



UNIVERSIDADE FEDERAL DO CEARÁ
CENTRO DE CIÊNCIAS E TECNOLOGIA
DEPARTAMENTO DE ENGENHARIA ELÉTRICA
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA ELÉTRICA
MESTRADO ACADÊMICO EM ENGENHARIA ELÉTRICA

APARECIDA FALCÃO DE ANDRADE

CONTROLE DE FLEXÃO DE JOELHO ATRAVÉS DE ESTIMULAÇÃO ELÉTRICO
FUNCIONAL EM MALHA-FECHADA UTILIZANDO CONTROLADORES *GPC* E *RST*
EM AMBIENTE DE SIMULAÇÃO OPENSIM

FORTALEZA

2023

APARECIDA FALCÃO DE ANDRADE

CONTROLE DE FLEXÃO DE JOELHO ATRAVÉS DE ESTIMULAÇÃO ELÉTRICO
FUNCIONAL EM MALHA-FECHADA UTILIZANDO CONTROLADORES *GPC* E *RST* EM
AMBIENTE DE SIMULAÇÃO OPENSIM

Dissertação apresentada ao Curso de Mestrado Acadêmico em Engenharia Elétrica do Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica do Centro de Ciências e Tecnologia da Universidade Federal do Ceará, como requisito parcial à obtenção do título de mestre em Engenharia Elétrica. Área de Concentração: Engenharia Biomédica

Orientador: Prof. Dr. Fabricio Gonzalez Nogueira

Coorientador: Prof. Dr. Bismark Claude Torrico

FORTALEZA

2023

Dados Internacionais de Catalogação na Publicação
Universidade Federal do Ceará
Sistema de Bibliotecas

Gerada automaticamente pelo módulo Catalog, mediante os dados fornecidos pelo(a) autor(a)

- A565c Andrade, Aparecida Falcão de.
Controle de Flexão de Joelho através de Estimulação Elétrica Funcional em malha-
fechada utilizando controladores GPC e RST em ambiente de simulação Opensim /
Aparecida Falcão de Andrade. – 2023.
64 f. : il. color.
- Dissertação (mestrado) – Universidade Federal do Ceará, , Fortaleza, 2023.
Orientação: Prof. Dr. Fabricio Gonzalez Nogueira.
Coorientação: Prof. Dr. Bismark Claire Torrico.

1. Controladores GPC e RST. 2. FES. 3. Opensim. 4. Deficiência Motora. I. Título.

CDD

APARECIDA FALCÃO DE ANDRADE

CONTROLE DE FLEXÃO DE JOELHO ATRAVÉS DE ESTIMULAÇÃO ELÉTRICO
FUNCIONAL EM MALHA-FECHADA UTILIZANDO CONTROLADORES *GPC* E *RST* EM
AMBIENTE DE SIMULAÇÃO OPENSIM

Dissertação apresentada ao Curso de Mestrado Acadêmico em Engenharia Elétrica do Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica do Centro de Ciências e Tecnologia da Universidade Federal do Ceará, como requisito parcial à obtenção do título de mestre em Engenharia Elétrica. Área de Concentração: Engenharia Biomédica

Aprovada em:

BANCA EXAMINADORA

Prof. Dr. Fabricio Gonzalez Nogueira (Orientador)
Universidade Federal do Ceará (UFC)

Prof. Dr. Bismark Claire Torrico (Coorientador)
Universidade Federal do Ceará (UFC)

Prof. Dr. Victor Hugo Costa de Albuquerque
Universidade Federal do Ceará (UFC)

Prof. Dr. Clauson Sales do Nascimento Rios
Instituto Federal de Educação, Ciência e Tecnologia
do Ceará (IFCE)

Deus, sua presença significou segurança e certeza de que não estou sozinha nessa caminhada. Mãe, seu cuidado e dedicação foi que deram a esperança para seguir.

AGRADECIMENTOS

Primeiramente, agradeço a Deus, por ter me dado saúde, sabedoria, força e discernimento em meus caminhos.

Agradeço à minha família, em especial à minha mãe, Regina, por me apoiar nas noites que passei em claro, e cujo amor, incentivo e apoio incondicional foram fontes de inspiração e força durante toda a minha jornada acadêmica. Agradeço a minha avó, Euridice, (*in memorium*) por sempre reforçar, quando eu e meus irmãos éramos pequenos, a importância do estudo em nossas vidas. Agradeço a minha irmã, Eurides, pelo ouvido emprestado para ouvir todas minhas dificuldades e incentivar a seguir em frente.

Agradeço ao meu orientador Fabrício Gonzalez e ao meu corientador Bismark Torrico, cuja orientação, sabedoria, dedicação e paciência foram essenciais para meu aprendizado e para o desenvolvimento deste trabalho. Sinto-me felizada de poder tê-los conhecido e por ter tido a oportunidade de fazer parte do Grupo de Pesquisa em Controle e Automação - GPAR.

Agradeço ao Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico (CNPq) pela bolsa de estudos e auxílio financeiro que possibilitou minha dedicação e permanência no programa de pós-graduação.

Agradeço aos meus colegas de curso e de laboratório, cuja colaboração, apoio e troca de conhecimentos foram fundamentais para o meu crescimento acadêmico e pessoal, em especial, aos integrantes do projeto FES, Renata Rodrigues, Bruno Faustino, Eugênio Júnior e aos grandes fenômenos, Valessa Valentim, Daniel Lopes, José Raimundo, Talita Carvalho, Geilson Xavier, Mauri Saraiva, Nickson Tomé, Deleon Parente entre tantos outros que tive a grande oportunidade de conhecer.

Agradeço também a todos os professores que fizeram parte da minha formação ao longo da vida, desde o ensino fundamental ao ensino superior, em especial aos professores do IFCE, Fábio Alencar e Clauson Rios, dois exemplares de grandes seres humanos, fontes de inspiração, por quem tenho grande e profunda admiração. Não esquecendo de agradecer aos professores Ricardo Rodrigues, Manoel Moraes, Glaucionor Oliveira, Eduardo Bastos e Wally Menezes por todos os ensinamentos, dedicação e comprometimento com a educação. Suas contribuições foram de imenso valor para a minha formação como profissional e pessoal.

Agradeço também aos Engenheiros Eletricistas, Ednardo Moreira Rodrigues e Alan Batista de Oliveira, pela adequação do *template* utilizado neste trabalho para que o mesmo ficasse de acordo com as normas da biblioteca da Universidade Federal do Ceará (UFC).

Por fim, gostaria de expressar minha gratidão a todos que de alguma forma estiveram presentes em minha caminhada acadêmica, fornecendo apoio, conselhos e encorajamento. Agradeço sinceramente a cada um de vocês por contribuírem para o meu crescimento e sucesso.

“Sabemos que Deus age em todas as coisas para o bem daqueles que o amam, dos que foram chamados de acordo com o seu propósito.”

(Romanos 8:28)

RESUMO

A deficiência motora afeta a capacidade de movimentação e execução de tarefas motoras independentes, sendo causada por lesões na medula espinhal, doenças neuromusculares e congênitas. No Brasil, uma parcela significativa da população sofre de distúrbios do movimento, afetando áreas como mobilidade, acessibilidade, educação, trabalho e participação social. A combinação de Estimulação Elétrica Funcional (FES) e técnicas de controle tem mostrado eficácia na reabilitação motora de membros inferiores, proporcionando melhorias na função e qualidade de vida de pessoas com deficiência. Esta abordagem visa ativar seletivamente os músculos-alvo, melhorar a coordenação dos movimentos e restaurar a função muscular. Neste contexto, este estudo propõe projetar e avaliar em malha fechada o uso do controlador *GPC* em comparação com o controlador *RST* para o movimento de flexão de joelho, utilizando modelos identificados por simulações computacionais com os softwares Matlab® e Opensim®. O embasamento teórico aborda conceitos de controle, dinâmica do movimento humano, FES e uso do modelo de simulação do Opensim®. Estudos anteriores destacam a importância da FES combinada com técnicas de controle na reabilitação de membros inferiores, fornecendo bases para intervenções personalizadas. O modelo de membro inferior *Leg6Dof9Musc* do Opensim® é utilizado para estudar a dinâmica e biomecânica do movimento e avaliar a atividade muscular. O estudo identifica modelos discretos que descrevem a ação dos músculos de flexão e extensão do joelho, utilizando simulações com o Opensim® e o Matlab®. Dois controladores (*RST* e *GPC*) foram projetados e avaliados. Apesar de ser uma abordagem limitada à flexão de joelho, o controlador *GPC* apresentou resultados satisfatórios em relação ao *RST*.

Palavras-chave: Controladores *GPC* e *RST*. *FES*. Opensim®. Deficiência Motora.

ABSTRACT

Motor disability affects the ability to move and perform independent motor tasks, being caused by spinal cord injuries, neuromuscular diseases, and congenital conditions. In Brazil, a significant portion of the population suffers from movement disorders, affecting areas such as mobility, accessibility, education, work, and social participation. The combination of Functional Electrical Stimulation (*FES*) and control techniques has shown efficacy in the motor rehabilitation of lower limbs, providing improvements in function and quality of life for people with disabilities. This approach aims to selectively activate target muscles, improve coordination of movements, and restore muscular function. In this context, this study proposes to design and evaluate, in a closed-loop system, the use of *GPC* controller compared to the *RST* controller for knee flexion movement, using models identified through computational simulations with Matlab® and Opensim® software. The theoretical framework addresses concepts of control, human movement dynamics, *FES*, and the use of the Opensim® simulation model. Previous studies highlight the importance of combining *FES* with control techniques in the rehabilitation of lower limbs, providing a basis for personalized interventions. The *Leg6Dof9Musc* lower limb model from Opensim® is used to study movement dynamics and biomechanics and evaluate muscular activity. The study identifies discrete models that describe the action of knee flexion and extension muscles, using simulations with Opensim® and Matlab®. Two controllers (*RST* and *GPC*) were designed and evaluated. Despite the limitations of focusing solely on knee flexion, the *GPC* controller showed satisfactory results compared to *RST*.

Keywords: GPC and RST controllers. FES. opensim. Motor Disability.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 – Censo 2010: Pessoas com deficiência	16
Figura 2 – PNS 2013: Pessoas com deficiência	17
Figura 3 – Artigos	20
Figura 4 – Estrutura do Músculo Esquelético	24
Figura 5 – Variação da tensão na membrana celular nervosa durante o Potencial de Ação	25
Figura 6 – Modelo Leg69	27
Figura 7 – Sistema com Realimentação	30
Figura 8 – Sistema Físico	31
Figura 9 – Diagrama de blocos do modelo <i>ARX</i>	33
Figura 10 – Sinal PRBS para 7 células	37
Figura 11 – Estrutura de controlador digital <i>RST</i>	38
Figura 12 – <i>Leg69</i> : Bíceps Femoral	51
Figura 13 – Resposta ao degrau 0,5 da flexão de joelho em malha aberta	52
Figura 14 – Sinal de Entrada e Saída do PRBS	52
Figura 15 – Transformada de Fourier: Espectro PRBS	53
Figura 16 – Validação do Modelo	53
Figura 17 – Resultados de Simulação com <i>RST</i>	54
Figura 18 – Resultados de Simulação com <i>GPC</i>	57
Figura 19 – Resultados de Simulação com <i>GPC</i> x <i>RST</i>	57

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 – Especificações do sinal PRBS	52
---	----

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

<i>EEF</i>	Estimulação Elétrica Funcional
<i>FES</i>	<i>Functional Electrical Stimulation</i>
<i>IBGE</i>	<i>Instituto Brasileiro de Geografia e Estatística</i>
<i>PNS</i>	<i>Plano Nacional de Saúde</i>

LISTA DE SÍMBOLOS

$u(k)$	Entrada de controle no tempo discreto
$y(k)$	Saída do sistema de controle no tempo discreto
$u(t)$	Entrada de controle no tempo contínuo
$y(t)$	Saída do sistema de controle no tempo contínuo
Θ_O	Ângulo da articulação do ombro
Θ_C	Ângulo da articulação do cotovelo
f_s	Frequência de amostragem
T_s	Tempo de amostragem
$B(q^{-1})$	Polinômio do numerador da função de transferência do modelo ARX
n_b	Ordem do polinômio $B(q^{-1})$
$A(q^{-1})$	Polinômio do denominador da função de transferência do modelo ARX
n_a	Ordem do polinômio $A(q^{-1})$
$e(k)$	Erro, ou resíduo, entre modelo identificado e modelo real
φ	Matriz com as entradas de controle e saídas do sistema
Φ	Matriz com φ de diversas amostras
Θ	Matriz com os coeficientes de $B(q^{-1})$ e $A(q^{-1})$
E	Matriz com o resíduo de diversas amostras
Y	Matriz com a saída do sistema de controle de diversas amostras
R^2	Correlação múltipla entre saída real e saída estimada
r_{ue}	Correlação cruzada entre entrada e resíduo
$r_{\epsilon\epsilon}$	Auto correlação entre resíduo
$R(q^{-1})$	Polinômio multiplicativo da saída da planta em um controlador RST
n_R	Ordem do polinômio $R(q^{-1})$
$S(q^{-1})$	Polinômio multiplicativo da entrada de controle em um controlador RST
n_S	Ordem do polinômio $S(q^{-1})$
$T(q^{-1})$	Polinômio multiplicativo da referência em um controlador RST

$P(q^{-1})$	Polinômio caracterísitico de um controlador RST
ξ	Fator de amortecimento de uma função de transferência de segunda ordem
ω_n	Frequência natural de uma função de transferência de segunda ordem
M	Matriz com os coeficientes adaptados dos polinômios $B(q^{-1})$ e $A(q^{-1})$
p	Matriz com os coeficientes desejados do polinômio $P(q^{-1})$
x	Matriz com os coeficientes adaptados dos polinômios $S(q^{-1})$ e $R(q^{-1})$

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	16
1.1	Objetivos	19
2	FUNDAMENTAÇÃO E REVISÃO BIBLIOGRÁFICA	20
2.1	Dinâmica do Movimento	23
2.1.1	<i>Eletroestimulação Neuromuscular Funcional</i>	24
2.2	Software de Simulação OpenSim®	25
2.3	Estimulação Elétrica Funcional	27
3	METODOLOGIAS DE IDENTIFICAÇÃO E CONTROLE	30
3.1	Estimulação Elétrica Funcional em Malha-Fechada	30
3.2	Metodologia de Identificação de Sistemas	31
3.2.1	<i>Modelo ARX</i>	31
3.2.2	<i>Método dos Mínimos Quadrados Não Recursivo</i>	33
3.3	Definição do Intervalo de Amostragem	36
3.4	Definição de PRBS	37
3.5	Metodologia de Controle <i>RST</i> por alocação de polos	38
3.5.1	<i>Parâmetros de desempenho</i>	40
3.5.2	<i>Determinação dos parâmetros <i>R, S e T</i> do controlador</i>	41
3.5.3	<i>Implementação do Controlador</i>	45
3.6	Metodologia de Controle Preditivo Generalizado - <i>GPC</i>	46
3.6.1	<i>Modelo Carima</i>	46
3.6.2	<i>Função Custo</i>	47
4	RESULTADOS	51
4.1	Identificação do Modelo Dinâmico	51
4.2	Resultados simulação <i>RST</i>	54
4.3	Resultados simulação <i>GPC</i>	55
5	CONCLUSÕES E TRABALHOS FUTUROS	58
	REFERÊNCIAS	59
	APÊNDICES	63
	ANEXOS	63
	ANEXO A – Códigos e Simulações	63

1 INTRODUÇÃO

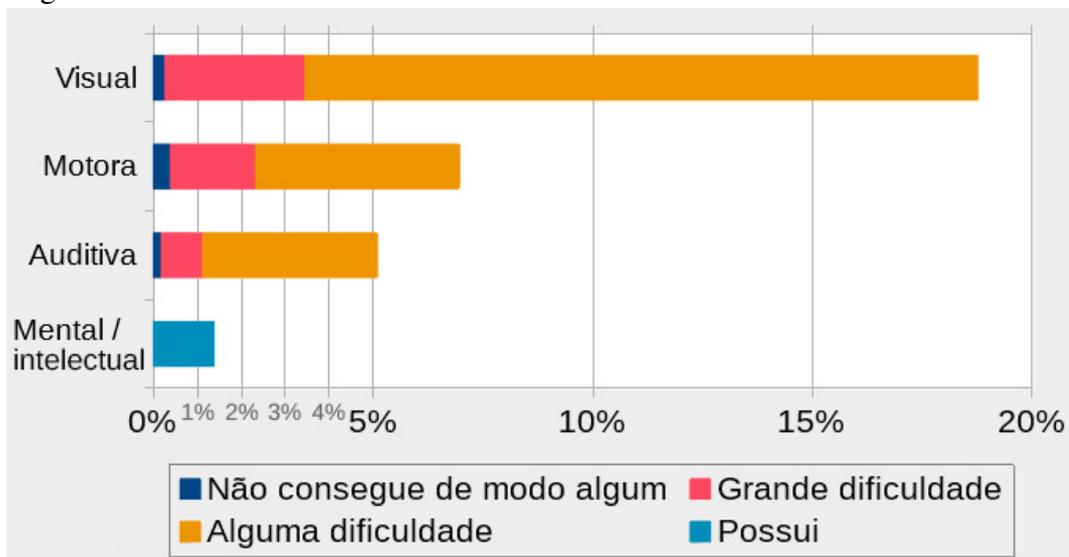
A deficiência motora é uma condição que afeta a capacidade de uma pessoa de movimentar-se e executar tarefas motoras de forma independente. Os distúrbios do movimento são um problema relevante em todo o mundo, pois afetam milhões de pessoas com diferentes graus de gravidade. Os distúrbios do movimento podem ser causados por várias condições, como lesão da medula espinhal, doenças neuromusculares e doenças congênitas.

O Instituto Brasileiro de Geografia e Estatística (IBGE) realizou o último censo em 2010 e se preparava para realizar o censo de 2020, mas devido à crise de saúde causada pela pandemia do COVID-19 no país, o IBGE decidiu adiar o censo para 2021. Dessa forma, o último censo no Brasil que coletou dados sobre deficiência entre os cidadãos brasileiros ocorreu em 2010.

Segundo o censo do IBGE, um número significativo de pessoas no Brasil sofre de distúrbios do movimento. Essa condição pode afetar muitas áreas da vida, incluindo mobilidade, acessibilidade, educação, trabalho e participação social. É importante que as sociedades reconheçam essas questões e tomem medidas para promover a inclusão e a igualdade de oportunidades para pessoas com deficiência motora.

De acordo com os resultados apresentados na Figura 1, cerca de 6,7% dos brasileiros relataram ter algum tipo de deficiência. Entre os tipos de deficiência identificados, os distúrbios do movimento são classificados como uma das principais categorias, afetando aproximadamente 2,3% da população, vide quadro abaixo:

Figura 1 – Censo 2010: Pessoas com deficiência

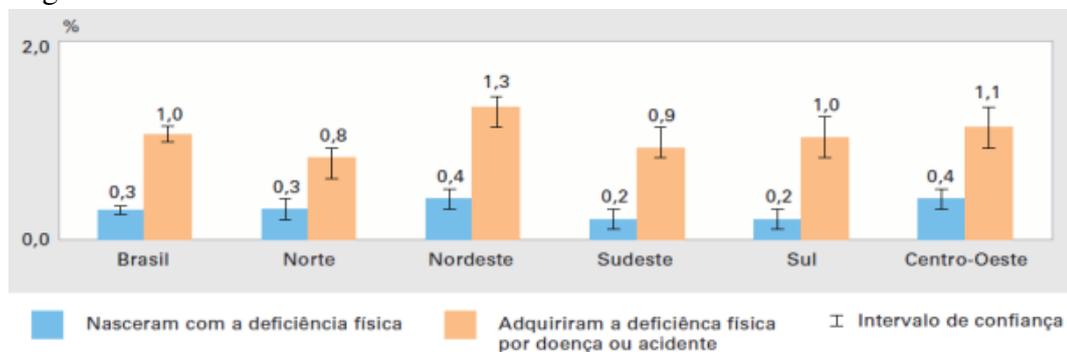


Fonte: Adaptado de Censo 2010 - IBGE.

Ao considerarmos a Figura 2, vemos os dados referentes ao Censo Demográfico de 2010 apresentados no *Plano Nacional de Saúde* (PNS) realizado em 2013, neste, temos ainda que para as pessoas com deficiência física:

- A prevalência de 1,3% de deficiência física, destes 0,3% da população nasceu com deficiência física e 1,0% a adquiriu em decorrência de doença ou acidente.
- 46,8% possuía grau intenso ou muito intenso de limitações, ou ainda não conseguia realizar as atividades habituais.
- 18,4% da população com deficiência física frequentava algum serviço de reabilitação

Figura 2 – PNS 2013: Pessoas com deficiência



Fonte: Adaptado de Pesquisa Nacional de Saúde - IBGE: PNS 2013.

Indivíduos com lesão medular vivem menos do que os sem lesão. A expectativa de vida de uma pessoa de 25 anos, com lesão medular, é de 22 a 43 anos se não forem utilizadas estratégias de reabilitação (BOBET, 1998).

Após a fase aguda, a sobrevivência desses pacientes vem aumentando, todavia, poucos são os estudos epidemiológicos nacionais que mostram a situação dos pacientes após o programa de reabilitação (MUTTI, 2008).

O Ministério da Saúde do Brasil reconhece os distúrbios do movimento como condições que afetam a capacidade de uma pessoa se mover e realizar tarefas motoras de forma independente. Essa deficiência pode ser causada por lesões neuromusculares, malformações congênitas, doenças degenerativas, entre outras. As deficiências motoras variam em gravidade, desde uma leve dificuldade de movimento até a imobilidade completa.

O Ministério da Saúde enfatiza a importância de oferecer suporte adequado às pessoas com deficiência motora e garantir o acesso a serviços de reabilitação, dispositivos assistivos, adaptação e continuidade do cuidado. Além disso, é importante promover a inclusão social e a plena participação dessas pessoas na sociedade, respeitar seus direitos e proporcionar igualdade de oportunidades em áreas como educação, emprego, transporte e lazer. O Ministério

da Saúde também destaca a importância de prevenir os distúrbios do movimento e promove medidas de saúde que visam evitar ou minimizar as condições que podem levar a esse distúrbio, como: prevenção de acidentes, diagnóstico precoce e tratamento de doenças neuromusculares e promoção de um estilo de vida saudável que contribua para a saúde física e o bem-estar geral.

O Ministério da Saúde do Brasil enfatiza a importância da assistência integral às pessoas com deficiência motora, promovendo serviços de reabilitação, tratamento adequado, equipamentos de apoio e acesso contínuo aos cuidados de saúde. Além disso, é preciso garantir a inclusão social dessas pessoas e oferecer igualdade de oportunidades, por exemplo, em educação, trabalho, transporte e lazer.

Por meio da Estimulação Elétrica Funcional (*EEF*) (do inglês, *Functional Electrical Stimulation (FES)*), pacientes que perderam as funções motoras, mas que apresentam os nervos periféricos intactos têm chances de recuperar ou melhorar os movimentos perdidos. Isso contribui não somente para melhorar a função cardiorrespiratória do paciente, como também para reconstruir a sua confiança de vida e ajudá-lo na sua reintegração social (YUAN et al., 2010).

A estimulação elétrica funcional, que envolve técnicas de controle muscular e coativação, tem sido amplamente estudada e utilizada como abordagem terapêutica para pessoas com distúrbios motores, especialmente aqueles com comprometimento de membros inferiores. Essa abordagem visa melhorar a função muscular, a mobilidade e a qualidade de vida dessas pessoas (POPOVIĆ, 2014).

A FES consiste na aplicação de impulsos elétricos de baixa intensidade nos músculos afetados por meio de eletrodos colocados na pele sobre o músculo alvo. Esta estimulação elétrica é capaz de ativar os músculos e promover contrações musculares, permitindo movimentos funcionais (FERRANTE et al., 2015a).

Segundo (SABUT et al., 2010), a utilização de técnicas de controle na FES permite maior precisão na ativação muscular, o que promove movimentos mais naturais e coordenados. Essas técnicas podem incluir algoritmos de controle baseados em feedback, como controle PID e controle adaptativo, que ajustam os parâmetros de estimulação em tempo real de acordo com as necessidades individuais.

Além disso, a coativação muscular é uma estratégia utilizada em conjunto com a FES para melhorar o controle motor e a estabilidade articular. A coativação muscular envolve a ativação simultânea de músculos agonistas e antagonistas, proporcionando melhor suporte e controle durante o movimento (ZHOU; DURAND, 2014).

Estudos têm mostrado os benefícios da FES em relação ao controle muscular e técnicas de coativação em pessoas com distúrbios motores de membros inferiores. Esses benefícios incluem aumento da força muscular, aumento da resistência, aumento da amplitude de movimento, melhora da marcha e do equilíbrio e aumento da independência funcional (PETROFSKY *et al.*, 2018).

A combinação de FES, técnicas de controle e coativação muscular tem se mostrado eficaz na reabilitação motora de membros inferiores, proporcionando ganhos funcionais e melhorias na qualidade de vida de indivíduos com deficiência. Essa abordagem promove a ativação seletiva de músculos-alvo, melhora a coordenação dos movimentos e contribui para a restauração da função muscular.

1.1 Objetivos

A partir de modelos identificados via simulações computacionais realizadas com auxílio dos softwares Matlab® e Opensim®, este trabalho visa projetar e avaliar o uso do controlador GPC para o movimento de flexão de joelho em comparativo a utilização do controlador do tipo RST.

Com a finalidade de estabelecer o embasamento teórico necessário para compreensão do trabalho desenvolvido são apresentados conceitos fundamentais relacionados à teoria de controle, dinâmica do movimento humano, estimulação elétrica funcional e utilização do modelo de simulação do Opensim®.

A estrutura desta dissertação está organizada da seguinte forma:

- No capítulo 1, é apresentada uma introdução detalhada ao estudo, juntamente com seus objetivos específicos.
- O capítulo 2 abrange as referências teóricas relevantes que serão utilizadas como embasamento para o estudo.
- No capítulo 3, são apresentados as metodologias de identificação de sistemas utilizadas neste trabalho.
- O capítulo 4 traz os resultados obtidos utilizando-se das metodologias explicadas no capítulo 3.
- O capítulo 5 traz as conclusões derivadas dos resultados obtidos e também apresenta sugestões para trabalhos futuros relacionados ao tema.

2 FUNDAMENTAÇÃO E REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

Diversos estudos têm abordado o uso de *FES* em combinação com métodos de controle para melhorar ou auxiliar a recuperação motora. Nesse contexto, foram realizadas pesquisas em diferentes bases de dados, como IEEE Explore, Scopus, Web Science, Google e Google Acadêmico, para investigar a eficácia e aplicabilidade clínica da *FES* em diferentes condições.

A Figura 3 apresenta um breve resumo dos artigos utilizados para este estudo:

Figura 3 – Artigos

Autor	Ano	Tipo de Estratégia de Controle	Breve Resumo
Bhasin et al. (2023)	2023	FES + Controle Adaptativo	O estudo propõe um controle adaptativo sem modelo para regular o movimento do joelho com estimulação elétrica funcional (FES). Isso significa que o controle é adaptável e não requer conhecimento prévio das dinâmicas do sujeito. O controle demonstrou eficácia em experimentos com participantes sem deficiência e com lesão na medula espinhal.
Faustino et al. (2022)	2022	FES + Controle RST	O trabalho utiliza Estimulação Elétrica Funcional (FES) para controlar flexão do joelho e quadril em membros inferiores. Identifica modelos, projeta controladores RST e explora limites de estabilidade. O trabalho utiliza a integração dos softwares Opensim e Matlab.
Pereira et al. (2021)	2021	FES + Controle por Feedforward	O trabalho propõe um sistema de reabilitação de membros inferiores baseado em FES e controle por feedforward. O controlador estima a intensidade da estimulação com base na referência de movimento, melhorando a coordenação e a precisão dos movimentos.
Silva et al. (2020)	2020	FES + Controle Adaptativo	Este estudo propõe um sistema de reabilitação para membros inferiores baseado em FES e controle adaptativo, visando melhorar a mobilidade e função em pacientes com lesão medular. Utiliza um controlador adaptativo para ajustar a estimulação elétrica com base na resposta do sistema em tempo real.
Fernandes et al. (2020)	2020	FES + Controlador Robusto	Este estudo apresenta um sistema de reabilitação para membros inferiores com FES e controle robusto. O controlador robusto lida com incertezas no sistema, garantindo um desempenho consistente mesmo em condições variáveis.
Carvalho et al. (2019)	2019	FES + Controlador ON/OFF	Neste estudo, é implementado um sistema de reabilitação de membros inferiores utilizando FES e um controlador ON/OFF. O controlador ativa a estimulação elétrica quando um limiar é atingido, contribuindo para a restauração da função muscular.
Santos et al. (2018)	2018	FES + PID	O trabalho apresenta uma abordagem de reabilitação de membros inferiores utilizando FES e um controlador PID. Foram realizados experimentos em indivíduos com deficiência motora, mostrando melhorias na coordenação dos movimentos e ganhos funcionais.
Rodrigues et al. (2017)	2017	FES + Controlador Neural	O trabalho apresenta um sistema de reabilitação para membros inferiores usando FES e um controlador neural. O controlador neural é treinado para estimar a resposta do músculo e ajustar a intensidade da estimulação, resultando em melhorias na qualidade de movimento.
Almeida et al. (2016)	2016	FES + Controle Adaptativo	Neste estudo, é apresentado um sistema de reabilitação utilizando FES e controle adaptativo. O controlador adaptativo ajusta a intensidade da estimulação com base na resposta muscular individualizada, promovendo uma reabilitação mais eficaz.
Oliveira et al. (2015)	2015	FES + MPC	Neste estudo, é proposto um sistema de controle baseado em Model Predictive Control (MPC) combinado com FES para reabilitação de membros inferiores. O MPC otimiza a sequência de estimulação elétrica para melhorar a realização de movimentos complexos.
Gomes et al. (2014)	2014	FES + Controlador Proporcional	O trabalho descreve um sistema de reabilitação de membros inferiores com FES e controle proporcional. O controlador ajusta a intensidade da estimulação proporcionalmente à referência de movimento, melhorando a realização de tarefas motoras.

Fonte: A autora

Segundo (FERRARIN *et al.*, 2001), controlar os movimentos de membros paralisados humanos com *FES* é considerado desafiador devido à natureza não linear e altamente variável da planta. Para resolver esses problemas, o projeto do controlador tira proveito de um

modelo muscular matemático aproximado, no qual um melhor padrão muscular oferece melhor controle. (BATTISTELLA *et al.*, 2020) realizaram uma revisão sistemática sobre o uso de FES no tratamento de pacientes com lesão medular e investigaram sua eficácia e aplicabilidade clínica.

Em (POPOVIC; POPOVIC, 2011) foram discutidos os recentes avanços da FES e seu uso em diversas aplicações neuromusculares. Já (MERLETTI; FARINA, 2016) discutiu a análise de sinais eletromiográficos intramusculares e investigaram diferentes técnicas de processamento de sinal para obter informações sobre a atividade muscular. (PECKHAM *et al.*, 2001) introduziram o uso de FES em aplicações neuromusculares e discutem suas limitações e desafios.

O controle induzido por FES baseado em modelos de movimento articular para melhorar a precisão e a eficiência do movimento foi proposto por (FERRARIN *et al.*, 2001). O uso de neuropróteses no controle dos movimentos convulsivos, destacando avanços tecnológicos e desafios na implementação clínica foi discutido por (POPOVIĆ; POPOVIĆ, 2009). Em (LOBO-PRAT *et al.*, 2014) investigou-se a avaliação do desempenho mecânico de órteses de tornozelo e pé durante a caminhada usando modelos neuromusculares para melhorar o desempenho e adaptação do dispositivo.

O efeito da FES nos músculos da coluna vertebral na força, espasticidade e recuperação motora em pacientes com AVC foi investigado por (SABUT *et al.*, 2010). (KERN *et al.*, 2010) relataram os resultados de um estudo de um ano de FES diário em casa em pacientes com paraplegia devido a danos no neurônio motor inferior, destacando melhorias estruturais e funcionais nos músculos inervados.

O controle adaptativo de músculos estimulados eletricamente para melhorar a precisão e a estabilidade do movimento foi proposto por (MARQUEZ-CHIN *et al.*, 2015). (FERRARI *et al.*, 2001) discutiu a decomposição dos sinais eletromiográficos de superfície e apresentou vários métodos e técnicas para analisar a atividade muscular. (LAN; LOEB, 2002) propuseram um método baseado em modelos para otimizar padrões de estimulação para ativação seletiva de múltiplos músculos, o que contribui para o desenvolvimento de estratégias de FES eficazes na reabilitação motora. (POPOVIC; POPOVIC, 2006) investigaram o uso de neuropróteses para restaurar a marcha em pacientes com lesão medular, oferecendo novas oportunidades de mobilidade e independência.

Os efeitos imediatos dos padrões de estimulação funcional nos músculos das costas

durante a caminhada em indivíduos pós-AVC e enfatizaram a importância da FES em combinação com métodos de controle para melhorar a função muscular e a qualidade do movimento foi investigado por (KESAR *et al.*, 2010). Já (SINKJAER; ROSÉN, 2002) mostrou que a intensa estimulação elétrica nervosa transcutânea pode aliviar a hiperalgesia induzida por exercício em humanos e fornece informações valiosas sobre o uso de FES para analgesia.

Diferentes controladores baseados em modelo para regulação neural durante a FES, contribuindo para o desenvolvimento de estratégias de controle e melhorando a eficácia da FES em aplicações de reabilitação foram comparados por (MARQUEZ-CHIN *et al.*, 2016). (RIENER; FUHR, 1999) simularam o monitoramento da condição de um paciente usando a FES com base nos comandos do paciente, demonstrando assim a importância da participação ativa do paciente na reabilitação e destacando o potencial da FES para promover a independência funcional.

Em (IBITOYE *et al.*, 2016) foram comparados os efeitos do EPS induzido por caminhada com e sem órtese joelho-tornozelo-pé em indivíduos com lesão medular incompleta, fornecendo evidências dos benefícios da combinação de EPS e órteses na reabilitação de membros inferiores. (MICERA *et al.*, 2010) investigaram a decodificação de sinais neurais para o desenvolvimento de mãos protéticas controladas neuralmente, abrindo caminho para o desenvolvimento da interface cérebro-máquina e restauração da função motora em humanos com distúrbios motores.

A relação força-frequência no músculo esquelético, contribuindo para uma compreensão mais profunda dos mecanismos fisiológicos subjacentes à FES e à coativação muscular na reabilitação motora foi reexaminada por (KESAR *et al.*, 2013). (QUEIROZ *et al.*, 2021) apresentaram o desenvolvimento de um sistema FES de baixo custo para reabilitação de membro superior, mostrando o potencial para promover a recuperação funcional e aumentar a força muscular em pessoas com deficiências motoras.

O desenvolvimento de um sistema embarcado que utiliza o FES para auxiliar indivíduos com dificuldades de mobilidade no ciclismo por meio de suporte e auxílio durante a atividade, contribuindo para a reabilitação e melhora do desempenho físico desses indivíduos foi descrito por (CASTRO *et al.*, 2021).

O artigo (SOUSA; PADILHA, 2016) descreve um sistema inovador de ciclismo para pessoas com lesão medular parapléica, utilizando estimulação elétrica funcional. O estudo apresenta o desenvolvimento de um dispositivo de estimulação elétrica personalizado e adaptado

para permitir que indivíduos com paraplegia realizem a atividade de ciclismo.

Esses estudos enfatizam a importância do uso de FES aliada a técnicas de controle aplicadas a reabilitação motora de membros inferiores, fornecendo evidências científicas e informações para desenvolver estratégias de intervenção eficazes e personalizadas.

2.1 Dinâmica do Movimento

Nesta seção é apresentada uma breve explicação sobre a dinâmica do movimento humano, seguida de uma ênfase nos membros inferiores, em especial os movimentos da articulação do joelho.

A dinâmica do movimento humano refere-se ao estudo das forças e momentos que atuam no corpo durante o movimento (WINTER, 2009). É um campo interdisciplinar que inclui princípios de física, biomecânica e fisiologia. Compreender a dinâmica do movimento humano é fundamental na análise e melhoria do desempenho esportivo, na reabilitação de lesões e no desenvolvimento de dispositivos para auxiliar o movimento. A pesquisa neste campo examina as interações entre forças musculares, articulações e sistemas de controle neuromuscular (NEPTUNE *et al.*, 2001).

A dinâmica do movimento dos membros inferiores tem sido amplamente estudada devido à sua importância para a locomoção humana. Estudos têm analisado a biomecânica da caminhada, corrida, salto e outras atividades específicas dos membros inferiores (NEPTUNE *et al.*, 2001). Esses estudos examinam as forças musculares, padrões de movimento e distribuição de carga nas articulações dos membros inferiores. Além disso, técnicas de controle muscular, como estimulação elétrica funcional e coativação muscular, estão sendo investigadas para melhorar a função e a reabilitação desses membros (HOF *et al.*, 2005).

O movimento da articulação do joelho envolve a interação de diversas estruturas, como fêmur e tíbia, ligamentos, músculos e tendões. Durante a flexão do joelho, os músculos extensores, como o quadríceps, se contraem, enquanto os flexores, como os isquiotibiais, relaxam. Esse padrão de contração muscular permite que a tíbia se mova em relação ao fêmur, resultando em flexão do joelho. Durante o alongamento, os músculos flexores se contraem, enquanto os extensores relaxam, promovendo o retorno à posição inicial. Essa complexa interação de componentes musculares e articulares permite movimentos do joelho eficientes e estáveis (FLEMING; SISSON, 2017).

A estimulação elétrica funcional (FES) é uma técnica que utiliza corrente elétrica

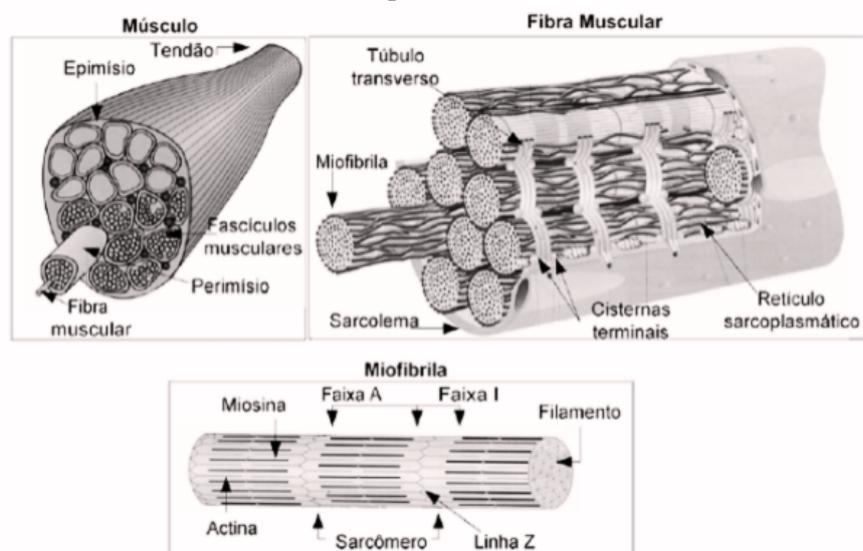
para ativar seletivamente grupos musculares e promover a recuperação funcional em pessoas com distúrbios motores. Estudos têm investigado a combinação da FES com técnicas de controle muscular, como a coativação muscular, para melhorar a coordenação e a força muscular em pessoas com deficiência motora. Essas abordagens mostram resultados promissores na reabilitação de membros inferiores, permitindo a recuperação da capacidade de caminhar e melhorando a qualidade de vida dos indivíduos afetados (FERRANTE *et al.*, 2015b).

2.1.1 Eletroestimulação Neuromuscular Funcional

Músculos esqueléticos se contraem em resposta a estímulos eletroquímicos (HERZOG; NIGG, 1999). Os neurônios motores propagam potenciais de ação para as fibras musculares esqueléticas ocasionando as contrações. Ao alcançarem o músculo, os axônios dos neurônios motores se dividem em pequenas ramificações, cada uma indo para uma fibra muscular.

Um músculo é formado por uma série de fibras musculares denominadas tecidos conjuntivos. O tecido que envolve e preenche o espaço entre as fibras é chamado de endomísio. As fibras musculares consistem em unidades funcionais do músculo, as miofibrilas. Feixes de fibras musculares são mantidos juntos por um tecido conjuntivo chamado perimísio. Todo o músculo é circundado por tecido conjuntivo, epimísio. A Figura 4 mostra alguns grupos musculares dos membros inferiores.

Figura 4 – Estrutura do Músculo Esquelético



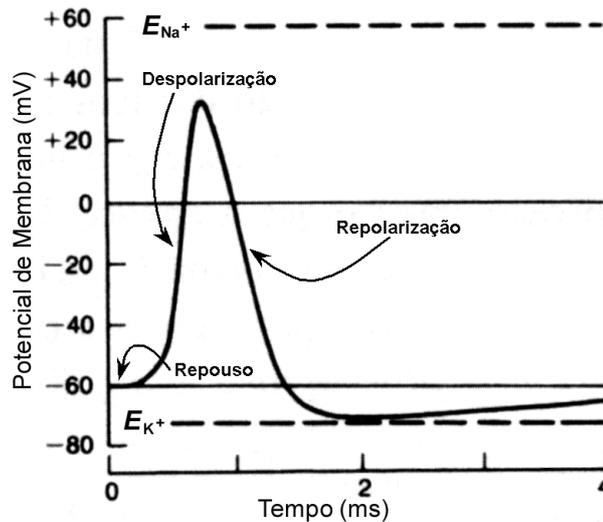
Fonte: (BELTRAMINI, 1999)

Em meados de 1786, o fisiologista italiano Luigi Galvani iniciou uma série de

experimentos, que consistiam na aplicação de cargas elétricas em nervos e músculos de rãs e sapos, visando provocar contrações musculares.

A FES consiste na aplicação de pulsos elétricos nos nervos e/ou músculos com o objetivo de se obter contração muscular. O estímulo deve ter certas características para promover uma contração, como a amplitude e a duração que devem ser iguais ou maiores que as condições fisiológicas para cada tecido.

Figura 5 – Variação da tensão na membrana celular nervosa durante o Potencial de Ação



Fonte: (BELTRAMINI, 1999)

Conforme pode ser visto na Figura 5 intensidade de corrente aplicada necessita ser suficiente para disparar um potencial de ação e a duração do pulso não pode ser inferior à duração do pulso produzido pelos mecanismos fisiológicos.

2.2 Software de Simulação OpenSim®

O movimento é fundamental para a vida humana e animal, surgindo através da interação de complexos sistemas neurais, musculares e esqueléticos. O estudo do movimento se baseia e contribui para diversos campos, incluindo biologia, neurociência, mecânica e robótica. O OpenSim® usa métodos dessas áreas para criar simulações de movimento rápidas e precisas, possibilitando duas tarefas fundamentais. Primeiro, o software pode calcular variáveis difíceis de medir experimentalmente, como as forças geradas pelos músculos e o alongamento e retração dos tendões durante o movimento. Em segundo lugar, o OpenSim® pode prever novos movimentos a partir de modelos de controle motor, como adaptações cinemáticas da marcha humana durante

a caminhada carregada ou inclinada. Alterações na dinâmica músculo-esquelética após a cirurgia ou devido à interação humano-dispositivo também podem ser simuladas; essas simulações têm desempenhado um papel vital em várias aplicações, incluindo o projeto de dispositivos mecânicos implantáveis para melhorar a preensão humana em indivíduos com paralisia. O OpenSim® é um pacote de software extensível e fácil de usar construído em décadas de conhecimento sobre modelagem computacional e simulação de sistemas biomecânicos. O design do OpenSim® permite que cientistas computacionais criem novas ferramentas de software de última geração e capacita outros a usar essas ferramentas em pesquisas e aplicações clínicas. O OpenSim® oferece suporte a uma grande e crescente comunidade de pesquisadores em biomecânica e reabilitação, facilitando o intercâmbio de modelos e simulações para reproduzir e ampliar as descobertas. Exemplos, tutoriais, documentação e um fórum de usuários ativo suportam esta comunidade. O software OpenSim® é coberto pela Apache License 2.0, que permite seu uso para qualquer finalidade, incluindo aplicativos sem fins lucrativos e comerciais. O código-fonte é acessível de forma gratuita e anônima no GitHub, onde a comunidade é bem-vinda para fazer contribuições. Os instaladores específicos da plataforma do OpenSim® incluem uma GUI e estão disponíveis em simtk.org (SETH *et al.*, 2018).

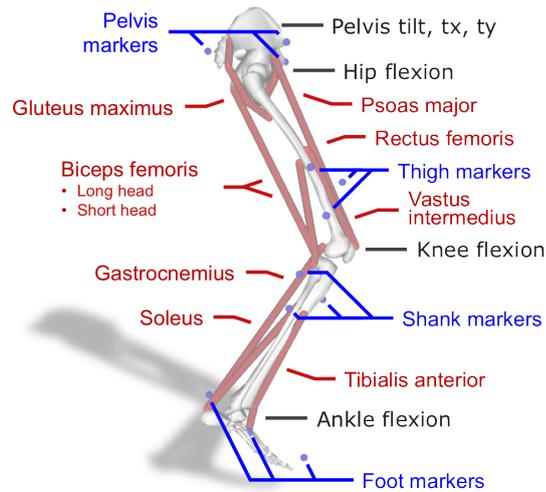
Programas concorrentes do OpenSim® também são usados para modelar e simular o sistema músculo-esquelético. Alguns exemplos desses programas são AnyBody, SIMM, Musculoskeletal Modeling Toolbox (MoBi), GaitLab. Embora cada programa tenha seus próprios recursos e benefícios, o OpenSim® se destaca por vários motivos, tornando-o a escolha preferida de muitos pesquisadores e profissionais da área.

No geral, o OpenSim® se destaca entre as alternativas mais populares devido à sua licença de código aberto, comunidade ativa, amplo suporte, integração com outras ferramentas, modelos pré-construídos, análise avançada e melhoria contínua. Juntos, esses fatores tornam o OpenSim uma plataforma poderosa e flexível para modelagem e simulação musculoesquelética, oferecendo aos usuários uma ampla gama de recursos e capacidades para pesquisa e aplicações clínicas.

Neste trabalho foi utilizado o *Leg6Dof9Musc* que é um modelo de membro inferior desenvolvido em OpenSim®. Este modelo é amplamente utilizado para estudar a dinâmica e a biomecânica do movimento dos membros inferiores e para avaliar a atividade muscular durante a caminhada e outras atividades motoras.

O modelo *Leg6Dof9Musc* representa os segmentos ósseos mais importantes do mem-

Figura 6 – Modelo Leg69



Fonte: (RAJAGOPAL *et al.*, 2016)

bro inferior, como pelve, fêmur, tíbia e pé, permitindo a simulação de movimentos complexos de quadril, joelho e tornozelo, vide Figura 6. Leva em consideração seis graus de liberdade (rotacional e translacional) nos três principais segmentos articulares do membro inferior (RAJAGOPAL *et al.*, 2016).

Uma das principais características deste modelo é a inclusão de nove músculos principais que são responsáveis pela ativação muscular durante o movimento dos membros inferiores. Esses músculos incluem o glúteo máximo, adutor longo, reto femoral, vasto lateral, vasto medial, gastrocnêmio lateral, gastrocnêmio medial, sóleo e tibial anterior. A ativação desses músculos é modelada por meio de equações e parâmetros que representam propriedades de contração muscular e ativação neural (RAJAGOPAL *et al.*, 2016).

O modelo OpenSim® *Leg6Dof9Musc* permite a simulação e análise de movimentos dos membros inferiores em diferentes condições, como lesões, patologias musculares ou alterações biomecânicas. Pode ser usado para estudar o papel de músculos individuais na produção de força e torque articular e para otimizar estratégias de reabilitação e intervenções terapêuticas (RAJAGOPAL *et al.*, 2016).

2.3 Estimulação Elétrica Funcional

A estimulação elétrica funcional (FES) é um método de ativação elétrica de vários músculos em uma sequência coordenada. Tem sido usado por várias décadas para restaurar ou preservar a função muscular em pacientes paraplégicos com lesões na medula espinhal e lesões neurológicas relacionadas (WU *et al.*, 2002).

Desde a década de 1960, a FES tem sido utilizada para restaurar a função motora em pacientes hemiplégicos e paraplégicos. Graças ao princípio de funcionamento e aos resultados obtidos, a contração muscular resultante é semelhante à contração causada por um estímulo enviado ao sistema nervoso central (SNC). Seu uso na fisioterapia de ciclo fechado de pacientes paralisados tem se mostrado eficaz (FERRARIN; PEDOTTI, 2000). Existem vários casos em que os pacientes recuperaram a sensação e o movimento em membros paralisados após sessões de estimulação neuromuscular. No Canadá, um homem hemiplégico recuperou o membro direito após exposição prolongada a estímulos elétricos. Nos Estados Unidos, após um ano de fisioterapia, um homem paralítico há 17 anos se levantou de sua cadeira e deu vários passos pela sala. Na Alemanha, alguns pacientes começaram a recuperar a capacidade de andar após meses de tratamento após fisioterapia. Um deles, paralítico, após um ano de tratamento recuperou quase totalmente os movimentos das pernas, andava em cadeira de rodas e até subia escadas. No Brasil, Alberto Cliquet e sua equipe conseguiram fazer um menino voltar a andar com o auxílio de um andador após estimulação neuromuscular (MARTIN, 1999).

Mesmo depois de várias pessoas terem voltado a andar, muita pesquisa precisa ser feita, pois ainda não há uma teoria sólida que explique os diversos casos estudados. Fundamentos matemáticos da teoria biomecânica e da teoria do controle são necessários para uma melhor explicação e conceituação dos fenômenos relevantes (GAINO, 2009).

A estimulação em nível adequado pode ser tão eficaz no fortalecimento muscular quanto as contrações musculares voluntárias (LIEBER *et al.*, 1996). O principal desafio na utilização do FES para membros inferiores paralisados é evitar a hiperestimulação e minimizar ao máximo a fadiga muscular (MOHAMMED; AL-JUMAILY, 2007). Trabalhando em circuito fechado, a estimulação elétrica pode ser controlada de forma mais eficaz (CRAGO *et al.*, 1980), o que garante melhor controle do movimento e evita fadiga mais rápida dos músculos envolvidos no processo.

No Brasil, as áreas de teoria de controle e instrumentação eletrônica são fortes e consolidadas. Existem excelentes grupos de pesquisa em controle, a maioria dos quais trabalha com teoria e simulação. Existem também grandes grupos de instrumentos eletrônicos que contribuem significativamente para o desenvolvimento da ciência e tecnologia no país. No entanto, existem dificuldades em combinar campos relacionados à interpretação de simulações de controle com o objetivo de transformá-los em códigos integrados. No Brasil, ainda existem poucos pesquisadores e centros atuando na área de tecnologia de reabilitação, portanto apenas

uma pequena porcentagem de pacientes pode se beneficiar dela.

Neste trabalho, a partir de um modelo linear simplificado, disponível na plataforma OpenSim® + interface com o software Matlab®, realizou-se a simulação do controle da posição de um dos grupos de músculos flexores da perna, utilizando-se de um controlador *GPC* em comparativo com o controlador do tipo *RST*.

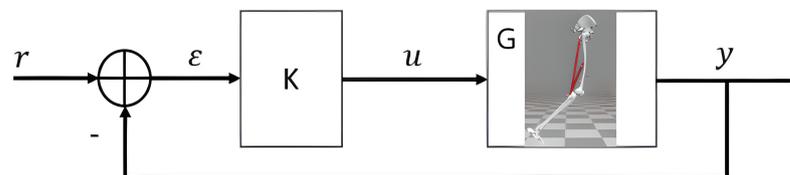
3 METODOLOGIAS DE IDENTIFICAÇÃO E CONTROLE

Neste capítulo serão apresentados de forma breve os tipos de controladores utilizados neste trabalho como também uma breve explanação de como será a integração com o software Opensim®.

3.1 Estimulação Elétrica Funcional em Malha-Fechada

A Estimulação Elétrica Funcional (EEF) em Malha-Fechada é uma abordagem de controle que utiliza informações sensoriais para regular a intensidade da estimulação elétrica aplicada em músculos paralisados ou enfraquecidos. Essa estratégia de controle que o estímulo seja ajustado a estimulação de acordo com a resposta do sistema em tempo real, promovendo uma maior precisão e eficácia na restauração da função muscular. A EEF em Malha-Fechada oferece vantagens significativas em comparação com outras estratégias de controle, como a EEF em Malha-Aberta, pois considera a resposta muscular individualizada de cada paciente, levando em conta as condições fisiológicas e o desempenho do músculo em tempo real.

Figura 7 – Sistema com Realimentação

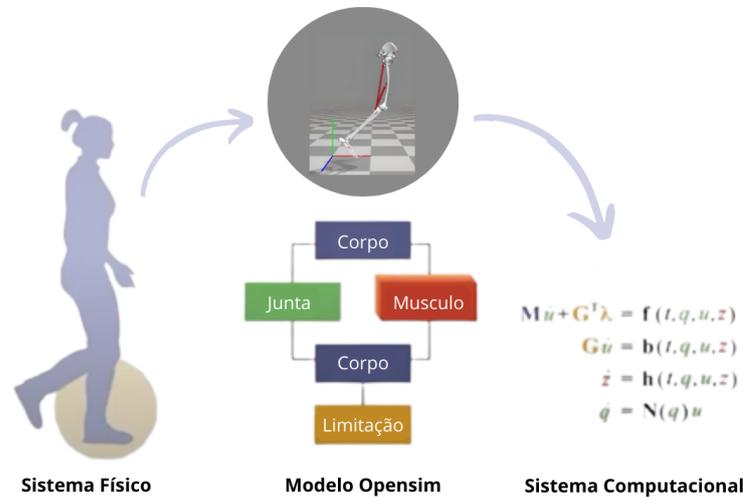


Fonte: A autora

A Figura 7 mostra o sistema com realimentação, onde G representa o sistema a ser controlado, K representa o controlador, r , ϵ , u , y , representam respectivamente o sinal de referência, o erro de controle, o sinal de controle e a variável de saída.

Uma das ferramentas utilizadas para implementar a EEF em Malha-Fechada é o software Opensim®. Com o uso do Opensim®, é possível simular e validar os algoritmos de controle da EEF em Malha-Fechada, ajustando parâmetros e avaliando seu desempenho antes da implementação em pacientes reais. Essa integração entre a EEF em Malha-Fechada e o Opensim® oferece uma abordagem abrangente e precisa para o desenvolvimento e aprimoramento de sistemas de estimulação elétrica funcional. A Figura 8 representa o sistema físico segundo o Opensim®.

Figura 8 – Sistema Físico



Fonte: A autora

3.2 Metodologia de Identificação de Sistemas

O objetivo da identificação da planta em sistemas de controle é estimar o modelo matemático ou as características essenciais do sistema controlado. Desta forma, são obtidas informações valiosas sobre o comportamento dinâmico da planta, parâmetros e interação com o meio ambiente. Ao detectar a planta, estratégias de controle mais eficazes podem ser desenvolvidas, os parâmetros do controlador podem ser ajustados de acordo e o desempenho do sistema pode ser otimizado (LJUNG, 1999).

Neste capítulo abordaremos os passos para identificação do sistema utilizado na presente dissertação.

3.2.1 Modelo ARX

O modelo de um sistema é uma representação das características desse sistema, não sendo necessariamente uma descrição precisa, mas sim uma descrição que atenda aos objetivos do estudo (LJUNG, 1987).

Utilizaremos o modelo conhecido como *Auto-Regressivo Exógeno/Auto-Regressive Exogenous (ARX)*, amplamente utilizado para descrever sistemas discretos lineares e invariantes

no tempo.

Para compreender a fórmula, vamos analisar inicialmente a estrutura de um modelo em tempo discreto da resposta ao impulso de um sistema. Conforme mencionado por (KEESMAN, 2011), a soma de convolução pode ser expressa da seguinte forma:

$$y(t) = G(q)u(t), \quad (3.1)$$

onde, $G(q) = \sum_{k=0}^{\infty} g(k)q^{-k}$, é um polinômio infinito que pode ser considerado uma função de transferência de um sistema discreto linear e invariante no tempo.

Devido a diferença entre as saídas reais medidas e as saídas estimadas dos modelos, para representar modelos identificados é necessário adicionar nas equações uma variável de erro. Esse termo em muitas literaturas é conhecido como ruído do modelo. Utilizando a Equação 3.1, substituindo $G(q)$ por $B(q)$ e adicionado o termo referente ao ruído temos:

$$y(t) = b_1u(t-1) + b_2u(t-2) + \dots + e(t) = B(q)u(t) + e(t), \quad (3.2)$$

E

$$B(q) = \sum_{k=1}^{\infty} b_kq^{-k} = b_1q^{-1} + b_2q^{-2} + \dots, \quad (3.3)$$

onde,

$e(t)$: termo referente ao erro do modelo.

Na Equação 3.3 o coeficiente k tem seu valor dado a partir de 1, pois em um sistema real a saída $y(t)$ não sofre um efeito direto da entrada $u(t)$, somente de entradas anteriores a essa. Podemos ainda ver que a equação apresenta um polinômio infinito, na prática, contudo, é suficiente expressar esse polinômio em valores finitos que chamaremos de n_b , transformando a equação em

$$B(q) = \sum_{k=1}^{n_b} b_kq^{-k} = b_1q^{-1} + b_2q^{-2} + \dots + b_{n_b}q^{-n_b}. \quad (3.4)$$

Ainda segundo (KEESMAN, 2011), podemos assumir que a saída $y(t)$ tem relação com saídas anteriores, adicionando novos termos as equações temos

$$y(t) + a_1y(t-1) + \dots + a_{n_a}y(t-n_a) = b_1u(t-1) + \dots + b_{n_b}u(t-n_b) + e(t). \quad (3.5)$$

Reescrevendo para um formato que possa se extrair a função de transferência temos

$$A(q)y(t) = B(q)u(t) + e(t), \quad (3.6)$$

e

$$y(t) = \frac{B(q)}{A(q)}u(t) + \frac{1}{A(q)}e(t), \quad (3.7)$$

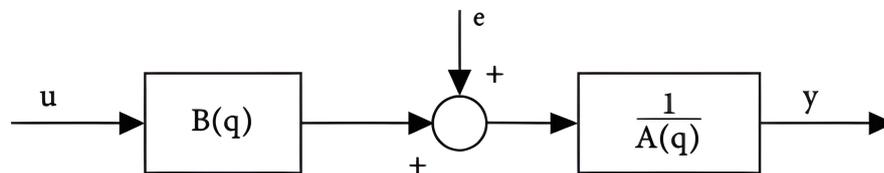
onde,

$$A(q) = \sum_{k=0}^{n_a} a_k q^{-k} = a_0 + a_1 q^{-1} + a_2 q^{-2} + \dots + a_{n_a} q^{-n_a},$$

$$a_0 = 1.$$

A estrutura presente na Equação 3.7 é conhecida como modelo ARX e será adotada neste trabalho para representar as plantas em tempo discreto. Um diagrama de blocos ilustrativo do modelo ARX pode ser visualizado na Figura.9.

Figura 9 – Diagrama de blocos do modelo ARX



Fonte: A autora

Para obter o modelo do sistema estudado em tempo discreto, é necessário estimular o sistema e coletar os dados de entrada e saída correspondentes. Com esses valores em mãos, podemos projetar os parâmetros A e B que minimizam o erro $e(t)$ do modelo.

3.2.2 Método dos Mínimos Quadrados Não Recursivo

Após a seleção do modelo para representar o sistema de controle em tempo discreto, é necessário escolher um método para estimar os parâmetros do modelo. No caso do modelo ARX, os parâmetros a serem estimados são os parâmetros A e B .

O método de estimação escolhido foi o método dos mínimos quadrados, que pode ser aplicado em uma variedade de problemas com uma estrutura específica. Essa estrutura é descrita pela equação:

$$y(i) = \varphi_1(i)\theta_1^0 + \varphi_2(i)\theta_2^0 + \cdots + \varphi_n(i)\theta_n^0 = \boldsymbol{\varphi}^T(i)\boldsymbol{\theta}^0 \quad (3.8)$$

onde:

$$\boldsymbol{\varphi}^T(i) = [\varphi_1(i), \varphi_2(i), \cdots, \varphi_n(i)] \quad (3.9)$$

$$\boldsymbol{\theta}^0 = [\theta_1^0, \theta_2^0, \cdots, \theta_n^0]^T \quad (3.10)$$

Podemos reescrever a equação do polinômio ARX em formato discreto e isolar a saída, resultando no seguinte formato:

$$y(k) = -a_1y(k-1) - a_{n_a}y(k-n_a) + b_1u(k-1) + \cdots + b_{n_b}u(k-n_b) + e(k) \quad (3.11)$$

Desse modo a equação se enquadra na estrutura da equação dos mínimos quadrados, onde:

$$y(k) = \boldsymbol{\varphi}^T(k)\boldsymbol{\theta}^0 + e(k) \quad (3.12)$$

e

$$\boldsymbol{\varphi}^T(k) = [-y(k-1), \cdots, -y(k-n_a), u(k-1), \cdots, u(k-n_b)] \quad (3.13)$$

$$\boldsymbol{\theta}^0 = [a_1, \cdots, a_{n_a}, b_1, \cdots, b_{n_b}]^T \quad (3.14)$$

Após se coletar N amostras, durante experimento, a equação acima apresenta o formato:

$$Y = \Phi\Theta + E \quad (3.15)$$

onde:

$$Y = [y(0), y(1), \dots, y(N-1)]^T \quad (3.16)$$

$$\Phi = [\varphi^T(0), \varphi^T(1), \dots, \varphi^T(N-1)] \quad (3.17)$$

$$\Theta = [\theta^0]^T \quad (3.18)$$

$$E = [e(0), e(1), \dots, e(N-1)]^T \quad (3.19)$$

O erro do modelo pode ser descrito como:

$$E = Y - \Phi\Theta \quad (3.20)$$

O método dos mínimos quadrados busca minimizar o erro quadrático do modelo. O erro quadrático é dado por:

$$V = \frac{1}{2} \sum_{k=0}^N e^2(k) = \frac{1}{2} \|E\|^2 \quad (3.21)$$

utilizando a equação do erro do modelo, temos:

$$V = \frac{1}{2} \|Y - \Phi\Theta\|^2 \quad (3.22)$$

expandindo a equação, obtemos:

$$2V = Y^T Y - Y^T \Phi\Theta - \Theta^T \Phi^T Y + \Theta^T \Phi^T \Theta\Phi \quad (3.23)$$

para encontrar o valor mínimo do erro quadrático, diferenciamos V em relação a Θ e igualamos a zero, resultando em:

$$\frac{\partial V}{\partial \Theta} = -2\Phi^T Y + 2\Phi^T \Phi\Theta = 0 \quad (3.24)$$

o que leva a:

$$0 = -2\Phi^T Y + 2\Phi^T \Phi \Theta \quad (3.25)$$

finalmente, a solução para os parâmetros Θ é dada por:

$$\Theta = [\Phi^T \Phi]^{-1} \Phi^T Y \quad (3.26)$$

Portanto, para estimar os parâmetros A e B do modelo ARX, é necessário realizar experimentos no sistema de controle para coletar dados de entrada e saída. Em seguida, o grau das variáveis n_a e n_b deve ser determinado. Com esses dados, é possível construir as matrizes Φ e Y e utilizar a equação acima para estimar os parâmetros.

É importante ressaltar que a matriz $\Phi^T \Phi$ deve ser invertível para que a equação seja válida, portanto, os valores experimentais devem ser escolhidos de forma que o sistema de controle não atinja o regime permanente.

3.3 Definição do Intervalo de Amostragem

A seleção do tempo de amostragem deve seguir parâmetros definidos para satisfazer a condição estabelecida pelo teorema de Nyquist, onde $f_s > 2 f_{max}$, onde f_s representa a frequência de amostragem selecionada e f_{max} é a frequência máxima de transmissão do sistema.

Observando-se a Figura 9, ao escolhermos uma f_s igual ao dobro da frequência natural do sinal, perdem-se informações do real comportamento do sinal. No caso em que a frequência coincide com n , onde $n = 1, 2, 3, \dots$, o sinal discretizado apresentado é nulo.

De acordo com (LANDAU; ZITO, 2006a), para sistemas de controle discreto, a escolha se dar-se-á levando-se em consideração a largura de banda em malha fechada:

$$6f_b^{CL} \leq f_s \leq 25f_b^{CL} \quad (3.27)$$

onde,

f_s : frequência de amostragem,

f_b^{CL} : largura de banda do sistema em malha fechada.

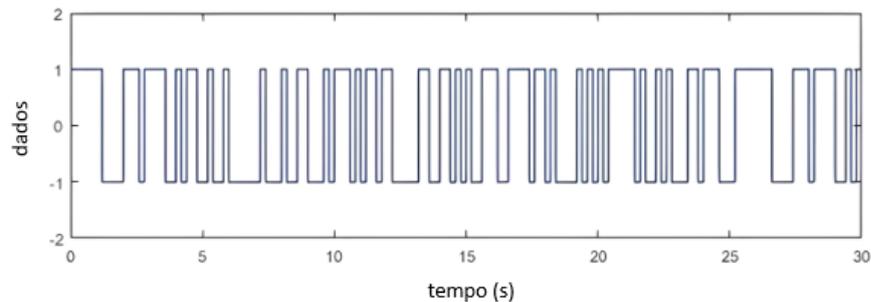
É recomendado premeditar a frequência dominante do sinal controlado, a fim de garantir uma quantidade adequada de amostras. Geralmente, adota-se o critério de ter pelo menos 10 vezes a frequência dominante do sistema em malha fechada, para obter uma amostragem satisfatória.

A escolha da frequência de amostragem e largura de banda também depende da ordem do sistema em estudo, seguindo parâmetros indicados pelas respectivas funções de transferência.

3.4 Definição de PRBS

Durante a análise do comportamento do sistema, é comum aplicar um sinal variável como entrada, a fim de melhorar as condições de excitação do sistema.

Figura 10 – Sinal PRBS para 7 células



Fonte: A autora

O sinal PRBS é gerado utilizando operações lógicas, e o número de células (N) escolhido terá um impacto no tamanho da sequência gerada, de acordo com a equação 3.28:

$$L = 2^N - 1 \quad (3.28)$$

Portanto, ao escolher $N = 5$, o tamanho da sequência que se repete será 31. Ao selecionar o sinal PRBS, é importante considerar os seguintes parâmetros:

$$T_b N \geq tr \quad (3.29)$$

A fim de estabelecer a correspondência entre as equações 3.29 e 3.30, é necessário aplicar uma perturbação ao sistema e observar sua frequência dominante. Para garantir que o sinal PRBS gerado possua energia significativa nessa faixa de frequência, pode-se realizar um

estudo utilizando a Transformada Rápida de Fourier (*FFT*), que permite analisar as componentes espectrais do sinal de forma eficiente.

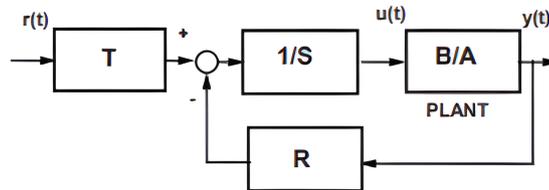
$$\frac{1}{(2^N - 1)T_b} \leq f_{prbs} \leq \frac{0,44}{T_b} \quad (3.30)$$

Após a definição do sinal PRBS a ser aplicado como entrada para a identificação do sistema, inicia-se o processo de modelagem da resposta obtida. Salienta-se que o modelo a ser obtido é baseado em amostras e utiliza a variável contínua z .

3.5 Metodologia de Controle *RST* por alocação de polos

O controlador *RST* é um tipo de controlador usado em sistemas de controle realimentados onde as equações diferenciais são escritas como polinômios de tempo discreto. O controlador *RST* é projetado para obter o desempenho desejado ajustando os coeficientes polinomiais para obter uma resposta adequada do sistema. É amplamente utilizado em aplicações de controle industrial devido à sua simplicidade e eficiência (CHO; YANG, 2015)(LANDAU; ZITO, 2006a). A Figura 11 mostra a estrutura *RST*.

Figura 11 – Estrutura de controlador digital *RST*



Fonte: Adaptado de (LANDAU; ZITO, 2006a)

A função de transferência de malha fechada entre a referência e a saída é dada por:

$$H_{MF}(q^{-1}) = \frac{B(q^{-1})T(q^{-1})}{A(q^{-1})S(q^{-1}) + B(q^{-1})R(q^{-1})} \quad (3.31)$$

O polinômio $P(q^{-1})$ determina os polos da função de transferência, como também, os parâmetros de desempenho da resposta do mesmo. Na literatura, a equação 3.32 é conhecida como *Equação Diofantina*.

$$P(q^{-1}) = A(q^{-1})S(q^{-1}) + B(q^{-1})R(q^{-1}) = 1 + p_1q^{-1} + p_2q^{-2} + \dots \quad (3.32)$$

De acordo com (LANDAU; ZITO, 2006a), a função de transferência de um controlador PID contínuo se apresenta como:

$$H_{PID}(s) = K \left[1 + \frac{1}{T_i s} + \frac{T_d s}{1 + \frac{T_d}{N} s} \right], \quad (3.33)$$

onde,

- K : ganho proporcional,
- T_i : ação integradora,
- T_d : ação derivativa,
- $\frac{T_d}{N}$: filtro passa-baixa para a ação derivativa.

Atribuindo a ação derivativa s no tempo discreto, obtemos a discretização do modelo contínuo, que fica aproximadamente igual a $\frac{(1-q^{-1})}{T_s}$. Substituindo na Equação 3.33 e manipulando algebricamente chegamos na função de transferência em tempo discreto para o controlador *PID* (LANDAU; ZITO, 2006b):

$$H_{PIDd}(q^{-1}) = \frac{R(q^{-1})}{S(q^{-1})} = K \left[1 + \frac{T_s}{T_i} \cdot \frac{1}{1 - q^{-1}} + \frac{\frac{NT_s}{T_d + NT_s} (1 - q^{-1})}{1 - \frac{T_d}{T_d + NT_s} q^{-1}} \right]. \quad (3.34)$$

Somando as expressões da Equação 3.34 observa-se que os parâmetros R e S são de 2a ordem. Podendo ser expressos da maneira a seguir:

$$R(q^{-1}) = r_0 + r_1 q^{-1} + r_2 q^{-2}, \quad (3.35)$$

$$S(q^{-1}) = 1 + s_1 q^{-1} + s_2 q^{-2} = (1 - q^{-1})(1 + s'_1 q^{-1}), \quad (3.36)$$

onde,

$$s'_1 = -\frac{T_d}{T_d + NT_s} \quad (3.37)$$

$$r_0 = K \left(1 + \frac{T_s}{T_i} - N \frac{T_s}{T_d} s'_1 \right) \quad (3.38)$$

$$r_1 = K \left[s_1 \left(1 + \frac{T_S}{T_i} + 2N \frac{T_S}{T_d} \right) - 1 \right] \quad (3.39)$$

$$r_2 = -Ks_1 \left(1 + N \frac{T_S}{T_d} \right) \quad (3.40)$$

Ao projetarmos um controlador PID contínuo, seus parâmetros podem ser usados para projetar um controlador digital. No entanto, esta abordagem não é prática, principalmente se não tivermos informações sobre o modelo contínuo da planta e se a mesma não for identificada por um método discreto, conforme mencionado anteriormente. Além disso, este método de projeto de controlador PID só é aplicado a dispositivos com no máximo funções de transferência de 2a ordem.

3.5.1 Parâmetros de desempenho

Os parâmetros de desempenho dos sistemas são facilmente determinados, sejam eles de 1a ou 2a ordem. A Equação 3.41 caracteriza uma função de transferência contínua em malha fechada de 2a ordem.

$$H_{2O}(s) = \frac{\omega_n^2}{s^2 + 2\xi \omega_n s + \omega_n^2}, \quad (3.41)$$

onde,

- ξ : fator de amortecimento,
- ω_n : frequência natural.

Os parâmetros presentes nas equações 3.42 e 3.43 também são importantes para a determinação de desempenho em um sistema de 2a ordem (DORF; BISHOP, 2001).

$$T_{a2\%} \approx \frac{4}{\xi \omega_n}, \quad (3.42)$$

$$UP\% = 100e^{\frac{\xi \pi}{\sqrt{1-\xi^2}}}, \quad (3.43)$$

onde,

- $T_{a2\%}$: tempo de assentamento usando o critério de 2% (tempo necessário para que a resposta do sistema atinja um erro de 2% em relação a resposta em regime permanente)
- $UP\%$: percentual máximo atingido pela resposta do sistema em relação ao regime permanente.

Com base nas equações 3.42 e 3.43 determina-se os parâmetros ξ e ω_n , por consequência, determinamos os polos de malha fechada que satisfazem esses parâmetros, baseado na equação 3.41. Os polos contínuos encontrados não podem ser utilizados para o controlador discreto. Dessa forma, com uso de uma função no *software MATLAB* realizamos essa transformação.

Após determinar a função de transferência discreta, encontramos os polos desejados do sistema, que, para que tenhamos um sistema de controle com os mesmos parâmetros projetados, devem ser os polos do polinômio $P(q^{-1})$.

Os polos desejados devem ser os polos dominante do polinômio $P(q^{-1})$, para que o sistema de controle continue seguindo os padrões de desempenho, como também, devem ser determinados polos auxiliares que influenciem pouco na resposta do sistema.

Para que esses polos auxiliares tenham pouca influência na resposta eles devem ter transitório rápido e alto amortecimento. Por isso a localização dos polos auxiliares no plano z deve ser no eixo real, para ter alto amortecimento, e a esquerda dos polos dominantes, para ter resposta mais rápida a estes e, portanto, com influência menor.

De posse dos polos auxiliares e dos dominantes, é possível descobrir os coeficientes desejados do polinômio $P(q^{-1})$, e resolver a *Equação Diofantina* para descobrir os parâmetros R e S do controlador.

3.5.2 Determinação dos parâmetros R , S e T do controlador

Com os coeficientes do polinômio determinados de acordo com o desempenho desejado do sistema, podemos seguir com a determinação de quais parâmetros R e S que satisfazem a *Equação Diofantina*:

$$P(q^{-1}) = A(q^{-1})S(q^{-1}) + B(q^{-1})R(q^{-1}) = 1 + p_1q^{-1} + p_2q^{-2} + \dots \quad (3.44)$$

No projeto do controlador RST , é importante determinar inicialmente a ordem de

cada parâmetro de controle. Conforme discutido na seção anterior, o controlador PID digital pode ser aplicado a plantas com funções de transferência de, no máximo, segunda ordem. Portanto, para esses casos, podemos definir a ordem 2 para os parâmetros R e S do controlador.

No entanto, é necessário estabelecer a ordem dos parâmetros de controle para plantas que possuam uma ordem maior que 2. Seguindo a abordagem proposta por (LANDAU; ZITO, 2006b), podemos atribuir n_S para a ordem do parâmetro S e n_R para a ordem do parâmetro R . Assim, a *Equação Diofantina* terá uma solução única com o menor grau possível quando essa abordagem é utilizada.

- $n_S = n_B - 1$,
- $n_R = n_A - 1$.

Os parâmetros R e S terão os seguintes formatos:

$$S(q^{-1}) = 1 + s_1q^{-1} + s_2q^{-2} + \dots + s_{n_S}q^{-n_S}, \quad (3.45)$$

$$R(q^{-1}) = r_0 + r_1q^{-1} + r_2q^{-2} + \dots + r_{n_R}q^{-n_R}. \quad (3.46)$$

Durante o processo de projeto dos parâmetros de controle, é necessário atribuir certos valores fixos a eles, a fim de garantir que apresentem características específicas. Os parâmetros com suas partes fixas são definidos da seguinte forma:

$$R(q^{-1}) = H_R(q^{-1})R'(q^{-1}) \quad (3.47)$$

$$S(q^{-1}) = H_S(q^{-1})S'(q^{-1}) \quad (3.48)$$

onde

- $H_S(q^{-1})$: parte fixa atribuída ao parâmetro S ,
- $H_R(q^{-1})$: parte fixa atribuída ao parâmetro R ,
- $S'(q^{-1})$: parte restante do S ao se retirar sua parte fixa,
- $R'(q^{-1})$: parte restante do R ao se retirar sua parte fixa.

Para assegurar que o sistema de controle tenha erro nulo em regime permanente, é necessário incluir uma ação integradora no polinômio S . No domínio da frequência discreta,

um integrador é representado pela forma: $(1 - q^{-1})$. Ao garantir a presença do integrador na estrutura do polinômio S , sua forma é definida como:

$$S(q^{-1}) = (1 - q^{-1})(1 + s'_1 q^{-1} + \dots + s'_{n_S-1} q^{-(n_S-1)}), \quad (3.49)$$

$$H_S(q^{-1}) = (1 - q^{-1}),$$

$$S'(q^{-1}) = (1 + s'_1 q^{-1} + \dots + s'_{n_S-1} q^{-(n_S-1)}).$$

No contexto deste estudo, optaremos por não atribuir uma parte fixa ao parâmetro R , mantendo-o na forma estabelecida pela 3.46. Com o objetivo de simplificar a resolução da *Equação Diofantina*, vamos incorporar o parâmetro fixo H_S dentro do parâmetro A , conforme a seguinte expressão:

$$A'(q^{-1}) = H_S(q^{-1})A(q^{-1}) = (1 - q^{-1})(1 + a_1 q^{-1} + a_2 q^{-2} + \dots + a_{n_a} q^{-n_a}),$$

$$A'(q^{-1}) = 1 + a'_1 q^{-1} + \dots + a'_{n_a+1} q^{-(n_a+1)}.$$

Dessa forma, a Equação 3.32 será representada da seguinte forma:

$$P(q^{-1}) = A'(q^{-1})S'(q^{-1}) + B(q^{-1})R(q^{-1}) = 1 + p_1 q^{-1} + p_2 q^{-2} + \dots. \quad (3.50)$$

Após os passos descritos anteriormente, vamos exemplificar a resolução da 3.50, estabelecendo alguns padrões fixos e, em seguida, apresentando a solução geral. Esses padrões fixos consistem na ordem dos parâmetros A e B . Ao definir ambos os parâmetros como sendo de ordem 2, temos:

$$A'(q^{-1}) = 1 + a'_1 q^{-1} + a'_2 q^{-2} + a'_3 q^{-3},$$

$$B(q^{-1}) = b_1 q^{-1} + b_2 q^{-2},$$

$$S'(q^{-1}) = 1 + s'_1 q^{-1},$$

$$R(q^{-1}) = r_0 + r_1 q^{-1} + r_2 q^{-2}.$$

Procedendo as devidas manipulações matemáticas na equação 3.50, temos:

$$P(q^{-1}) = (1 + a'_1 q^{-1} + a'_2 q^{-2} + a'_3 q^{-3})(1 + s'_1 q^{-1}) + (b_1 q^{-1} + b_2 q^{-2})(r_0 + r_1 q^{-1} + r_2 q^{-2}) = 1 + p_1 q^{-1} + p_2 q^{-2} + \dots,$$

$$p_1 = b_1 r_0 + s'_1 + a'_1,$$

$$p_2 = b_2 r_0 + b_1 r_1 + s'_1 a'_1 + a'_2,$$

$$p_3 = b_2 r_1 + b_1 r_2 + s'_1 a'_2 + a'_3,$$

$$p_4 = b_2 r_2 + s'_1 a'_3.$$

Para resolver de forma eficiente o sistema de equações mencionado acima, podemos reorganizá-lo em uma forma matricial, separando uma matriz exclusiva para os coeficientes dos parâmetros R e S' , que desejamos identificar. Assim, obtemos três matrizes:

$$x^T = [1 \quad s'_1 \quad r_0 \quad r_1 \quad r_2],$$

$$p^T = [1 \quad p_1 \quad p_2 \quad p_3 \quad p_4],$$

$$M = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ a'_1 & 1 & b_1 & 0 & 0 \\ a'_2 & a'_1 & b_2 & b_1 & 0 \\ a'_3 & a'_2 & 0 & b_2 & b_1 \\ 0 & a'_3 & 0 & 0 & b_2 \end{bmatrix}.$$

Que obedecem a seguinte equação:

$$Mx = p.$$

A matriz com coeficientes de R e S' fica:

$$x = M^{-1}p. \quad (3.51)$$

Com os coeficientes encontramos pela lógica matricial, e aplicando-os nas Equações 3.46 e 3.49 encontrarem os parâmetros R e S do sistema de controle.

As Equações 3.52, 3.53 e 3.54 apresentam a resolução da Equação 3.50 de forma matricial para sistemas de qualquer ordem.

$$x^T = [1 \quad s'_1 \quad \cdots \quad s'_{n_S-1} \quad r_0 \quad \cdots \quad r_{n_R}], \quad (3.52)$$

$$p^T = [1 \quad p_1 \quad \cdots \quad p_i \quad \cdots \quad p_{n_P} \quad 0 \quad \cdots \quad 0], \quad (3.53)$$

$$M = \begin{bmatrix} 1 & 0 & \cdots & 0 & 0 & \cdots & \cdots & 0 \\ a'_1 & 1 & \cdots & 0 & b_1 & 0 & \cdots & 0 \\ a'_2 & a'_1 & \cdots & 0 & b_2 & b_1 & \cdots & 0 \\ \vdots & \vdots & \vdots & 1 & \vdots & \vdots & \vdots & b_1 \\ a'_{n_a} & \cdots & \cdots & a'_1 & b_{n_b} & \cdots & \cdots & b_2 \\ \vdots & \vdots \\ 0 & \cdots & \cdots & a'_{n_a} & 0 & \cdots & \cdots & b_{n_b} \end{bmatrix}. \quad (3.54)$$

Para a definição do parâmetro T devemos utilizar a função de transferência do sistema de controle em malha fechada:

$$H_{MF}(q^{-1}) = \frac{B(q^{-1})T(q^{-1})}{A(q^{-1})S(q^{-1}) + B(q^{-1})R(q^{-1})} = \frac{B(q^{-1})T(q^{-1})}{P(q^{-1})}. \quad (3.55)$$

Para garantir que a saída do sistema atinja o valor de referência em regime permanente, devemos atribuir um valor ao parâmetro T de modo que a função de transferência tenha um valor de 1 nessa faixa de resposta.

Uma vez que uma função integradora tem um valor de zero em regime permanente, ao adicionarmos essa função ao parâmetro S , ele também assume o valor de zero. Portanto, em regime permanente, a multiplicação entre $A(q-1)$ e $S(q-1)$ é igual a zero, o que resulta na seguinte forma para a 3.55:

$$H_{MF}(1) = \frac{B(1)T(1)}{B(1)R(1)}.$$

É possível notar que, para que a saída atinja o valor de referência em regime permanente, o parâmetro T deve ser igual ao parâmetro R . A fim de evitar problemas decorrentes da adição de zeros na função, o parâmetro T será mantido igual ao parâmetro R durante o regime permanente. Em outras palavras, o parâmetro T será uma constante com um valor igual à soma dos coeficientes de R .

3.5.3 Implementação do Controlador

Para implementar o controlador através de código, é necessário analisar o diagrama de blocos apresentado na Figura 11. O sinal de excitação no músculo é representado por u na figura, enquanto a referência é representada por r . Estabelecendo as equações do diagrama de blocos, temos:

$$S * \begin{bmatrix} u(k) & u(k-1) & u(k-2) \end{bmatrix} = T * r(k) - R * \begin{bmatrix} y(k) & y(k-1) & y(k-2) \end{bmatrix}$$

Uma vez que o primeiro termo de S é igual a 1, podemos destacar o termo $u(k)$.

Dessa forma, a equação 3.5 representa a atualização que a excitação deve receber:

$$u(k) = T * r(k) - R * \begin{bmatrix} y(k) & y(k-1) & y(k-2) \end{bmatrix} - S * \begin{bmatrix} 0 & u(k-1) & u(k-2) \end{bmatrix} \quad (3.56)$$

3.6 Metodologia de Controle Preditivo Generalizado - GPC

O controlador *GPC* (Generalized Predictive Control) é um tipo de controlador que utiliza um modelo matemático do sistema e técnicas preditivas para determinar a função de controle. Ele prevê o comportamento futuro do sistema e calcula uma função de controle com base nessas previsões. O controlador GPC é conhecido por sua capacidade de lidar com sistemas não lineares e incertos e é amplamente utilizado no controle de processos industriais (CLARKE *et al.*, 1987).

A formulação original do controle preditivo generalizado (*GPC*, da sigla em inglês) é baseada no modelo *Controlled Auto-Regressive Integrated Moving Average* (*CARIMA*) que é baseada em modelo de espaço de estados.

3.6.1 Modelo Carima

O modelo *CARIMA* tem sido utilizado no *GPC* por sua capacidade em capturar a dinâmica de distúrbios com variação lenta e por incorporar a estimativa do distúrbio. Pode ser utilizado como preditor sem erro de estado estacionário, mesmo na presença de incertezas nos parâmetros do modelo (CLARKE *et al.*, 1987). Na forma polinomial, o modelo *CARIMA* é dado por:

$$a(q^{-1})y(t) = b(q^{-1})u(t-1) + \frac{c(q^{-1})}{\Delta(q^{-1})}e(t) \quad (3.57)$$

onde os polinômios $a(q^{-1})$ e $b(q^{-1})$ definem a dinâmica do processo, por exemplo, se será rápido, lento, integradora, instável, estável e pólos complexos; q^{-1} é o operador atraso; o polinômio $\Delta(q^{-1})$ vai garantir qual tipo de perturbação irá ocorrer, se será do tipo degrau, rampa, entre outras; o polinômio $c(q^{-1})$ é mônico e pode se comportar como um filtro de informações de alta frequência; $e(t)$ é um ruído branco e $\frac{c(q^{-1})}{\Delta(q^{-1})}e(t)$ é o modelo de perturbações.

Fazendo-se $\Delta = 1 - q^{-1}$ e $\Delta a = \tilde{a}$ e procedendo-se de algumas manipulações matemáticas, tem-se que:

$$\tilde{a}(q^{-1})y(t) = b(q^{-1})\Delta u(t-1) + c(q^{-1})e(t) \quad (3.58)$$

$$\tilde{a}(q^{-1})y(t) = 1 + a_1q^{-1} + \dots + a_nq^{-n} \quad (3.59)$$

$$b(q^{-1}) = b_1q^{-1} + \dots + b_nq^{-n} \quad (3.60)$$

$$c(q^{-1})y(t) = 1 + c_1q^{-1} + \dots + c_nq^{-n} \quad (3.61)$$

Cujo modelo em espaço de estados é dado por:

$$x(t+1) = \begin{bmatrix} -a_1 & 1 & 0 & \dots & 0 \\ -a_2 & 0 & 1 & & \\ \vdots & \vdots & \ddots & & \\ -a_{n-1} & 0 & 0 & & \\ -a_n & 0 & 0 & & 0 \end{bmatrix} x(t) + \begin{bmatrix} b_1 \\ b_2 \\ \vdots \\ b_n \end{bmatrix} \Delta u(t) + \begin{bmatrix} c_1 - a_1 \\ c_2 - a_2 \\ \vdots \\ c_n - a_n \end{bmatrix} e(t) \quad (3.62)$$

$$y(t) = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & \dots & 0 \end{bmatrix} x(t) + e(t) \quad (3.63)$$

$$x(t+1) = Ax(t) + B\Delta u(t) + De(t) \quad (3.64)$$

$$y(t) = Hx(t) + e(t) \quad (3.65)$$

3.6.2 Função Custo

A função de custo regulatório GPC (Generalized Predictive Control) é uma medida usada para avaliar o desempenho de um sistema de controle. É definido como uma soma ponderada de vários termos que representam os objetivos de controle e as restrições do sistema.

A função de custo GPC geralmente consiste em três componentes principais (CLARKE *et al.*, 1987):

- Erro de rastreamento: Este termo mede a diferença entre a saída atual do sistema e o valor de referência desejado. O objetivo é minimizar esse erro para garantir um bom rastreamento de referência.
- Erro de controle: Este termo se refere à diferença entre os valores atuais da função de controle e os valores anteriores. Sua finalidade é minimizar mudanças repentinas nas funções de controle para garantir um controle suave e estável.
- Restrições: Esses termos são adicionados à função de custo para contabilizar as restrições físicas ou operacionais do sistema, como limitações da função de controle ou restrições de segurança.

A função de custo do controlador GPC é formulada para otimizar essas condições no horizonte de tempo futuro. Isso significa que o controlador faz previsões sobre o comportamento do sistema e determina a ação de controle que minimiza a função de custo durante o horizonte de tempo considerado.

Essa formulação de função de custo permite que o controlador GPC encontre uma função de controle ideal que equilibre o desempenho do sistema, o rastreamento de referência e a conformidade com as restrições. O objetivo final é encontrar uma estratégia de controle que melhore o desempenho e a estabilidade do sistema controlado (CLARKE *et al.*, 1987).

Neste trabalho utilizou-se a função custo com restrição, onde:

$$J = (y - w)^T Q_J (y - w) + \Delta U^T Q_\lambda \Delta U \quad (3.66)$$

$$y = \begin{bmatrix} y(t+1|t) \\ y(t+2|t) \\ \vdots \\ y(t+N|t) \end{bmatrix} \quad (3.67)$$

$$\Delta U = \begin{bmatrix} \Delta U(t) \\ \Delta U(t+1) \\ \vdots \\ \Delta U(t+N-1) \end{bmatrix} \quad (3.68)$$

Onde para se chegar na função custo apresentada na Equação 3.75, foi preciso utilizar-se da função *quadprog* do Matlab (QUADPROG...).

Para chegarmos na equação apropriada fez-se uso do *quadprog*, que é um *solver* do Matlab que trata e otimiza funções objetivas quadráticas com restrições lineares. A sintaxe do *quadprog* pode seguir diversos formatos, o utilizado na presente dissertação foi o apresentando na Equação :

$$x = \text{quadprog}(H, f, A, b) \quad (3.69)$$

Procedendo as manipulações matemáticas apropriadas na equação 3.66, temos que:

$$J = (y - w)^T (y - w) + \Delta u^T Q_\lambda \Delta u \quad (3.70)$$

onde,

$$y = G\Delta u + f$$

$$= (G \Delta u + f - w)^T (G\Delta u + f - w) + \Delta u^T \alpha_\lambda \Delta u$$

$$J = \Delta u^T (2(G^T G + \alpha_\lambda)) \Delta u + 2(f - w)^T G \Delta u \left(\frac{1}{2}\right)$$

onde,

$$H = 2(G^T G + \alpha_\lambda);$$

$$b = 2G^T (f - w)$$

e fazendo,

$$J = \frac{1}{2} \Delta u^T H \Delta u + c \quad (3.71)$$

$$u_{min} \leq u \leq u_{max} \quad (3.72)$$

$$u = T \Delta u + T B_o u_o \quad (3.73)$$

$$\underbrace{\begin{bmatrix} T \\ -T \end{bmatrix}}_A \Delta u \leq \underbrace{\begin{bmatrix} u_{max} - T B_o u_o \\ T B_o u_o - u_{min} \end{bmatrix}}_B \quad (3.74)$$

obtemos,

$$J = \frac{1}{2} \Delta u^T H \Delta u + b^T \Delta U + c \quad (3.75)$$

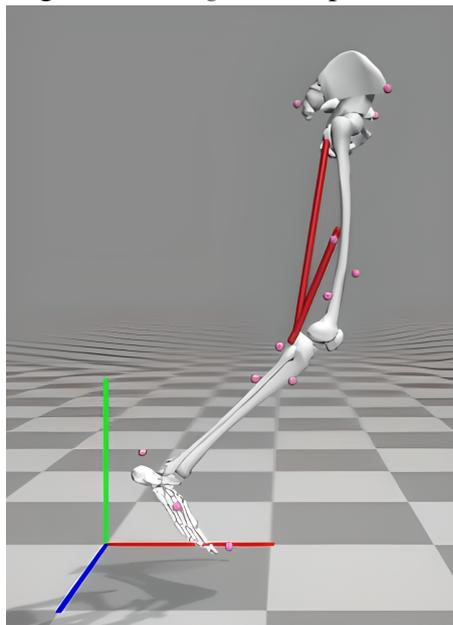
4 RESULTADOS

Este capítulo trata dos resultados obtidos após a implementação dos controladores *RST* e *GPC* no controle da flexão de joelho com apoio do ambiente de simulação Matlab® + Opensim®.

4.1 Identificação do Modelo Dinâmico

Com o objetivo de compreender a dinâmica do sistema, foi realizado um teste degrau com uma amplitude de 0,5 nos músculos do bíceps femoral para causar a flexão do joelho, conforme mostrado na Figura 12. Durante a aplicação do estímulo, as demais coordenadas do modelo foram mantidas fixas, exceto a do joelho. A resposta obtida está representada na Figura 13.

Figura 12 – *Leg69*: Bíceps Femoral

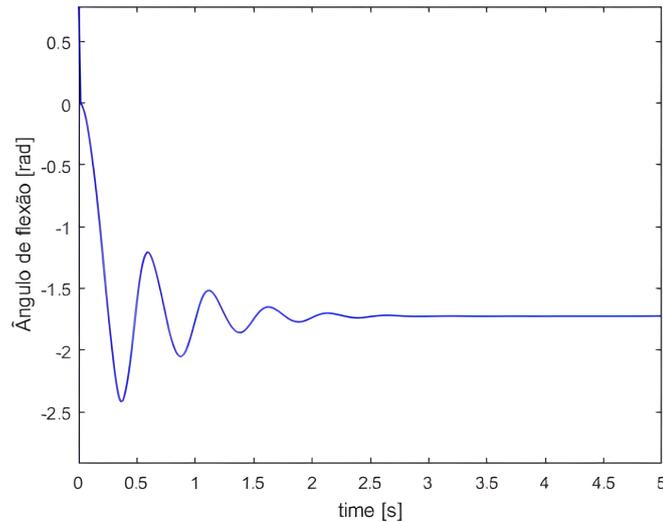


Fonte: A autora

Os valores negativos são observados devido ao ângulo de flexão do joelho ser negativo em relação à referência, conforme ilustrado na Figura 12.

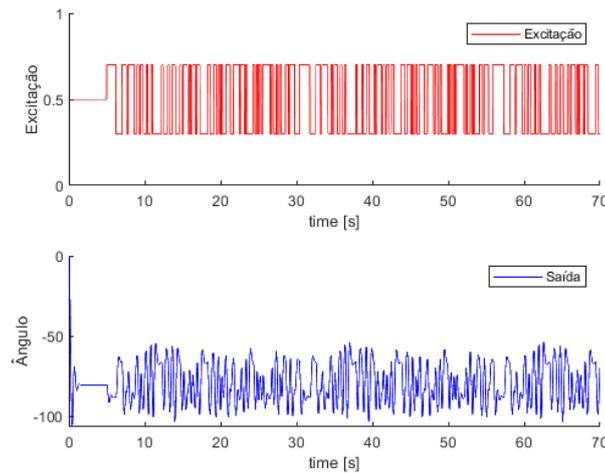
A resposta obtida possui uma frequência aproximada de 1,6Hz. Essa frequência será adequada para a aplicação do sinal *PRBS*, uma vez que a análise de Fourier revela a potência do sinal na frequência natural do sistema, possibilitando uma identificação satisfatória. Além disso, devido ao padrão de resposta, será utilizada uma equação de segunda ordem para modelar o sistema, com um tempo de amostragem de 0,02 segundos. As especificações do sinal de entrada

Figura 13 – Resposta ao degrau 0,5 da flexão de joelho em malha aberta



Fonte: A autora

Figura 14 – Sinal de Entrada e Saída do PRBS



Fonte: Adaptado de Adaptado de (FAUSTINO *et al.*,)

para a identificação do modelo *ARX* estão apresentadas na tabela 1, seguindo a equação 3.30. A análise de Fourier do sinal de entrada é mostrada na Figura 15.

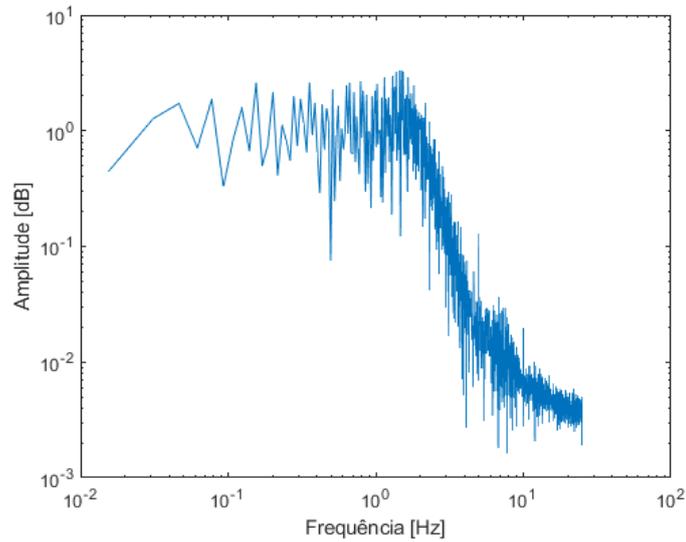
Tabela 1 – Especificações do sinal PRBS

Nº de Células	Amplitude	T_b	Tempo de geração (s)
7	0,3 a 0,7	0,2	30

Fonte: Adaptado de (FAUSTINO *et al.*,)

Durante o processo de identificação do modelo *ARX*, foram descartadas amostras com baixa correlação entre entrada e saída, bem como a componente *DC*, obtida pela média das amostras. Com isso, aplicando o critério *MQNR*, o modelo *ARX* resultante é expresso pela seguinte equação:

Figura 15 – Transformada de Fourier: Espectro PRBS

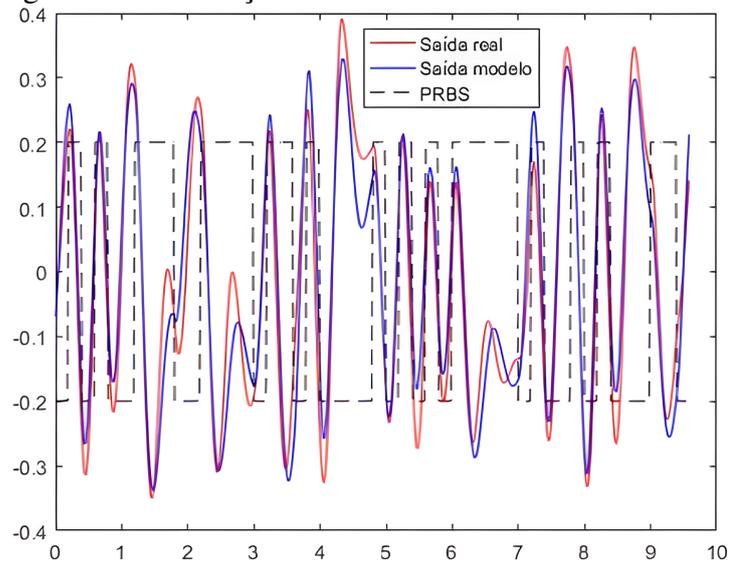


Fonte: A autora

$$F_d(z^{-1}) = \frac{-0,006851z^{-1} - 0,02963z^{-2}}{1 - 1,843z^{-1} + 0,8915z^{-2}} \quad (4.1)$$

Na Figura 16, é apresentada a validação do modelo encontrado em relação ao sinal PRBS, mostrando um índice de identificação de 90,84%.

Figura 16 – Validação do Modelo



Fonte: Adaptado de Adaptado de (FAUSTINO *et al.*,)

4.2 Resultados simulação RST

Utilizando o método de alocação de polos, foram determinados os seguintes parâmetros para o controlador RST:

$$R(q^{-1}) = -28,3347 + 52,7025q^{-1} - 24,7229q^{-2}$$

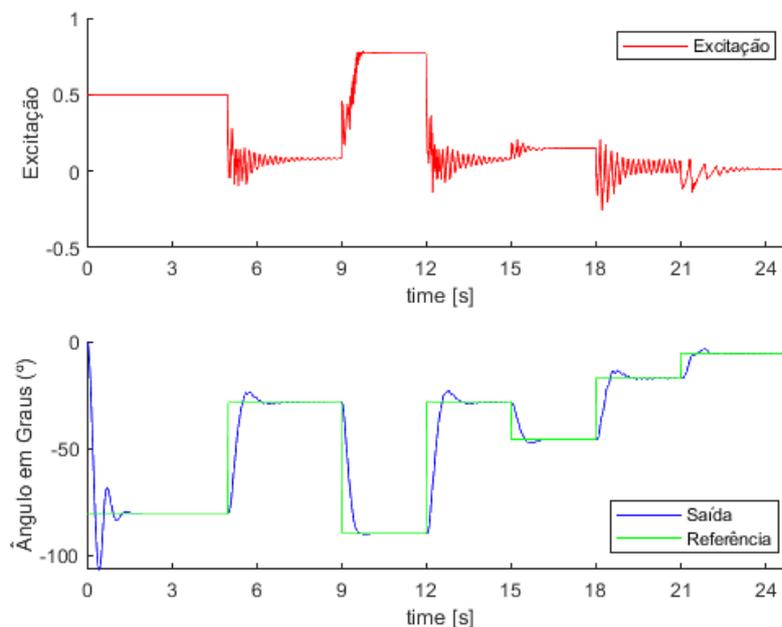
$$S(q^{-1}) = 1 - 0,1824q^{-1} - 0,8175q^{-2}$$

$$T(q^{-1}) = -0,3552$$

Após a implementação, foi realizada uma simulação de flexão do joelho por um período de 25 segundos, conforme ilustrado na Figura 17. Foram escolhidos para simulação cinco intervalos:

- Entre 9 e 12 segundos; ângulo de referência: -90° ;
- Entre 12 e 15 segundos; ângulo de referência: -28° ;
- Entre 15 e 18 segundos; ângulo de referência: -45° ;
- Entre 18 e 21 segundos; ângulo de referência: -17° ; e
- Entre 21 e 24 segundos; ângulo de referência: -6° .

Figura 17 – Resultados de Simulação com RST



Fonte: A autora

Em todos os intervalos foi observada a presença de *overshoot* que teve duração de aproximadamente 1s.

4.3 Resultados simulação GPC

Fazendo-se uso do modelo presente na equação 4.1 obtivemos as matrizes em espaços de estados utilizadas pelo GPC:

$$A = \begin{bmatrix} 2.8430 & 1.0000 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ -2.7345 & 0 & 1.0000 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0.8915 & 0 & 0 & 1.0000 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 1.0000 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 1.0000 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 1.0000 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \end{bmatrix},$$

$$B = \begin{bmatrix} -0.0069 \\ -0.0296 \\ 0 \\ 0 \\ 0 \\ 0 \\ 0 \end{bmatrix},$$

$$c = [1.0000 \quad -0.9000 \quad 0 \quad 0 \quad 0 \quad 0 \quad 0 \quad 0],$$

$$D = \begin{bmatrix} 1.9430 \\ -2.7345 \\ 0.8915 \\ 0 \\ 0 \\ 0 \\ 0 \end{bmatrix},$$

$$E = \begin{bmatrix} 1.9430 \\ 2.7894 \\ 3.5088 \\ 4.0799 \\ 4.4911 \\ 4.7400 \\ 4.8319 \\ 4.7795 \\ 4.6010 \\ 4.3187 \end{bmatrix},$$

$$F = \begin{bmatrix} 2.8430 & 1.0000 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 5.3481 & 2.8430 & 1.0000 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 8.3221 & 5.3481 & 2.8430 & 1.0000 & 0 & 0 & 0 \\ 11.5698 & 8.3221 & 5.3481 & 2.8430 & 1.0000 & 0 & 0 \\ 14.9039 & 11.5698 & 8.3221 & 5.3481 & 2.8430 & 1.0000 & 0 \\ 18.1535 & 14.9039 & 11.5698 & 8.3221 & 5.3481 & 2.8430 & 1.0000 \\ 21.1700 & 18.1535 & 14.9039 & 11.5698 & 8.3221 & 5.3481 & 2.8430 \\ 23.8325 & 21.1700 & 18.1535 & 14.9039 & 11.5698 & 8.3221 & 5.3481 \\ 26.0503 & 23.8325 & 21.1700 & 18.1535 & 14.9039 & 11.5698 & 8.3221 \\ 27.7639 & 26.0503 & 23.8325 & 21.1700 & 18.1535 & 14.9039 & 11.5698 \end{bmatrix},$$

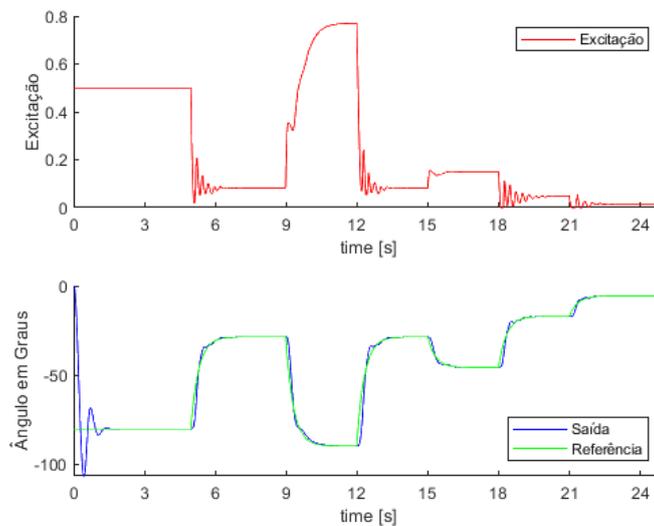
$$H = \begin{bmatrix} 1.0000 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \end{bmatrix},$$

$$G = \begin{bmatrix} -0.0069 \\ -0.0491 \\ -0.1209 \\ -0.2155 \\ -0.3258 \\ -0.4449 \\ -0.5660 \\ -0.6829 \\ -0.7905 \\ -0.8846 \end{bmatrix}.$$

Para seguirmos com a estratégia de controle utilizou-se a função custo com restrições. Para chegarmos na equação apropriada fez-se uso do *quadprog*, que é um *solver* do Matlab que trata as funções objetivas quadráticas com restrições lineares.

De maneira analoga, foi realizada uma simulação de flexão do joelho por um período de 25 segundos, conforme ilustrado na Figura 18. Foram escolhidos para simulação os mesmos intervalos utilizados para a simulação com o controlador *RST*.

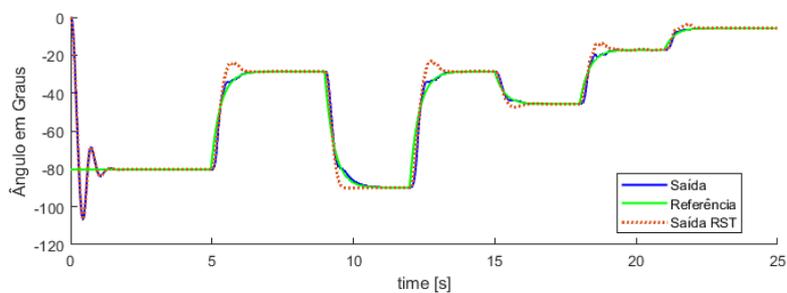
Figura 18 – Resultados de Simulação com *GPC*



Fonte: A autora

Conforme podemos observar na Figura 19, em todos os intervalos foi observada que a resposta da saída *GPC* seguiu de maneira satisfatória a referência aplicada em comparação a saída utilizando-se o controlador o tipo *RST*.

Figura 19 – Resultados de Simulação com *GPC* x *RST*



Fonte: A autora

5 CONCLUSÕES E TRABALHOS FUTUROS

A presente dissertação teve como objetivo identificar o modelo discreto que descreva a ação dos músculos de flexão de joelho por meio de simulações realizadas no software *OpenSim*. Devido à ausência de ferramentas para controle em malha fechada no *OpenSim*, foi necessário a utilização do software *MATLAB* em conjunto com a API do *OpenSim*.

Após a identificação do modelo, foram projetados dois controladores (*RST* e *GPC*) e avaliados seu desempenho. Os resultados mostraram um desempenho satisfatório dos controladores quando a referência apresentava uma amplitude média de variação ao longo da simulação.

A análise realizada com o controlador *GPC* mostrou resultados satisfatórios em relação ao *RST*, visto que o *overshoot* presente na saída da simulação com controlador *RST* não foi presenciada na simulação com controlador *GPC*.

Para simulações futuras, sugere-se a possibilidade de identificar modelos de flexão e extensão com base em experimentos reais.

O presente trabalho ainda requer adaptações antes de poder ser aplicado fora do ambiente de simulação. No entanto, o potencial de impacto desse trabalho serve como motivação para sua continuidade e aprimoramento.

REFERÊNCIAS

- BATTISTELLA, L. R.; SOUZA, F. H. R.; SAMPAIO, R. F.; FONSECA, S. T. Functional electrical stimulation in spinal cord injury: a systematic review. **Acta Fisiátrica**, v. 27, n. 1, p. 49–57, 2020.
- BELTRAMINI, L. M. **Elementos de histologia e anatomo-fisiologia humana**. [S.l.]: Serviço Gráfico do Instituto de Física de São Carlos, 1999.
- BOBET, J. Can muscle models improve fes-assisted walking after spinal cord injury? **Journal of Electromyography and Kinesiology**, Elsevier, v. 8, n. 2, p. 125–132, 1998.
- CASTRO, V.; ASSIS, R.; CORTES, P.; RAMOS, M. Desenvolvimento de um sistema embarcado para ciclismo assistido por eletroestimulação–fes-cycling. **Brazilian Journal of Development**, Brazilian Journal of Development, v. 7, n. 5, p. 37350–37366, 2021.
- CHO, Y. S.; YANG, H. S. Rst controller for temperature control of lng cargo tanks. **Journal of Electrical Engineering and Technology**, Korean Institute of Electrical Engineers, v. 10, n. 3, p. 1045–1050, 2015.
- CLARKE, D. W.; MOHTADI, C.; TUFFS, P. S. Generalized predictive control—part i. the basic algorithm. **Automatica**, Elsevier, v. 23, n. 2, p. 137–148, 1987.
- CRAGO, P.; PECKHAM, P.; THROPE, G. Modulation of muscle force by recruitment during intramuscular stimulation. **IEEE Transactions on Biomedical Engineering**, v. 27, n. 11, p. 679–684, 1980.
- DORF, R. C.; BISHOP, R. H. **Sistemas de Controle Modernos**. [S.l.]: LTC Editora, 2001.
- FAUSTINO, B. L.; ANDRADE, A. F. de; LIMA, R. R.; JÚNIOR, E. P.; NOGUEIRA, F. G.; TORRICO, B. C.; ALBUQUERQUE, V. H. C. de; CEARÁ, C. Federal do. Proposta de reabilitação motora baseada em simulação de um controlador rst com estimulação elétrica funcional para flexão de quadril e joelho.
- FERRANTE, S.; PEDROCCHI, A.; FERRIGNO, G. Upper limb functional electrical stimulation for stroke rehabilitation: state of the art and challenges for clinical research. **BioMed research international**, Hindawi, v. 2015, p. 729768, 2015.
- FERRANTE, S.; PEDROCCHI, A.; FERRIGNO, G. Upper limb functional electrical stimulation for stroke rehabilitation: state of the art and challenges for clinical research. **BioMed Research International**, Hindawi, v. 2015, p. 729768, 2015.
- FERRARI, S.; BENEDETTI, M. G.; PAVAN, E. Decomposition of surface emg signals: methodology, discussion and findings in healthy subjects. **Medical and Biological Engineering and Computing**, Springer, v. 39, n. 1, p. 50–61, 2001.
- FERRARIN, M.; PALAZZO, F.; RIENER, R.; QUINTERN, J. Q. Model-based control of fes-induced single joint movements. **IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering**, IEEE, Piscataway, v. 9, n. 3, p. 245–257, 2001.
- FERRARIN, M.; PEDOTTI, A. Closed-loop control of force during electrical stimulation of muscle. **IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering**, v. 8, n. 1, p. 51–62, 2000.

- FLEMING, C. C.; SISSON, S. **Manual de Anatomia Geral**. [S.l.]: Artmed, 2017.
- GAINO, A. Contribuição ao estudo da utilização da estimulação elétrica funcional aplicada aos membros inferiores. **Dissertação (Mestrado em Engenharia Elétrica) - Universidade Estadual Paulista Júlio de Mesquita Filho, Bauru**, 2009.
- HERZOG, W.; NIGG, B. M. Muscles contract in response to electrochemical stimuli. **Journal of Biomechanics**, Elsevier, v. 32, n. 9, p. 907–916, 1999.
- HOF, A.; GAZENDAM, M.; SINK, W. A dynamic state of stability. **Journal of Biomechanics**, Elsevier, v. 38, n. 1, p. 1–8, 2005.
- IBITOYE, M. O.; ESTIGONI, E. H.; HAMZAID, N. A. Comparing the effects of functional electrical stimulation-induced walking with and without a knee-ankle-foot orthosis in individuals with incomplete spinal cord injury: a randomized crossover trial. **Clinical Rehabilitation**, SAGE Publications, v. 30, n. 7, p. 656–668, 2016.
- KEESMAN, K. J. **System Identification: An introduction**. [S.l.]: Springer, 2011.
- KERN, H.; CARRARO, U.; ADAMI, N.; HOFER, C.; LOEFLER, S.; VOGELAUER, M.; MAYR, W. One year of home-based daily fes in complete lower motor neuron paraplegia: recovery of tetanic contractility drives the structural improvements of denervated muscle. **Neurol Res**, Taylor & Francis, v. 32, n. 1, p. 5–12, 2010.
- KESAR, T. M.; BINDER-MACLEOD, S. A.; HICKS, G. E. Revisiting the force-frequency relationship in skeletal muscle. **Exercise and Sport Sciences Reviews**, LWW, v. 41, n. 1, p. 3–10, 2013.
- KESAR, T. M.; PERUMAL, R.; JANCOSKO, A.; REISMAN, D. S.; RUDOLPH, K. S.; HIGGINSON, J. S.; BINDER-MACLEOD, S. A. Novel patterns of functional electrical stimulation have an immediate effect on dorsiflexor muscle function during gait for people poststroke. **Physical Therapy**, Oxford University Press, v. 90, n. 1, p. 55–66, 2010.
- LAN, N.; LOEB, G. E. Model-based optimization of stimulation patterns for selective activation of multiple muscles. **IEEE Transactions on Biomedical Engineering**, IEEE, v. 49, n. 2, p. 157–165, 2002.
- LANDAU, I.; ZITO, G. **Digital Control Systems: Design, identification and implementation**. [S.l.]: Springer, 2006.
- LANDAU, I. D.; ZITO, G. **Digital Control Systems: Design, identification and implementation**. London: Springer, 2006.
- LIEBER, R.; SILVA, P.; DANIEL, D. The relationship between muscle force, muscle length, and the angle of pennation. **Journal of Applied Biomechanics**, v. 12, n. 3, p. 327–336, 1996.
- LJUNG, L. **System Identification: Theory for the user**. [S.l.]: Prentice Hall, 1987.
- LJUNG, L. **System Identification: Theory for the User**. [S.l.]: Prentice Hall, 1999.
- LOBO-PRAT, J.; KOOPMAN, B.; STIENEN, A. H.; GAZZONI, M. Estimation of mechanical output of ankle-foot orthoses during walking. **Journal of Biomechanics**, Elsevier, v. 47, n. 4, p. 855–862, 2014.

MARQUEZ-CHIN, C.; POPOVIC, D.; POPOVIC, M. Adaptive control of electrically stimulated muscle. **IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering**, IEEE, v. 23, n. 3, p. 431–442, 2015.

MARQUEZ-CHIN, C.; POPOVIC, M. R.; POPOVIC, D. B. A comparison of model-based closed-loop controllers for regulating neural excitation during functional electrical stimulation. **IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering**, IEEE, v. 24, n. 9, p. 958–968, 2016.

MARTIN, M. Recovery from paralysis: is it possible? **Artificial Organs**, v. 23, n. 9, p. 874–876, 1999.

MERLETTI, R.; FARINA, D. Analysis of intramuscular electromyogram signals. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. 26, p. 810–826, 2016.

MICERA, S.; CARPANETO, J.; RASPOPOVIC, S.; TOMBINI, M. Decoding information from neural signals recorded using intraneural electrodes: toward the development of a neurocontrolled hand prosthesis. **Prosthetics and Orthotics International**, SAGE Publications, v. 34, n. 4, p. 408–413, 2010.

MOHAMMED, K.; AL-JUMAILY, A. Muscle fatigue in functional electrical stimulation-assisted limb movement. **Biocybernetics and Biomedical Engineering**, v. 27, n. 2, p. 53–64, 2007.

MUTTI, C. G. **Avaliação das capacidades funcionais de pacientes paraplégicos por trauma raquimedular que freqüentaram e que não freqüentaram um centro de reabilitação**. Tese (Doutorado) — Universidade de São Paulo, 2008.

NEPTUNE, R. R.; KAUTZ, S. A.; ZAJAC, F. E. Contributions of the individual ankle plantar flexors to support, forward progression and swing initiation during walking. **Journal of Biomechanics**, Elsevier, v. 34, n. 11, p. 1387–1398, 2001.

PECKHAM, P. H.; KNUTSON, J. S.; KILGORE, K. L.; KEITH, M. W. Functional electrical stimulation for neuromuscular applications. **Annual Review of Biomedical Engineering**, Annual Reviews, v. 3, n. 1, p. 327–360, 2001.

PETROFSKY, J.; BATT, J.; JENSEN, M. Co-contraction during electrical stimulation of the quadriceps: Comparison of current, duty cycle, and muscle length. **Journal of Applied Biomechanics**, Human Kinetics, v. 34, n. 6, p. 447–453, 2018.

POPOVIĆ, D. B. Advances in functional electrical stimulation (fes). **Journal of Electromyography and Kinesiology**, Elsevier, v. 24, n. 6, p. 795–802, 2014.

POPOVIC, D. B.; POPOVIC, M. B. Neuroprostheses for restoring walking in spinal cord injured patients. **Journal of Automatic Control**, v. 16, n. 1, p. 19–26, 2006.

POPOVIC, D. B.; POPOVIC, M. B. Neuroprostheses for restoring walking in spinal cord injured patients. **Journal of Automatic Control**, v. 21, n. 1, p. 19–26, 2011.

POPOVIĆ, D. B.; POPOVIĆ, M. R. Neuroprostheses for grasping. **TheScientificWorldJOURNAL**, Hindawi, v. 9, p. 1311–1326, 2009.

QUADPROG: Quadratic Programming Algorithm. Online. Acessado em 04/06/2023. Disponível em: <<https://www.mathworks.com/help/optim/ug/quadprog.html>>.

QUEIROZ, R. A. d.; QUEIROZ, G. S.; SILVA, T. P. d. Desenvolvimento de um sistema de estimulação elétrica funcional de baixo custo para reabilitação de membros superiores. **Revista Ibero-Americana de Estudos em Educação**, Universidade Federal do Rio Grande do Sul, v. 16, n. 2, p. 727–742, 2021.

RAJAGOPAL, A.; DEMBIA, C. L.; DEMERS, M. S.; DELP, S. L.; HICKS, J. L.; DELP, D. D. Full-body musculoskeletal model for muscle-driven simulation of human gait. **IEEE Transactions on Biomedical Engineering**, v. 63, n. 10, p. 2068–2079, 2016.

RIENER, R.; FUHR, T. Patient-driven control of fes-supported standing up: a simulation study. **IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering**, IEEE, v. 7, n. 3, p. 315–324, 1999.

SABUT, S. K.; SIKDAR, C.; KUMAR, R.; MAHADEVAPPA, M. Functional electrical stimulation of dorsiflexor muscle: effects on dorsiflexor strength, plantarflexor spasticity, and motor recovery in stroke patients. **NeuroRehabilitation**, IOS Press, v. 26, n. 2, p. 183–190, 2010.

SETH, A.; HICKS, J. L.; UCHIDA, T. K.; HABIB, A.; DEMBIA, C. L.; DUNNE, J. J.; ONG, C. F.; DEMERS, M. S.; RAJAGOPAL, A.; MILLARD, M. *et al.* Opensim: Simulating musculoskeletal dynamics and neuromuscular control to study human and animal movement. **PLoS computational biology**, Public Library of Science San Francisco, CA USA, v. 14, n. 7, p. e1006223, 2018.

SINKJAER, T.; ROSÉN, B. Intense transcutaneous electrical nerve stimulation attenuates exercise-induced hyperalgesia in humans. **Journal of Applied Physiology**, American Physiological Society, v. 92, n. 1, p. 234–238, 2002.

SOUSA, A.; PADILHA, J. Cycling with spinal cord injury: a novel system for cycling using electrical stimulation for individuals with paraplegia, and preparation for cybathlon. **Journal of Rehabilitation Engineering**, X, n. X, p. X–X, 2016.

WINTER, D. A. **Biomechanics and Motor Control of Human Movement**. 4th. ed. [S.l.]: Wiley, 2009.

WU, Q.; YOUNG, D.; KUO, C. Functional electrical stimulation on paraplegic patients. **Artificial Organs**, v. 26, n. 3, p. 233–235, 2002.

ZHOU, I.-Y.; DURAND, D. M. Restoring standing and walking in individuals with spinal cord injuries. **IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering**, IEEE, v. 22, n. 3, p. 526–537, 2014.

ANEXO A – CÓDIGOS E SIMULAÇÕES

Os códigos utilizados neste trabalho estão disponíveis em GitHub no endereço:
<https://github.com/cidafalcao18/keneeangle_fes_opensim>.