectar os componentes ao modelo existente, utilizou-se a articulação do tipo *WeldJoint*, que cria uma conexão rígida, impedindo movimento relativo entre os corpos.

A classe *WeldJoint* utiliza um *socket* para conectar dois eixos de coordenadas: o pai (eixo de referência do braço ou antebraço, via *PhysicalOffsetFrame*) e o filho (eixo dos novos corpos rígidos da órtese). O eixo de coordenada do tipo *PhysicalOffsetFrame* permite ajustar a posição e orientação dos objetos conectados. A Figura 62 ilustra esses conceitos.

Figura 62: Conexão das partes da órtese ao modelo *arm26*, utilizando *WeldJoint* que conecta os corpos de forma rígida, o soquete tem dois pontos de conexão que são os eixos de referência pai e filho



Uma esfera de 3 cm de raio e 100 g (um pouco menos do que o dobro do peso de uma bola de tênis, que pesa entre 56 g e 59 g) de massa foi rigidamente fixada à mão, utilizando o mesmo processo descrito anteriormente. A geometria da esfera foi obtida diretamente da

biblioteca do *OpenSim*, sem necessidade de arquivo STL. A Tabela 4 detalha os corpos rígidos adicionados.

Tabela 4: Massa e tensor de inércia dos corpos rígidos adicionados ao modelo

| Corpo rígido | Massa (kg) | Tensor de inércia (kg.m ²) |
|-----------------------------|------------|---|
| Órtese (parte do braço) | 0,59009 | $\begin{bmatrix} 0.0027060936 & 0.0000452065 & -0.00001526309 \\ 0.0000452065 & 0.00147396031 & 0.00000802629 \\ -0.00001526309 & 0.00000802629 & 0.00227810284 \end{bmatrix}$ |
| Órtese (parte do antebraço) | 0,68765 | $\begin{bmatrix} 0.0018890464 & -0.0000046089 & 0.00114904073 \\ -0.0000046089 & 0.0059071872 & -0.00000739214 \\ 0.00114904073 & -0.00000739214 & 0.00435581218 \end{bmatrix}$ |
| Esfera de raio 3 cm | 0,1 | $\begin{bmatrix} 0.000036 & 0 & 0 \\ 0 & 0.000036 & 0 \\ 0 & 0 & 0.000036 \end{bmatrix}$ |

3.3.2 MODELO E CONTROLE DO MÚSCULO BÍCEPS CABEÇA CURTA

Com o modelo desenvolvido, foram realizados testes preliminares na GUI do *OpenSim*. Para todos os ensaios com o *BICshort*, o modelo foi iniciado em uma postura de referência, com ângulos de articulações do cotovelo e velocidades nulas.

A dinâmica direta, combinada com a manipulação dos valores de excitação muscular no arquivo XML, permitiu avaliar o comportamento do modelo em diferentes condições. Para isolar a flexão do cotovelo, o ângulo e a velocidade do ombro foram restringidos durante os testes.

A função do primeiro teste é verificar o efeito no ângulo do cotovelo ao ativar o músculo *BICshort* com o valor de excitação mínima (0,01), simulando assim uma condição de repouso muscular. Optou-se por esse valor (em vez de excitação nula) devido a instabilidades numéricas que ocorrem quando a excitação é zero. O valor 0,01 corresponde ao mínimo preestabelecido no modelo *arm26* do *OpenSim*.

Os testes subsequentes consistem em aumentar progressivamente o valor de excitação do músculo e analisar os resultados correspondentes. Por meio da ferramenta de dinâmica direta do *OpenSim*, simulou-se o movimento do ângulo do cotovelo para excitações do músculo *BICshort* de 0,5 (valor intermediário) e 1 (excitação máxima). O principal objetivo ao empregar a excitação máxima foi verificar se os limites biomecânicos da articulação do cotovelo eram ultrapassados. Caso ocorresse tal cenário, a coordenada angular deve ser restringida aos limites mínimo e máximo estabelecidos. O valor de 0,5 foi selecionado por representar uma excitação muscular típica, mais provável de ocorrer em condições fisiológicas normais. Adicionalmente, a aplicação de múltiplos níveis de excitação permite avaliar o grau de não linearidade do sistema.

Foi adicionada uma força de restrição ao modelo, limitando o ângulo do cotovelo entre 0° e 130°, conforme os limites originais do modelo *arm26*. A maioria das tarefas funcionais ocorrem entre 30° e 130° (Neumann *et al.*, 2017). A Academia Americana de Cirurgias Ortopédicas define o *range* para o ângulo do cotovelo de 0° até 146° (P. Vasen, Arthur *et al.*, 1995). A restrição foi necessária porque os solucionadores de dinâmica direta não limitam automaticamente as coordenadas aos seus valores extremos, exigindo a inclusão explícita de forças restritivas.

Um *script* em MATLAB foi desenvolvido para adicionar a força de restrição ao modelo, utilizando a classe *CoordinateLimitForce* aplicada à coordenada do cotovelo (*r_elbow_flex*), limitando sua ADM. Os limites foram configurados em 0° (inferior) e 130° (superior), com transição de 5°, amortecimento de 0,025 Nm/(grau/s) e rigidez de 0,5 Nm/grau, conforme exemplo da documentação do *OpenSim* (James, 2024).

O *script* aplica um degrau de excitação ao *BICshort* e registra a resposta (ângulo do cotovelo), visando obter um modelo matemático para esse músculo.

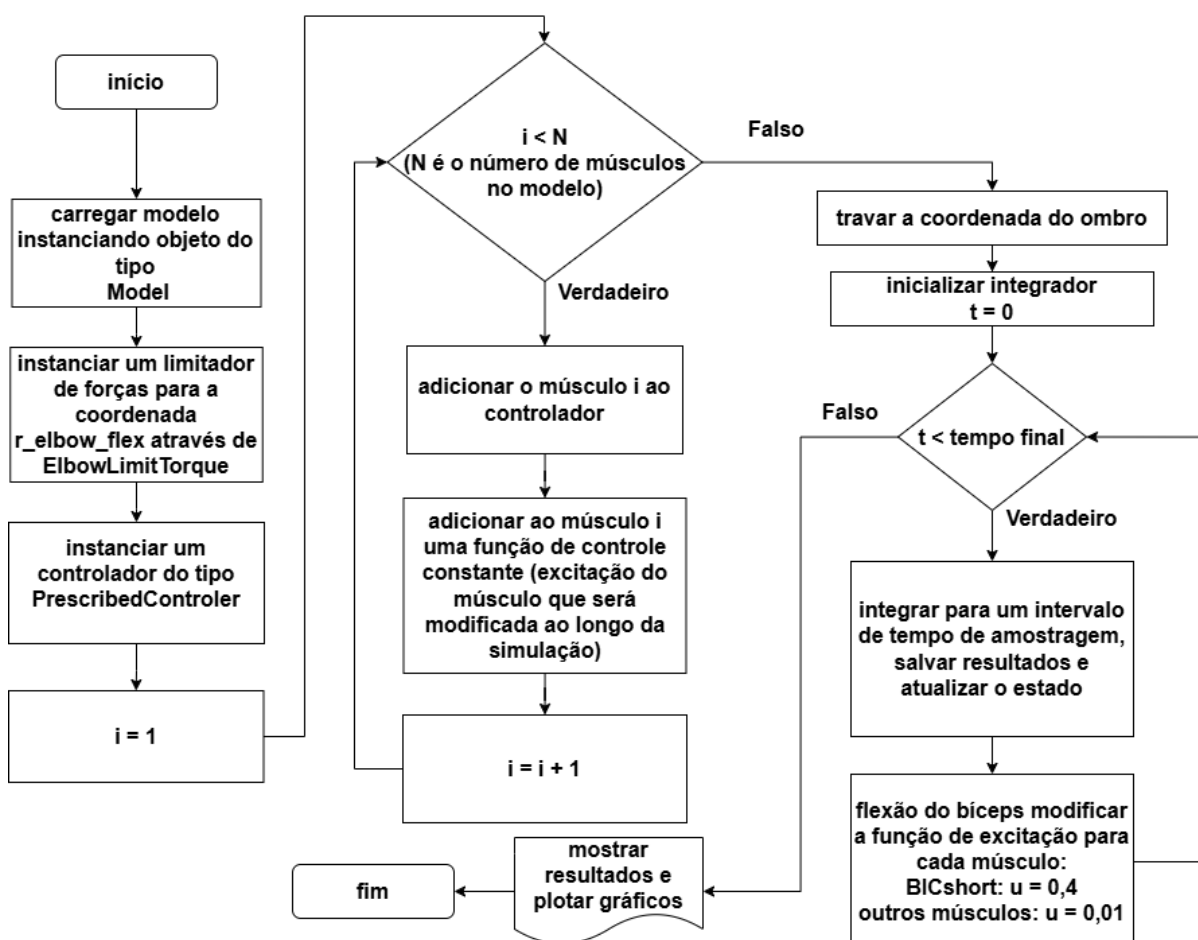
Cada músculo é atuado por um controlador da classe *PrescribedController*, que permite atualizar os valores de excitação ao longo da simulação por meio de uma função do tempo associada. O *PrescribedController* é uma classe nativa do *OpenSim* que atualiza valores de excitação muscular durante a simulação. Diferentemente, o controlador PI desenvolvido neste trabalho é um algoritmo externo de controle, cuja saída (sinal de controle) é uma entrada para o *PrescribedController*.

A excitação muscular foi aplicada associando uma função constante ao *PrescribedController*, atualizada a cada passo de simulação. A integração numérica foi realizada pela classe *Manager*, que calcula iterativamente o próximo vetor de estado para cada intervalo de amostragem até atingir o tempo final de simulação.

Para desenvolver um controlador em malha fechada, considerando a não linearidade do sistema, optou-se por linearizá-lo em torno de um ponto de operação específico. Optou-se pelo ângulo de 120° como ponto de operação, representativo da flexão do cotovelo. A metodologia aplica-se a qualquer ângulo dentro dos limites da coordenada, preservando a generalidade dos resultados.

A Figura 63 apresenta o fluxograma do algoritmo desenvolvido para simular a resposta em malha aberta do ângulo do cotovelo em função do tempo. Utilizou-se uma excitação de 0,4 no músculo *BICshort*, valor este determinado como necessário para atingir um ângulo de 120° em regime permanente. Adicionalmente, foi simulada a resposta do sistema para uma excitação de 0,5, permitindo assim a comparação com os resultados obtidos através da GUI do *OpenSim*. O tempo de simulação para ambos os testes foi estabelecido em 5 segundos, e o intervalo de amostragem selecionado é de 1 milissegundo, o que representa um décimo da metade do período correspondente a uma estimulação elétrica de 50 Hz.

Figura 63: Fluxograma, simulação malha aberta, ângulo do cotovelo para uma excitação do *BICshort* de 0,4



A função de transferência do modelo foi obtida utilizando a ferramenta *systemIdentification* do MATLAB, relacionando a excitação muscular (entrada) ao ângulo do cotovelo em radianos (saída). O MATLAB foi empregado para derivar funções de transferência com acurácia na identificação maior do que 90%, privilegiando estruturas de primeira e segunda ordem. Como observado por Dorf e Bishop (2010), tais modelos são amplamente utilizados na engenharia de controle, pois mesmo sistemas complexos frequentemente apresentam dinâmicas dominantes que podem ser adequadamente representadas por esses modelos simplificados, desde que preservem o(s) polo(s) mais significativo(s) da resposta do sistema.

A estratégia de controle adotada baseou-se em um controlador PI, cujos parâmetros foram sintonizados no ambiente *Simulink* utilizando a ferramenta de ajuste de PID. Através de análise iterativa, os ganhos proporcional e integral foram ajustados para atender aos requisitos de resposta transitória e regime permanente. O controlador PI é o método mais simples que obtém bons resultados para o controle de sistemas musculoesqueléticos, conforme observado por Sousa et al. (2016), Desbourogh e Miller (2002) afirmam que o controlador PI é o algoritmo de controle mais comumente utilizado na indústria.

A literatura especializada estabelece parâmetros temporais específicos para os movimentos de flexão e extensão do cotovelo em contextos de reabilitação. Conforme demonstrado por Côté *et al.* (2005), recomenda-se a execução controlada desses movimentos com duração de aproximadamente 3 segundos para cada fase (flexão e extensão), visando à segurança e eficácia terapêutica. Essa exigência temporal alinha-se a protocolos amplamente adotados em reabilitação motora, nos quais movimentos lentos e controlados estão associados à otimização de resultados (Wilk *et al.*, 2017). Diante dessas evidências, os sistemas de controle devem ser projetados para operar dentro dessa ordem de grandeza temporal, garantindo conformidade com as diretrizes clínicas consolidadas e as demandas biomecânicas do movimento.

O controlador projetado no *Simulink*, originalmente em tempo contínuo, foi discretizado pelo método de Euler para implementação no *OpenSim*. A Equação 8 apresenta a função de transferência do PI contínuo (domínio s), enquanto a Equação 9 mostra sua versão discreta (domínio z), considerando tempo de amostragem $T_s = 0,001$ s.

$$C(s) = Kp + \frac{Ki}{s} \quad (8)$$

$$C(z) = Kp + \frac{Ki.Ts}{z-1} \quad (9)$$

O desenvolvimento da Equação 9 resulta na função de transferência discreta do controlador apresentada na Equação 10, onde $U(z)$ representa a saída do controlador e $E(z)$ o sinal de erro de entrada.

$$C(z) = \frac{U(z)}{E(z)} = \frac{Kp + (Ki.Ts - Kp)z^{-1}}{1 - z^{-1}} \quad (10)$$

Mediante multiplicação cruzada e rearranjo algébrico, deriva-se a Equação 11.

$$U(z) - U(z).z^{-1} = Kp.E(z) + (Ki.Ts - Kp).E(z).z^{-1} \quad (11)$$

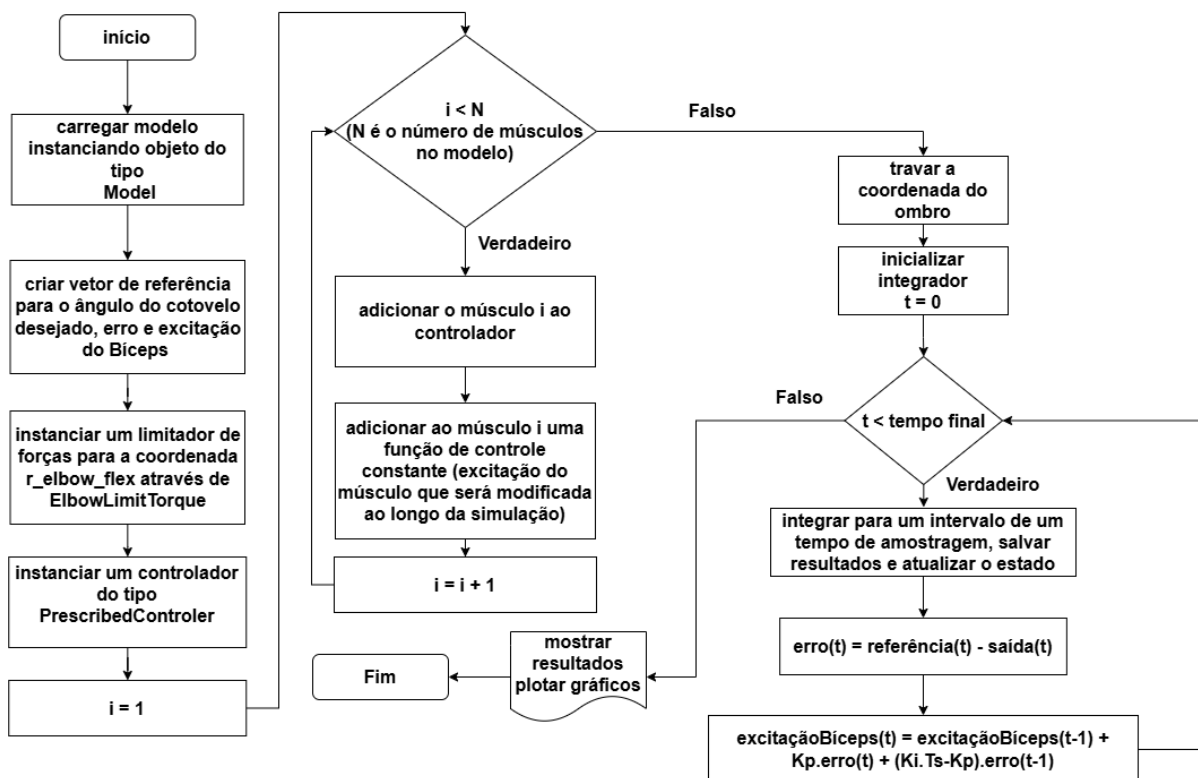
Com base no desenvolvimento anterior, a Equação 12 apresenta a formulação discreta final a ser implementada no controlador.

$$u[k] = u[k - 1] + Kp.e[k] + (Ki.Ts - Kp)e[k - 1] \quad (12)$$

Para testar o controlador PI, desenvolveu-se um *script* em MATLAB que incorpora as restrições de ângulo previamente definidas; o cálculo do erro como diferença entre o ângulo atual e a referência; e a aplicação direta do sinal de controle (excitação muscular) ao *BICshort*, com saturação nos limites de 0,01 (mínimo) e 1 (máximo), implementada tanto no *Simulink* quanto no código MATLAB para garantir a faixa operacional adequada.

A Figura 64 apresenta o fluxograma do código desenvolvido para a simulação do sistema em malha fechada. De modo análogo à simulação em malha aberta, após a instanciação das classes *CoordinateLimitForce* e *PrescribedController* - e com a restrição aplicada ao ângulo do ombro para manter esta coordenada constante - inicializou-se o integrador. A cada passo de integração, aplicou-se a Equação 12 para gerar o sinal de controle correspondente à excitação muscular.

Figura 64: Fluxograma malha fechada para o *BICshort*, controlador PI



Para completar a análise do sistema em malha fechada, desenvolveram-se três *scripts* adicionais. Os novos *scripts* incorporam a classe *Bhargava2004SmoothedMuscleMetabolics*, que implementa o cálculo da taxa de consumo de energia metabólica (abreviadamente taxa metabólica) durante as simulações.

O primeiro *script* implementa um sistema de controle híbrido que: utiliza a classe *TorqueActuator* para adicionar um atuador de torque; emprega malha fechada nos primeiros 10 segundos para alcançar a referência de 120° no cotovelo; e ativa o torque estático após 10 segundos para manter a posição até completar 25 segundos de simulação. O valor necessário para estabilização em 120° foi determinado incrementalmente, resultando em um torque final de 4,96 Nm.

Para maior clareza de visualização, o fluxograma do primeiro *script* foi dividido em duas figuras complementares (Figura 65 e Figura 66).

Figura 65: Fluxograma malha fechada do *BICshort* com atuador de torque, primeira parte

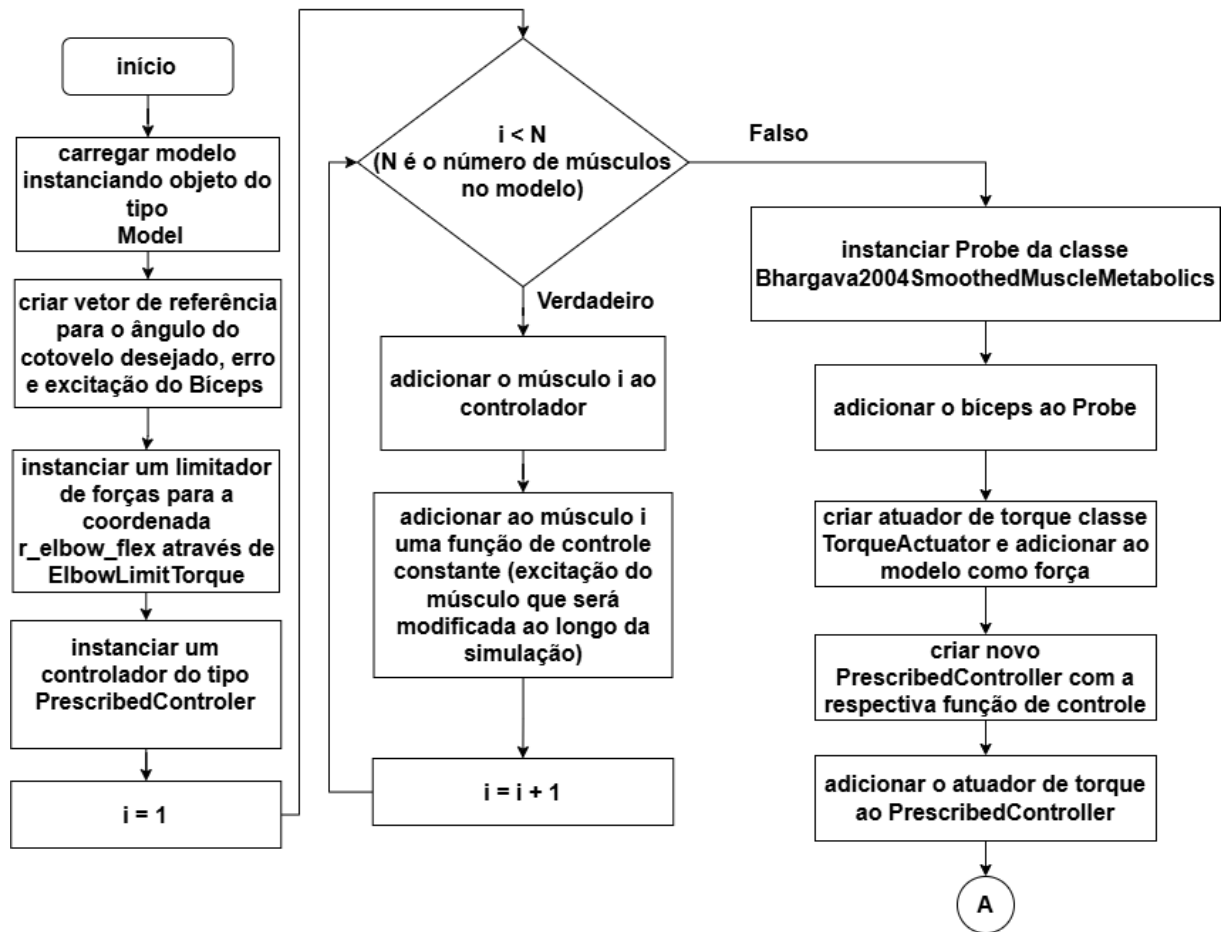
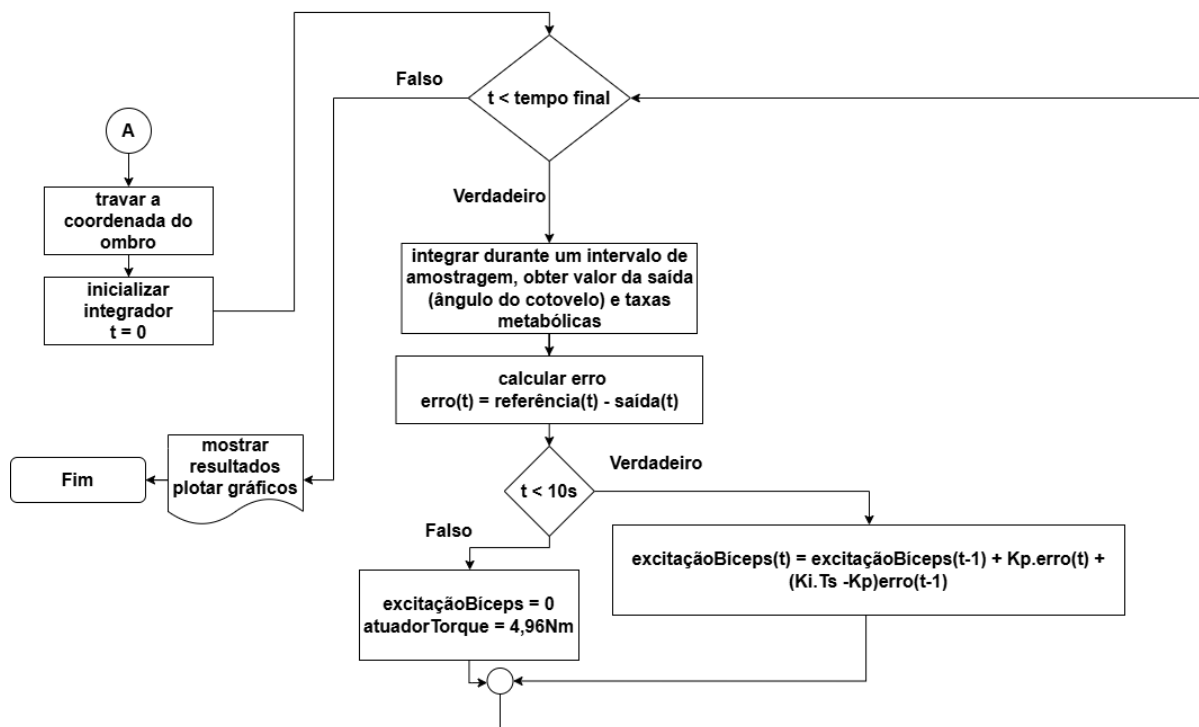


Figura 66: Fluxograma malha fechada com atuador de torque, segunda parte



O segundo *script* segue a mesma estrutura do primeiro, porém sem o atuador de torque e com manutenção do ângulo do cotovelo fixo em 120° mediante atualização contínua da variável de posição e definição da velocidade angular como zero em cada intervalo de simulação.

O terceiro *script* consiste em uma adaptação do primeiro, mantendo a ativação contínua do FES por 25 segundos, o atuador de torque é desabilitado.

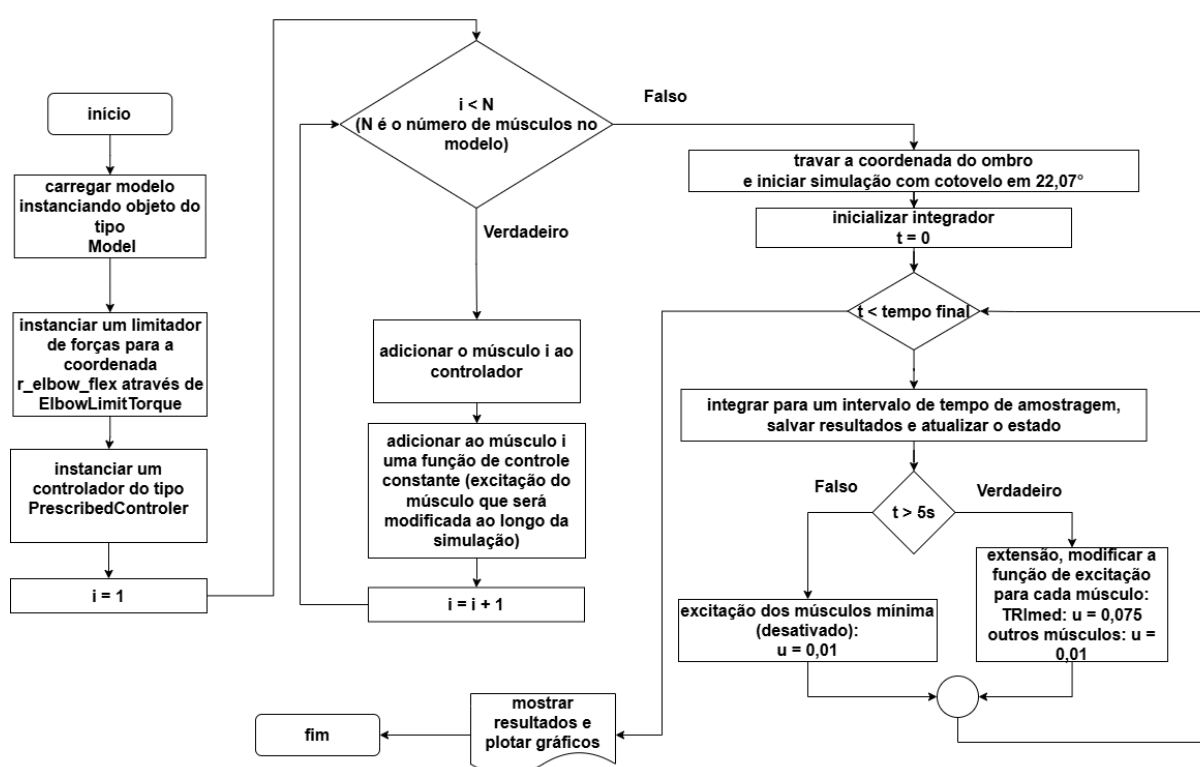
Os três *scripts* foram desenvolvidos para comparar sistematicamente a taxa de consumo energético metabólico em três condições distintas: (1) utilização de atuador de torque para estabilização articular, (2) fixação numérica da coordenada angular, e (3) manutenção contínua do FES, visando quantificar o impacto de cada abordagem na demanda metabólica muscular durante os 25 segundos de simulação.

3.3.3 MODELO E CONTROLE DO MÚSCULO TRÍCEPS CABEÇA MÉDIA

Repetiu-se a metodologia anterior para o *TRImed*, O fluxograma que descreve a implementação do código para a simulação em malha aberta é ilustrado na Figura 67. Um valor

de excitação de 0,075 foi aplicado após 5 segundos, garantindo que o ângulo do cotovelo já estivesse estabilizado em aproximadamente $22,07^\circ$ (posição de repouso sem ativação muscular). Esse valor específico de excitação foi selecionado para atingir um ângulo final do cotovelo próximo a 10° . Embora outros valores de excitação pudessem ter sido utilizados, a posição de 10° foi escolhida como ponto de operação para a extensão do cotovelo, sem perda de generalidade. Observa-se que deve ser utilizado um controlador de ação reversa, pois ao aumentar a excitação do músculo *TRImed*, o valor do ângulo do cotovelo deve diminuir.

Figura 67: Fluxograma do código de extensão do cotovelo em malha aberta, *TRImed* ativado após 5 s, com ativação de 0,075



Para implementar um controlador de ação reversa, os ganhos do controlador foram invertidos (multiplicados por -1). Esta abordagem foi fundamentada em estudo prévio que demonstrou a eficácia desta técnica para sistemas eólicos (González-Hernández, José Genaro; Salas-Cabrera, Rubén; Vázquez-Bautista, Roberto; Ong-de-la-Cruz, Luis Manuel; Rodríguez-Guillén, Joel, 2021).

A discretização do controlador PI pelo método de Euler, considerando a ação reversa necessária, resultou na Equação 13 para controle da extensão do cotovelo, sendo $e[k]$ o erro e $u[k]$ a excitação do *TRImed* no instante k .

$$u[k] = u[k - 1] + Kp \cdot e[k] + (Ki \cdot Ts - Kp)e[k - 1] \quad (13)$$

Para avaliação do controlador do *TRImed*, foram implementados três códigos distintos em MATLAB, mantendo-se em todos os casos um ângulo inicial do cotovelo de $22,07^\circ$.

O primeiro *script* implementa uma simulação básica com transição de referência angular de 10° para 15° em $t=10$ segundos, durante um período total de 20 segundos.

As duas últimas simulações (25 segundos, referência: 10°) diferem quanto à ativação do FES: (1) desligado após 10 segundos com articulação travada, e (2) mantido ativo continuamente. Um *probe* mediu a taxa metabólica do *TRImed*.

Optou-se por não empregar um atuador de torque para manter a posição da coordenada, adotando-se em vez disso uma estratégia numérica simplificada de fixação direta. Esta abordagem foi selecionada dada a ausência de diferenças significativas entre os dois métodos, conforme pode ser visto na seção de Resultados.

A implementação dos códigos é representada por três fluxogramas (Figura 68, Figura 69 e Figura 70), sendo a primeira simulação na Figura 68 e a segunda dividida nas Figura 69 e Figura 70. A terceira simulação, análoga à segunda, não requer representação adicional.

Figura 68: Fluxograma do código para extensão do cotovelo em malha fechada

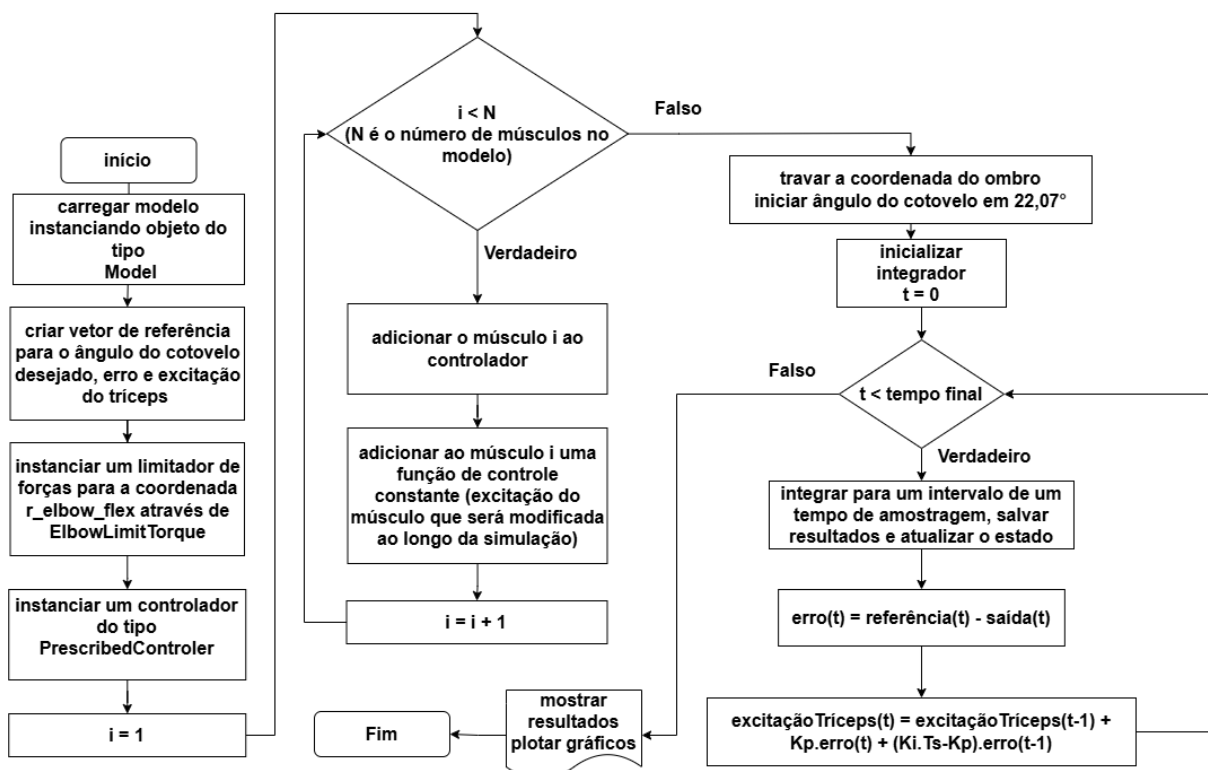


Figura 69: Extensão do cotovelo malha fechada enquanto tempo for menor do que 10 s, e coordenada travada para tempo maior ou igual a 10 s (primeira parte)

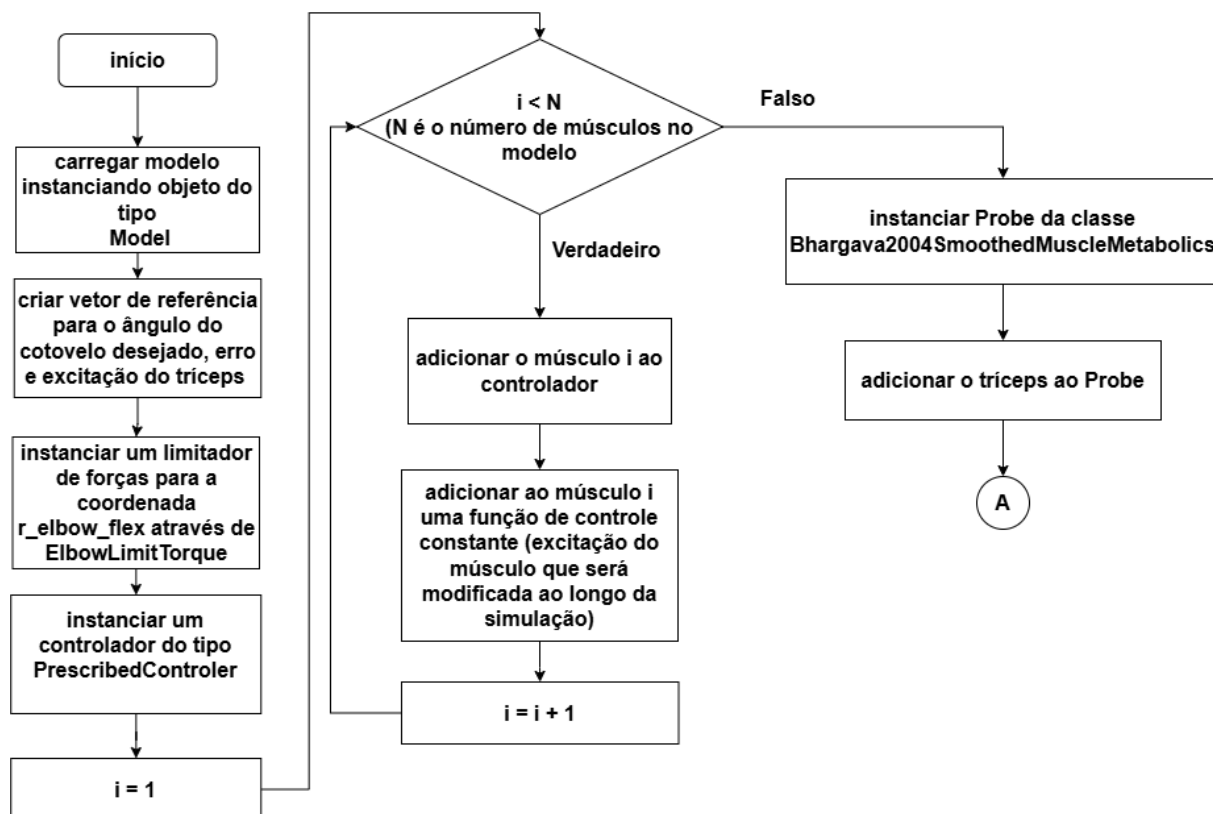
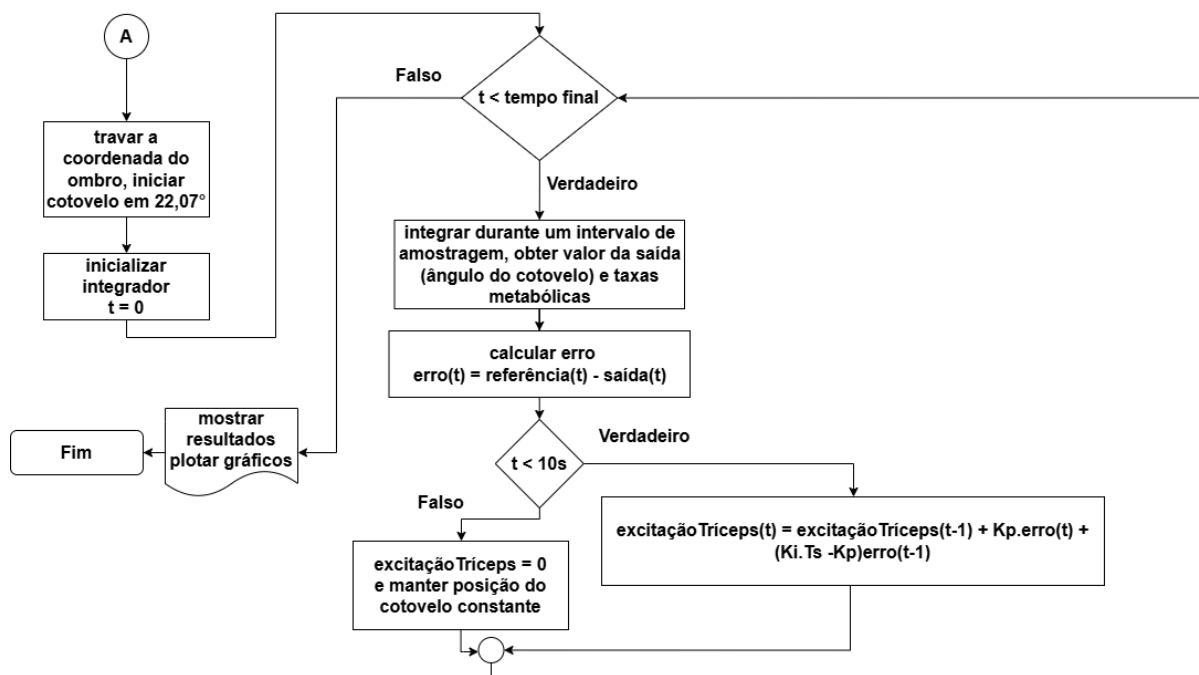


Figura 70: Extensão do cotovelo malha fechada enquanto tempo for menor do que 10 s, e coordenada travada para tempo maior ou igual a 10 s (segunda parte)



3.3.4 TAREFA FUNCIONAL LEVAR UM OBJETO AO ROSTO NO *OPENSIM*

A última simulação representa uma tarefa funcional de levar um objeto ao rosto, com duração total de 20 segundos.

Partindo de extensão completa do cotovelo (0°), aplica-se referência de 120° para flexão do cotovelo, ativando apenas o controlador do *BICshort*. Em $t=5$ segundos, a articulação do cotovelo é travada e o controlador desligado, mantendo-se esta condição até $t=10$ segundos.

No intervalo de 10 a 15 segundos, o controlador do *TRImed* é ativado enquanto o do *BICshort* é desativado, com a referência angular ajustada para 10° . Em seguida, entre 15 e 20 segundos, ambos os controladores são desativados e a articulação é novamente travada, mantendo-se essa configuração até o final da simulação.

Quando a referência angular é alterada de 120° para 10° , o controlador do *BICshort* mantém-se ativo brevemente para amortecer e desacelerar o movimento e evitar uma queda brusca do braço. Embora um atuador de torque pudesse ser empregado para essa finalidade, optou-se por esta estratégia simplificada.

Dois *probes* foram adicionados para medir separadamente o consumo energético metabólico do *BICshort* e *TRImed*, possibilitando avaliar sua influência individual.

As Figura 71 e Figura 72 apresentam o fluxograma da última simulação, dividido em partes para maior clareza de visualização.

Figura 71: Fluxograma do código para a tarefa funcional levar um objeto ao rosto (parte 1)

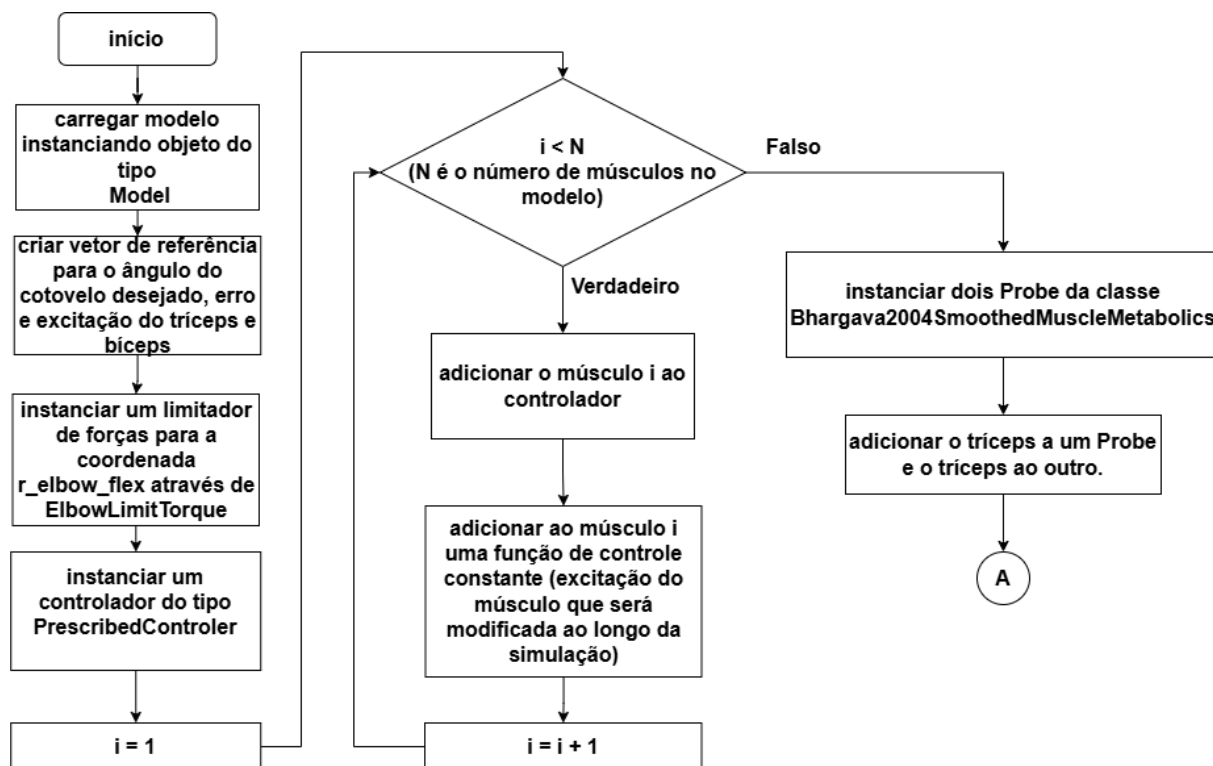
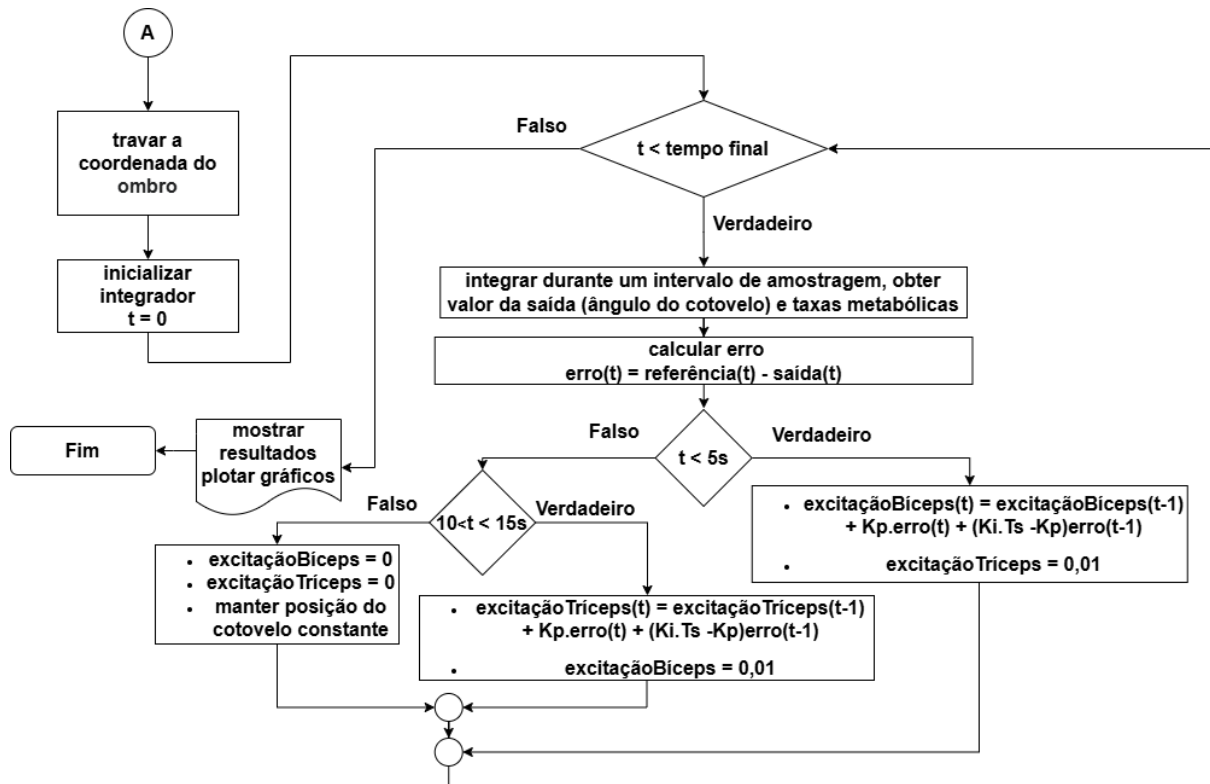


Figura 72: Fluxograma do código para a tarefa funcional levar um objeto ao rosto (parte 2)



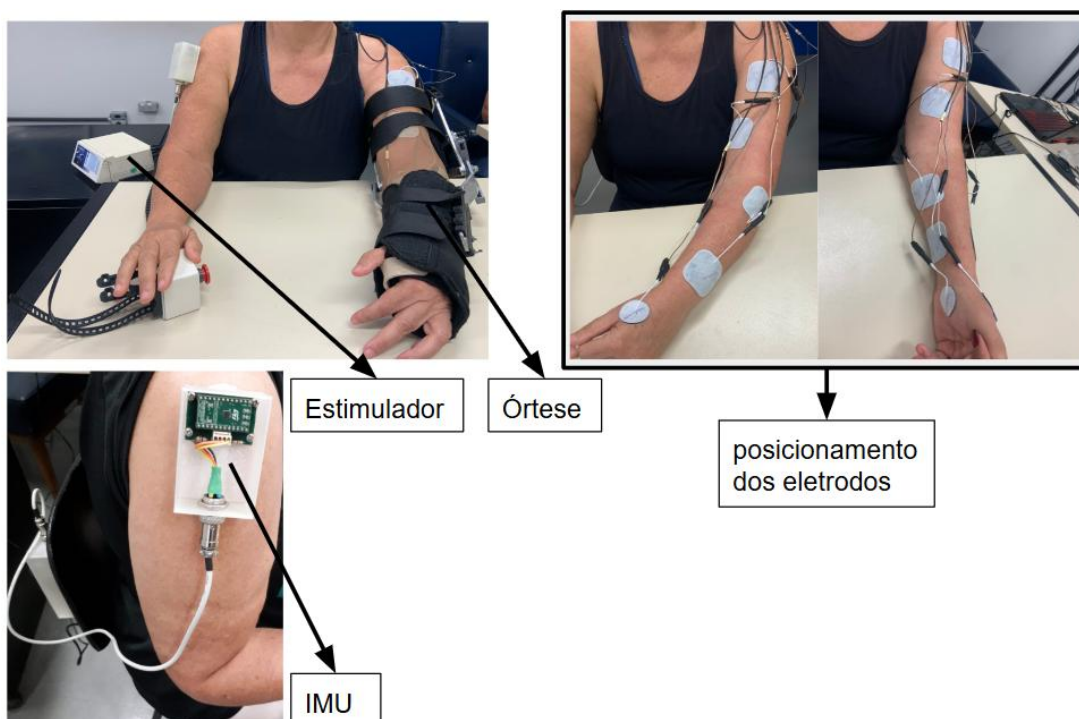
4. RESULTADOS E DISCUSSÃO

Antes de apresentar os resultados do *OpenSim*, descrevem-se os testes clínicos realizados com a órtese para contextualizar o objeto simulado. Embora a órtese possua capacidade de preensão de objetos mediante estimulação dos músculos da mão, a simulação no ambiente *OpenSim* concentrou-se exclusivamente nos movimentos de extensão e flexão do cotovelo, não abrangendo todos os aspectos do dispositivo.

4.1 TESTES CLÍNICOS DA ÓRTESE HÍBRIDA

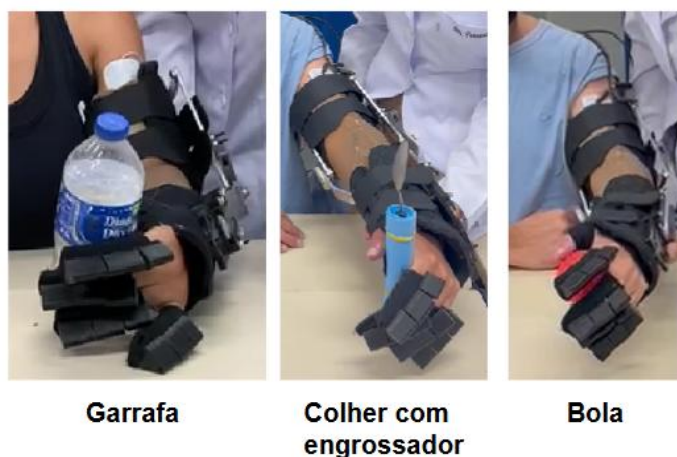
Os testes clínicos foram conduzidos no Labbio com cinco voluntários acometidos por AVE, sob supervisão de uma terapeuta ocupacional. A Figura 73 ilustra o sistema completo em uso por um dos participantes, apresentando detalhadamente: a órtese, o estimulador com seu botão de emergência (para interrupção imediata da estimulação elétrica), a disposição dos eletrodos e a fixação do sensor IMU na região do ombro.

Figura 73: Teste clínico, detalhes da órtese, IMU e posicionamento dos eletrodos



A Figura 74 ilustra a órtese realizando preensão palmar de objetos, demonstrando sua capacidade para itens cilíndricos (como garrafas) e esféricos (como bolas). No caso de utensílios como colheres e garfos, emprega-se um engrossador para viabilizar a preensão.

Figura 74: Tipos de objetos utilizados: garrafa, colher e bola



A utilização do IMU, conforme descrito anteriormente, requer três arquivos de calibração e um arquivo de avaliação. Os movimentos de ombro que o IMU é capaz de classificar foram classificados em três tipos: (1) frente, (2) cima e (3) trás. A Figura 75 apresenta os resultados individuais da calibração e avaliação do IMU para os cinco participantes, indicando desempenho geral insatisfatório.

Os resultados demonstraram limitações na classificação dos movimentos: (i) para o Participante 1, 11 acertos, porém com falha na identificação do Movimento 1; (ii) Participante 2: 10 movimentos detectados (4 corretos), com ausência no reconhecimento do Movimento 3; (iii) Participante 3: todos os movimentos classificados como 2 (7 acertos); (iv) Participante 4: 9 movimentos detectados (4 corretos), com falha no Movimento 1; e (v) Participante 5: apenas 3 acertos em 10 tentativas, todos classificados como Movimento 3.

Em virtude do baixo desempenho do algoritmo de classificação nos testes clínicos, o IMU foi empregado exclusivamente para controle da transição entre as sequências de movimento.

A execução da tarefa funcional (pegar-e-segurar ou pegar-e-levar à boca) é iniciada através da GUI, mediante acionamento dos respectivos botões. O sistema permite: (i) interrupção via botão 'parar', que desativa a estimulação elétrica e retorna à máquina de estados ao estado inicial; (ii) ativação do botão de emergência do estimulador; e (iii) envio do comando

'avançar', seja por detecção de movimento do IMU ou por acionamento manual do botão correspondente na GUI.

Figura 75: IMU resultados da calibração, teste do algoritmo de classificação para cada um dos participantes

| | | | |
|-----------|--|-----------|--|
| P1 | Classifier trained Sequence: [2, 2, 1, 2, 1, 3, 2, 1, 3, 3, 2, 1, 1, 2, 3, 2, 1, 3, 3, 1] - 20 movements Classifications: [3 2 2 2 2 3 2 2 3 3 3 2 3 2 3 2 3 3 3 2] - 20 movements 11 / 20 hits | P4 | Classifier trained Sequence: [2, 2, 1, 2, 1, 3, 2, 1, 3, 3, 2, 1, 1, 2, 3, 2, 1, 3, 3, 1] - 20 movements Classifications: [2 2 2 2 3 2 2 2 2] - 9 movements Different number of movements detected. Evaluating the first 9 4 / 9 hits |
| P2 | Classifier trained Sequence: [2, 2, 1, 2, 1, 3, 2, 1, 3, 3, 2, 1, 1, 2, 3, 2, 1, 3, 3, 1] - 20 movements Classifications: [2 2 2 2 2 1 2 2 1 1] - 10 movements Different number of movements detected. Evaluating the first 10 4 / 10 hits | P5 | Classifier trained Sequence: [2, 2, 1, 2, 1, 3, 2, 1, 3, 3, 2, 1, 1, 2, 3, 2, 1, 3, 3, 1] - 20 movements Classifications: [3 3 3 3 3 3 3 3 3 3] - 10 movements Different number of movements detected. Evaluating the first 10 3 / 10 hits |
| P3 | Classifier trained Sequence: [2, 2, 1, 2, 1, 3, 2, 1, 3, 3, 2, 1, 1, 2, 3, 2, 1, 3, 3, 1] - 20 movements Classifications: [2 2 2 2 2 2 2 2 2 2 2 2 2 2 2 2 2 2 2 2] - 20 movements 7 / 20 hits | | |

Os dados dos testes clínicos, organizados no Apêndice A (Sessão 3), incluem: tempos de colocação do equipamento por participante (P1-P5), conforme Tabela 5; e tempos de remoção, registrados na Tabela 6. Todos os valores foram mensurados em segundos.

Tabela 5: Tempo de colocação da órtese

| Tarefa | P1 | P2 | P3 | P4 | P5 | Média |
|--|-----|-----|-----|-----|-----|-------|
| Tempo de inserção dos eletrodos (s) | 694 | 801 | 480 | 300 | 542 | 563,4 |
| Tempo de conexão dos fios (s) | 132 | 150 | 228 | 154 | 157 | 164,2 |
| Tempo para cobrir os braços com uma vestimenta (s) | 90 | 80 | 91 | 97 | 121 | 95,8 |
| Tempo para colocar a órtese (s) | 285 | 164 | 152 | 193 | 242 | 207,2 |
| Tempo para instalar o IMU (s) | 108 | 98 | 232 | 168 | 73 | 135,8 |

| | | | | | | |
|------------------|------|------|------|-----|------|--------|
| Total (s) | 1309 | 1293 | 1183 | 912 | 1135 | 1166,4 |
|------------------|------|------|------|-----|------|--------|

O tempo médio para a colocação completa da órtese foi de aproximadamente 19 minutos, com o posicionamento dos eletrodos representando a etapa mais demorada. Conforme a Tabela 6, a remoção do sistema mostrou-se significativamente mais rápida (média de 2 minutos e 35 segundos), sendo que a retirada dos eletrodos novamente demandou a maior parcela desse tempo.

Tabela 6: Tempo de remoção da órtese

| Tarefa | P1 | P2 | P3 | P4 | P5 | Média |
|---|-----------|-----------|-----------|-----------|-----------|--------------|
| Tempo de remoção dos eletrodos (s) | 80 | 37 | 70 | 67 | 56 | 62 |
| Tempo de remoção dos fios (s) | 45 | 29 | 42 | 22 | 33 | 34,2 |
| Tempo de remoção da vestimenta (s) | 10 | 9 | 12 | 12 | 13 | 11,2 |
| Tempo de remoção da órtese (s) | 22 | 5 | 58 | 34 | 29 | 29,6 |
| Tempo para retirar o IMU (s) | 14 | 25 | 20 | 16 | 17 | 18,4 |
| Total (s) | 171 | 105 | 202 | 151 | 148 | 155,4 |

Conforme os dados da Avaliação de Performance Funcional (Apêndice A), todos os movimentos e objetos obtiveram pontuação máxima (valor = 2), indicando que todas as tarefas foram concluídas com êxito.

A Tabela 7 exibe os resultados do tempo de prensão palmar para cada uma das 12 atividades feitas na terceira sessão. Observa-se que, para o Participante 4, ocorreu um erro na execução do protocolo, pois o tempo de prensão não foi registrado.

Tabela 7: Tempo de prensão palmar para cada atividade

| Teste | Descrição | P1 tempo (s) | P2 tempo (s) | P3 tempo (s) | P4 tempo (s) | P5 tempo (s) |
|--------------|------------------|-------------------------|-------------------------|-------------------------|-------------------------|-------------------------|
|--------------|------------------|-------------------------|-------------------------|-------------------------|-------------------------|-------------------------|

| | | | | | | |
|----|---------------------------------|----|----|----|---|----|
| 1 | Bola (pegar e segurar) | 31 | 34 | 32 | – | 39 |
| 2 | Bola (pegar e segurar) | 32 | 38 | 38 | – | 34 |
| 3 | Bola (pegar e trazer à boca) | 43 | 57 | 43 | – | 59 |
| 4 | Bola (pegar e trazer à boca) | 43 | 50 | 43 | – | 52 |
| 5 | Garfo (pegar e segurar) | 32 | 37 | 34 | – | 38 |
| 6 | Garfo (pegar e segurar) | 35 | 32 | 43 | – | 45 |
| 7 | Garfo (pegar e trazer à boca) | 68 | 40 | 42 | – | 57 |
| 8 | Garfo (pegar e trazer à boca) | 65 | 42 | 44 | – | 54 |
| 9 | Garrafa (pegar e segurar) | 39 | 25 | 40 | – | 32 |
| 10 | Garrafa (pegar e segurar) | 40 | 30 | 47 | – | 35 |
| 11 | Garrafa (pegar e trazer à boca) | 70 | 50 | 42 | – | 50 |
| 12 | Garrafa (pegar e trazer à boca) | 52 | 45 | 53 | – | 48 |

A Tabela 7 demonstra que houve outro erro na aplicação do protocolo, pois o tempo de sustentação da preensão palmar pelos voluntários atingiu ou excedeu 30 segundos na maioria dos testes, superando significativamente o tempo planejado de 10 segundos (conforme o protocolo do Apêndice A).

Todos os voluntários relataram ausência de esforço ou esforço extremamente leve durante a execução das tarefas (avaliação da percepção do esforço físico – Escala de Borg, em

que ausência de esforço corresponde a nota 6 e esforço extremamente leve corresponde a nota 7), além de nenhuma ocorrência de dor (EVA = 0 em todos os testes).

O questionário do Apêndice B consiste em oito perguntas avaliadas em escala de 1 (insatisfeito) a 5 (totalmente satisfeito), cujos resultados são apresentados na Tabela 8.

Tabela 8: Resultado satisfação do usuário com o dispositivo – QUEST 2.0

| Questão | P1 | P2 | P3 | P4 | P5 | Média |
|-------------------------------------|----|----|----|----|----|-------|
| 1 - Dimensão | 4 | 1 | 5 | 4 | 3 | 3,4 |
| 2 - Peso | 5 | 1 | 3 | 4 | 1 | 2,8 |
| 3 - Facilidade de ajuste | 5 | 4 | 5 | 5 | 2 | 4,2 |
| 4 - Estabilidade e segurança | 5 | 5 | 5 | 5 | 2 | 4,4 |
| 5 - Durabilidade | 5 | 5 | – | 5 | 5 | 5 |
| 6 - Facilidade de uso | 5 | 3 | 5 | 5 | 3 | 4,2 |
| 7 - Conforto | 3 | 4 | 5 | 5 | 4 | 4,2 |
| 8 - Eficácia | 5 | 5 | 5 | 5 | 4 | 4,8 |

Os dados da Tabela 8, que é um teste de percepção do usuário, indica que os usuários estão pouco satisfeitos com o peso, mais ou menos satisfeitos com a dimensão, totalmente satisfeito com a durabilidade e demais itens bastante satisfeito.

O questionário SUS, apresentado no Apêndice C, compreende 10 afirmações avaliadas em escala de 1 (discordo totalmente) a 5 (concordo totalmente), cujos resultados consolidados constam na Tabela 9.

Tabela 9: Questionário SUS

| Sentença | P1 | P2 | P3 | P4 | P5 |
|--|----|----|----|----|----|
| 1 - Gostaria de usar com frequência | 5 | 5 | 5 | 5 | 2 |
| 2 - O sistema é complexo | 1 | 4 | 1 | 1 | 1 |

| | | | | | |
|--|----|----|----|---|------|
| 3 - Fácil de usar | 1 | 2 | 5 | 5 | 5 |
| 4 - Precisaria de ajuda para usar o sistema | 5 | 5 | 5 | 5 | 5 |
| 5 - Funções estão bem integradas | 5 | 5 | 5 | 1 | 4 |
| 6 - Sistema apresenta inconsistência | 1 | 5 | 1 | 1 | 2 |
| 7 - Aprendizagem do sistema é rápida | 5 | 5 | 5 | 5 | 2 |
| 8 - O sistema é atrapalhado de usar | 1 | 1 | 1 | 1 | 1 |
| 9 - Senti confiança usando o sistema | 5 | 5 | 5 | 5 | 5 |
| 10 - Precisei aprender coisas novas para usar o sistema | 1 | 5 | 1 | – | 4 |
| Pontuação final | 50 | 80 | 60 | – | 57,5 |

A Tabela 9 indica problemas de usabilidade, com uma pontuação média de 61,9 obtida na avaliação dos usuários. Considerando a variação observada (50 a 80), os resultados não sugerem uma predisposição para o uso frequente da órtese.

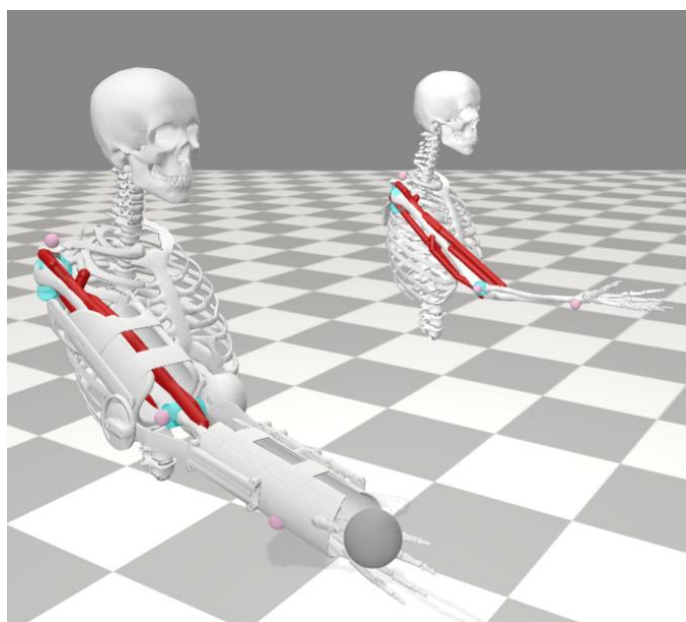
4.2 SIMULAÇÃO *OPENSIM*

Com a conclusão dos testes clínicos, foi proposto o aprimoramento da órtese mediante: (i) substituição da estimulação em malha aberta por controladores em malha fechada, (ii) implementação de travas mecânicas para imobilização posicional do membro superior, e desativação do FES para redução da fadiga muscular - abordagens validadas em simulações no *OpenSim* envolvendo controladores em malha fechada e travamento de coordenadas.

4.2.1 RESULTADOS PRELIMINARES

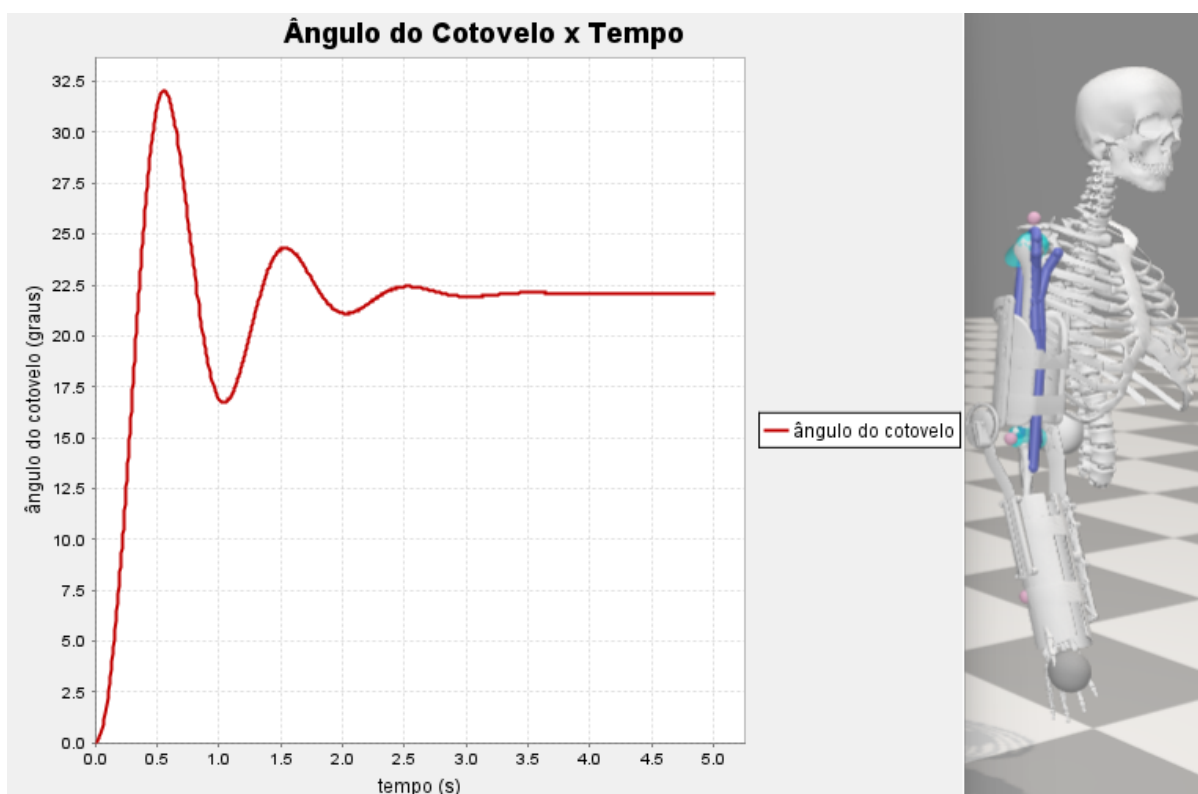
Os resultados preliminares referem-se aos testes iniciais que definiram os parâmetros dos controladores PI. Conforme descrito na metodologia, utilizou-se a GUI do *OpenSim* (versão 4.4) e *scripts* em MATLAB (versão R2024b) para obter esses resultados com o modelo completo da órtese. A Figura 76 exibe o modelo com a órtese (à esquerda) e o modelo original *arm26* (à direita).

Figura 76: Modelo musculoesquelético do membro superior direito no *OpenSim*, original (*arm26*) e modelo com adição da órtese



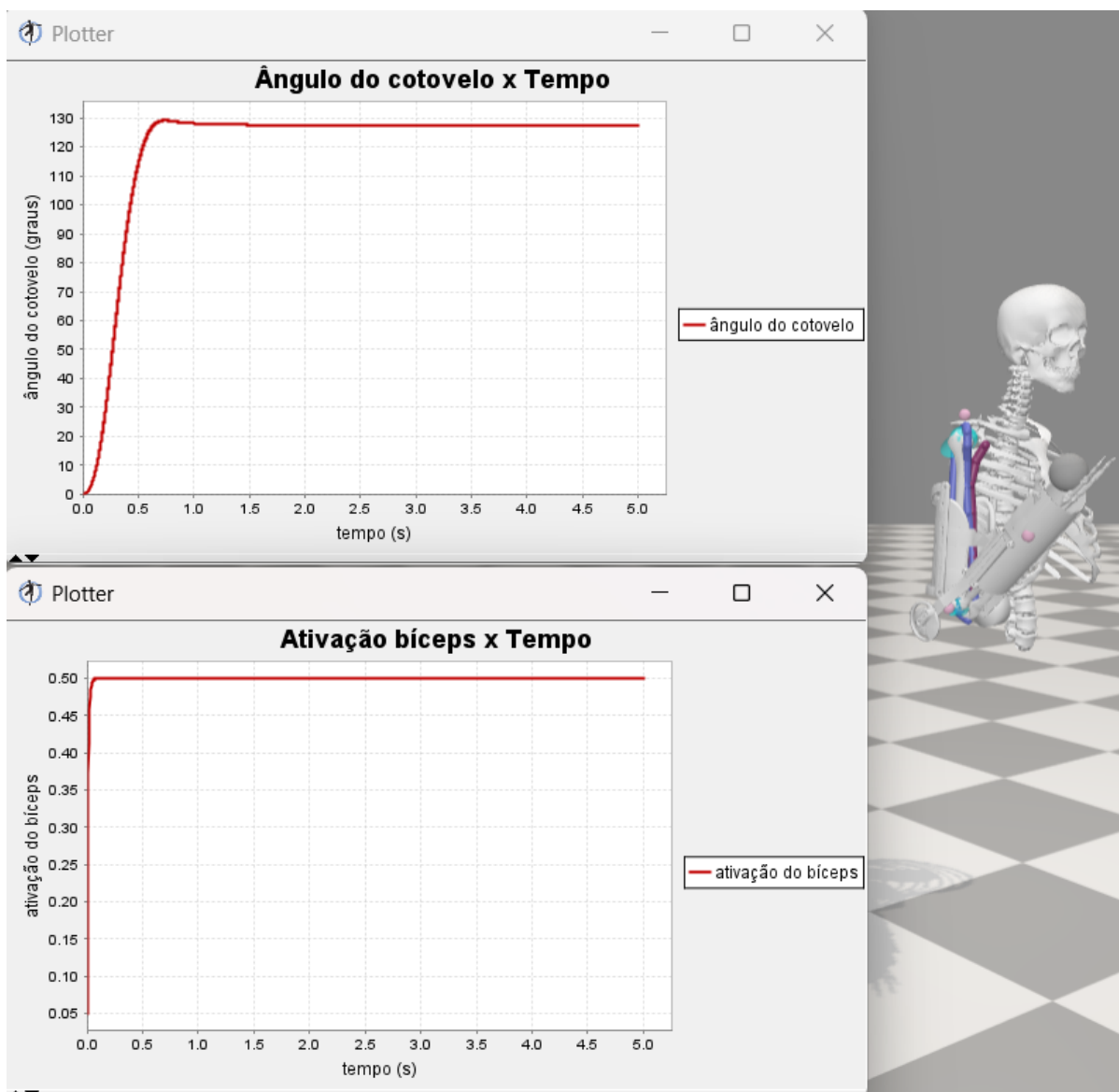
A Figura 77 apresenta os resultados do primeiro teste, onde a excitação do *BICshort* foi fixada em 0,01 (valor mínimo) para simular repouso muscular. Partindo da posição inicial com cotovelo estendido (0°), o modelo apresentou oscilações transitórias, estabilizando-se em aproximadamente $22,07^\circ$. Esse resultado condiz com a dominância do bíceps sobre o tríceps em repouso, mantendo o braço levemente flexionado (Tiwana, M.S.; Sinkler, M.A.; Bordoni, B., 2023).

Figura 77: Gráfico do ângulo do cotovelo ao longo do tempo, sem ativação dos músculos



A Figura 78 mostra o perfil temporal do ângulo do cotovelo para excitação do *BICshort* de 0,5, convergindo para um equilíbrio em aproximadamente $127,5^\circ$. A comparação com a Figura 77 revela diferenças significativas nas curvas, evidenciando comportamento não linear do sistema, confirmado pela falha da propriedade de homogeneidade.

Figura 78: *BICshort* ativado (excitação igual a 0,5), resposta do ângulo do cotovelo



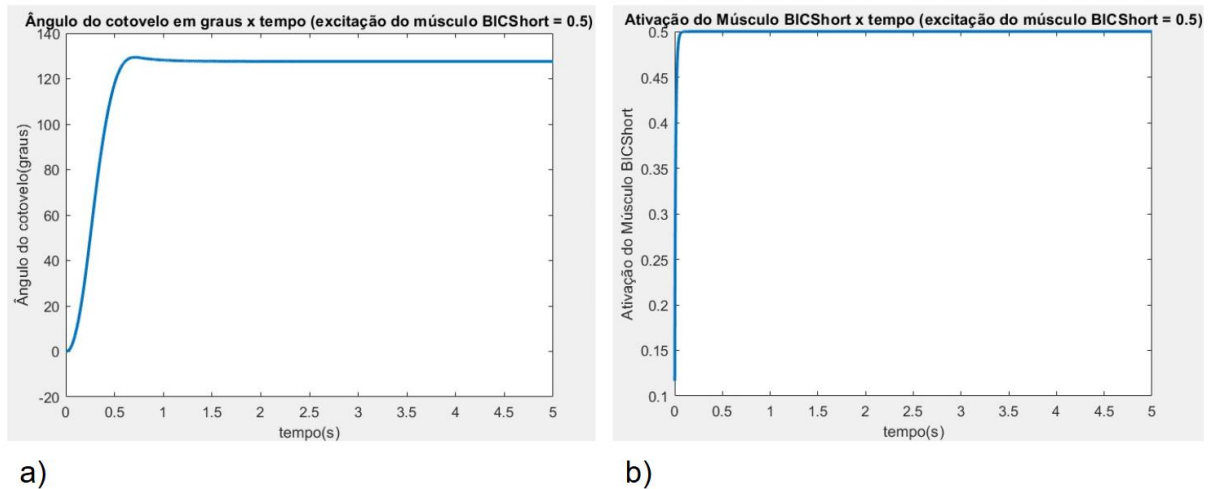
A Figura 79 apresenta a resposta ao degrau para excitação do *BICshort* igual a 1. O ângulo do cotovelo ultrapassa 180° (pico de 202°), estabilizando-se em 168° . A resposta apresentou oscilação por um período prolongado (4,5 s aproximadamente).

Figura 79: Resposta oscilatória do ângulo do cotovelo, para excitação do *BICshort* igual a 1



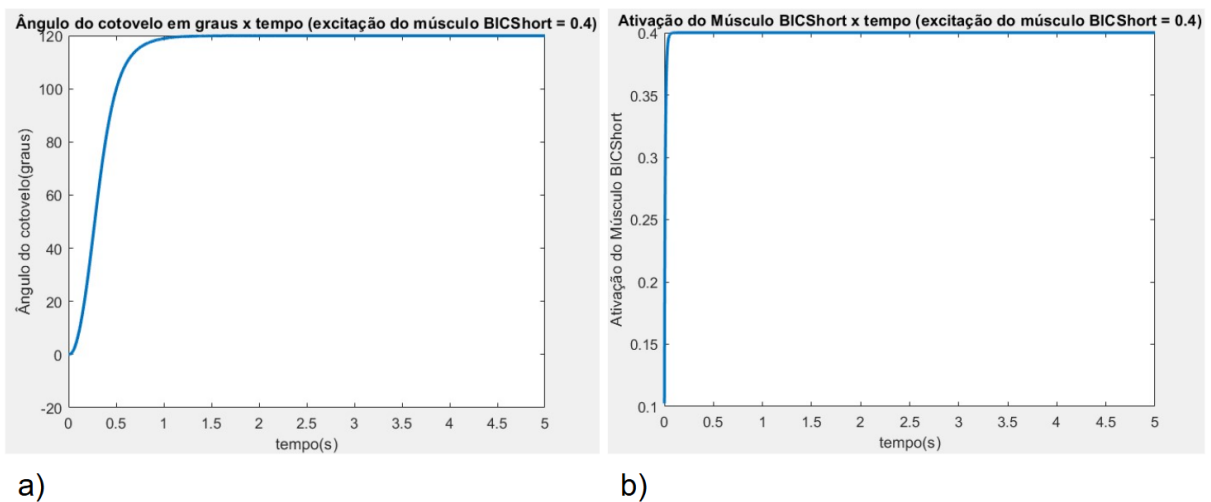
A Figura 80.a apresenta a variação temporal do ângulo do cotovelo, obtida via *script* MATLAB que simula o sistema em malha aberta. O *BICshort* foi ativado por 5 s (Figura 80.b) com excitação 0,5. A resposta do sistema (Figura 80.a) é consistente com os resultados obtidos anteriormente (Figura 78), estabilizando em $127,59^\circ$ - valor próximo aos $127,5^\circ$ alcançados via GUI do *OpenSim*, confirmando a equivalência dos métodos.

Figura 80: Resultado malha aberta a) Gráficos do ângulo do cotovelo ao longo do tempo com limitação da coordenada e para uma excitação de 0,5 do *BICshort* b) Gráfico da ativação correspondente do *BICshort* ao longo do tempo



A Figura 81.a exibe o resultado do ângulo do cotovelo com excitação do *BICshort* em 0,4 (Figura 81.b), ângulo do cotovelo estabilizou-se em aproximadamente $119,94^\circ$. Com uma ativação de apenas 0,4, observa-se que o sistema atingiu uma amplitude de aproximadamente 120° em pouco mais de 1 segundo (0,86 s para um ângulo de $117,6^\circ$).

Figura 81: Resultado malha aberta a) Resposta do ângulo do cotovelo para excitação do *BICshort* igual a 0,4. b) Gráfico da ativação do *BICshort* correspondente ao longo do tempo

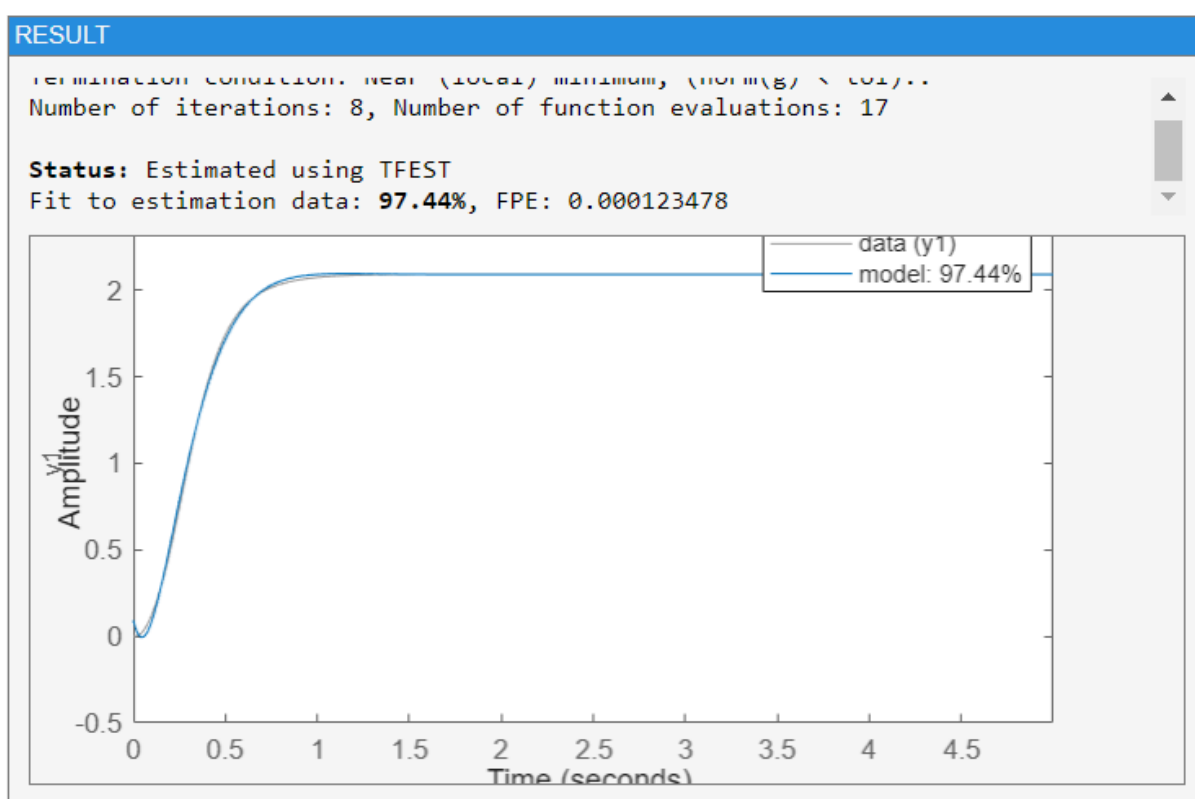


Utilizando o par de entrada e saída da Figura 81, obtém-se através da ferramenta de identificação de sistema do MATLAB (Figura 82) a seguinte função de transferência (Equação 14):

$$G(s) = \frac{197,6}{s^2 + 10,91s + 37,79} \quad (14)$$

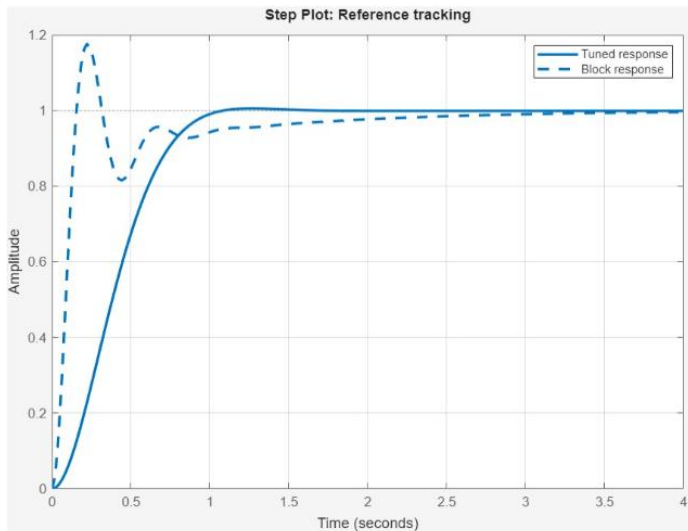
O sistema foi aproximado por uma função de transferência de segunda ordem, com acurácia de 97,44% (Figura 82), conforme a Equação 14.

Figura 82: Ferramenta de Identificação de Sistema do MATLAB



A Figura 83.a apresenta a resposta transitória do sistema em malha fechada e a Figura 83.b é referente os parâmetros do controlador PI correspondente, com ganho proporcional (K_p) de 0,067146 e ganho integral (K_i) de 0,465550, os quais resultaram em tempo de subida de 0,601 s, tempo de acomodação de 0,941 s e sobressinal de 0,524%.

Figura 83: Resultados PI para o *BICshort* a) Resposta do sistema em malha fechada para um degrau unitário de referência. b) Parâmetros do controlador, obtidos do MATLAB



a)

| Controller Parameters | |
|-----------------------|----------|
| | Tuned |
| P | 0.067146 |
| I | 0.46555 |
| D | n/a |
| N | n/a |
| | |
| | |

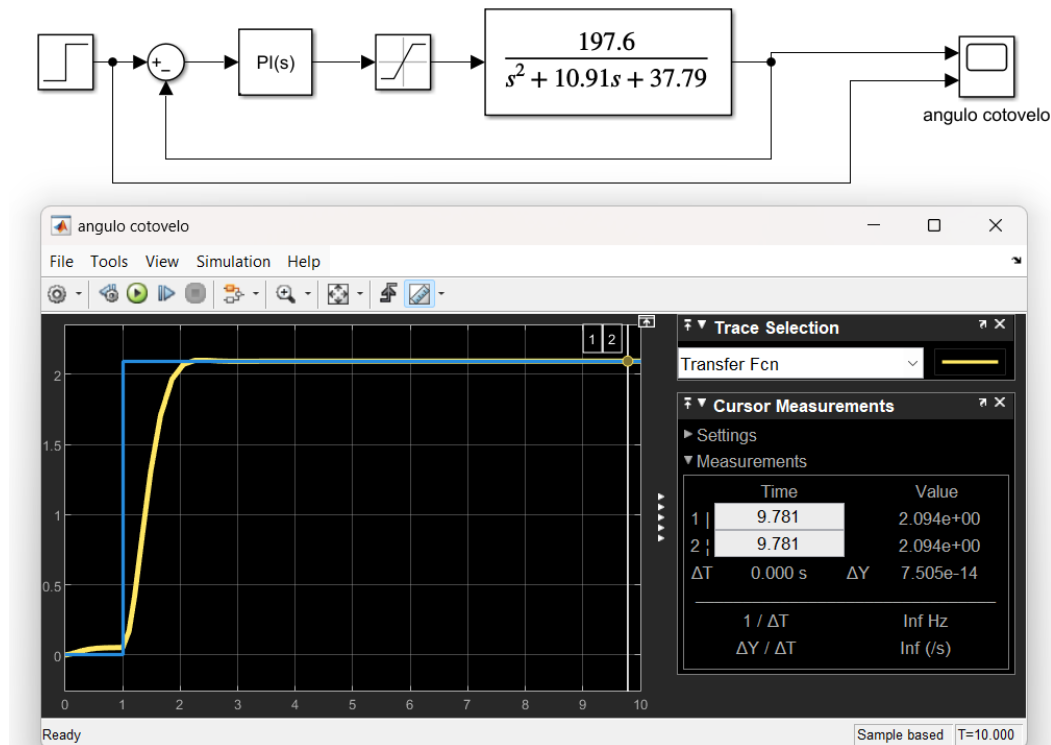
Performance and Robustness

| | Tuned |
|-----------------------|-----------------------|
| Rise time | 0.601 seconds |
| Settling time | 0.941 seconds |
| Overshoot | 0.524 % |
| Peak | 1.01 |
| Gain margin | Inf dB @ Inf rad/s |
| Phase margin | 70.2 deg @ 2.36 rad/s |
| Closed-loop stability | Stable |

b)

A Figura 84 apresenta o diagrama de blocos implementado no Simulink e a respectiva resposta do sistema em malha fechada. O erro em regime permanente é praticamente nulo, com o ângulo do cotovelo atingindo a referência em aproximadamente 1 segundo. No gráfico, a curva azul representa a referência de ângulo do cotovelo, enquanto a curva amarela é a resposta temporal do ângulo.

Figura 84: *Simulink*, resposta ao degrau do ângulo do cotovelo, para uma referência de 120°

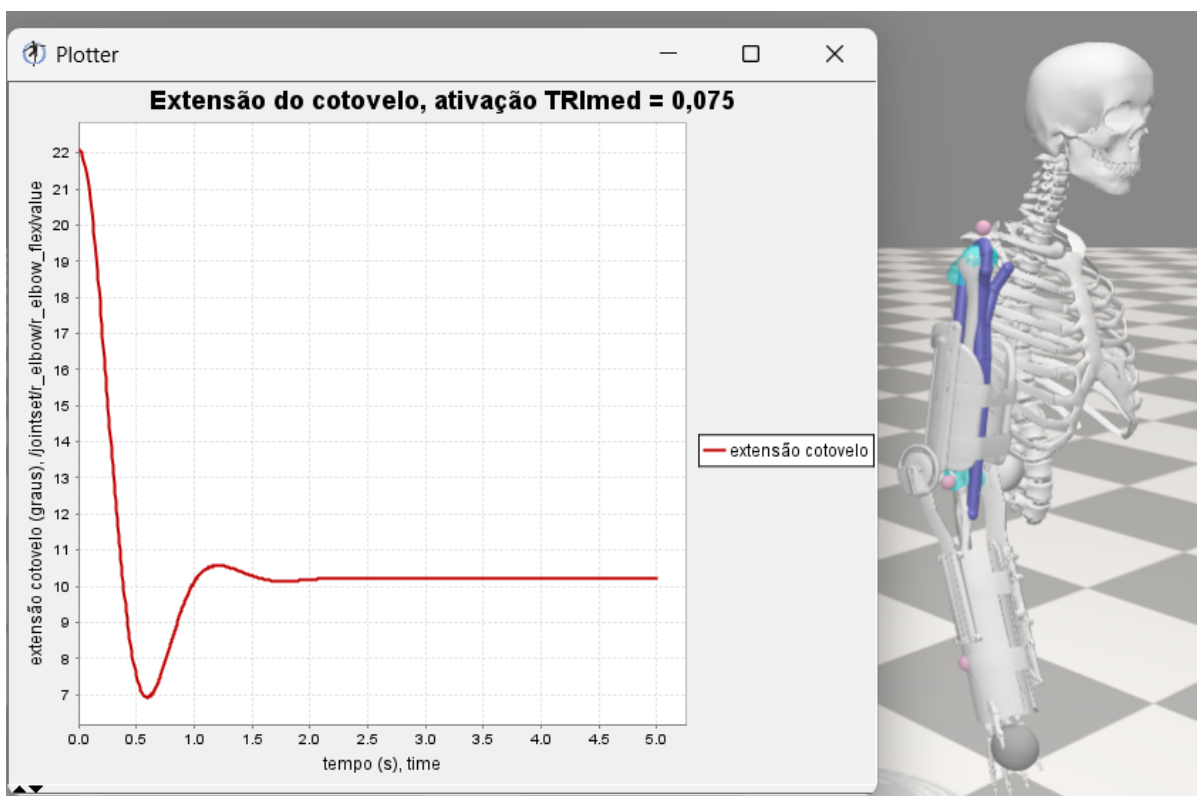


Após a obtenção dos parâmetros do controlador PI em tempo contínuo, procedeu-se à discretização do controlador para implementação na simulação. A Equação 15 apresenta a formulação discreta correspondente ao controlador do músculo *BICshort*:

$$u[k] = u[k - 1] + 0,067146 \cdot e[k] - 0,066680 \cdot e[k - 1] \quad (15)$$

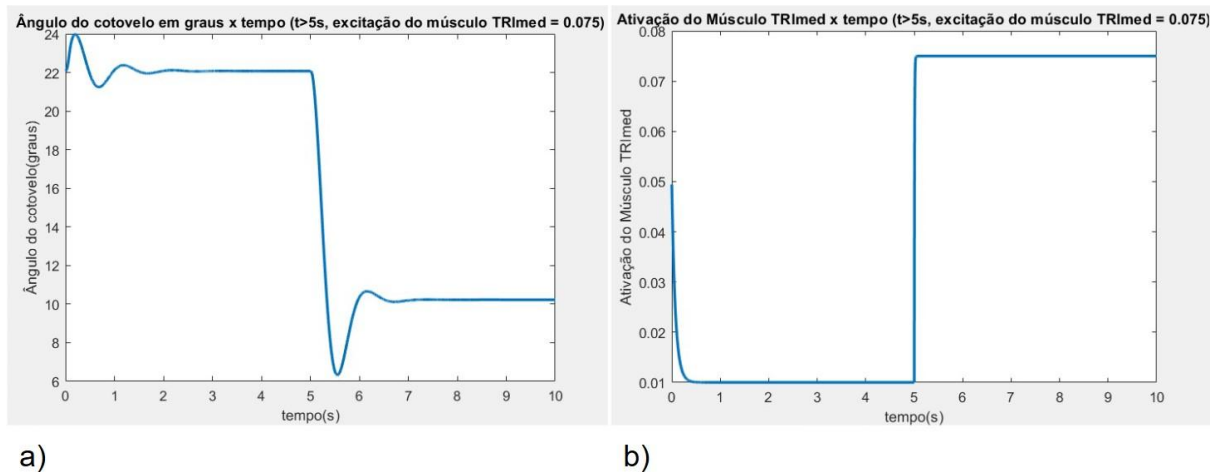
As próximas figuras são referentes aos resultados dos testes preliminares do músculo *TRImed*. Realizando simulação de dinâmica direta via GUI do *OpenSim*. Partindo de um ângulo inicial de 22,07° com excitação de 0,075, obteve-se um ângulo final de 10,23°, conforme demonstrado na Figura 85. O cotovelo estabilizou-se por volta de 2 s, observa-se também um subsinal (*undershoot*).

Figura 85: Extensão do cotovelo, ativação do *TRImed* com excitação de 0,075



A simulação foi replicada no MATLAB a partir de um ângulo inicial de $22,07^\circ$, com os resultados exibidos na Figura 86. A Figura 86.a ilustra que, mesmo com uma ativação mínima (0,01), a resposta apresenta oscilações partindo do ângulo inicial. Após 5 s na simulação em malha aberta, aplicou-se uma excitação de 0,075 (Figura 86.b). Antes da estabilização, observou-se um subsinal no ângulo do cotovelo. O valor final obtido para o ângulo foi de $10,23^\circ$, conforme registrado na GUI do *OpenSim*.

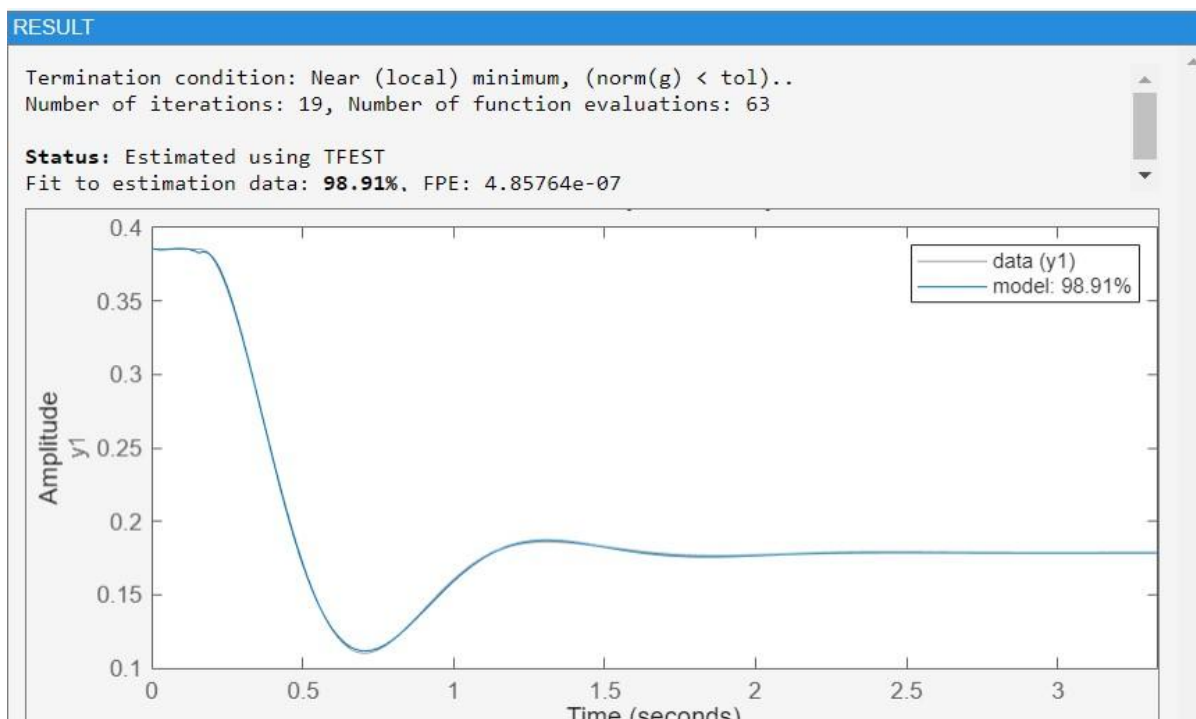
Figura 86: Simulação da extensão do cotovelo em malha aberta a) Ângulo do cotovelo em graus x tempo b) Ativação do $TRImed = 0.075$, $TRImed$ ativado após 5 s



Utilizando um trecho (a partir de 5 s) das Figura 86.a e Figura 86.b como entradas para a identificação de sistemas no MATLAB, obteve-se uma função de transferência de três polos e dois zeros, com acurácia de 98,91% (Figura 87). As unidades estão em radianos, conforme o padrão do *OpenSim*.

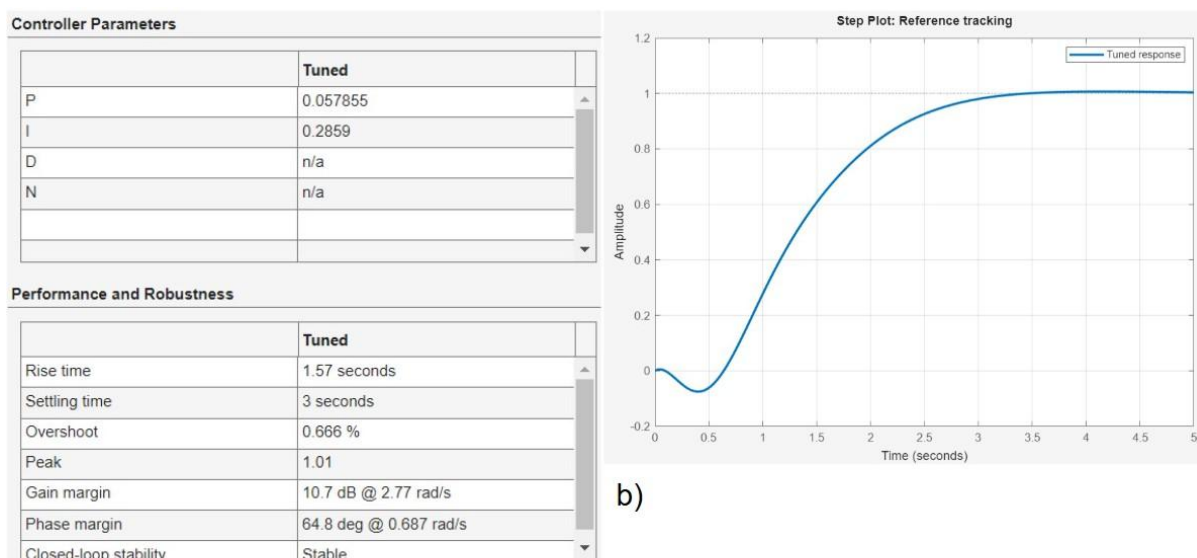
A Equação 16 representa a função de transferência do sistema, cuja entrada corresponde à excitação (0,01 a 1) do $TRImed$ e a saída ao ângulo do cotovelo em radianos.

$$G = \frac{4,212s^2 - 90,1s + 257,9}{s^3 + 8,418s^2 + 54,35s + 108,3} \quad (16)$$

Figura 87: Identificação de sistemas, para extensão do cotovelo

Após determinar a função de transferência, utilizaram-se as ferramentas de sintonia PID do MATLAB para obter os parâmetros de um controlador PI. Os resultados apresentaram um ganho proporcional (K_p) de 0,057855, ganho integral (K_i) de 0,2859, com características de resposta temporal correspondentes a: tempo de subida de 1,57 s, tempo de acomodação de 3 s e sobressinal de aproximadamente 0,7% (Figura 88).

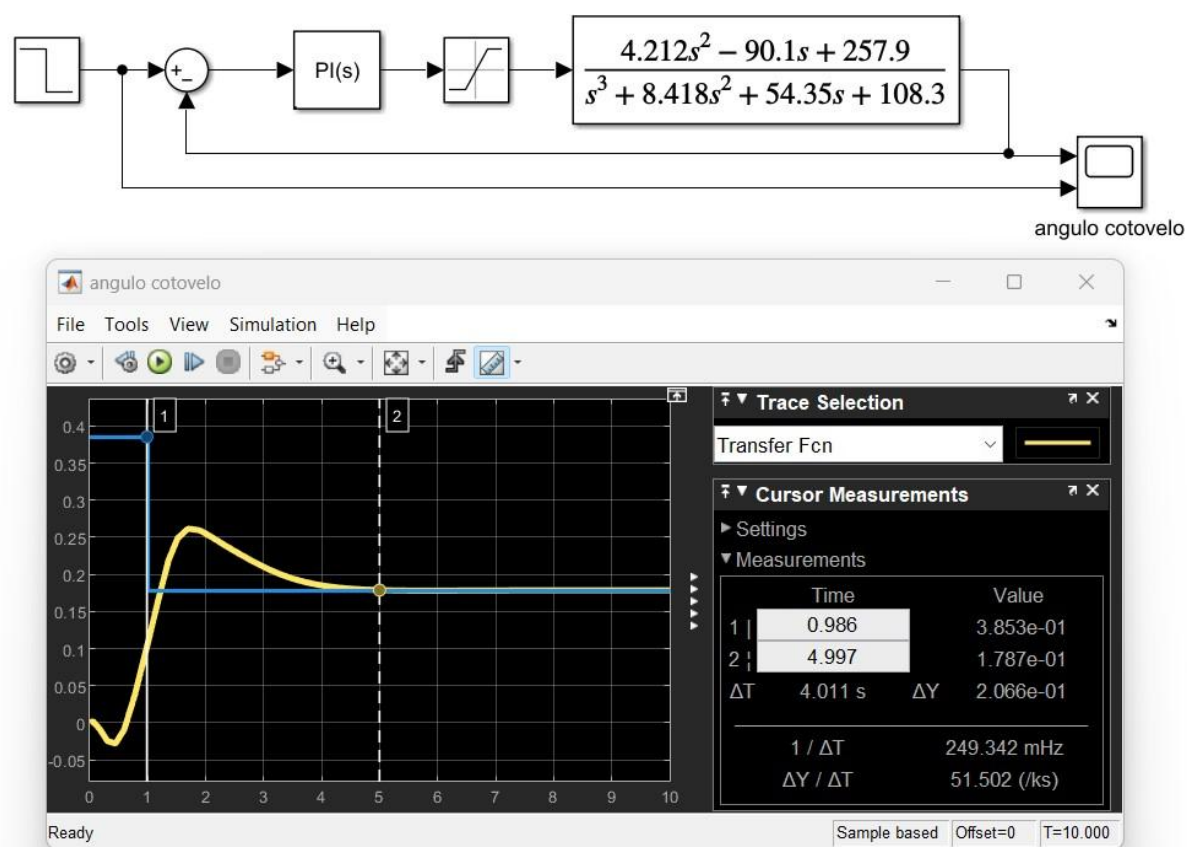
Figura 88: Parâmetros do controlador PI para extensão do cotovelo a) Parâmetros do controlador extensão cotovelo b) Resposta ao degrau



a)

O controlador foi implementado e testado no ambiente *Simulink*, conforme ilustrado na Figura 89. Destaca-se que o sistema resultante não apresenta ação reversa, ou seja, o aumento da excitação não provoca a diminuição do ângulo do cotovelo. Observa-se que o ângulo do cotovelo requer 4 segundos para estabilizar no valor de referência.

Figura 89: Modelo *Simulink* da extensão do cotovelo em malha fechada, com a respectiva resposta temporal



Após a discretização do controlador utilizando os ganhos do controlador PI do músculo *TRImed* e a inversão do sinal dos ganhos para obter uma ação de controle reversa, chegou-se à Equação 17, que representa o controlador a ser implementado nas simulações do *TRImed*.

$$u[k] = u[k - 1] - 0,057855 \cdot e[k] + 0,0576 \cdot e[k - 1] \quad (17)$$

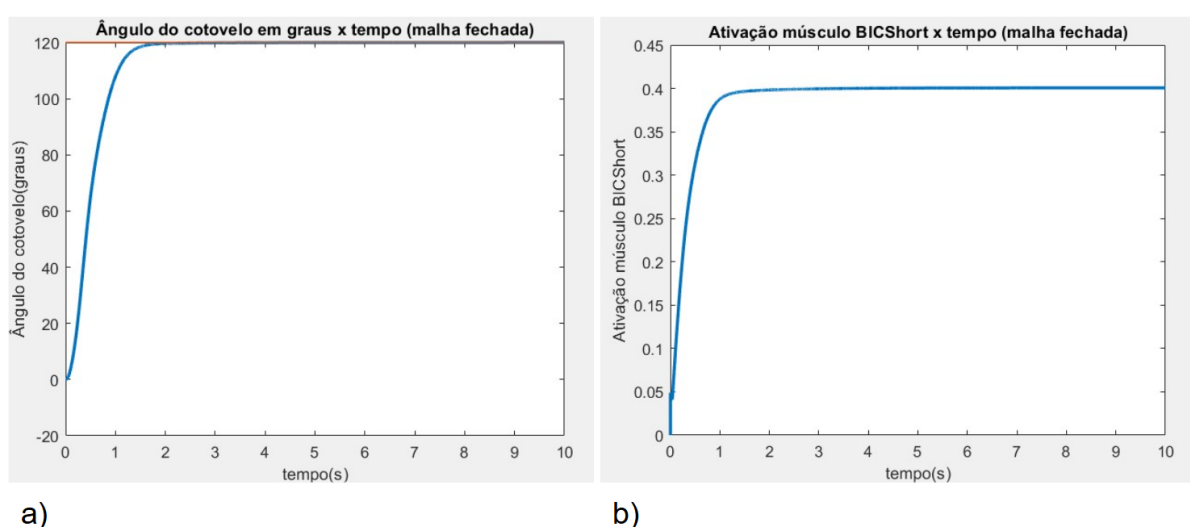
4.2.2 RESULTADOS OBTIDOS DOS MÚSCULOS BICSHORT E TRIMED

As figuras seguintes apresentam os resultados gráficos obtidos através de *scripts* MATLAB que utilizam a biblioteca *OpenSim*, após os testes preliminares de controle em malha fechada para flexo-extensão do cotovelo. Ressalta-se que uma simulação abrangente da órtese exigirá estudos adicionais sobre: (i) aplicação de FES em outros grupos musculares (*e.g.* músculos da mão) e (ii) modelagem mais realista do mecanismo de freio/trava mecânica.

A Figura 90 e Figura 91 ilustram a resposta do modelo a dois perfis distintos de entrada de referência (Figura 90.a e Figura 91.a), acompanhados dos respectivos padrões de ativação

do músculo *BICshort* (Figura 90.b e Figura 91.b). Foram aplicados dois perfis de entrada distintos: um degrau de 0° a 120° e um degrau inicial de 120° seguido por redução para 100° após 10 segundos. Adotando o critério de 2% para o tempo de acomodação, a faixa angular para a referência de 120° varia de $117,6^\circ$ a $122,4^\circ$. Em comparação, para a referência de 100° , a faixa considerada para a estabilização do controlador, utilizando o mesmo critério de 2%, é de 98° a 102° .

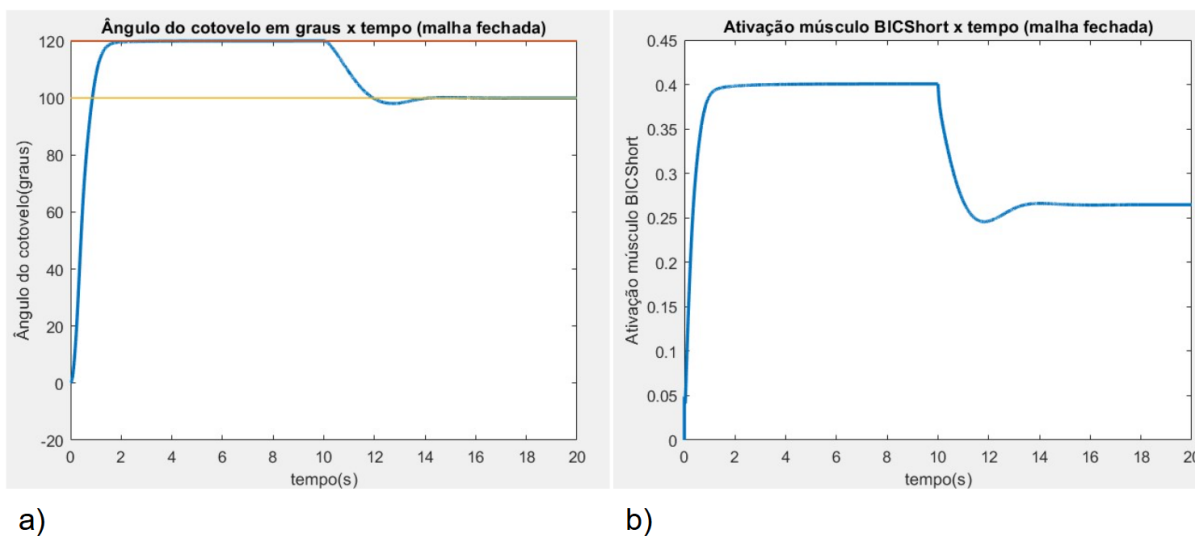
Figura 90: *BICshort* malha fechada primeiro teste a) Ângulo do cotovelo, resposta em malha fechada para referência em degrau (amplitude 120°). b) Ativação do *BICshort*



Apesar do ponto de operação projetado em 120° (tempo de acomodação 0- 120° : 1,38 s, utilizando o critério de 2%), o sistema apresentou rastreamento estável em 100° (tempo de estabilização: 1,65 s), conforme Figura 91.

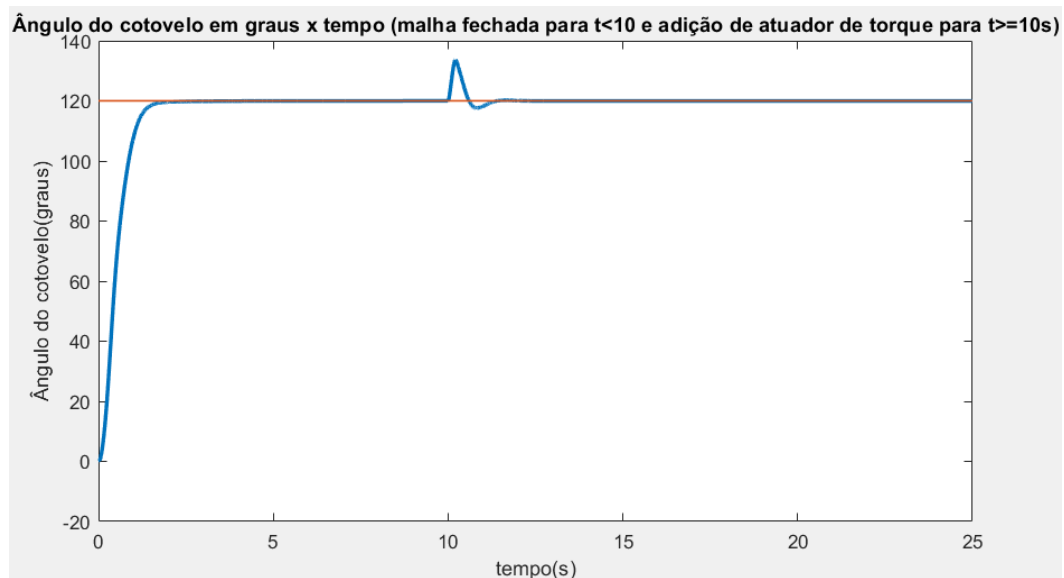
Figura 91: *BICshort* malha fechada segundo teste a) Resposta em malha fechada do ângulo do cotovelo, para referência inicialmente em 120°, seguido de uma redução para 100°. b)

Ativação do músculo *BICshort*



Para mitigar a fadiga muscular induzida pelo FES, propõe-se uma estratégia combinada de desativação da estimulação e imobilização mecânica do braço mediante dispositivo externo (*e.g.* freio MR). Visando simplificação computacional, a simulação emprega um atuador de torque genérico para manutenção do ângulo do cotovelo durante os períodos de inatividade do FES. A Figura 92 demonstra a ativação do atuador de torque em $t = 10$ s, acompanhada da ocorrência de um sobressinal.

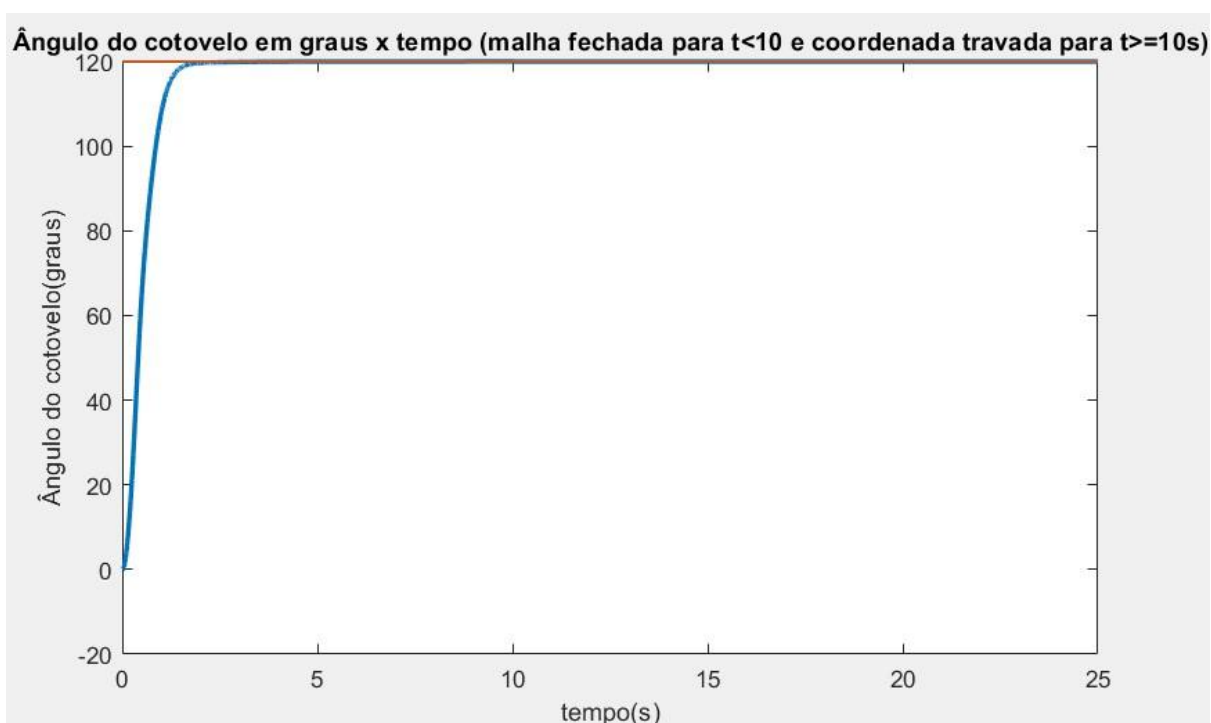
Figura 92: Travando a coordenada utilizando um atuador de torque, ativação após 10 s



A Figura 93 apresenta estratégia otimizada de travamento angular, onde a coordenada é fixada numericamente (valor fixo com velocidade nula), eliminando oscilações e superando o sobressinal da Figura 92.

Em ambos os métodos (1 e 2), o controle em malha fechada permanece ativo até $t = 10$ s, sendo subsequentemente desativado, enquanto a excitação muscular é mantida em seu nível mínimo.

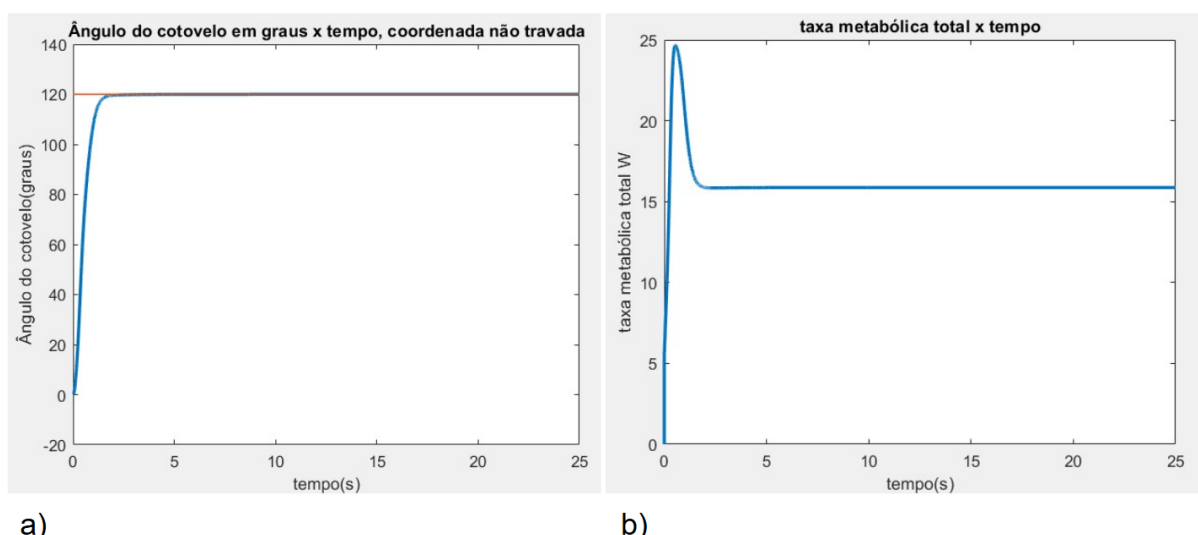
Figura 93: Mantendo a posição do cotovelo fixa numericamente, após 10 s



A taxa de consumo de energia metabólica, conforme estabelecido na metodologia, foi adotada como métrica para avaliação da redução de fadiga.

A Figura 94 apresenta a dinâmica angular do cotovelo para referência de 120° com FES ativo por 25 s (Figura 94.a), juntamente com o perfil metabólico correspondente (Figura 94.b). Durante o regime transitório (aproximadamente 2,3 s), observou-se pico de taxa metabólica de 24,7 W, estabilizando em 15,87 W, com ativação do *BICshort* correspondente de 0,4.

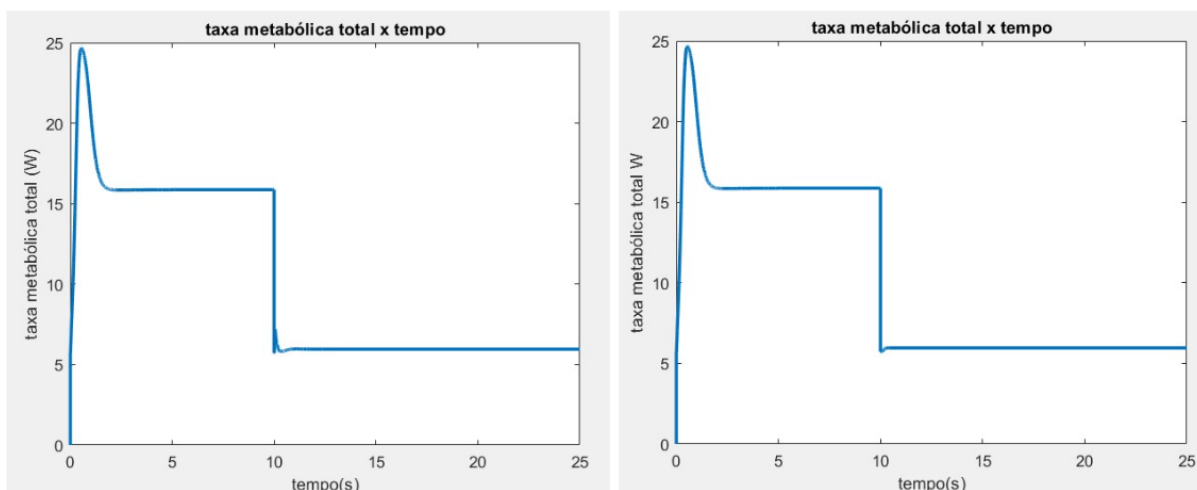
Figura 94: Simulação flexão do cotovelo em malha fechada, FES ativo por 25 s a) Ângulo do cotovelo ao longo do tempo b) Taxa metabólica correspondente do *BICshort*



A Figura 95 compara os dois métodos de fixação da coordenada no gráfico da taxa metabólica após a desativação do FES em $t = 10$ s: (a) método 1 (atuador de torque, Figura 95.a) e (b) método 2 (fixação numérica, Figura 95.b). Os resultados demonstram equivalência entre as abordagens, optando-se pelo método 2 nas simulações subsequentes em virtude de sua implementação mais simples.

A comparação entre a Figura 94 e a Figura 95 revela que, para $t < 10$ s, ambos os casos apresentam resultados idênticos: ativação muscular de 0,4, com pico metabólico de 24,7 W no regime transitório, estabilizando em 15,87 W. A Figura 95 demonstra que, após a desativação do FES em $t = 10$ s, a taxa metabólica decai para 5,96 W.

Figura 95: Taxa metabólica *BICshort*, comparação a) Taxa metabólica total utilizando atuador b) Taxa metabólica total coordenada mantida numericamente



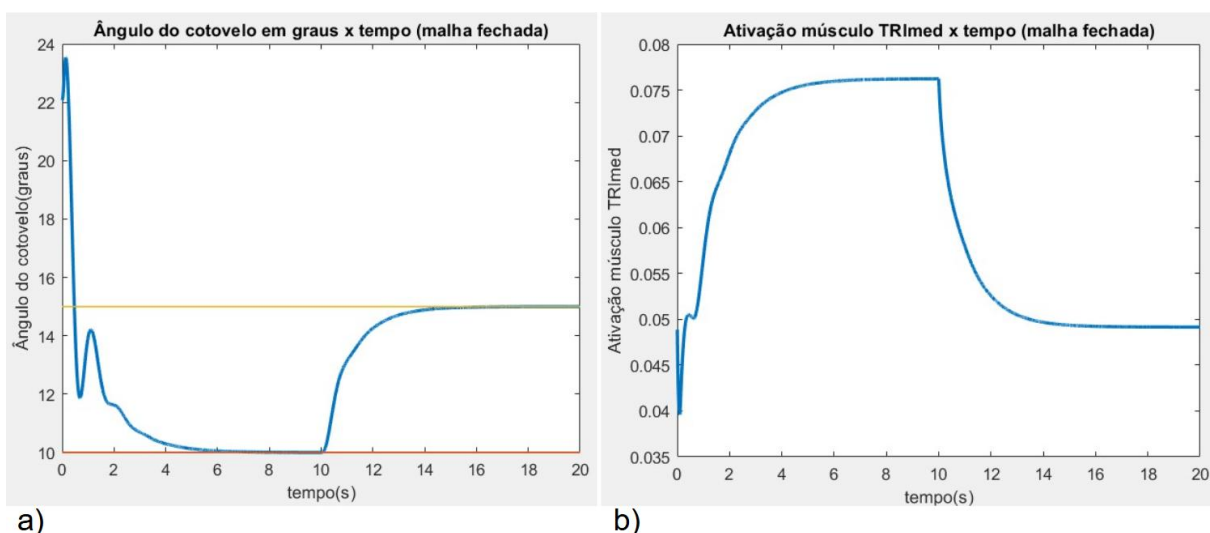
a)

b)

As simulações subsequentes avaliam a resposta à estimulação do *TRImed*. A Figura 96.a demonstra a capacidade do controlador em acompanhar a referência angular, que varia de 10° ($t < 10$ s) para 15° ($t \geq 10$ s), enquanto a Figura 96.b apresenta o perfil de ativação muscular correspondente, que também representa a saída do controlador. Para o tempo de acomodação com critério de 2%, considera-se que o sistema estabilizou se o erro for de $\pm 0,2^\circ$ para uma referência de 10° e $\pm 0,3^\circ$ para uma referência de 15° no ângulo do cotovelo.

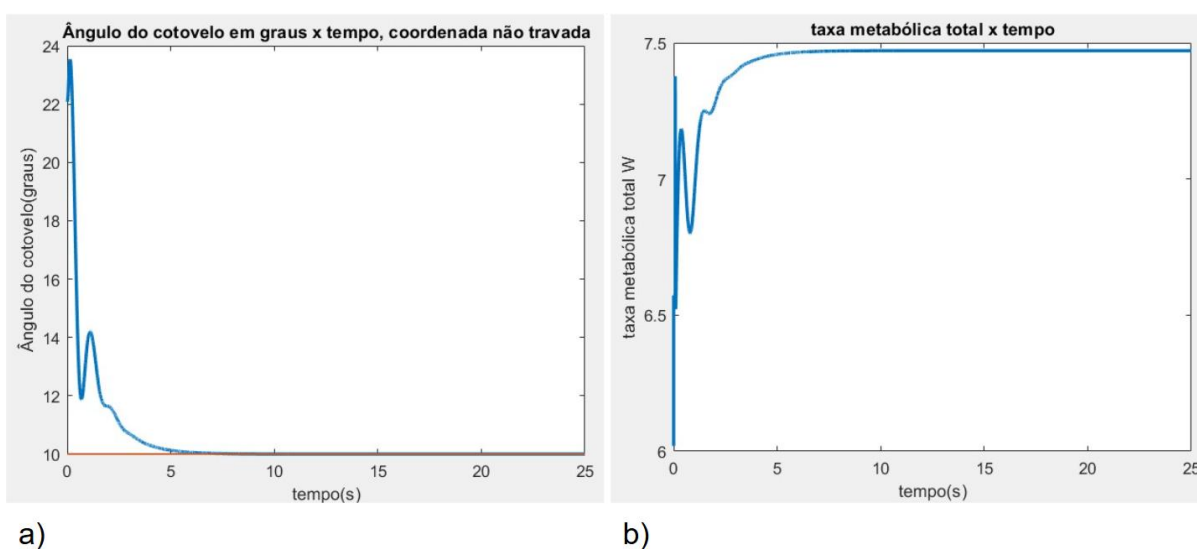
A simulação apresentou um regime transitório inicial prolongado, com estabilização em aproximadamente 4,48 s. Na transição de 10° para 15° , observou-se resposta mais rápida, com o ângulo do cotovelo atingindo a nova referência em cerca de 2,96 s.

Figura 96: Malha fechada *TRImed* a) Extensão do cotovelo para 10° e 15° b) Ativação do *TRImed* correspondente



A Figura 97.a apresenta a estimulação mantida por 25 s, enquanto a Figura 97.b mostra o comportamento metabólico correspondente: após um transitório inicial (0-5 s), a taxa estabiliza-se em 7,47 W, com ativação do *TRImed* constante de 0,076 para ângulo do cotovelo de 10° .

Figura 97: Malha fechada *TRImed* e taxa metabólica a) Extensão do *TRImed*, referência 10° por 25 s, coordenada não travado b) Taxa metabólica correspondente



A simulação representada na Figura 98 reproduz inicialmente a simulação da Figura 97, porém com desativação do FES em $t = 10$ s. A taxa metabólica manteve-se em 7,47 W

durante os primeiros 10 segundos (ativação do TR_{med} : 0,076), decaindo para 6,02 W após a desativação, conforme demonstrado na Figura 99.

Figura 98: Extensão do cotovelo ao longo do tempo, travando coordenada a partir de 10 s

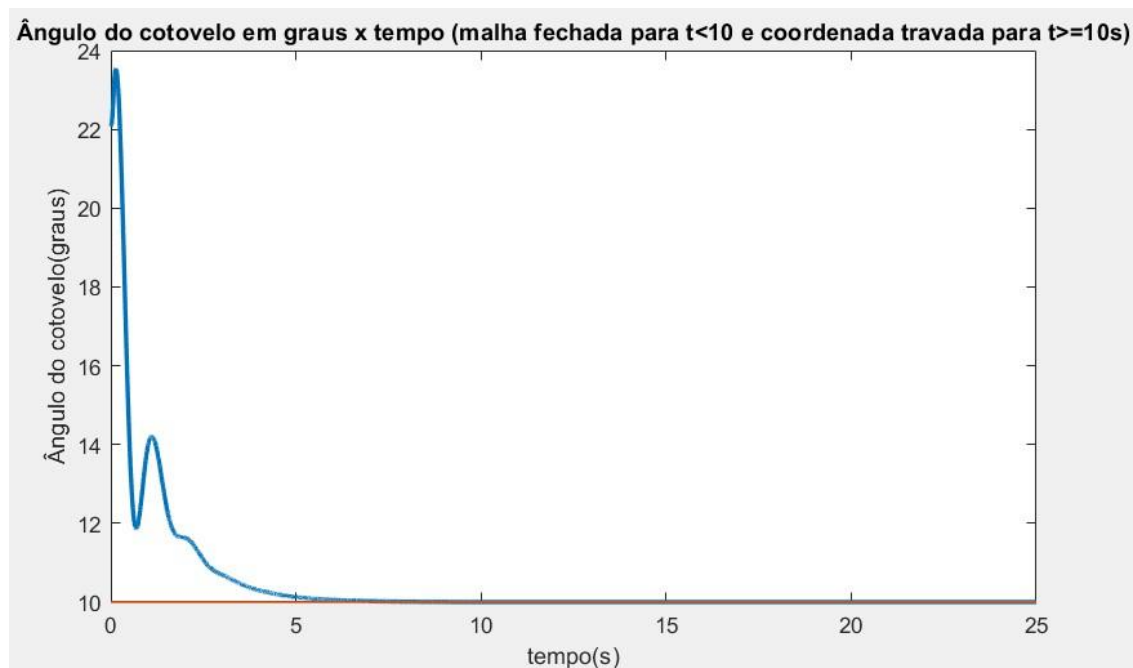
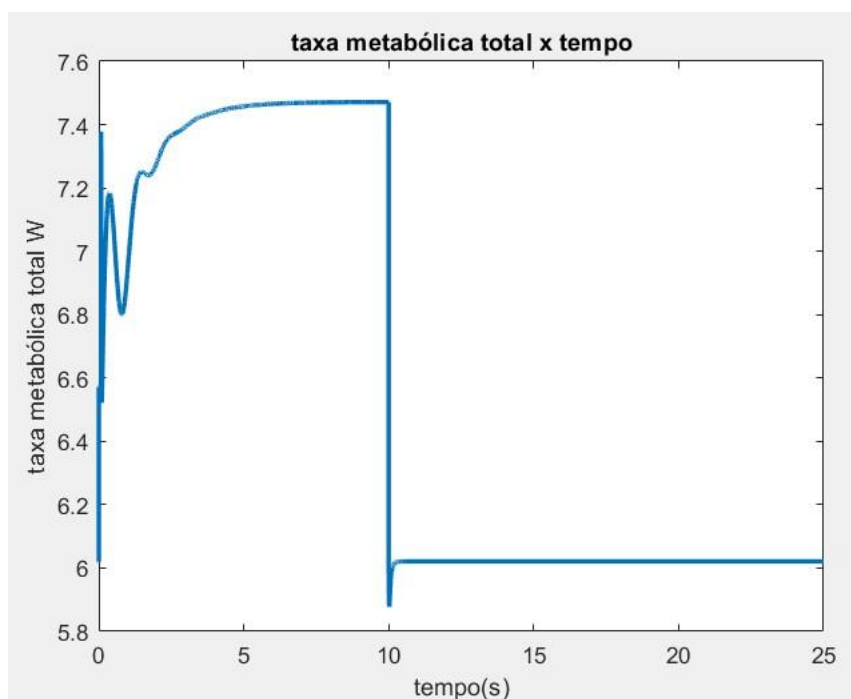


Figura 99: Gráfico da taxa metabólica ao longo do tempo para o cotovelo travado a partir de 10 s



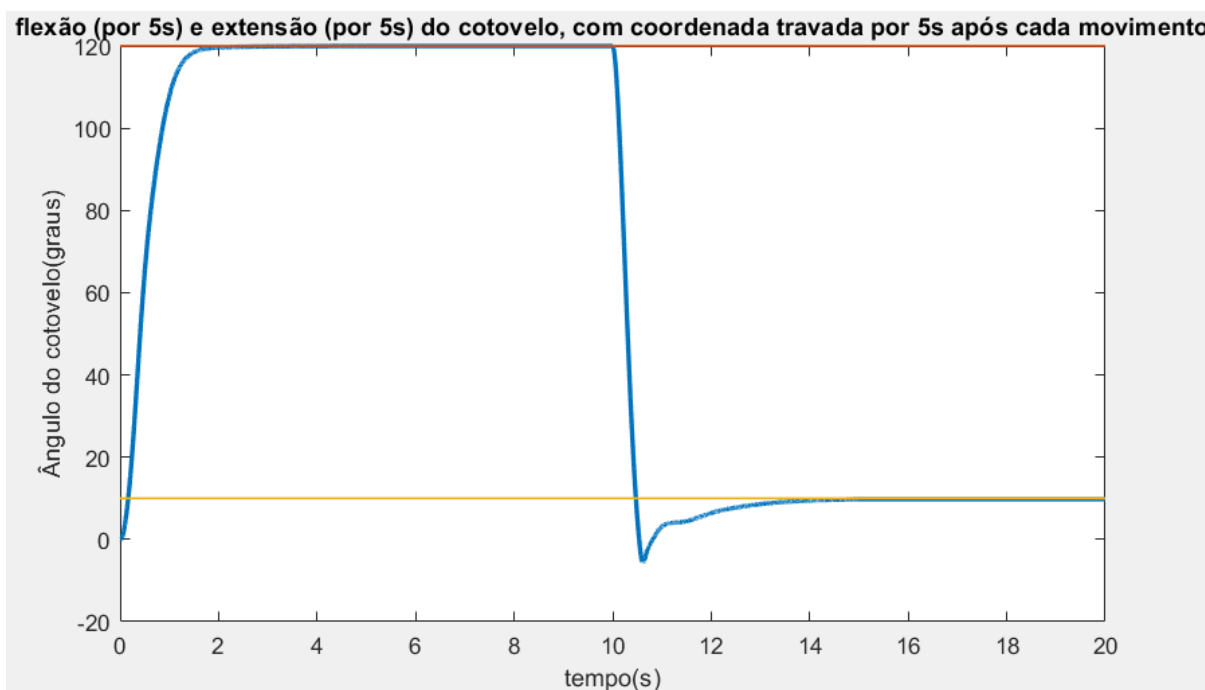
A simulação final reproduz a tarefa funcional de levar um objeto ao rosto com a seguinte sequência: (i) ativação do *BICshort* (0-5 s) para flexão até 120°; (ii) desativação do FES e manutenção angular (5-10 s); (iii) ativação do *TRImed* (15-20 s) para extensão até 10°; e (iv) desativação do FES com travamento articular nos últimos 5 segundos.

A Figura 100 apresenta a variação temporal do ângulo do cotovelo durante a execução da tarefa funcional.

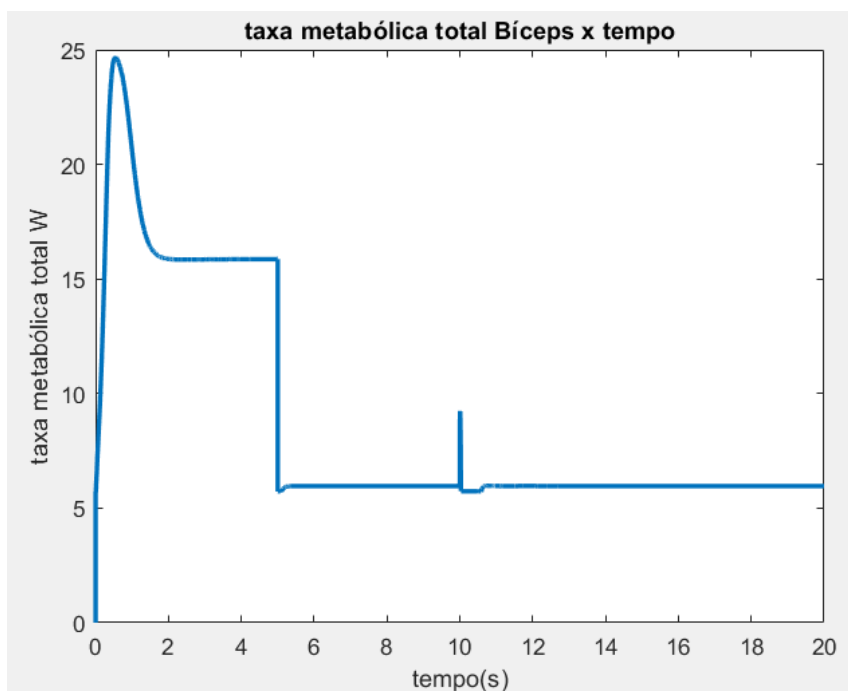
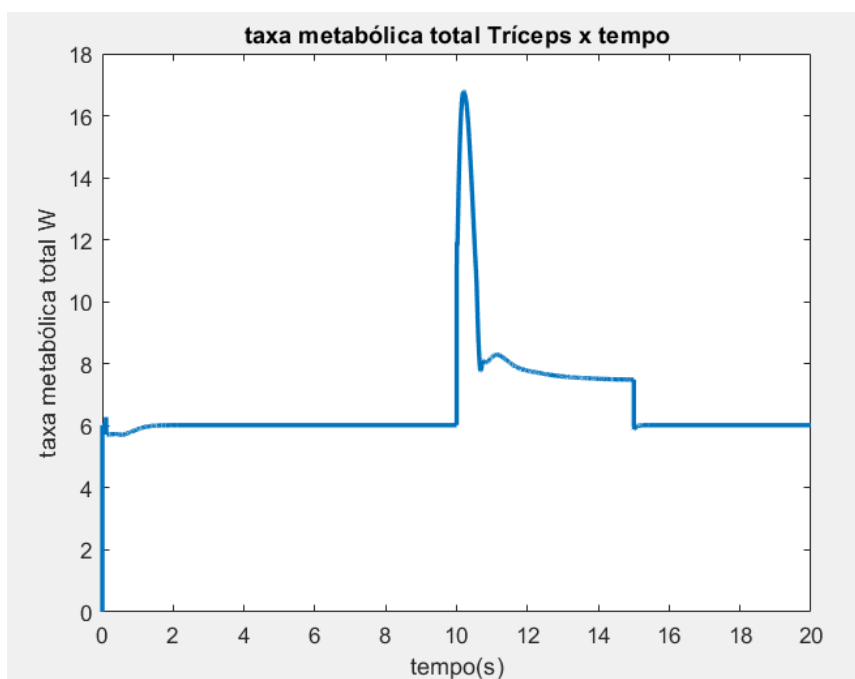
Em $t = 10$ s, o *BICshort* mantém-se ativado brevemente para amortecer a desaceleração do braço, evitando uma queda abrupta.

O tempo de acomodação na subida para flexão do cotovelo é de aproximadamente 1,39 s, enquanto para extensão o tempo de acomodação na descida é de 4,85 s, indicando uma dinâmica assimétrica entre os movimentos.

Figura 100: Tarefa funcional, levar objeto ao rosto, flexão e extensão do cotovelo.



A Figura 101 e Figura 102 apresentam, respectivamente, as taxas metabólicas do *BICshort* e *TRImed*. Para o *BICshort*, observa-se: pico de 24,7 W durante o movimento, estabilização em 15,86 W após atingir o ângulo-alvo e redução para 5,96 W pós-desativação do FES. O *TRImed* exibe comportamento análogo, com valores correspondentes de 16,7 W, 7,5 W e 6,02 W.

Figura 101: Taxa metabólica do *BICshort* para a tarefa funcional levar objeto ao rosto**Figura 102:** Taxa metabólica do *TRImed* para a tarefa funcional levar objeto ao rosto

A Tabela 10 consolida os dados de consumo energético metabólico para *BICshort* e *TRImed*. Durante a ativação, o *TRImed* apresenta demanda energética inferior à do *BICshort*, enquanto na fase inativa seu consumo é discretamente superior.

Tabela 10: Taxa de consumo energético metabólica

| Músculo | Pico de taxa metabólica (W) | Músculo ativado, taxa metabólica (W). | Músculo desativado, taxa metabólica (W) |
|-----------------|-----------------------------|---------------------------------------|---|
| <i>BICshort</i> | 24,7 | 15,87 | 5,96 |
| <i>TRImed</i> | 16,7 | 7,47 | 6,02 |

Os resultados indicaram que taxas metabólicas constantes são mantidas durante ativação muscular sustentada, conforme evidenciado pelos gráficos anteriores. Consequentemente, a duração da estimulação por FES apresenta relação direta com o consumo energético total.

Os resultados indicam que a redução do consumo energético dos músculos pode ser obtida mediante estimulação elétrica intermitente, destacando a relevância de mecanismos de travamento mecânico para minimização da fadiga muscular.

O músculo *BICshort* apresentou os menores tempos de acomodação, sendo de 1,38 s e 1,65 s para as referências de 120° e 100°, respectivamente. O músculo *TRImed* registrou um tempo de transição inicial longo de 4,48 s; contudo, na transição de 10° para 15°, o tempo de acomodação foi menor (2,96 s). Para a tarefa funcional, em que o ângulo de referência variou de 120° para 10°, o tempo de acomodação foi maior (4,85 s). O *TRImed* apresenta uma dinâmica mais lenta quando a referência de ângulo diminui.

5. CONCLUSÃO

O objetivo do trabalho foi alcançado através da simulação computacional de uma órtese híbrida, que combina FES com uma estrutura mecânica, para reabilitação do membro superior em pacientes pós-AVE. O foco foi na modelagem musculoesquelética e no controle de movimentos articulares de flexão e extensão do cotovelo utilizando as plataformas MATLAB e *OpenSim*. Os objetivos principais alcançados incluem a utilização de modelos musculares, tais como o *BICshort* e o *TRImed*, e o desenvolvimento de controladores PI para a otimização dos movimentos de flexão e extensão do cotovelo. Além disso, foi implementado um mecanismo de travamento articular para reduzir a fadiga muscular, a relação entre o FES e o consumo de energia metabólica foi analisada, e foi realizada uma avaliação clínica da órtese.

Os resultados principais da simulação demonstraram que os controladores PI foram altamente eficazes para o controle dos movimentos do cotovelo, apresentando tempos de resposta entre 1,38 e 2,96 segundos (com exceção do *TRImed*, cujo maior tempo de acomodação foi de 4,85 s) e um sobressinal inferior a 0,7%, o que indica alta precisão e estabilidade no rastreamento de trajetórias. Os modelos de função de transferência para os músculos *BICshort* e *TRImed* alcançaram uma precisão superior a 97%, refletindo a consistência da modelagem simulada. Além disso, foi observada uma redução significativa no consumo energético com a desativação do FES, evidenciando a eficácia do sistema de imobilização articular proposto na diminuição da fadiga muscular.

Os testes clínicos, embora não sejam o foco da pesquisa, forneceram informações valiosas para interpretar os resultados simulados. Apesar das limitações dos sensores IMU, os testes indicaram que a órtese é aplicável na reabilitação, confirmando sua eficácia em tarefas como segurar objetos e levar à boca, com *feedback* positivo sobre segurança, conforto e eficácia. A necessidade de otimização do design foi destacada devido ao peso da órtese, e a problemas de usabilidade do sistema.

Os objetivos da pesquisa foram atingidos, com a simulação computacional fornecendo uma base para o desenvolvimento e controle da órtese híbrida. A integração do *OpenSim* com MATLAB foi eficaz para otimizar o movimento articular e indica uma redução na fadiga muscular, enquanto os testes clínicos ajudaram a interpretar as simulações. Ambos os testes clínicos e as simulações são fundamentais para o aprimoramento da órtese.

O estudo apresenta como limitação a utilização de um modelo simplificado de membro superior, considerando apenas os músculos *BICshort* e *TRImed*, e a simulação de um

mecanismo de trava mecânica genérico, o que restringe a simulação de todas as funcionalidades da órtese. Contudo, tais simplificações não comprometem a generalidade dos resultados, uma vez que as metodologias desenvolvidas são igualmente aplicáveis a modelos mais complexos.

A principal contribuição deste trabalho reside na aplicação do *OpenSim* para aprimorar uma órtese inovadora, superando as capacidades do modelo *arm26* ao incorporar: (i) um modelo biomecânico mais sofisticado, (ii) a implementação de controle em malha fechada em um sistema originalmente operando em malha aberta, e (iii) a avaliação sistemática da inclusão de um mecanismo adicional de trava. Esta abordagem demonstra o potencial do *OpenSim* como ferramenta para otimização de dispositivos assistivos.

6. SUGESTÃO TRABALHOS FUTUROS

Este estudo apresentou evidências que corroboram a redução da fadiga muscular ao desativar o FES, com o membro superior travado. Com base nesses resultados, sugere-se a incorporação de um mecanismo de trava mecânica e freio em futuros projetos. O mecanismo atuaria no módulo do cotovelo, imobilizando o membro assim que a posição alvo fosse alcançada, seja em flexão ou extensão, otimizando assim o desempenho e reduzindo a fadiga associada à estimulação elétrica contínua. Essa abordagem pode contribuir para o desenvolvimento de sistemas de reabilitação mais eficientes. Como alternativa para sistemas de trava ou freio, pode-se considerar a utilização de freios baseado em fluidos MR.

A fim de reduzir a dependência contínua do FES nos músculos da mão, propõe-se a implementação de um sistema de trava mecânica que permita manter a posição desejada sem a necessidade de estimulação constante. Uma solução possível consiste em adaptar um mecanismo semelhante ao utilizado em versões anteriores da órtese, empregando dedeiras e fios para sustentar a mão em extensão enquanto o FES permanece desativado.

Em estudos futuros, recomenda-se a realização de simulações mais detalhadas do freio MR, podendo-se utilizar o *software OpenSim* como ferramenta principal para essa finalidade. Adicionalmente, propõe-se aumentar o nível de complexidade das simulações, eliminando simplificações adotadas no presente trabalho, como a incorporação de dados antropométricos específicos do usuário por meio da ferramenta de escala do *OpenSim*, a expansão do modelo *arm26* com a inclusão de mais músculos envolvidos nos movimentos da mão, e a simulação da FES com uma forma de onda equivalente à do estimulador comercial *RehaStim*.

Também seria relevante utilizar parâmetros mais realistas para os ângulos máximo e mínimo do cotovelo, bem como para as forças de limitação de coordenada, a fim de aprimorar a precisão e a aplicabilidade clínica dos resultados. Essas melhorias permitiriam uma avaliação mais fidedigna do sistema proposto, aproximando as condições simuladas das situações reais de reabilitação.

Para otimizar o desempenho do sistema, recomenda-se a implementação de um controle em malha fechada para o freio MR, substituindo a abordagem *on-off* por rampas de aceleração e desaceleração que permitam uma atuação mais suave e progressiva do freio. Adicionalmente, propõe-se um sistema triplo integrado, combinando controle via FES para movimento ativo, freio MR para desaceleração e travamento, e motores auxiliares para complementar a ação do FES.

É fundamental, contudo, garantir que essa integração de componentes não resulte em um aumento excessivo do peso total do dispositivo, preservando assim sua ergonomia e funcionalidade durante o uso. Essa abordagem multifacetada busca equilibrar eficiência energética, precisão de movimento e conforto do usuário, potencializando os benefícios da reabilitação.

REFERÊNCIAS

ADRIANE POZZOBON, GABRIELA AUGUSTA, MATEUS PEREIRA LEONARDO JUNG. Anatomia na prática sistema musculoesquelético. Disponível em: <https://www.univates.br/editora-univates/media/publicacoes/118/pdf_118.pdf>. Acesso em: 25 de março de 2024.

Ahmad, M.K.I. & Ksm Kader Ibrahim, Babul Salam & Abdul Jamil, Muhammad Mahadi & Hanafi, Dirman & Nasir, N. & Rahman, K. & Masdar, A. & Shamsudin, Abu & Ramin, N.. (2015). Framework of Lower-Limb Musculoskeletal Modeling for FES Control System Development. *International Journal of Integrated Engineering*. 6. 51-64.

A. M. Elnady *et al.* (2015) A Single-Session Preliminary Evaluation of an Affordable BCI-Controlled Arm Exoskeleton and Motor- Proprioception Platform, *Front. Hum. Neurosci*, vol. 9.

A. M. Stewart, C. G. Pretty, M. Adams, and X. Chen (2017) Review of Upper Limb Hybrid Exoskeletons. *IFAC-Pap.*, vol. 50, no. 1, pp. 15169-15178.

Ana Carolina Cardoso de Sousa, Felipe Moreira Ramos, Marien Cristina Narvaez Dorado, Lucas Oliveira da Fonseca, Antônio Padilha Lanari Bó, A Comparative Study on Control Strategies for FES Cycling Using a Detailed Musculoskeletal Model, *IFAC-PapersOnLine*, Volume 49, Issue 32, 2016, Pages 204-209, ISSN 2405-8963, <https://doi.org/10.1016/j.ifacol.2016.12.215>.
(<https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S2405896316328877>).

Ana Isabel Martins, Ana Filipa Rosa, Alexandra Queirós, Anabela Silva, Nelson Pacheco Rocha, European Portuguese Validation of the System Usability Scale (SUS), *Procedia Computer Science*, Volume 67, 2015, Pages 293-300, ISSN 1877-0509, <https://doi.org/10.1016/j.procs.2015.09.273>.
(<https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1877050915031191>).

Anaya, F., Thangavel, P. & Yu, H. Hybrid FES–robotic gait rehabilitation technologies: a review on mechanical design, actuation, and control strategies. *Int J Intell Robot Appl* 2, 1–28 (2018). <https://doi.org/10.1007/s41315-017-0042-6>.

API Guide. API Guide. Disponível em: <https://simtk.org/api_docs/opensim/api_docs/md_doc_APIGuide.html>. 2024. Acesso em: 14 de fevereiro de 2025.

ARAÚJO, R.C; Desenvolvimento e Avaliação de Sistema de Auxílio à Reabilitação Motora do Membro Superior após Acidente Vascular Encefálico. Tese de Doutorado da Escola de Engenharia da Universidade Federal de Minas Gerais, 2011.

Arthur P. Vasen, Stephen H. Lacey, Michael W. Keith, John W. Shaffer, Functional range of motion of the elbow, *The Journal of Hand Surgery*, Volume 20, Issue 2, 1995, Pages 288-292, ISSN 0363-5023, [https://doi.org/10.1016/S0363-5023\(05\)80028-0](https://doi.org/10.1016/S0363-5023(05)80028-0).

AVE-DERRAME CEREBRAL. Disponível em: <https://neurosinapse.med.br/ave-derrame-cerebral>. Acesso: 25 de março de 2024.

Banyai AD, Brişan C. Robotics in Physical Rehabilitation: Systematic Review. *Healthcare (Basel)*. 2024 Aug 29;12(17):1720. doi: 10.3390/healthcare12171720. PMID: 39273744; PMCID: PMC11395122.

Bax, L., Staes, F. & Verhagen, A. Does Neuromuscular Electrical Stimulation Strengthen the Quadriceps Femoris?. *Sports Med* **35**, 191–212 (2005). <https://doi.org/10.2165/00007256-200535030-00002>.

BEAR, M. F. et al. *Neurociências: Desvendando o Sistema Nervoso*. 4. ed. Porto Alegre: Artmed, 2017.

Bickel CS, Gregory CM, Dean JC. Motor unit recruitment during neuromuscular electrical stimulation: a critical appraisal. *Eur J Appl Physiol*. 2011 Oct;111(10):2399-407. doi: 10.1007/s00421-011-2128-4. Epub 2011 Aug 26. PMID: 21870119.

Bhargava LJ, Pandy MG, Anderson FC. A phenomenological model for estimating metabolic energy consumption in muscle contraction. *J Biomech*. 2004 Jan;37(1):81-8. doi: 10.1016/s0021-9290(03)00239-2. PMID: 14672571.

B. Michaud, F. Bailly, E. Charbonneau, A. Ceglia, L. Sanchez and M. Begon, "Bioptim, a Python Framework for Musculoskeletal Optimal Control in Biomechanics," in *IEEE Transactions on Systems, Man, and Cybernetics: Systems*, vol. 53, no. 1, pp. 321-332, Jan. 2023, doi: 10.1109/TSMC.2022.3183831.

Bordoni B, Black AC, Varacallo MA. Anatomy, Tendons. [Updated 2024 May 1]. In: StatPearls [Internet]. Treasure Island (FL): StatPearls Publishing; 2025 Jan-. Available from: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK513237/>

Bowman, B.R., Baker, L.L. Effects of waveform parameters on comfort during transcutaneous neuromuscular electrical stimulation. *Ann Biomed Eng* **13**, 59–74 (1985). <https://doi.org/10.1007/BF02371250>.

BREWER, B.R.; MCDOWELL, S.K.; WORTHENCHAUDHARI, L.C. Poststroke upper extremity rehabilitation: a review of robotic systems and clinical results. *Top Stroke Rehabil*, v.14, p. 22–44, 2007.

Bruno L. Faustino, Aparecida F. de Andrade, Renata R. Lima, Eugênio P. Júnior, Fabrício G. Nogueira, Bismark C. Torrico, Victor Hugo C. de Albuquerque. Proposta de Reabilitação Motora baseada em Simulação de um Controlador RST com Estimulação Elétrica Funcional para Flexão de Quadril e Joelho. *Sociedade Brasileira de Automática*, VOL 3 NO 1 (2022): CBA2022 .2022-10-19. DOI: <https://doi.org/10.20906/CBA2022/3456>.

Cannella, G., Laila, D.S., Freeman, C.T. (2016). Design of a Hybrid Adaptive Support Device for FES Upper Limb Stroke Rehabilitation. In: Bleuler, H., Bouri, M., Mondada, F., Pisla, D., Rodic, A., Helmer, P. (eds) *New Trends in Medical and Service Robots. Mechanisms and Machine Science*, vol 38. Springer, Cham. https://doi.org/10.1007/978-3-319-23832-6_2.

CECATTO, Rebeca Boltes; CHADI, Gerson. A estimulação elétrica funcional (FES) e a plasticidade do sistema nervoso central: revisão histórica. *Acta Fisiátrica*, São Paulo, v. 19, n. 4, p. 246–257, 2012. DOI: 10.5935/0104-7795.20120040. Disponível em: <https://revistas.usp.br/actafisiatrica/article/view/103731>. Acesso em: 18 jun. 2025.

Chen, Z *et al.* (2020) Robot-Assisted Arm Training versus Therapist-Mediated Training after Stroke: A Systematic Review and Meta-Analysis. *Journal of Healthcare Engineering*, v. 2020.

Côté, J. N., Raymond, D., Mathieu, P. A., Feldman, A. G., & Levin, M. F. (2005). "Differences in multi-joint kinematic patterns of repetitive hammering in healthy, fatigued and shoulder-injured individuals." *Clinical Biomechanics*, 20(6), 581–592. DOI: 10.1016/j.clinbiomech.2005.02.012.

C. Pylatiuk, A. Kargov, I. Gaiser, T. Werner, S. Schulz and G. Bretthauer, "Design of a flexible fluidic actuation system for a hybrid elbow orthosis," *2009 IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics*, Kyoto, Japan, 2009, pp. 167-171, doi: 10.1109/ICORR.2009.5209540.

C. Trotobas *et al.*, "Combining Functional Electrical Stimulation (FES) to Elicit Hand Movements and a Mechanical Orthosis to Passively Maintain Wrist and Fingers Position in Individuals With Tetraplegia: A Feasibility Test," in *IEEE Transactions on Medical Robotics and Bionics*, vol. 6, no. 3, pp. 1170-1179, Aug. 2024, doi: 10.1109/TMRB.2024.3421667.

D. A. Bristow, M. Tharayil and A. G. Alleyne, "A survey of iterative learning control," in *IEEE Control Systems Magazine*, vol. 26, no. 3, pp. 96-114, June 2006, doi: 10.1109/MCS.2006.1636313.

de Kroon JR, Ijzerman MJ, Chae J, Lankhorst GJ, Zilvold G. Relation between stimulation characteristics and clinical outcome in studies using electrical stimulation to improve motor control of the upper extremity in stroke. *J Rehabil Med*. 2005 Mar;37(2):65-74. doi: 10.1080/16501970410024190. PMID: 15788340.

Del-Ama AJ, Gil-Agudo A, Pons JL, Moreno JC. Hybrid gait training with an overground robot for people with incomplete spinal cord injury: a pilot study. *Front Hum Neurosci*. 2014 May 13;8:298. doi: 10.3389/fnhum.2014.00298. PMID: 24860478; PMCID: PMC4026740.

del-Ama AJ, Koutsou AD, Moreno JC, de-los-Reyes A, Gil-Agudo A, Pons JL. Review of hybrid exoskeletons to restore gait following spinal cord injury. *J Rehabil Res Dev*. 2012;49(4):497-514. doi: 10.1682/jrrd.2011.03.0043. PMID: 22773254.

Delp SL, Anderson FC, Arnold AS, Loan P, Habib A, John CT, Guendelman E, Thelen DG. OpenSim: Open-source Software to Create and Analyze Dynamic Simulations of Movement. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*. (2007).

Dembia CL, Bianco NA, Falisse A, Hicks JL, Delp SL (2020) OpenSim Moco: Musculoskeletal optimal control. *PLoS Comput Biol* 16(12): e1008493. <https://doi.org/10.1371/journal.pcbi.1008493>.

Demeco A, Foresti R, Frizziero A, Daracchi N, Renzi F, Rovellini M, Salerno A, Martini C, Pelizzari L, Costantino C. The Upper Limb Orthosis in the Rehabilitation of Stroke Patients: The Role of 3D Printing. *Bioengineering (Basel)*. 2023 Oct 27;10(11):1256. doi: 10.3390/bioengineering10111256. PMID: 38002380; PMCID: PMC10669460.

Douglas H. Richie, CHAPTER 3 - Orthotics, Editor(s): Christopher W. DiGiovanni, Justin Greisberg, *Core Knowledge in Orthopaedics: Foot and Ankle*, Mosby, 2007, Pages 16-37, ISBN 9780323037358, <https://doi.org/10.1016/B978-0-323-03735-8.50009-1>. (<https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/B9780323037358500091>).

ENOKA, R. M. *Neuromechanics of Human Movement*. 6th ed. Human Kinetics, 2024.

Fernanda Ferreira, Guilherme Rúbio, Rina Mariana Dutra, João Paulo Bonfim, Lucas Oliveira Fonseca, *et al.* (2022) Hybrid Robotic System For Upper Limb Rehabilitation: Preliminary Performance Assessment. *RehabWeek - IFESS*, Rotterdam, Netherlands.

Ferreira FMRM, de Paula Rúbio G, Dutra RMA, Van Petten AMVN, Vimieiro CBS. Development of portable robotic orthosis and biomechanical validation in people with limited upper limb function after stroke. *Robotica*. 2022;40(12):4238-4256. doi:10.1017/S0263574722000881.

Ferreira, F. M. R. M. *et al.* (2018) Effectiveness of robot therapy on body function and structure in people with limited upper limb function: A systematic review and meta-analysis. *PloS One*, v. 13, n.7, p. e0200330.

Ferreira, Fernanda Márcia Rodrigues Martins Ferreira. EFICÁCIA DA TERAPIA ASSISTIDA POR ROBÔ NA REABILITAÇÃO DE PESSOAS COM COMPROMETIMENTO MOTOR E FUNCIONAL DE MEMBRO SUPERIOR: PARÂMETROS DE INTERVENÇÃO. 2017. Dissertação (Mestre em Engenharia Mecânica) – Universidade Federal de Minas Gerais, Belo Horizonte.

F. M. R. M. Ferreira, G. d. P. Rúbio, F. H. d. L. Brandão, A. M. d. Mata, N.B.C.d. Avellar, J. P. F. Bonfim, L. G. Tonelli, T. G. Silva, R. M. A. Dutra, A. M. V. N. V. Petten and C. B. S. Vimieiro (2020) Robotic Orthosis for Upper Limb Rehabilitation. *Proceedings64(1)* (2020).10.3390/IeCAT2020-08519.

F. M. R. M. Ferreira (2021) Sistema Híbrido para reabilitação de membro superior de indivíduos pós-acidente vascular encefálico: Design Centrado no Usuário. Doctoral theses – Department of Mechanical Engineering, UFMG/INRIA.

FONSECA, L. *et al.* Investigating Upper Limb Movement Classification on Users with Tetraplegia as a Possible Neuroprosthesis Interface (2018) Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, v. 2018, p. 5053-5056.

Francielle Aparecida da Paz, Arthur Torres Caetano, Matheus Carvalho Barbosa Costa, João Paulo Fernandes Bonfim, Guilherme de Paula Rúbio, Fernanda Márcia Rodrigues Martins Ferreira, Lucas Oliveira da Fonseca, Henrique Resende Martins, Claysson Bruno Santos Vimieiro, FINITE ELEMENT ANALYSIS OF THE MECHANICAL STRUCTURE OF AN HYBRID ORTHOSIS. COBEM, 2023.

Francisco Medina, Kenny Perez, David Cruz-Ortiz, Mariana Ballesteros, Isaac Chairez, Control of a hybrid upper-limb orthosis device based on a data-driven artificial neural network classifier of electromyography signals, *Biomedical Signal Processing and Control*, Volume 68, 2021, 102624, ISSN 1746-8094, <https://doi.org/10.1016/j.bspc.2021.102624>.

F. Resquín *et al.*, (2016) Hybrid robotic systems for upper limb rehabilitation after stroke: A review, *Med. Eng. Phys.*, vol. 38, no. 11, pp. 1279-1288.

F. Serea, M. Poboroniuc, D. Irimia, S. Hartopanu, and R. Olaru (2013) Preliminary results on a hybrid FES-exoskeleton system aiming to rehabilitate upper limb in disabled people International Conference on System Theory, Control and Computing (ICSTCC), Sinaia, Romania, pp. 722-727.

GDB 2016 NEUROLOGICAL DISORDERS COLLABORATOR GROUP (2019). Global, regional, and national burden of neurological disorders, 1990-2016: a systematic analysis for the Global Burden of Disease Study 2016. *The Lancet. Neurology*, v. 18, n. 5, p. 459-480.

Geijtenbeek, (2019). SCONE: Open Source Software for Predictive Simulation of Biological Motion. *Journal of Open Source Software*, 4(38), 1421, <https://doi.org/10.21105/joss.01421>.

GILROY, Anne M. Atlas de Anatomia, 3ª edição. Guanabara Koogan, 09/2017.

Gittins M, Lugo-Palacios D, Vail A, Bowen A, Paley L, Bray B, Tyson S. Stroke impairment categories: A new way to classify the effects of stroke based on stroke-related impairments. *Clin Rehabil.* 2021 Mar;35(3):446-458. doi: 10.1177/0269215520966473. Epub 2020 Nov 1. PMID: 33131321; PMCID: PMC7944424.

Gracanin F, Trnkoczy A. Optimal stimulus parameters for minimum pain in the chronic stimulation of innervated muscle. *Arch Phys Med Rehabil.* 1975 Jun;56(6):243-9. PMID: 1137479.

Guilherme de Paula Rúbio. Projeto de atuadores robóticos aplicados a uma órtese de membro superior. Dissertação de Mestrado, Universidade Federal de Minas Gerais, Departamento de Engenharia Mecânica, 2020.

Hall SJ. eds. *Basic Biomechanics*, 8e. McGraw-Hill Education; 2019.

HANSON, J., HUXLEY, H. Structural Basis of the Cross-Striations in Muscle. *Nature* **172**, 530–532 (1953). <https://doi.org/10.1038/172530b0>

Hicks JL, Uchida TK, Seth A, Rajagopal A, Delp SL. Is my model good enough? Best practices for verification and validation of musculoskeletal models and simulations of movement. *J Biomech Eng.* 2015 Feb 1;137(2):020905. doi: 10.1115/1.4029304. Epub 2015 Jan 26. PMID: 25474098; PMCID: PMC4321112.

HODGKIN AL, HUXLEY AF. A quantitative description of membrane current and its application to conduction and excitation in nerve. *J Physiol.* 1952 Aug;117(4):500-44. doi: 10.1113/jphysiol.1952.sp004764. PMID: 12991237; PMCID: PMC1392413.

Huang, V. S.; Krakauer, J. W. (2009) Robotic neurorehabilitation: a computational motor learning perspective. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, v. 6, n. 1, p. 5.

Hultman E, Spriet LL, Söderlund K. Biochemistry of muscle fatigue. *Biomedica Biochimica Acta.* 1986 ;45(1-2): S97-106. PMID: 3964254.

HUXLEY, H., HANSON, J. Changes in the Cross-Striations of Muscle during Contraction and Stretch and their Structural Interpretation. *Nature* **173**, 973–976 (1954). <https://doi.org/10.1038/173973a0>

Huxley AF. Muscular contraction. *J Physiol.* 1974 Nov;243(1):1-43. PMID: 4449057; PMCID: PMC1330687.

Islam S, Glover A, MacFarlane R, Mehta N, Waseem M. Anatomia e Biomecânica do Cotovelo. *Open Orthop J*, 2020; 14: <http://dx.doi.org/10.2174/1874325002014010095>.

ISO (International Organization for Standardization). ISO 8549-1:2020 – Prosthetics and orthotics — Vocabulary — Part 1: General terms for external limb prostheses and external orthoses. 2. ed. Geneva: ISO, 2020.

James. Building a Dynamic Walker in MATLAB. Disponível em: <<https://opensimconfluence.atlassian.net/wiki/spaces/OpenSim/pages/53084230/Building+a+Dynamic+Walker+in+Matlab>>. 2024. Acesso em: 25 de janeiro de 2025.

Jennifer Hicks. Welcome to OpenSim. 2018. Disponível em: <<https://opensimconfluence.atlassian.net/wiki/spaces/OpenSim/pages/53089821/Welcome+to+OpenSim>>. Acesso em: 20 de junho de 2025.

Jennifer Hicks. Documentation: Disponível em: <<https://opensimconfluence.atlassian.net/wiki/spaces/OpenSim/pages/53089279/Documentation>>. OpenSim Documentation. 2024. Acesso em: 25 de janeiro de 2025.

Jennifer Hicks. OpenSim Models. 2020. Disponível em: <<https://opensimconfluence.atlassian.net/wiki/spaces/OpenSim/pages/53088473/OpenSim+Models>>. Acesso em: 15 de fevereiro de 2025.

Jennifer Hicks. SimTK Simulation Concepts. 2018. Disponível em: <<https://opensimconfluence.atlassian.net/wiki/spaces/OpenSim/pages/53088473/OpenSim+Models>>. Acesso em: 15 de fevereiro de 2025.

Jennifer N. Kerkman *et al.*, Network structure of the human musculoskeletal system shapes neural interactions on multiple time scales. *Sci. Adv.* **4**, eaat0497 (2018). DOI: [10.1126/sciadv.aat0497](https://doi.org/10.1126/sciadv.aat0497)

John P. Haverstock, Graham J.W. King, George S. Athwal, James A. Johnson, G. Daniel G. Langohr, Elbow motion patterns during daily activity, *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, Volume 29, Issue 10, 2020, Pages 2007-2014, ISSN 1058-2746, <https://doi.org/10.1016/j.jse.2020.03.015>. (<https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1058274620302755>)

João Paulo Fernandes Bonfim, Fernanda Márcia Rodrigues Martins Ferreira, Guilherme de Paula Rúbio, Rina Mariane Alves Dutra, Claysson Bruno Santos Vimieiro, *et al.*. Development of a Software for the Control of a Hybrid FES–Robotic Orthosis for Upper Limb Rehabilitation. CLAIB 2022 / CBEB 2022 - IX Latin American Congress on Biomedical Engineering and XXVIII Brazilian Congress on Biomedical Engineering (CBEB 2022), Oct 2022, Florianópolis, Brazil. fahal-03828424f.

José Genaro González-Hernández, Rubén Salas-Cabrera, Roberto Vázquez-Bautista, Luis Manuel Ong-de-la-Cruz, Joel Rodríguez-Guillén, A novel MPPT PI discrete reverse-acting controller for a wind energy conversion system, *Renewable Energy*, Volume 178, 2021, Pages 904-915, ISSN 0960-1481, <https://doi.org/10.1016/j.renene.2021.06.106>. (<https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0960148121009721>).

Kandel ER, Koester JD, Mack SH, Siegelbaum SA.eds. *Principles of Neural Science*, 6e. McGraw Hill; 2021.

Kannus P. Structure of the tendon connective tissue. *Scand J Med Sci Sports*. 2000 Dec;10(6):312-20. doi: 10.1034/j.1600-0838.2000.010006312.x. PMID: 11085557.

Karbach LE, Elfar J. Elbow Instability: Anatomy, Biomechanics, Diagnostic Maneuvers, and Testing. *J Hand Surg Am*. 2017 Feb;42(2):118-126. doi: 10.1016/j.jhsa.2016.11.025. PMID: 28160902; PMCID: PMC5821063.

Keller, Thierry & Kuhn, Andreas. (2008). Electrodes for transcutaneous (surface) electrical stimulation. *Journal of Automatic Control*. 18. 10.2298/JAC0802035K.

Kevin E. Wilk, Christopher A. Arrigo, Marc R. Safran, Steven A. Aviles, Chapter 9 - Elbow, Editor(s): David J. Magee, James E. Zachazewski, William S. Quillen, Robert C. Manske,

Pathology and Intervention in Musculoskeletal Rehabilitation (Second Edition), W.B. Saunders, 2016, Pages 290-343, ISBN 9780323310727, <https://doi.org/10.1016/B978-0-323-31072-7.00009-9>.

(<https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/B9780323310727000099>).

Kevin K. McCully, Bertrand Authier, Jennifer Olive, and Bernard J. Clark. 2002. Muscle Fatigue: The Role of Metabolism. *Canadian Journal of Applied Physiology*. 27(1): 70-82. <https://doi.org/10.1139/h02-005>.

Khantan, M., Avery, M., Aung, P.T. *et al.* The NuroSleeve, a user-centered 3D printed hybrid orthosis for individuals with upper extremity impairment. *J NeuroEngineering Rehabil* 20, 103 (2023). <https://doi.org/10.1186/s12984-023-01228-2>.

Kitchen, S.; Bazin, S. *Eletroterapia prática baseada em evidência*. 11. Ed. São Paulo: Manole, 2003.

Krakauer JW. Motor learning: its relevance to stroke recovery and neurorehabilitation. *Curr Opin Neurol*. 2006 Feb;19(1):84-90. doi: 10.1097/01.wco.0000200544.29915.cc. PMID: 16415682.

KRAMES, E. S.; PECKHAM, P. H.; REZAI, A. R. (Ed.). *Neuromodulation*. 2. ed. London: Elsevier, 2018

Krumm, D., Lasater, P., Dumont, G., & Menge, T. J. (2019). Brachial distal biceps injuries. *The Physician and Sportsmedicine*, 47(4), 406–410. <https://doi.org/10.1080/00913847.2019.1620653>.

Kwakkel, G.; Kollen, B. J.; Krebs, H. I. (2008) Effects of Robot-Assisted Therapy o Upper Limb Recovery After Stroke: A systematic Review. *Neurorehabilitation and Neural Repair*, v. 22, n. 2, p. 111-121.

Landin, Dennis & Thompson, Melissa & Jackson, Meghan. (2018). Functions of the Triceps Brachii in Humans: A Review. *Journal of Clinical Medicine Research*. 10. 290-293. 10.14740/jocmr3340w.

Levin, Mindy & Berman, Sigal & Weiss, Neta & Parmet, Yisrael & Banina, Melanie & Frenkel-Toledo, Silvi & Soroker, Nachum & Solomon, John & Liebermann, Dario G.. (2023). ENHANCE proof-of-concept three-arm randomized trial: effects of reaching training of the hemiparetic upper limb restricted to the spasticity-free elbow range. *Scientific Reports*. 13. 10.1038/s41598-023-49974-6.

Maciejasz, P. *et al.* (2014) A survey on robotic devices for upper limb rehabilitation. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, v. 11, n. 1, p. 3.

Maffiuletti NA. Physiological and methodological considerations for the use of neuromuscular electrical stimulation. *Eur J Appl Physiol*. 2010 Sep;110(2):223-34. doi: 10.1007/s00421-010-1502-y. Epub 2010 May 15. PMID: 20473619.

Mansouri, Misagh & Reinbolt, Jeffrey. (2012). A platform for dynamic simulation and control of movement based on OpenSim and MATLAB. *Journal of biomechanics*. 45. 1517-21. 10.1016/j.jbiomech.2012.03.016.

MARCHAL-CRESPO, L.; REINKENSMEYER, D. J. Review of control strategies for robotic movement training after neurologic injury. *Journal of Neuroengineering and Rehabilitation*, v. 6, p. 20, 16 jun. 2009.

Martin Rohm, Matthias Schneiders, Constantin Müller, Alex Kreiling, Vera Kaiser, Gernot R. Müller-Putz, Rüdiger Rupp, Hybrid brain–computer interfaces and hybrid neuroprostheses for restoration of upper limb functions in individuals with high-level spinal cord injury, *Artificial Intelligence in Medicine*, Volume 59, Issue 2, 2013, Pages 133-142, ISSN 0933-3657, <https://doi.org/10.1016/j.artmed.2013.07.004>.

(<https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0933365713001176>).

MATÉRIA, Equipe. Neurônios. Toda Matéria, 2015. Disponível em: <https://www.todamateria.com.br/neuronios/>. Acesso em: 7 jun. 2025.

Mehrholtz, J. *et al.* (2015) Electromechanical and robot-assisted arm training for improving activities of daily living, arm function, and arm muscle strength after stroke. *The Cochrane Database of Systematic Reviews*, n. 11, p. CD006876.

Mehrholtz, J. *et al.* (2018) Electromechanical and robot-assisted arm training for improving activities of daily living, arm function, and arm muscle strength after stroke. *Cochrane Database of Systematic Reviews*, n. 9.

Michael Damsgaard, John Rasmussen, Søren Tørholm Christensen, Egidijus Surma, Mark de Zee, Analysis of musculoskeletal systems in the AnyBody Modeling System, *Simulation Modelling Practice and Theory*, Volume 14, Issue 8, 2006, Pages 1100-1111, ISSN 1569-190X, <https://doi.org/10.1016/j.simpat.2006.09.001>.

MOORE, K. L. et al. *Anatomia Orientada para a Clínica*. 8. ed. Guanabara Koogan, 2018.

MOORE, K. L. et al. *Clinically Oriented Anatomy*. 8th ed. LWW. 2017

MORREY, B. F. *The Elbow and Its Disorders*. 5. ed. Elsevier, 2017.

Naaman SC, Stein RB, Thomas C. Minimizing discomfort with surface neuromuscular stimulation. *Neurorehabil Neural Repair*. 2000;14(3):223-8. doi: 10.1177/154596830001400308. PMID: 11272479.

NETTER, Frank H. *Atlas de Anatomia Humana*. 2ed. Porto Alegre: Artmed, 2000.

N. Dunkelberger (2020) A review of methods for achieving upper limb movement following spinal cord injury through hybrid muscle stimulation and robotic assistance. *Exp. Neurol.*, p. 15.

N. Dunkelberger, S. A. Carlson, J. Berning, E. M. Schearer and M. K. O'Malley, "Multi Degree of Freedom Hybrid FES and Robotic Control of the Upper Limb," in *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, vol. 32, pp. 956-966, 2024, doi: 10.1109/TNSRE.2024.3364517.

NEUMANN, D. A. et al. *Kinesiology of the musculoskeletal system: foundations for rehabilitation*. Third edition ed. St. Louis, Missouri: Elsevier, 2017.

Nicholls, J., et al. (2001) *From Neuron to Brain*. 4th Edition, Sinauer Associates, Inc, Sunderland, Massachusetts.

Norouzi-Gheidari, N.; Archambault, P.; Fung, J. (2012) Effects of robot-assisted therapy on stroke rehabilitation in upper limbs: Systematic review and meta-analysis of the literature. *Journal of Rehabilitation Research and Development*, v. 49, p. 479-96.

O'Donnell, M. J. *et al.* (2016) Global and regional effects of potentially modifiable risk factors associated with acute stroke in 32 countries (INTERSTROKE): a case-control study. *The Lancet*, v. 388, n. 10046, p. 761-775.

OpenSim API 4.5 For C++ Developers. OpenSim API 4.5 For C++ Developers. Disponível em: <https://simtk.org/api_docs/opensim/api_docs/>. 2024. Acesso em: 25 de janeiro de 2025.

Delp, Scott; Hicks, Jennifer; Habib, Ayman; Ong, Carmichael; Seth, Ajay; Uchida, Thomas. OpenSim. Disponível em: < <https://simtk.org/projects/opensim>>. Acesso em: 19 de junho de 2025.

Desborough, L. and Miller, R. (2002). Increasing customer value of industrial control performance monitoring- honeywell's experience. In *AICHE symposium series*, 326, 169–189. New York; American Institute of Chemical Engineers; 1998.

Owen A. Howlett, Natasha A. Lannin, Louise Ada, Carol McKinstry, Functional Electrical Stimulation Improves Activity After Stroke: A Systematic Review With Meta-Analysis, *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, Volume 96, Issue 5, 2015, Pages 934-943, ISSN 0003-9993, <https://doi.org/10.1016/j.apmr.2015.01.013>.

Peckham PH, Knutson JS. Functional electrical stimulation for neuromuscular applications. *Annu Rev Biomed Eng.* 2005;7:327-60. doi: 10.1146/annurev.bioeng.6.040803.140103. PMID: 16004574.

Pinheiro, Marcelle. Sistema muscular: função, classificação e tipos de músculo. Disponível em: <<https://www.tuasaude.com/tipos-de-musculo/>>. Acesso em: 25 de março de 2024.

POLI, P.; MORONE, G.; ROSATI, G.; MASIERO, S. Robotic Technologies and Rehabilitation: New Tools for Stroke Patients' Therapy. *BioMed Research International*, v.2013, 2013.

Prange, G. B. *et al.* (2006) Systematic review of the effect of robot-aided therapy on recovery of the hemiparetic arm after stroke. *The Journal of Rehabilitation Research and Development*, v. 43, n. 2, p. 171.

PURVES, D. et al. *Neuroscience*. 6. ed. Sunderland: Sinauer Associates, 2018.

Rafhael Milanezi de Andrade. JOELHO MAGNETO-REOLÓGICO PARA PRÓTESES TRANSFEMURASIS: PROTOTIPAGEM DIGITAL, FABRICAÇÃO E IDENTIFICAÇÃO EXPERIMENTAL. Tese de Doutorado. Universidade Federal de Minas Gerais. Departamento de Engenharia Mecânica. 2018.

REINKENSMEYER, D. J. JNER at 15 years: analysis of the state of neuroengineering and rehabilitation. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, v. 16, n. 1, p. 144, 30 out. 2019.

R. E. Liebano (2021) *Eletroterapia Aplicada à Reabilitação: Dos Fundamentos às Evidências*, 1st ed. Rio de Janeiro: Thieme Revinter Publicações.

R H T Edwards, Muscle fatigue, *Postgraduate Medical Journal*, Volume 51, Issue 593, March 1975, Pages 137–143, <https://doi.org/10.1136/pgmj.51.593.137>.

Richard C. Dorf, Robert H. Bishop. Modern Control Systems, 12th edition. Pearson. 2010.

Riener R, Nef T, Colombo G. Robot-aided neurorehabilitation of the upper extremities. *Med Biol Eng Comput*. 2005 Jan;43(1):2-10. doi: 10.1007/BF02345116. PMID: 15742713.

Roberta Paresque. Pranchas membro superior. Disponível em: <<https://citogenetica.ufes.br/sites/nupea.saomateus.ufes.br/files/field/anexo/Esqueleto%20Membro%20Superior%20-%20site.pdf>>. Acesso em: 25 de março de 2024.

Rodrigues, Samara Ferreira. EFEITOS DA ELETROESTIMULAÇÃO FUNCIONAL NO GANHO DA FORÇA MUSCULAR E FUNCIONALIDADE DO MEMBRO SUPERIOR APÓS-AVE: revisão da Literatura. 2021. Trabalho de conclusão apresentado ao curso de especialização em Fisioterapia e Terapia Ocupacional, da Universidade Federal de Minas Gerais, Belo Horizonte.

RONG, W. *et al.* Effects of electromyography-driven robot-aided hand training with neuromuscular electrical stimulation on hand control performance after chronic stroke. *257 Disability and Rehabilitation: Assistive Technology*, v. 10, n. 2, p. 149–159, 4 mar. 2015.

Rúbio, G.d.P., Ferreira, F. M. R. M., Brandão, F.H.d.L., Machado, V.F., Tonelli, L., Kozan, R.F., Santos, C. B. and Vimieiro (2019) Design of Actuators Applied to a Upper Limb Orthosis. In *Proceedings of the 25th International Congress of Mechanical Engineering*. ABCM, Uberlândia, MG, Brasil. DOI 10.26678/ABCM.COBEM2019.COB2019-0553.

Rúbio, G.d.P.; Martins Ferreira, F.M.R.; Brandão, F.H.d.L.; Machado, V.F.; Tonelli, L.G.; Martins, J.S.R.; Kozan, R.F.; Vimieiro, C.B.S. Evaluation of Commercial Ropes Applied as Artificial Tendons in Robotic Rehabilitation Orthoses. *Appl. Sci.* 2020, *10*, 920. <https://doi.org/10.3390/app10030920>.

Rupp R, Rohm M, Schneiders M, Weidner N, Kaiser V, Kreilinger A, Müller-Putz GR. (2013) Think2grasp - BCIControlled Neuroprosthesis for the Upper Extremity. *Biomed Tech (Berl)* DOI 10.1515/bmt-2013-4440. Epub 2013 Sep 7. PMID: 24043198.

Salzer JL. Polarized domains of myelinated axons. *Neuron*. 2003 Oct 9;40(2):297-318. doi: 10.1016/s0896-6273(03)00628-7. PMID: 14556710.

Sankarasubramanian V, Roelle SM, Bonnett CE, Janini D, Varnerin NM, Cunningham DA, Sharma JS, Potter-Baker KA, Wang X, Yue GH, Plow EB. Reproducibility of transcranial magnetic stimulation metrics in the study of proximal upper limb muscles. *J Electromyogr Kinesiol*. 2015 Oct;25(5):754-64. doi: 10.1016/j.jelekin.2015.05.006. Epub 2015 Jun 14. PMID: 26111434; PMCID: PMC4554836.

Schulz, S. *et al.* (2009). Design of a Hybrid Powered Upper Limb Orthosis. In: Dössel, O., Schlegel, W.C. (eds) *World Congress on Medical Physics and Biomedical Engineering*, September 7 - 12, 2009, Munich, Germany. IFMBE Proceedings, vol 25/9. Springer, Berlin, Heidelberg. https://doi.org/10.1007/978-3-642-03889-1_125.

Seth A, Hicks JL, Uchida TK, Habib A, Dembia CL, Dunne JJ, *et al.* (2018) OpenSim: Simulating musculoskeletal dynamics and neuromuscular control to study human and animal movement. *PLoS Comput Biol* 14(7): e1006223. <https://doi.org/10.1371/journal.pcbi.1006223>.

Seth A, Sherman M, Reinbolt JA, Delp SL. OpenSim: a musculoskeletal modeling and simulation framework for *in silico* investigations and exchange. *Procedia IUTAM*. 2011;2:212-232. doi: 10.1016/j.piutam.2011.04.021. PMID: 25893160; PMCID: PMC4397580.

Sheffler, L.R. and Chae, J. (2007), Neuromuscular electrical stimulation in neurorehabilitation[‡]. *Muscle Nerve*, 35: 562-590. <https://doi.org/10.1002/mus.20758>.

S. J. DiRocco, R. Casas, S. A. Culp and P. S. Lum, "Flexor Synergy Assessment and Therapy for Persons With Stroke Using the ULIX Low Impedance Robot," in *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, vol. 33, pp. 1509-1518, 2025, doi: 10.1109/TNSRE.2025.3562527.

Simbody: Multibody Physics API. Simbody: Multibody Physics API. Disponível em: <<https://simtk.org/projects/simbody/>>. 2025. Acesso em: 25 de janeiro de 2025.

SIVAN, M.; O'CONNOR, R.J.; MAKOWER, S.; LEVESLEY, M.; BHAKTA, B. Systematic review of outcome measures used in the evaluation of robot-assisted upper limb exercise in stroke. *J Rehabil Med*, v.43, p.181-189, 2011.

STANDRING, S. (Ed.). *Gray's Anatomy: The Anatomical Basis of Clinical Practice*. 42nd ed. London: Elsevier, 2020.

Taylor MJ, Schils S, Ruys AJ. Home FES: An Exploratory Review. *Eur J Transl Myol*. 2019 Nov 12;29(4):8285. doi: 10.4081/ejtm.2019.8285. PMID: 31969976; PMCID: PMC6974778.

The effect of repetitive arm cycling on post stroke spasticity and motor control. Diserens, K. et al. *Journal of the Neurological Sciences*, Volume 253, Issue 1, 18 - 24

Thelen DG. Adjustment of muscle mechanics model parameters to simulate dynamic contractions in older adults. *J Biomech Eng*. 2003 Feb;125(1):70-7. doi: 10.1115/1.1531112. PMID: 12661198.

Thomas Schauer, Nils-Otto Negaard, Carsten Behling– ScienceMode – RehaStim™ Stimulation Device Description and Protocol, 2009. Disponível em: <https://hasomed.de/wp-content/uploads/hasomed-fileadmin/RehaMove/ScienceMode/science_mode_200909.pdf>. Acesso em: 25 de março de 2024.

Tiwana MS, Sinkler MA, Bordonni B. *Anatomy, Shoulder and Upper Limb, Triceps Muscle*. [Updated 2023 Aug 28]. In: StatPearls [Internet]. Treasure Island (FL): StatPearls Publishing; 2025 Jan-. Available from: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK536996/>.

E. Todorov, T. Erez and Y. Tassa, "MuJoCo: A physics engine for model-based control," 2012 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems, Vilamoura-Algarve, Portugal, 2012, pp. 5026-5033, doi: 10.1109/IROS.2012.6386109.

TORTORA, G. J.; DERRICKSON, B. *Principios de Anatomia e Fisiologia*. 14. ed. [S.l.]:Guanabara Koogan, 2016.

T. Proietti, V. Crocher, A. Roby-Brami and N. Jarrassé, "Upper-Limb Robotic Exoskeletons for Neurorehabilitation: A Review on Control Strategies," in *IEEE Reviews in Biomedical Engineering*, vol. 9, pp. 4-14, 2016, doi: 10.1109/RBME.2016.2552201.

Trotobas, C. et al. (2024). A Feasibility Study of a Hybrid Approach Using FES and a Mechanical Orthosis to Restore Hand Movements in Individuals with Tetraplegia. In: Pons, J.L., Tornero, J., Akay, M. (eds) *Converging Clinical and Engineering Research on Neurorehabilitation V*. ICNR 2024. Biosystems & Biorobotics, vol 32. Springer, Cham. https://doi.org/10.1007/978-3-031-77584-0_29.

Tucker, M.R., Olivier, J., Pagel, A. *et al.* Control strategies for active lower extremity prosthetics and orthotics: a review. *J NeuroEngineering Rehabil* 12, 1 (2015). <https://doi.org/10.1186/1743-0003-12-1>.

Veerbeek, J. M. *et al.* (2017) Effects of Robot-Assisted Therapy for the Upper Limb After Stroke. *Neurorehabilitation and Neural Repair*, v. 31, n. 2, p. 107-121.

WILK, M. *et al.* The effects of eccentric cadence on power and velocity of the bar during the concentric phase of the bench press movement. *Journal of Strength and Conditioning Research*, Baltimore, v. 31, n. 11, p. 2979-2985, nov. 2017. DOI: 10.1519/JSC.0000000000001775.

Wierciak, J., Jasińska-Choromańska, D., Szykiedans, K. (2011). Orthotic Robot as a Mechatronic System. In: Jabłoński, R., Březina, T. (eds) *Mechatronics*. Springer, Berlin, Heidelberg. https://doi.org/10.1007/978-3-642-23244-2_70.

World Health Organization. Disponível em: <<https://www.emro.who.int/health-topics/stroke-cerebrovascular-accident/index.html>>.2025. Acesso em: 13 de fevereiro de 2025.

ZHOU, D. D.; GREENBAUM, E. (Ed.). *Implantable neural prostheses*. New York: Springer, 2009.

APÊNDICE A - PROTOCOLO EXPERIMENTAL ÓRTESE HÍBRIDA

I- DADOS DE IDENTIFICAÇÃO E DEMOGRÁFICOS

INFORMAÇÕES PESSOAIS:

Avaliador:

Participante:

Acompanhante:

Data: __/__/__

Telefone:

Email:

Sexo: () F () M

Data de nascimento: __/__/__

Idade:

Escolaridade:

Ocupação:

Tipo de comprometimento:

Data da lesão:

Tempo de evolução:

Dominância:

Medicamento em uso:

Patologias associadas

| | |
|---|--|
| <input type="checkbox"/> HAS não controlada <input type="checkbox"/> problemas cardíacos (infarto miocárdio dentro de 12 meses) <input type="checkbox"/> convulsões não controlada (episódio dentro de 3 meses) <input type="checkbox"/> arritmia <input type="checkbox"/> faz uso de marcapasso <input type="checkbox"/> doença muscular <input type="checkbox"/> gravidez | <input type="checkbox"/> implante metal no MMSS <input type="checkbox"/> problema visual <input type="checkbox"/> problema ortopédico e/ou reumatológico <input type="checkbox"/> histórico de disreflexia autonômica significativa toma medicação <input type="checkbox"/> tumor cancerígeno na área da estimulação elétrica <input type="checkbox"/> fratura não cicatrizada no membro superior |
|---|--|

| | |
|---|----------------------------|
| <p>Faz ou já fez uso de órteses e/ou dispositivo de auxílio <input type="checkbox"/> sim <input type="checkbox"/> não</p> | <p>Observações:</p> |
| <p>Faz ou já fez uso de órteses motorizada sim <input type="checkbox"/> não</p> | <p>Observações:</p> |
| <p>Faz ou já fez uso de FES <input type="checkbox"/> sim <input type="checkbox"/> não</p> | <p>Quando?</p> |
| <p>Faz ou já fez uso de Botox <input type="checkbox"/> sim <input type="checkbox"/> não</p> | <p>Quando?</p> |

II- EXAME FÍSICO

| | |
|---|--|
| <p>Amplitude de movimento passiva:</p> <p>Punho:</p> <p>Dedos:</p> <p>Polegar:</p> <p>Cotovelo:</p> | |
| <p>Tônus: (Modified Ashworth Scale <3)</p> <p>0 = sem aumento do tônus muscular <input type="checkbox"/> flexores dos dedos</p> <p>1 = discreto aumento do tônus muscular, manifestado por contração e relaxamento ou por uma resistência mínima no final do movimento. <input type="checkbox"/> extensores dos dedos</p> <p>1+ = contração associada a uma resistência mínima durante o restante (menos da metade) da ADM. <input type="checkbox"/> flexores do polegar:</p> <p>2 = aumento mais pronunciado do tônus muscular durante a maior parte da ADM, mas a movimentação passiva é facilmente realizada. <input type="checkbox"/> extensores do polegar</p> <p>3 = aumento considerável do tônus muscular e a movimentação passiva é realizada com dificuldade. <input type="checkbox"/> flexores do cotovelo</p> <p>4 = articulação afetada rígida em flexão ou extensão <input type="checkbox"/> extensores do cotovelo</p> | |
| <p>Dor (Escala Visual Analógica <8)</p> <p>Dedos:</p> | |

| |
|---|
| <p>Polegar:</p> <p>Cotovelo:</p> |
| <p>Contratilidade da estimulação: assegurar a contratilidade sob eletroestimulação.</p> <p>- amplitude - nível máximo tolerável até no máximo 60mA - <input type="checkbox"/> dedos</p> <p>duração do pulso de 300µs,</p> <p>-Frequência de 50Hz.</p> <p style="text-align: right;"><input type="checkbox"/> polegar</p> <p style="text-align: right;"><input type="checkbox"/> cotovelo</p> |
| <p>Tolerância da estimulação: assegurar a tolerância sob eletroestimulação.</p> <p>-Configuração:</p> <p>- amplitude - nível máximo tolerável até no máximo 60mA - <input type="checkbox"/> dedos</p> <p>duração do pulso de 300µs,</p> <p>-Frequência de 50Hz.</p> <p style="text-align: right;"><input type="checkbox"/> polegar</p> <p style="text-align: right;"><input type="checkbox"/> cotovelo</p> |
| <p>Clônus ou Espasmos (Penn Spasm Frequency Score (PSFS))</p> <p>0 = Sem espasmos <input type="checkbox"/> dedos</p> <p>1= Espasmos induzidos por estimulação <input type="checkbox"/> polegar</p> <p>2= Espasmos ocorrendo menos de uma vez por hora <input type="checkbox"/> punho</p> <p>3 = Espasmos ocorrendo mais de uma vez por hora</p> <p>4 = Espasmos ocorrendo mais de 10 vezes por hora</p> |
| <p>Inspeção da pele:</p> <p>Lesões abertas:</p> <p>Pele desvitalizada:</p> |
| <p>Observações:</p> |

CHECKLIST

| Sessão | Concluído |
|---|--------------|
| Voluntário | |
| Sessão 1 - Avaliação de Elegibilidade (1:30h) | Data: |
| 1. Boas-vindas aos participantes (5 min): explicação dos objetivos do protocolo e o curso das sessões de testes | () |
| 2. Coletar informações dos participantes e verificar os critérios de elegibilidade (30 min) | () |
| 3. Mapeamento muscular (30 min) Mapeamento dos pontos motores musculares, fixar eletrodos, tirar fotos e marcar com uma caneta. 1) extensor dos dedos () 2) flexor superficial dos dedos () 3) músculos da eminência tenar (músculo oponente do polegar; músculo flexor curto do polegar; músculo abductor curto do polegar) () 4) bíceps () 5) tríceps (colocar mais para cima, cuidado ao fazer flexão) () Tirar fotos Marcar com uma caneta Estabelecer parâmetros da estimulação baseado no limiar de cada participante. Parâmetros: Intensidade _____ mA (<60), largura de pulso _____ μ s, frequência _____ | () |
| 4. Encontrar limiares (20min): Cada Canal () Limiar sensorial () Limiar motor () Limiar Funcional () Utilizar programa escrito em Python para ativar os canais Abrir dedos e estender cotovelo (estimulação: tríceps e extensor dos dedos) () Fechar dedos e polegar com o cotovelo estendido (estimulação: tríceps, flexor () | () |

| | |
|---|---|
| Parâmetros: Intensidade _____ mA (<60), largura de pulso _____ μ s, frequência _____ Hz | |
| 4. Calibrar o IMU Movimento frente Movimento cima Movimento trás Movimento avaliação | () () () () () |
| 5. Familiarização com o equipamento (15 min) repetições - tanto quanto necessário Pegar e Segurar 1) Abrir dedos e estender cotovelo (estimulação: tríceps e extensor dos dedos) 2) Fechar dedos e polegar com cotovelo estendido (estimulação: tríceps, flexor superficial dos dedos e polegar) 3) Abrir dedos e estender cotovelo (estimulação: tríceps e extensor dos dedos) Pegar e trazer à boca 1) Abrir dedos e estender cotovelo (estimulação: tríceps e extensor dos dedos) 2) Fechar dedos e polegar com cotovelo estendido (estimulação: tríceps, flexor superficial dos dedos e polegar) 3) Fechar dedos e polegar com cotovelo flexionado (estimulação: tríceps, flexor superficial dos dedos e polegar) 4) Fechar dedos e polegar com cotovelo estendido (estimulação: tríceps, flexor superficial dos dedos e polegar) 5) Abrir dedos e estender cotovelo (estimulação: tríceps e extensor dos dedos) | () () () () () () () () () () () |

| | |
|---|--|
| | |
| <p>6. Treinamento de tarefas (30 min): antebraço em posição neutra. 5 repetições cada movimento, 2s de descanso entre cada repetição e 2 min entre cada objeto. Não é necessário segurar o objeto por um longo período (tempo não é importante)</p> <p>Bola de tênis</p> <p>Bola de tênis</p> <p>Bola de tênis</p> <p>Bola de tênis</p> <p>Bola de tênis</p> <p>Garfo adaptado com engrossador</p> <p>Garfo adaptado com engrossador</p> <p>Garfo adaptado com engrossador</p> <p>Garfo adaptado com engrossador</p> <p>Garfo adaptado com engrossador</p> <p>Garrafa de água</p> <p>Garrafa de água</p> <p>Garrafa de água</p> <p>Garrafa de água</p> <p>Garrafa de água</p> | <p>()</p> <p>()</p> <p>()</p> <p>()</p> <p>()</p> <p>()</p> <p>()</p> <p>()</p> <p>()</p> <p>()</p> <p>()</p> <p>()</p> <p>()</p> <p>()</p> <p>()</p> <p>()</p> <p>()</p> |

| Sessão 3 - Avaliação (1h30 - 2h) | Data: |
|--|---------------------------|
| 1. Boas-vindas aos participantes (5 min): explicação detalhada dos procedimentos dos testes | () |
| 2. Acomodação dos participantes (5 min): | () |
| 3. Vestindo o equipamento Fixação dos eletrodos de estimulação | Tempo total: _____ |

| | |
|--|---------------------|
| Conexão dos fios (colocar ao lado para não machucar) | Tempo: _____ |
| Cobrir o braço com uma vestimenta | Tempo: _____ |
| Colocar a órtese | Tempo: _____ |
| Instalar o IMU | Tempo: _____ |
| 4. Marcar a posição dos objetos na mesa | () |
| 5. Avaliações (45 min): antebraço na posição neutra. 4 repetições para cada movimento (2x pegar e segurar e 2x trazer à boca). Segurar por 10s. Descanso de 30s entre cada repetição e 2 min entre cada objeto. 5 min de descanso (ou mais) a cada 20 min. Ordem randômica para minimizar erros sistemáticos devido ao aprendizado ou fadiga. | () |
| 1. Bola de tênis pegar e segurar | |
| 2. Bola de tênis pegar e segurar | () |
| 3. Bola de tênis trazer à boca | () |
| 4. Bola de tênis trazer à boca | () |
| | () |
| 1. Garfo pegar e segurar | |
| 2. Garfo pegar e segurar | () |
| 3. Garfo trazer à boca | () |
| 4. Garfo trazer à boca | () |
| | () |
| 1. Garrafa de água pegar e segurar | |
| 2. Garrafa de água pegar e segurar | () |
| 3. Garrafa de água trazer à boca | () |
| 4. Garrafa de água trazer à boca | () |
| | () |

Avaliação da performance funcional

| Tarefa | Tarefa | Sub-ação | | | | | | | | Pontuação média |
|--------|-----------------|---------------|-----------|--------------|------------------|---------------|-----------------|-----------|-----------|-----------------|
| | | Alcançar alvo | Abrir mão | Pegar objeto | Mantener posição | Trazer à boca | Retornar à mesa | Abrir mão | des-canso | |
| 1 | Bola de Tênis | | | | | – | | | | |
| 2 | Bola de Tênis | | | | | – | | | | |
| 3 | Bola de Tênis | | | | | | | | | |
| 4 | Bola de Tênis | | | | | | | | | |
| 1 | Garfo | | | | | – | | | | |
| 2 | Garfo | | | | | – | | | | |
| 3 | Garfo | | | | | | | | | |
| 4 | Garfo | | | | | | | | | |
| 1 | Garrafa de água | | | | | – | | | | |
| 2 | Garrafa | | | | | – | | | | |

| | | | | | | | | | | |
|---|----------------------------|--|--|--|--|--|--|--|--|--|
| | de água | | | | | | | | | |
| 3 | Gar- rafa de água | | | | | | | | | |
| 4 | Gar- rafa de água | | | | | | | | | |
| Legenda: 0 = sem êxito; 1 = aceitável; 2 = sucesso | | | | | | | | | | |

| Tempo do desempenho funcional | | | | |
|--------------------------------------|---------------|--|---|--------------------------------|
| Teste | Tarefa | Tempo de sustentação da preensão palmar | Tempo que foi evidenciado fadiga | Tempo que o objeto caiu |
| 1 | Bola de tênis | | | |
| 2 | Bola de tênis | | | |
| 3 | Bola de tênis | | | |
| 4 | Bola de tênis | | | |
| 1 | Garfo | | | |
| 2 | Garfo | | | |
| 3 | Garfo | | | |
| 4 | Garfo | | | |

| | | | | |
|---|-----------------|--|--|--|
| 1 | Garrafa de água | | | |
| 2 | Garrafa de água | | | |
| 3 | Garrafa de água | | | |
| 4 | Garrafa de água | | | |

Avaliação da Intensidade de Esforço Físico (BORG)

| | | |
|---|-----------------|-----|
| 1 | Bola de tênis | () |
| 2 | Bola de tênis | () |
| 3 | Bola de tênis | () |
| 4 | Bola de tênis | () |
| 1 | Garfo | () |
| 2 | Garfo | () |
| 3 | Garfo | () |
| 4 | Garfo | () |
| 1 | Garrafa de água | () |
| 2 | Garrafa de água | () |
| 3 | Garrafa de água | () |
| 4 | Garrafa de água | () |

Avaliação da ocorrência de dor

| | | |
|---|---------------|-----|
| 1 | Bola de tênis | () |
| 2 | Bola de tênis | () |

| | | |
|---|-----------------|-----|
| 3 | Bola de tênis | () |
| 4 | Bola de tênis | () |
| 1 | Garfo | () |
| 2 | Garfo | () |
| 3 | Garfo | () |
| 4 | Garfo | () |
| 1 | Garrafa de água | () |
| 2 | Garrafa de água | () |
| 3 | Garrafa de água | () |
| 4 | Garrafa de água | () |

| | |
|---|-----|
| 6. Tarefas Livres (10 min) | () |
| Atividades do dia a dia (beber água de uma garrafa) | () |
| 7. Avaliação da satisfação com o dispositivo: | () |
| QUEST | () |
| SUS | () |
| <i>feedback</i> | () |
| 8. Remoção da órtese (5 min) | () |
| Remoção dos eletrodos de estimulação | () |
| Desconectar os fios | () |
| Remover o tecido | () |
| Remover a órtese | () |
| Remover o IMU | () |
| 9. Checar integridade da pele (2 min): Se necessário, usar Escala Analógica Visual (VAS) | () |

| | |
|--|----|
| 10. Agradecer aos participantes (2 min) | () |
| Comentários: | |

APÊNDICE B - AVALIAÇÃO QUEBEC DE SATISFAÇÃO DO USUÁRIO COM A TECNOLOGIA ASSISTIVA (QUEST 2.0)

Avaliação da satisfação do usuário com a Tecnologia Assistiva de Quebec

B-Quest (2.0)

Recurso tecnológico: _____

Nome do usuário: _____

Data da avaliação: _____

O objetivo do questionário QUEST é avaliar o grau de satisfação com seu recurso de tecnologia assistiva. O questionário consiste em 12 itens de satisfação.

Para cada um dos 12 itens, avalie sua satisfação com o recurso de tecnologia assistiva que experimentou, usando a seguinte escala de 1 a 5:

| | | | | |
|--------------|------------------|--------------------------|---------------------|-----------------------|
| 1 | 2 | 3 | 4 | 5 |
| Insatisfeito | Pouco satisfeito | Mais ou menos satisfeito | Bastante satisfeito | Totalmente satisfeito |

- Circule ou marque o número que melhor descreve seu grau de satisfação com cada um dos 12 itens.
- Não deixe nenhuma pergunta sem resposta.
- Em caso de algum item com o qual você não tenha ficado “totalmente satisfeito”, comente na seção **comentários**.

Obrigado por completar o questionário QUEST.

| | | | | |
|---------------------------------|------------------|--------------------------|---------------------|-----------------------|
| 1 | 2 | 3 | 4 | 5 |
| Insatisfeito | Pouco satisfeito | Mais ou menos satisfeito | Bastante satisfeito | Totalmente satisfeito |
| RECURSO DE TECNOLOGIA ASSISTIVA | | | | |

| | |
|--|-----------|
| Qual é o seu grau de satisfação com: | |
| 1. As dimensões (tamanho, altura, comprimento, largura) do seu recurso de tecnologia assistiva? | |
| Comentários: | 1 2 3 4 5 |
| 2. O peso do seu recurso de tecnologia assistiva? | |
| Comentários: | 1 2 3 4 5 |
| 3. A facilidade de ajustar (fixar, afivelar) as partes do seu recurso de tecnologia assistiva? | |
| Comentários: | 1 2 3 4 5 |
| 4. A estabilidade e a segurança do seu recurso de tecnologia assistiva? | |
| Comentários: | 1 2 3 4 5 |
| 5. A durabilidade (força e resistência ao desgaste) do seu recurso de tecnologia assistiva? | |
| Comentários: | 1 2 3 4 5 |
| 6. A facilidade de uso do seu recurso de tecnologia assistiva? | |
| Comentários: | 1 2 3 4 5 |
| 7. O conforto do seu recurso de tecnologia assistiva? | |
| Comentários: | 1 2 3 4 5 |
| 8. A eficácia do seu recurso de tecnologia assistiva (o quanto seu recurso atende às suas necessidades)? | |
| Comentários: | 1 2 3 4 5 |

APÊNDICE C - *SYSTEM USABILITY SCALE (SUS)*

1. Eu acho que gostaria de usar esse sistema com frequência.
2. Eu acho o sistema desnecessariamente complexo.
3. Eu achei o sistema fácil de usar.
4. Eu acho que precisaria de ajuda de uma pessoa com conhecimentos técnicos para usar o sistema.
5. Eu acho que as várias funções do sistema estão muito bem integradas.
6. Eu acho que o sistema apresenta muita inconsistência.
7. Eu imagino que as pessoas aprenderão como usar esse sistema rapidamente
8. Eu achei o sistema atrapalhado de usar.
9. Eu me senti confiante ao usar o sistema.
10. Eu precisei aprender várias coisas novas antes de conseguir usar o sistema

FEEDBACK:

APÊNDICE D - ESCALA DE PERCEPÇÃO DE ESFORÇO DE BORG

| | |
|----|----------------------|
| 6 | Sem nenhum esforço |
| 7 | |
| | Extremamente leve |
| 8 | |
| 9 | Muito leve |
| 10 | |
| 11 | Leve |
| 12 | |
| 13 | Um pouco intenso |
| 14 | |
| 15 | Intenso (pesado) |
| 16 | |
| 17 | Muito intenso |
| 18 | |
| 19 | Extremamente intenso |
| 20 | Máximo esforço |

Escala RPE de Borg

© Gunnar Borg, 1970, 1985, 1994, 1998

APÊNDICE E - ESCALA VISUAL ANALÓGICA

Orientação para a utilização da Escala Analógica Visual

Após a leitura da régua de 10 cm, onde a marca da esquerda representa a ausência de dor e a marca da direita representa a pior dor suportável, marque com um ponto ao longo da linha vertical o local que melhor identifique a sua dor.

Escala Analógica Visual

Sem dor _____ Dor intensa



APÊNDICE F - TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO

Convidamos o(a) senhor(a) a participar do projeto de pesquisa intitulado “Validação de um sistema robótico híbrido”. O objetivo desta pesquisa é avaliar o funcionamento e efetividade de uma órtese híbrida em favorecer a preensão de objetos e conseqüentemente a execução de atividades cotidianas, bem como avaliar a necessidade de mudanças, adaptações e melhorias no equipamento.

A órtese é constituída por uma estrutura mecânica que auxilia nos movimentos de cotovelo e dedos, permitindo a preensão e manipulação de objetos. Ela é de uso totalmente externo, não apresentando risco de lesões, dor ou desconforto físico. É utilizada conjuntamente com um aparelho de estimulação elétrica funcional (FES), que possui eletrodos que serão colocados no seu braço e antebraço, promovendo a contração de músculos do seu braço comprometido.

Durante a pesquisa será solicitado que você realize atividades de pegar diferentes objetos para avaliarmos os movimentos, e, concomitantemente, o tempo para executar cada tarefa. Ainda, serão aplicados questionários com o objetivo de analisar a sua satisfação quanto ao uso do equipamento, a presença de dor e a percepção de esforço e fadiga. Os experimentos serão realizados em 3 sessões. Na primeira sessão será utilizada apenas a estimulação elétrica funcional, na segunda sessão será utilizado, além do FES, o freio (órtese híbrida) possibilitando a comparação do uso das diferentes tecnologias. Por fim, na última sessão se utilizando apenas FES novamente. Os testes terão duração de duas semanas e serão realizados em sessões de 1 hora, acompanhados por profissionais e pesquisadores da área de terapia ocupacional e engenharia que compõem a equipe do projeto. Todos os procedimentos serão realizados no Laboratório de Bioengenharia da UFMG. Ao término desta pesquisa, a órtese não lhe será doada ou vendida. Esta permanecerá no Laboratório de Bioengenharia da UFMG para testes futuros.

Os possíveis riscos decorrentes de sua participação na pesquisa são cansaço e incômodo durante o uso da órtese em razão do tempo dos testes e exigências do exercício. Caso isso ocorra você deve comunicar a equipe e o teste será interrompido imediatamente para controle e descanso. Garantimos que danos e desconfortos previsíveis serão evitados e suas necessidades serão sempre respeitadas. Caso haja algum dano direto ou indireto decorrente de sua participação na pesquisa, você poderá ser indenizado, obedecendo-se as disposições legais vigentes no Brasil.

O(a) senhor (a) pode se recusar a participar de qualquer procedimento ou responder qualquer questão que lhe traga constrangimento, podendo desistir de participar da pesquisa em qualquer etapa do procedimento sem nenhum prejuízo para o(a) senhor(a). Sua participação é voluntária, isto é, não há pagamento por sua colaboração. Entretanto, será feito o ressarcimento das despesas de transporte decorrente da sua participação (deslocamento ao Laboratório de Bioengenharia da UFMG).

O (a) senhor (a) receberá todos os esclarecimentos necessários antes e no decorrer da pesquisa e lhe asseguramos que seu nome não aparecerá, além do mais rigoroso sigilo pela omissão total de quaisquer informações que permitam identificá-lo (a). As informações obtidas nesse estudo serão confidenciais, sendo assegurado o sigilo sobre sua participação, quando da apresentação dos resultados em publicação científica ou educativa, garantindo-o total anonimato. Os dados e materiais serão utilizados somente para esta pesquisa e ficarão sob a guarda do pesquisador por um período de cinco anos, após isso serão destruídos.

Os benefícios esperados com essa pesquisa são a melhora na execução das habilidades funcionais com o uso da órtese a fim de resgatar os movimentos perdidos do membro superior devido ao acidente vascular cerebral (AVC), bem como promover aumento da participação social e qualidade de vida. Portanto, os resultados desta pesquisa poderão ser úteis na melhoria da assistência prestada às pessoas após terem sofrido um AVC.

Em caso de dúvidas em relação à pesquisa, por favor, entrar em contato com os pesquisadores. Em caso de dúvidas do projeto, favor entrar em contato com o Comitê de Ética em Pesquisa (COEP-UFMG) pelo telefone (31)3409-4592 ou e-mail coep@prpq.ufmg.br. O CEP/UFMG se localiza na Av. Antônio Carlos, 6627. Unidade Administrativa II - 2º andar - Sala 2005, Campus Pampulha, Belo Horizonte, MG - Brasil. CEP. 31270-901.

COEP-UFMG, Av. Antônio Carlos, 6627. Unidade Administrativa II - 2º andar - Sala 2005, Campus Pampulha, Belo Horizonte, MG - Brasil. CEP. 31270-901 - Telefone: (31)3409-4592.

Pesquisador Responsável: Claysson Bruno Santos Vimieiro - Telefone: (31) 3409-6677, e-mail: claysson@demec.ufmg.br - Laboratório de Bioengenharia - Departamento de Engenharia

Mecânica - Escola de Engenharia - Universidade Federal de Minas Gerais Av. Antônio Carlos, 6627 - Pampulha. Belo Horizonte, Minas Gerais. CEP: 31270-901.

Este documento foi elaborado em duas vias, uma ficará com o pesquisador responsável e a outra com o senhor (a). Dou meu consentimento de livre e espontânea vontade para participar deste estudo.

Sua participação é muito importante. Obrigada por sua colaboração.

Aceito participar da pesquisa: _____ SIM _____ NÃO

Assinatura do (a) participante / responsável

Assinatura do (a) pesquisador (a)

Belo Horizonte, ___ de _____ de ____

APÊNDICE G - TERMO DE AUTORIZAÇÃO PARA UTILIZAÇÃO DE IMAGEM E SOM DE VOZ PARA FINS DE PESQUISA

Eu, _____ autorizo a utilização da minha imagem e som de voz, na qualidade de participante/entrevistado (a) no projeto de pesquisa intitulado “Validação de um sistema robótico híbrido sob responsabilidade do professor doutor Claysson Bruno Santos Vimieiro.

Minha imagem e som de voz obtidas das entrevistas podem ser utilizados apenas para análise por parte da pesquisadora e para apresentações em eventos profissionais e/ou acadêmicos.

Tenho ciência de que não haverá divulgação da minha imagem, nem som de voz, por qualquer meio de comunicação, sejam eles televisão, rádio ou internet, exceto nas atividades vinculadas ao ensino e à pesquisa. Tenho ciência também de que a guarda e demais procedimentos de segurança com relação às imagens e sons de voz são de responsabilidade da pesquisadora responsável.

Não há riscos diretos relacionados ao procedimento que será realizado neste estudo, no entanto, de acordo com a Resolução 466/12, zelando por evitar ou minimizar qualquer situação de desconforto ou constrangimento para falar sobre qualquer parte do tema proposto, será garantida a interrupção imediata da entrevista. Será garantida a manutenção do sigilo e da privacidade dos participantes em todas as fases da pesquisa.

Os dados e materiais serão utilizados somente para esta pesquisa e ficarão sob a guarda do pesquisador responsável e do Comitê de Ética em Pesquisa, podendo tirar suas dúvidas sobre o projeto e sua participação, agora ou a qualquer momento.

Pesquisador responsável: Claysson Bruno Santos Vimieiro, telefone: (31) 3409-6677, e-mail: claysson@demec.ufmg.br ou endereço: Laboratório de Bioengenharia, Escola de Engenharia, Universidade Federal de Minas Gerais Av. Antônio Carlos, 6627 - Pampulha. Belo Horizonte, Minas Gerais.

Comitê de Ética em Pesquisa da UFMG, telefone: (31) 3409-4592, e-mail: coep@prpq.ufmg.br ou endereço: Av. Antônio Carlos, 6627. Unidade Administrativa II - 2º andar - Sala 2005, Campus Pampulha, Belo Horizonte, Minas Gerais.

Deste modo, declaro que autorizo, livre e espontaneamente, o uso para fins de pesquisa, nos termos acima descritos, da minha imagem e som de voz.

Assinatura do (a) participante / responsável

Assinatura do (a) pesquisador (a)

Belo Horizonte, ____ de _____ de _____