

## CONTROLE PID TIPO PIDA PARA APLICAÇÃO EM MOVIMENTOS DA PERNA DO PACIENTE PARAPLÉGICO COM FES

*Data de aceite: 01/08/2024*

### **Ruberlei Gaino**

Universidade Estadual de Londrina,  
Centro de Tecnologia e Urbanismo,  
Departamento de Engenharia Elétrica  
Londrina – PR  
<http://lattes.cnpq.br/7369026799800057>

### **Vitor Augusto Sborgi Lovø**

Universidade Estadual de Londrina,  
Centro de Tecnologia e Urbanismo,  
Departamento de Engenharia Elétrica  
Londrina – PR  
<http://lattes.cnpq.br/5442477346358206>

### **Márcio Roberto Covacic**

Universidade Estadual de Londrina,  
Centro de Tecnologia e Urbanismo,  
Departamento de Engenharia Elétrica  
Londrina – PR  
<http://lattes.cnpq.br/7604165210337250>

articulação do joelho, o qual pode ser obtido utilizando-se eletrogoniômetro. Neste trabalho, é apresentado um controlador Proporcional-Integral-Derivativo-Acelerativo (PIDA), visando variar o ângulo da articulação do joelho em pacientes paraplégicos em 45°, através de estimulação elétrica funcional. Pelas especificações de projeto, sabe-se como os polos do sistema podem variar dentro do plano complexo. Assim, ferramentas clássicas de controle podem ser utilizadas, tais como análise dos índices de desempenho, critério de estabilidade de Routh-Hurwitz, Controladores PI/PD/PID/PIDA, são utilizadas para projetar um controlador que atenda aos requisitos necessários. O procedimento da pesquisa foi realizado por simulações no ambiente MATLAB®, o qual possui todas as ferramentas matemáticas necessárias para simulação experimental dos conceitos utilizados para a realização deste trabalho.

**PALAVRAS-CHAVE:** Teoria de Controle, Controlador PIDA, Índice de Desempenho, MATLAB®.

**RESUMO:** Sistemas de controle em malha fechada têm sido utilizados para controlar o movimento dos membros inferiores de pacientes paraplégicos. Utilizando um neuroestimulador aplicado ao músculo quadríceps, que provoca a contração muscular e promove o movimento da articulação do joelho, tem-se o sinal de realimentação relacionado ao ângulo da

## PIDA-TYPE PID CONTROL FOR APPLICATION ON PARAPLEGIC PATIENT LEG MOVEMENTS WITH FES

**ABSTRACT:** Closed Loop Control Systems are often used to control movement of patient paraplegic's lower limbs. Using a neurostimulator applied to the quadriceps muscle, which causes muscle contraction and causes the movement of the joint knee, one has the feedback signal related to the joint knee angle, which can be obtained using an electrogoniometer. In this text, a Proportional-Integrative-Derivative-Accelerative (PIDA) controller is designed, in order to vary the joint knee angle of patients paraplegics until  $45^\circ$ , by Functional Electrostimulation. By specification of project, it is known that the poles of the system can vary into the complex plan, so, classic methods of control, like Analysis of Performance Indexes, Routh-Hurwitz Stability Criterion, PI/PD/PID/PIDA controller, are used to develop a controller that meets the requirements. The procedure of search will be realized by simulations on MATLAB®, which has the necessary packages math tools for experimental simulation of the concepts used in this research.

**KEYWORDS:** Control Theory, PIDA Controller, Performance Indexes, MATLAB®.

### INTRODUÇÃO

Segundo Jung e Dorf (1996), o controlador Proporcional-Integral-Derivativo-Acelerativo (PIDA) pode ser aplicado com funções próprias de terceira ordem. O estudo para controlar a angulação do movimento da perna de pacientes paraplégicos através de estimulação elétrica é um assunto bastante importante na engenharia de reabilitação (Ferrarin e Pedotti, 2000). Assim, este trabalho utiliza do *software* MATLAB® para simulação das técnicas de controle utilizadas para o desenvolvimento do controlador, a fim de posicionar a perna do paciente paraplégico em uma posição desejada. Com o auxílio destas ferramentas, é possível obter as respostas temporais do sistema em malha fechada através das simulações. Assim, evita-se que os primeiros testes sejam feitos diretamente nos pacientes, preservando a integridade dos mesmos.

O modelo matemático de Ferrarin e Pedotti (2000) foi adotado, pois fornece uma expressão matemática que relaciona o torque produzido do membro inferior com a largura de pulso aplicada. A partir do modelo de Ferrarin e Pedotti (2000), o qual expressa uma equação não-linear, lineariza-se esta função matemática em torno do ponto de operação (Teixeira et al., 2007; Gaino et al., 2007). Este modelo produz uma função de transferência de terceira ordem, justificando, assim, a aplicação do controlador PIDA. Visando variar o ângulo da articulação do joelho em  $45^\circ$ , mediante estimulação elétrica no músculo quadríceps (Gaino, 2009; Gaino et al., 2011), é possível projetar controladores que atendam aos desempenhos necessários ao projeto. Em suma, este trabalho apresenta o desenvolvimento teórico de um Controlador PIDA que atenda aos requisitos do projeto, visando garantir o desempenho desejado.

Os autores têm publicado diversos trabalhos relacionados com a eletroestimulação de pacientes paraplégicos (Biazeto et al., 2014; Biazeto et al., 2016; Gaino et al., 2019;

Covacic et al., 2020; Gaino et al., 2020), com a cadeira de rodas acionada por sopro e sucção (Gentilho Junior et al., 2014; Mineo, Covacic e Gaino, 2021; Leôncio Junior, Covacic e Gaino, 2022) e com controle de braço robótico (Marques et al., 2016; Arruda, Covacic e Gaino, 2019; Covacic, Gaino e Capobianco, 2019; Freitas, Covacic e Gaino, 2019).

Pelo conhecimento dos autores, com relação ao projeto com controlador Proporcional-Integral-Derivativo (PID) modificado do tipo PIDA aplicado ao movimento angular da perna do paciente paraplégico não foram encontrados relatos publicados na literatura e no estado da arte.

## MATERIAL E MÉTODOS

### Material

Para o desenvolvimento do trabalho, foi utilizado o *software* MATLAB®.

### Métodos

Para o desenvolvimento do projeto, este foi dividido em duas partes: primeiramente, todo o estudo teórico necessário da teoria de controle contínuo clássica e depois a aplicação ao modelo paraplégico para simulação utilizando o *software* MATLAB®.

### Modelos Matemáticos da Junção do Joelho

No modelo biomecânico (Ferrarin e Pedotti, 2000) do membro inferior (perna), foram considerados apenas dois segmentos rígidos: a coxa e o complexo canela-pé, desconsiderando dessa forma o tornozelo, o que reduz o número de graus de liberdade. A coxa foi considerada fixa, o que restringe os movimentos somente à flexão e extensão do joelho. Portanto, para o modelo aqui considerado, tem-se um elemento rígido  $M_s$  e um elemento de amortecimento  $M_d$ , que estão relacionados com o ângulo do joelho  $\theta$  e com a sua velocidade angular  $\dot{\theta}$ . Também devem ser considerados os elementos de componente inercial  $M_i$ , gravitacional  $M_g$  e o torque ativo do joelho  $M_a$ , resultado da estimulação elétrica no músculo quadríceps. A Figura 1 ilustra o complexo canela-pé e seus respectivos parâmetros.

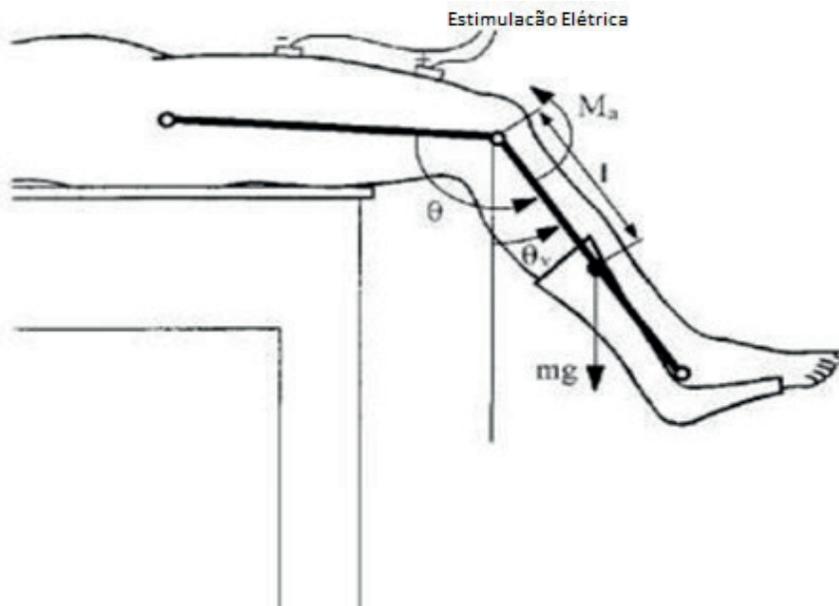


Figura 1 - Representação do complexo canela-pé (Carvalho Neto, 2008).

O equilíbrio dinâmico do conjunto é dado pelo equilíbrio das forças que agem no mesmo. Assim, pode-se obter uma equação diferencial ordinária de segunda ordem não-linear (1) (Ferrarin e Pedotti, 2000).

$$J\ddot{\theta}_v = -mgl \text{sen}(\theta_v) - M_s - B\dot{\theta} + M_a, \quad (1)$$

sendo:

$J$  → Momento Inercial do complexo canela-pé;

$\theta$  → Ângulo do joelho (ângulo entre a canela e a coxa);

$\dot{\theta}_v$  → Velocidade angular do joelho;

$\theta_v$  → Ângulo da canela;

$\ddot{\theta}_v$  → Aceleração angular da canela;

$m$  → Massa do complexo canela-pé;

$g$  → Constante da aceleração gravitacional;

$l$  → Distância entre o joelho e o centro de massa do complexo canela-pé;

$B$  → Coeficiente de atrito viscoso;

$M_s$  → Torque devido a componente de rigidez;

$M_a$  → Torque ativo do joelho devido à estimulação elétrica provocada no músculo quadríceps.

Linearizando (1), obtém-se a função de transferência que relaciona o ângulo da canela com o torque ativo do joelho devido à estimulação elétrica. A função de transferência (2) (Carvalho Neto, 2008) relaciona o ângulo da canela com o torque produzido pela estimulação elétrica.

$$N(s) = H(s).D(s) = \frac{G}{(\tau s + 1)(Js^2 + Bs + k)}. \quad (2)$$

Os valores utilizados para a modelagem das equações do joelho podem ser encontrados na Tabela 1 (Carvalho Neto, 2008).

Constantes	Valores	Dimensões
$I$	0.362	kg m <sup>2</sup>
$m$	4.370	kg
$l$	23.80	cm
$B$	0.270	Nm/rad
$\lambda$	41.208	Nm/rad
$E$	2.024	rad <sup>-1</sup>
$\omega$	2.918	rad
$G$	42500	Nm/s
$\tau$	0.951	–

Tabela 1 – Constantes adotadas para a modelagem das equações do paraplégico (Carvalho Neto, 2008).

Com os valores das constantes definidos, pode-se calcular o valor de  $k$ , utilizando como ponto de operação  $\theta_v = \pi/4$  rad ou 45°. Assim,  $k \cong 7.9622$ .

## Controle em Malha Fechada e Controlador PIDA

Projetos de controladores Proporcionais-Integrais-Derivativos (PID) para plantas de terceira ordem, geralmente, são complicados, pois a ordem da planta é maior que o número de zeros providos pelo controlador o que dificulta o seu desenvolvimento. Devido à larga utilização do controlador PID em indústrias, propõe-se, em seu lugar, a utilização do controlador PIDA quando é necessário projetar controladores para plantas de terceira ordem (Jung e Dorf, 1996).

O Controlador PIDA consiste em três zeros e três polos, sendo que dois desses polos podem ser suprimidos do sistema, por estarem muito distantes do eixo imaginário. A introdução desse zero a mais tem finalidade de alterar o *root locus* da planta de terceira ordem para regiões onde se torna mais fácil o projeto do controlador (Jung e Dorf, 1996).

O uso de controle em malha fechada (realimentação ou *feedback*) permite obter um sistema com estabilidade (Ogata, 2010). Desta forma, é possível obter um sistema de controle conforme mostrado pela Figura 2.

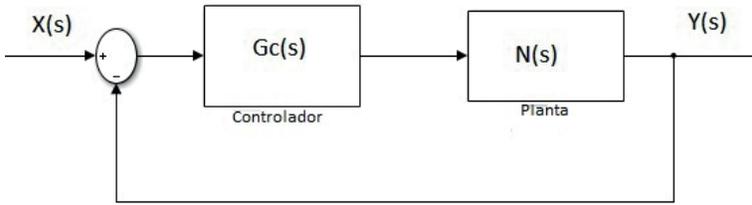


Figura 2 - Sistema de Controle em Malha Fechada

Neste sistema,  $N(s)$  a planta de terceira ordem e  $G_c(s)$  o controlador PIDA dado por (3)-(4).

$$G_c(s) = Kp + \frac{Ki}{s} + \frac{Kd \cdot s}{(s+d)} + \frac{Ka \cdot s^2}{(s+d)(s+e)}, \quad (3)$$

$$G_c(s) = \frac{k(s+a)(s+b)(s+z)}{s(s+d)(s+e)}. \quad (4)$$

Admitindo-se  $a, b, z \gg d, e$ , os polos  $-d$  e  $-e$  podem ser considerados desprezíveis. Portanto, a função de transferência aproximada do controlador PIDA é:

$$G_c(s) = \frac{k(s+a)(s+b)(s+z)}{s}. \quad (5)$$

Para o desenvolvimento do controlador PIDA, devem ser seguidos os seguintes passos:

1º Passo: Determinar  $\zeta \omega_n$  a partir da expressão do tempo de estabelecimento ( $T_e$ ) dada em (6) (critério de 1%) e  $\zeta$  a partir da expressão do máximo valor de ultrapassagem ou potencial de overshoot (PO) dada em (7).

$$T_e \geq \frac{4.6}{\zeta \omega_n}, \quad (6)$$

$$\zeta \geq \frac{\sqrt{\left(\frac{\ln \frac{PO}{100}}{\pi}\right)^2}}{\sqrt{\pi^2 + \left(\frac{\ln \frac{PO}{100}}{\pi}\right)^2}}. \quad (7)$$

2º Passo: A equação característica de manha fechada desejada é dada por (8).

$$1 + G_c(s) \cdot N(s) = (s+r)(s+R)(s+q)(s+\hat{q}) = 0, \quad (8)$$

sendo:

- $q = -\zeta \omega_n + j \omega_n \sqrt{1 - \zeta^2}$ ,
- $\hat{q} = -\zeta \omega_n - j \omega_n \sqrt{1 - \zeta^2}$ ,
- $R \leq -\zeta \omega_n$ ,
- $r \ll -\zeta \omega_n$ .

**3º Passo:** Encontre a equação característica do sistema a ser estudado, utilizando para o controlador a função de transferência apresentada em (5). Iguale o resultado obtido com o desejado obtido em (8). Através de resolução de sistemas de equações lineares encontre os valores para  $k$ ,  $a$ ,  $b$ ,  $z$ .

**4º Passo:** Simule as respostas do sistema obtido para entrada degrau. Caso o potencial de overshoot não tenha sido atingido satisfatoriamente pode-se aumentar o ganho  $k$  ou diminuir ainda mais o valor do polo  $r$  até que se atinja um resultado satisfatório.

## RESULTADOS E DISCUSSÃO

Considere o sistema de malha fechada mostrado na Figura 2, com  $G_c(s)$  dado por (5) e  $N(s)$  dado por (9). Os critérios de desempenho são:  $PO \leq 5\%$  e  $t_o \leq 1s$  (critério de 1%). A partir dos índices de desempenho e das equações dadas em (6) e (7), obtêm  $\zeta \geq 0.6901$  e  $\zeta w_n \geq 4.6$ .

$$N(s) = \frac{42500}{0.3443s^3 + 0.6188s^2 + 7.842s + 7.962} \quad (9)$$

Desta forma, é possível escrever a equação para os polos de malha fechada desejados dada em (8) conforme mostrado em (10) e (11), admitindo-se  $\zeta = 0.707$ ,  $\zeta w_n = 5$ ,  $w_n = 7.072$ ,  $R = -5$  e  $r = -200$ .

$$(s + 200)(s + 5)(s + 5 + j5)(s + 5 - j5) = 0, \quad (10)$$

$$s^4 + 215s^3 + 3100s^2 + 20250s + 50000 = 0. \quad (11)$$

A equação característica da função de transferência de malha fechada, representada pela Figura 2, com o Controlador PIDA (5), é apresentada em (12).

$$0.3443s^4 + (42500k + 0.6188)s^3 + [42500k(a + b + z) + 7.8421]s^2 + [42500k(ab + az + bz) + 7.9622]s^2 + 42500kabz = 0. \quad (12)$$

Multiplicando os coeficientes de (11) por 0.3443, obtém (13).

$$0.3443s^4 + 74.0245s^3 + 1067.33s^2 + 6972.075s + 17215 = 0 \quad (13)$$

Assim, igualando os coeficientes das equações (12) e (13), tem-se:

$$0.3443 = 0.3443 \quad (14)$$

$$(42500k + 0.6188) = 74.0245, \quad (15)$$

$$[42500k(a + b + z) + 7.8421] = 1067.33, \quad (16)$$

$$[42500k(ab + az + bz) + 7.9622] = 6972.075, \quad (17)$$

$$42500kabz = 17215. \quad (18)$$

Resolvendo o sistema de equações lineares dado pelas equações (15), (16), (17) e (18) obtêm-se os seguintes valores para k,a,b e z.

- $k = 1.7272 \cdot 10^{-3}$ ,
- $a = 4.795318 + j5.0427574$ ,
- $b = 4.795318 - j5.0427574$ ,
- $z = 4.8429842$ .

Portanto, tem-se o controlador PIDA (5) projetado, conforme mostrado em (19).

$$G_c(s) = \frac{0.001727s^3 + 0.0249s^2 + 0.1639s^1 + 0.4051}{s}. \quad (19)$$

Na Figura 3, observa-se a resposta obtida para a função de transferência de malha fechada (20) à entrada degrau unitária, utilizando-se o controlador projetado e a planta da perna do parapléxico. O código desta simulação é mostrado na Figura 4.

$$F.T.M.F = \frac{74.41s^3 + 1058s^2 + 6966s^1 + 1.722 \cdot 10^4}{0.3443s^4 + 74.02s^3 + 1066s^2 + 6974s^1 + 1.722 \cdot 10^4}. \quad (20)$$

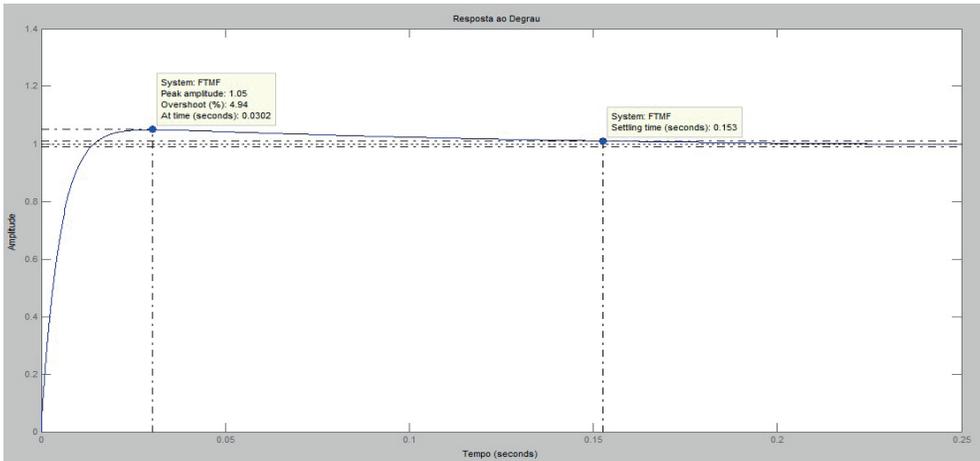


Figura 3 - Resposta ao degrau unitário da FTMF.

```

1 - clear all;
2 - syms k a b z d e s;
3 - format short;
4
5 - k = 1.7272e-3;
6 - a = complex(4.795318,-5.0427574);
7 - b = complex(4.795318,+5.0427574);
8 - z = 4.8429842;
9
10
11 - PIdA = tf([k 0.0249 0.1639 0.4051],[1 0]);
12
13 - Planta = tf([42500],[0.3443 0.6188 7.842 7.9622]);
14
15 - Sistema = (PIdA*Planta);
16
17 - FTMF = feedback(Sistema,1);
18
19 - step(FTMF)

```

Figura 4 - Código para simulação.

Pode-se perceber, na Figura 3, que os critérios de desempenho para o projeto foram atendidos:  $PO(\max) = 4.94\%$  e  $t_g = 0.153s$ . Contudo, deve-se utilizar uma entrada degrau de  $\pi/4$  rad ou  $45^\circ$ , pois foi para este ponto de operação que foi desenvolvida a função de transferência do complexo canela-pé. Assim, as Figuras 5 e 6 mostram o código e o resultado obtido, respectivamente.

```

1 - clear all;
2 - syms k a b z d e s;
3 - format short;
4
5 - k = 1.7272e-3;
6 - a = complex(4.795318,-5.0427574);
7 - b = complex(4.795318,+5.0427574);
8 - z = 4.8429842;
9
10
11 - PIdA = tf([k 0.0249 0.1639 0.4051],[1 0]);
12
13 - Planta = tf([42500],[0.3443 0.6188 7.842 7.9622]);
14
15 - Sistema = (PIdA*Planta);
16
17 - FTMF = feedback(Sistema,1);
18
19 - t = 0:0.001:1;
20 - [aa,a] = size(t);
21 - u = (pi/4)*ones(1,a);
22 - lsim(FTMF,u,t);
23 - ylim([0 1.2]);

```

Figura 5 - Código do sistema com entrada degrau de  $45^\circ$ .

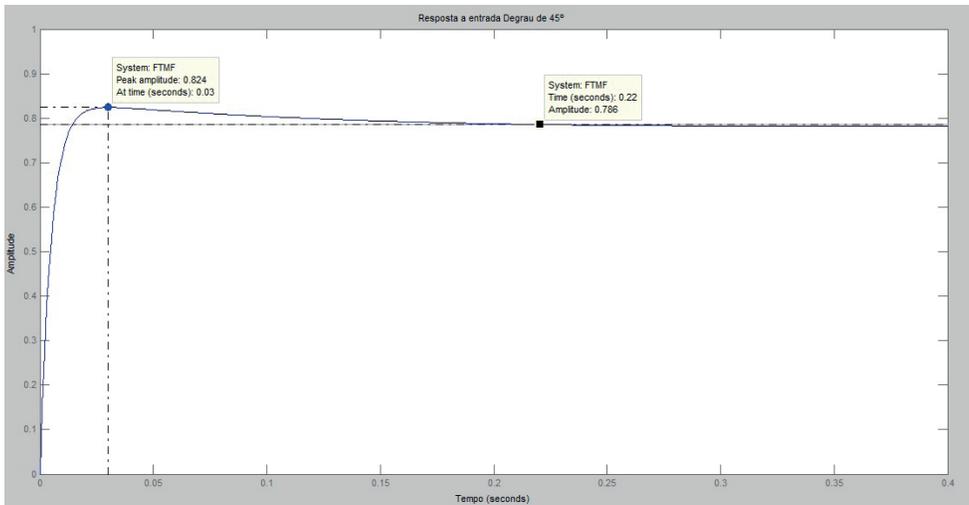


Figura 6 - Resposta do sistema compensado a entrada degrau de 45°.

Vale resaltar que, para este sistema, conforme mostrado na Figura 6, o potencial de overshoot máximo foi o mesmo mostrado na Figura 4. Assim, o projeto atende às exigências. Pode-se observar que para este sistema a amplitude estabiliza-se em um ângulo de 0.786 radianos, isto é,  $\pi/4$  rad ou 45°, conforme esperado.

## CONCLUSÕES

Devido à dificuldade de projetar Controladores PID para plantas de terceira ordem, é proposto o Controlador PIDA, devido a sua facilidade de implementação e boa resposta. Por utilizar mais um zero, diferentemente do Controlador PID, pode-se transpor facilmente o lugar das raízes de seu sistema para regiões em que se possa projetar o controlador utilizando apenas os critérios de desempenho.

Por ser de simples metodologia, o projeto do Controlador PIDA pode ser utilizado para plantas de terceira ordem, as quais se deseja controlar, pois fica simples alterar variáveis e parâmetros para que se atinjam os critérios de desempenho.

Como é possível observar pelas Figuras 3 a 6, todos os critérios foram atendidos. As respostas mostradas pelas Figuras 3 a 6 podem ser melhoradas conforme algumas mudanças sejam feitas no desenvolvimento do projeto, tais como: alterar o valor de  $R$  e  $r$  para valores menores que os estipulados ou aumentar o valor do ganho  $k$ . Estas alterações variam conforme os critérios de desempenho que o projetista estipula como objetivo para seu projeto.

## AGRADECIMENTOS

Os autores agradecem ao Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico (CNPq) pelo apoio financeiro e aos meus colegas de laboratório.

## REFERÊNCIAS

- ARRUDA, L. A.; COVACIC, M. R.; GAINO, R.. Modelagem dinâmica e controle PID de manipuladores robóticos com aplicação no robô Denso VP6242G. In: Bonatto, F. (Org.); Holzmann, H. A. (Org.); Dallamuta, J. (Org.). Impactos das Tecnologias nas Engenharias 4. . Ponta Grossa-PR: Atena Editora, v. 4, p. 61-80, 2019.
- BLAZETO, A. R.; GENTILHO JUNIOR, E.; COVACIC, M. R.; GNANN, B. A.; GAINO, R.. Controle paralelo distribuído com rastreamento aplicado ao modelo não linear do movimento do complexo canela-pé do paciente paraplégico. In: Gongora, V. L.; Faria, D. R.; Leite, A. G. (Org.) et al.. Profissionais da Indústria. 1ed. Londrina-PR: Editora Faculdade de Tecnologia SENAI Londrina, v. 1, p. 116-128, 2014.
- BLAZETO, A. R.; CARVALHO, A. A. DE; GENTILHO JUNIOR, E.; TEIXEIRA, M. C. M.; JUNQUEIRA, M. V. N., SANCHES, M. A. A.; COVACIC, M. R.; KOZAN, R. F.; GAINO, R.. Controle do Movimento da Articulação do Joelho com Controlador Adaptativo Indireto com Fuzzy Takagi-Sugeno. In: Gongora, V. L. (Org.); Nunes, W. R. B. M. (Org.); Broniera Junior, P. et al.. Inovação e Tecnologia. Londrina-PR: Editora Faculdade de Tecnologia SENAI Londrina, v. 2, p. 257-279, 2016.
- CARVALHO NETO, J. B. (2008). Modelagem de músculo esquelético para controle da posição da perna. 50 p. Trabalho de Conclusão de Curso – Faculdade de Engenharia, Universidade Estadual Paulista, Ilha Solteira, 2008.
- COVACIC, M. R.; GAINO, R.; CAPOBIANCO, C.. Estudo de um controlador de um braço robótico com dois graus de liberdade com base em LMIs. In: Bonatto, F. (Org.); Holzmann, H. A. (Org.); Dallamuta, J. (Org.). Impactos das Tecnologias nas Engenharias 4. . Ponta Grossa-PR: Atena Editora, v. 4, p. 25-32, 2019.
- COVACIC, M. R.; TEIXEIRA, M. C. M.; DE CARVALHO, A. A.; CARDIM, R.; ASSUNÇÃO, E.; SANCHES, M. A. A.; FUJIMOTO, H. S.; MINEO, M. S.; BLAZETO, A. R.; GAINO, R. Robust T-S Fuzzy Control of Electrostimulation for Paraplegic Patients considering Norm-Bounded Uncertainties. *Mathematical Problems in Engineering (Online)*, v.2020, p.1 - 28, 2020.
- FERRARIN, M. E PEDOTTI, A. (2000). The relationship between electrical stimulus and joint torque: A dynamic model. *IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering*, 8(3), 342–352.
- FREITAS, G. A. L.; COVACIC, M. R.; GAINO, R.. Modelagem cinemática e simulação 3D do manipulador industrial Denso VP6242G. In: Bonatto, F. (Org.); Holzmann, H. A. (Org.); Dallamuta, J. (Org.). Impactos das Tecnologias nas Engenharias 4. . Ponta Grossa-PR: Atena Editora, v. 4, p. 81-102, 2019
- GAINO, R.; Controle de Movimentos de Pacientes Paraplégicos Utilizando Modelos Fuzzy TS. 179 p. Tese (Doutorado em Engenharia Elétrica) — Faculdade de Engenharia, Universidade Estadual Paulista, Ilha Solteira, 2009.

GAINO, R., SILVA, T. I., SANCHES, M. A. A., FREITAS, R. L. B., SATO, F. H., SANTOS, E. A., CARVALHO, A. A., TEIXEIRA, M. M., ASSUNÇÃO, E. & MACHADO, E. R. M. D. (2007). Controle digital para FES no estímulo do músculo quadríceps em pacientes paraplégico. In: VI Congresso Temático de Dinâmica, Controle e Aplicações (Dincon), São José do Rio Preto-SP, 2007, 764–771.

GAINO, R., TEIXEIRA, M. C. M., CARVALHO A. A., E. ASSUNÇÃO, CARDIM, R., SANCHES, M. A. A., COVACIC, M. R. (2011) Realimentação derivativa e modelos Fuzzy Takagi-Sugeno para controle da articulação do joelho de pacientes paraplégicos com uso de acelerômetros. Revista Brasileira de Engenharia Biomédica, 27(2), 67-78.

GAINO, R.; COVACIC, M. R.; CAUN, R. P.; MANTOVANI, P. H. B.. Controle do conversos Buck para módulos da cadeira de rodas com uso de LMIs. In: Abdala, M. R. W. S. (Org.). A Aplicação do Conhecimento Científico nas Engenharias 2. Ponta Grossa-PR: Atena Editora, v. 2, p. 173-185, 2019.

GAINO, R.; COVACIC, M. R.; CARDIM, R.; SANCHES, MARCELO A. A.; DE CARVALHO, A. A.; BIAZETO, A. R.; TEIXEIRA, M. C. M. Discrete Takagi-Sugeno Fuzzy Models Applied to Control the Knee Joint Movement of Paraplegic Patients. IEEE Access, v.8, p.32714 - 32726, 2020.

GENTILHO JUNIOR, E.; BIAZETO, A. R.; KAYAMORI, H. K.; COVACIC, M. R.; GAINO, R.. Controle implementado em DSP para cadeira de rodas acionada por sopro e sucção. In: Gongora, V. L.; Faria, D. R.; Leite, A. G. (Org.) et al.. Inovação e Tecnologia. 1ed. Londrina-PR: Editora Faculdade de Tecnologia SENAI Londrina, v. 1, p. 236-248, 2014.

JUNG, S. E DORF, R. C.. Analytic PIDA controller design technique for a third order system, In: Proceedings of the 35<sup>th</sup> IEEE Conference of Decision and Control, Kobe, Japão, 1996, pp. 2513-2518.

LEÔNICIO JUNIOR, A. P.; COVACIC, M. R.; GAINO, R. Wheelchair with high performance three-phase motor applied control in D.F.O.C mode, anti-collision safety and double handling: Joystic and Blow and suction In: IX Latin American Congress on Biomedical Engineering - XXVIII Brazilian Congress on Biomedical Engineering, 2022, Florianópolis-SC. Anais do IX Latin American Congress on Biomedical Engineering e do XXVIII Brazilian Congress on Biomedical Engineering. , 2022. p.1 – 6.

MARQUES, M. F.; GAINO, R.; COVACIC, M. R.; DJURIC, A.. Modelagem Cinemática e Dinâmica e Projeto de Controle para um Dispositivo Robótico com 2 Graus de Liberdade. In: Gongora, V. L. (Org.); Nunes, W. R. B. M. (Org.); Broniera Junior, P. et al.. Inovação e Tecnologia. Londrina-PR: Editora Faculdade de Tecnologia SENAI Londrina, v. 2, p. 346-365, 2016.

MINEO, M. S.; COVACIC, M. R.; GAINO, R. Variable Structure Control for a Simplified Linear Model of a Wheelchair In: IEEE IFAC International Conference on Automation / XXIV Congreso de la Asociación Chilena de Control Automático, 2021, Chile (conferência online). Proceedings of the IEEE IFAC International Conference on Automation, XXIV Congreso de la Asociación Chilena de Control Automático. , 2021. p.202 – 209.

OGATA, K. (2010). Engenharia de Controle Moderno, 5ª ed. São Paulo: Pearson Brasil.

TEIXEIRA, M. C. M., DEAECTO, G. S., GAINO, R., ASSUNÇÃO, E., CARVALHO, A. A., MACHADO, E. R. M. D. & SILVA, T. I. (2007). Projeto de um controlador linear para variar o ângulo de articulação do joelho de um paciente paraplégico. In: VI Congresso Temático de Dinâmica, Controle e Aplicações (Dincon), São José do Rio Preto-SP, 2007, 950–956.