



CONTROLE ROBUSTO POR ADRC MODIFICADO APLICADO A PRÓTESES DE MEMBROS SUPERIORES

Rafael da Silva Figueiredo^{0000-0001-5165-423X}, Universidade Federal do Rio de Janeiro - Departamento de Engenharia Mecânica, rafaelsfigueiredo1@gmail.com

Luciano Santos Constantin Raptopoulos⁰⁰⁰⁰⁻⁰⁰⁰²⁻¹⁷⁷⁴⁻³⁴⁴⁷, Centro Federal de Educação Tecnológica Celso Suckow da Fonseca - Departamento de Engenharia de Controle e Automação, luciano.raptopoulos@cefet-rj.br

Max Suell Dutra⁰⁰⁰⁰⁻⁰⁰⁰³⁻³⁶²⁸⁻⁴⁷⁴⁹, Universidade Federal do Rio de Janeiro - Departamento de Engenharia Mecânica, max@mecanica.coppe.ufrj.br

Guilherme Amaral do Prado Campos⁰⁰⁰⁰⁻⁰⁰⁰²⁻²⁶⁸¹⁻¹³⁷⁶, Centro Federal de Educação Tecnológica Celso Suckow da Fonseca - Departamento de Engenharia Mecânica, guilherme.campos@cefet-rj.br

Luiz Bevilacqua⁰⁰⁰⁰⁻⁰⁰⁰²⁻⁷⁶⁹⁵⁻¹³⁸⁵, Universidade Federal do Rio de Janeiro - Departamento de Engenharia Civil, bevilacqua@coc.ufrj.br

Resumo. O presente trabalho contempla um estudo feito acerca da aplicação de uma técnica linear de controle robusto em dispositivos de tecnologia assistiva, particularmente em próteses de membros superiores. Foi implementado um *active disturbance rejection controller* (ADRC) modificado para fazer com que um protótipo simplificado de prótese de braço humano, modelado a partir de dados antropométricos, rastreie uma trajetória de referência no espaço articular da junta do cotovelo rejeitando alterações nos parâmetros dinâmicos da planta. Os resultados apontam na direção de que o controlador escolhido é capaz de cumprir a tarefa à qual se propõe de maneira satisfatória.

Palavras chave: dispositivos de tecnologia assistiva, próteses de membros superiores, controle robusto, ADRC modificado

1. INTRODUÇÃO

Um dispositivo de tecnologia assistiva é definido como qualquer item, parte de equipamento ou sistema comercial usado para aumentar, manter ou melhorar a capacidade funcional de indivíduos com deficiências (Alper e Raharinirina, 2006). Ou seja, é qualquer mecanismo que amplie a mobilidade de indivíduos com limitações sensoriais ou motoras. As próteses são equipamentos que substituem um membro parcial ou completamente.

Avanços científicos em campos como ciência dos materiais, engenharias mecânica e elétrica, medicina, entre outras, possibilitaram um grande desenvolvimento da área de tecnologia assistiva. Por exemplo, atualmente existem próteses classificadas como uma interface cérebro-computador (em inglês, *brain-computer interface* ou BCI), que é um sistema que permite que uma pessoa interaja com aquilo que a cerca através de comandos produzidos a partir de sinais biológicos neurais, sem que haja envolvimento do sistema músculo-esquelético nessa atividade (Nicolas-Alonso e Gomez-Gil, 2012).

Técnicas de controle como o proporcional-integral-derivativo (PID) e torque computado são comumente aplicadas em próteses (Neogi et al., 2011), em alguns casos modificando adaptativamente os ganhos de controle para alcançar uma melhora no desempenho (Fu et al., 2019). Por sua vez, o *active disturbance rejection controller* (ADRC) modificado (Correia et al., 2017) é uma técnica linear que alia facilidade de implementação e robustez, duas características desejáveis no controle de sistemas que sofrem perturbações externas, ao mesmo tempo que elimina a necessidade de conhecer precisamente o ganho de entrada da planta, que entra no cálculo do sinal de controle do ADRC tradicional. Em trabalho recente (Zachi et al., 2019), a técnica foi revisada para não mais depender de derivações numéricas do sinal de referência, que antes eram utilizadas para compor o sinal de controle do ADRC modificado.

2. MATERIAIS E MÉTODOS

2.1 Protótipo do dispositivo para testes

Foi modelado no SOLIDWORKS® um mecanismo para simular o movimento de flexão/extensão do cotovelo humano, consultando dados antropométricos referentes ao antebraço e à mão de um ser humano adulto (Winter, 2009). Os dados utilizados constam na Tab. 1, na qual H e M correspondem, respectivamente, à altura e à massa de um indivíduo. O mecanismo de um grau de liberdade (1-GDL) é ilustrado na Fig. 1, e uma comparação com o modelo antropométrico pode ser feita através da Tab. 2, adotando um índice de massa corporal (IMC) igual a 24, $H = 1,700\text{ m}$, valor próximo da altura média de um homem brasileiro adulto (Roser et al., 2013), e $M = 69,360\text{ Kg}$, sabendo que $M = IMC \cdot H^2$.



enebi 2022

Table 1. Dados antropométricos referentes ao antebraço e à mão de um ser humano adulto (Winter, 2009).

	Antebraço	Mão	Unidade
Comprimento do Segmento	$0,146 \cdot H$	$0,108 \cdot H$	$[m]$
Massa do Segmento	$0,016 \cdot M$	$0,006 \cdot M$	$[Kg]$
Posição do Centro de Massa (proximal)	$0,430 \cdot H$	$0,506 \cdot H$	$[m]$
Raio de Giração (em relação ao centro de gravidade)	$0,303 \cdot H$	$0,297 \cdot H$	$[m]$

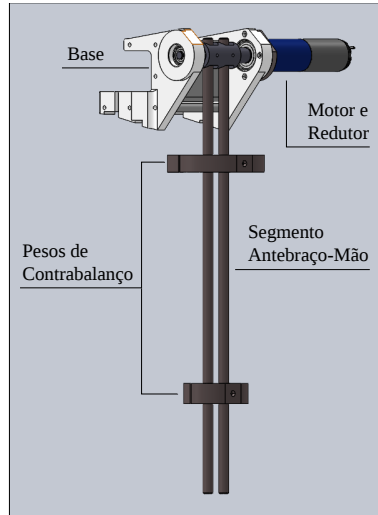


Figure 1. Protótipo para testes modelado através do SOLIDWORKS® a partir de dados antropométricos.

Table 2. Comparação entre o modelo antropométrico e o modelo CAD (sem a base, o motor e o redutor).

	Modelo Antropométrico	Modelo CAD	Unidade
Comprimento do Conjunto	0,432	0,430	$[m]$
Massa do Conjunto	1,526	1,530	$[Kg]$
Posição do Centro de Massa (proximal)	0,171	0,175	$[m]$
Momento de Inércia (em relação ao eixo de rotação)	0,069	0,067	$[Kg \cdot m^2]$

Utilizando a abordagem lagrangeana para descrever o comportamento de sistemas dinâmicos, obtém-se a Eq. 1, na qual $q(t)$, $\dot{q}(t)$ e $\ddot{q}(t)$ representam o ângulo do cotovelo e suas duas primeiras derivadas temporais e $i_a(t)$ é a corrente de armadura aplicada ao motor. Sem perda de generalidade, a dependência desses termos em relação ao tempo foi omitida na equação para melhorar sua visualização. Além disso, k_t é a constante torque-corrente do motor, m é a massa combinada do antebraço e da mão, d é a distância entre o centro de massa resultante e o eixo de rotação da junta do cotovelo, J é o momento de inércia, g é a aceleração da gravidade e c_{red} é o fator de redução.

$$c_{red} \cdot k_t \cdot i_a = J \cdot \ddot{q} + m \cdot g \cdot d \cdot \sin(q) \quad (1)$$

Levando em consideração as perdas causadas por inércia e atrito do atuador, obtém-se o modelo matemático mais preciso da Eq. 2, onde J_m e b_m correspondem ao momento de inércia e coeficiente de atrito dinâmico do motor, enquanto J_{red} corresponde ao momento de inércia do redutor. Foram selecionados o motor de corrente contínua Maxon RE 50 de *part number* 389089 e o redutor Maxon GP 52 C de *part number* 223110.

$$c_{red} \cdot k_t \cdot i_a = J \cdot \ddot{q} + m \cdot g \cdot d \cdot \sin(q) + [n^2 \cdot J_m + J_{red}] \cdot \ddot{q} + [n^2 \cdot b_m] \cdot \dot{q} \quad (2)$$

2.2 Active Disturbance Rejection Controller (ADRC) Modificado

Tomando como base o ADRC tradicional, o ADRC modificado foi desenvolvido com o intuito de lidar com alterações nos parâmetros dinâmicos da planta através de uma modificação em sua estrutura original. Tal modificação consiste em



enebi 2022

aplicar um ganho β , que possui o mesmo sinal do ganho de entrada da planta, ao erro $e(t)$ entre o sinal medido $y(t)$ e o sinal de referência $r(t)$. Além disso, um filtro linear estável $F(s)$ de n -ésima ordem, mesma ordem da planta original, com pólos repetidos localizados em $-\gamma$ é ligado paralelamente à planta e ao ganho β , formando assim a estrutura ilustrada no diagrama em blocos da Fig. 2. Isso promove a mudança de estados descrita através da Eq. 3, na qual $u_f(t)$ é a resposta do filtro linear aplicado ao sinal de controle $u(t)$.

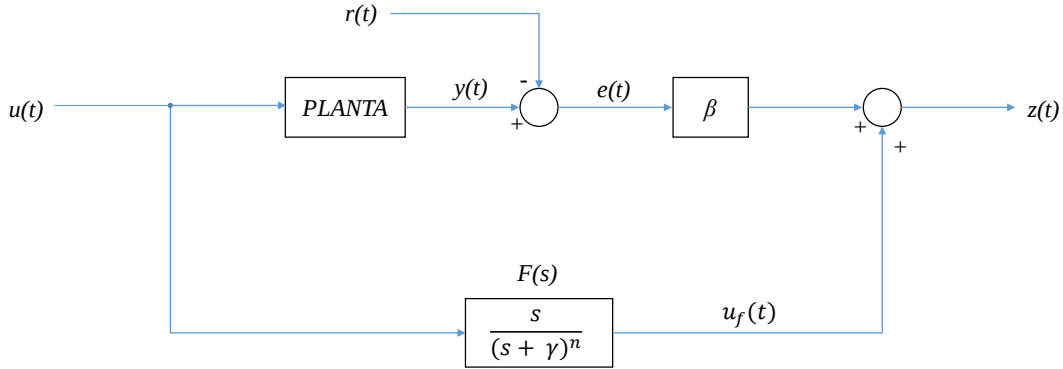


Figure 2. Diagrama ilustrando a modificação na estrutura da planta.

$$z(t) = \beta \cdot e(t) + u_f(t) \quad (3)$$

Enquanto $X = [q(t), \dot{q}(t)]^T$ seria uma escolha de estados intuitivamente adequada para planta original do presente trabalho, cujo comportamento é governado por uma equação diferencial não-linear de segunda ordem (ou seja, $n = 2$), para a planta modificada tem-se o vetor de estados $Z = [z(t), \dot{z}(t)]^T$. Assim, a dinâmica em malha fechada pode ser descrita através da Eq. 4, na qual $\ddot{z}(t)$ é a segunda derivada temporal do novo estado $z(t)$, $\alpha = [\alpha_0, \alpha_1]$ são coeficientes do polinômio característico do filtro linear $F(s)$ (ou seja, $s^2 + \alpha_1 s + \alpha_0$) e $\Omega(t)$ é chamada de *função perturbação generalizada*. A lei de controle da Eq. 5 estabiliza o sistema, visto que o lado esquerdo da Eq. 4 é estável.

$$\ddot{z}(t) + \alpha Z(t) = \Omega(t) + \dot{u}(t) \quad (4)$$

$$\dot{u}(t) = -\Omega(t) \quad (5)$$

Apesar de $\Omega(t)$ ser desconhecido por englobar perturbações externas, alterações nos parâmetros dinâmicos da planta e dinâmicas não-modeladas, esse termo pode ser estimado através de um observador de estados estendido. Para tal, o sistema deve ser descrito no espaço de estados através das Eqs. 6 e 7 para contemplar a função perturbação generalizada como um terceiro estado. Essa representação sempre é observável, pois a matriz observabilidade correspondente à mesma é não-singular.

$$\begin{bmatrix} \dot{z}(t) \\ \ddot{z}(t) \\ \dot{\Omega}(t) \end{bmatrix} = A_{mod} \begin{bmatrix} z(t) \\ \dot{z}(t) \\ \Omega(t) \end{bmatrix} + B_{mod} \cdot \dot{u}(t) + \Gamma \cdot \dot{\Omega}(t) = \begin{bmatrix} 0 & 1 & 0 \\ -\alpha_0 & -\alpha_1 & 1 \\ 0 & 0 & 0 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} z(t) \\ \dot{z}(t) \\ \Omega(t) \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} 0 \\ 1 \\ 0 \end{bmatrix} \dot{u}(t) + \begin{bmatrix} 0 \\ 0 \\ 1 \end{bmatrix} \dot{\Omega}(t) \quad (6)$$

$$z(t) = C_{mod} \begin{bmatrix} z(t) \\ \dot{z}(t) \\ \Omega(t) \end{bmatrix} = [1 \quad 0 \quad 0] \begin{bmatrix} z(t) \\ \dot{z}(t) \\ \Omega(t) \end{bmatrix} \quad (7)$$

O observador de estados estendido proposto tem sua dinâmica governada pelas Eqs. 8 e 9, nas quais I é a matriz identidade, $L = [L_1 \ L_2 \ L_3]^T$ é o vetor de ganhos do observador e e_z é o erro entre $z(t)$ e $\hat{z}(t)$. Dimensionando os ganhos de modo que o comportamento dinâmico do observador seja muito mais rápido que o da planta modificada, $e_z(t)$ converge rapidamente para zero. Por sua vez, o sinal de controle $u(t)$ é obtido através da integração de $-\hat{\Omega}(t)$.



$$\begin{bmatrix} \hat{\dot{z}}(t) \\ \hat{\dot{z}}(t) \\ \hat{\dot{\Omega}}(t) \end{bmatrix} = A_{mod} \begin{bmatrix} \hat{z}(t) \\ \hat{z}(t) \\ \hat{\Omega}(t) \end{bmatrix} + B_{mod} \cdot \dot{u} + L \cdot e_z = \begin{bmatrix} 0 & 1 & 0 \\ -\alpha_0 & -\alpha_1 & 1 \\ 0 & 0 & 0 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \hat{z}(t) \\ \hat{z}(t) \\ \hat{\Omega}(t) \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} 0 \\ 1 \\ 0 \end{bmatrix} \dot{u}(t) + \begin{bmatrix} L_1 \\ L_2 \\ L_3 \end{bmatrix} e_z(t) \quad (8)$$

$$\begin{bmatrix} \hat{z}(t) \\ \hat{z}(t) \\ \hat{\Omega}(t) \end{bmatrix} = I \begin{bmatrix} \hat{z}(t) \\ \hat{z}(t) \\ \hat{\Omega}(t) \end{bmatrix} \quad (9)$$

Como a representação de estados escolhida para a planta modificada é observável, os ganhos do observador estendido são determinados através da Eq. 10. Seguindo as orientações para sintonização do ADRC modificado (Zachi et al., 2019) e considerando a situação na qual não os limites de amplitude das perturbações são desconhecidos, deve-se escolher o parâmetro ω_0 através da relação $\omega_0 > 50\gamma$, sendo $\gamma > n$.

$$\det[sI - (A_{mod} - LC_{mod})] = (s + \omega_0)^{n+1} \quad (10)$$

3. RESULTADOS

Simulações foram conduzidas em ambiente virtual exportando o modelo CAD para o MATLAB® e implementando a malha de controle no SIMULINK®. Foi fornecida como sinal de referência a curva da Fig. 3, trajetória planejada a partir de polinômios de terceira ordem (Niku, 2020) respeitando a limitação do movimento ativo de flexão/extensão do cotovelo humano de um adulto à faixa de 0° a 145° (Kapandji, 2007). Os parâmetros adotados para o ADRC modificado foram $\beta = 10$, $\gamma = 5$ e $\omega_0 = 300$, produzindo $L_1 = 890$, $L_2 \approx 2,61 \times 10^5$ e $L_3 = 2,7 \times 10^7$. O resultado é ilustrado nos gráficos da Fig. 4.

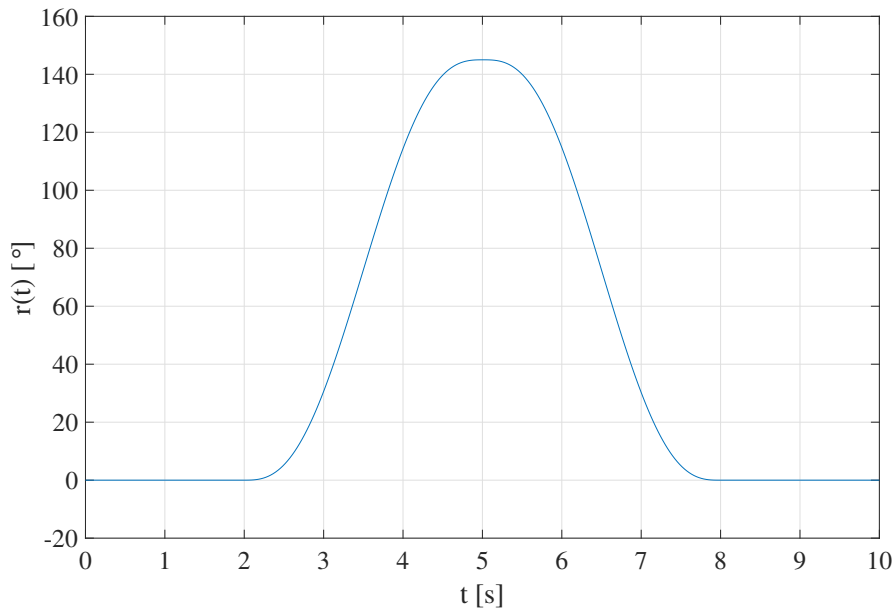


Figure 3. Trajetória no espaço articular da junta do cotovelo planejada através de polinômios de terceira ordem.

A curva do erro de rastreamento, encontrada no gráfico superior da Fig. 4, revela que o erro instantâneo máximo é de aproximadamente 0,5°. Por sua vez, a corrente elétrica necessária para seguir essa trajetória de referência é ilustrada no gráfico inferior da Fig. 4. Sabendo que a corrente nominal do motor selecionado é igual a 10,8 A, tem-se que numa situação natural, livre de perturbações e de cargas adicionais, o motor trabalharia abaixo de 1 % de sua capacidade.

Para avaliar o comportamento do sistema em malha fechada sob a ação de perturbações, foram conduzidas simulações adicionando ao modelo CAD corpos com massas de aproximadamente 1 Kg, 3 Kg e 5 Kg em um ponto correspondente à palma da mão. Esses valores foram escolhidos tomando como referência orientações para reabilitação em casos de cirurgia ortopédica (Imhoff et al., 2016). O desempenho do controlador nessa condição pode ser avaliado através dos gráficos das Figs. 5 e 6.

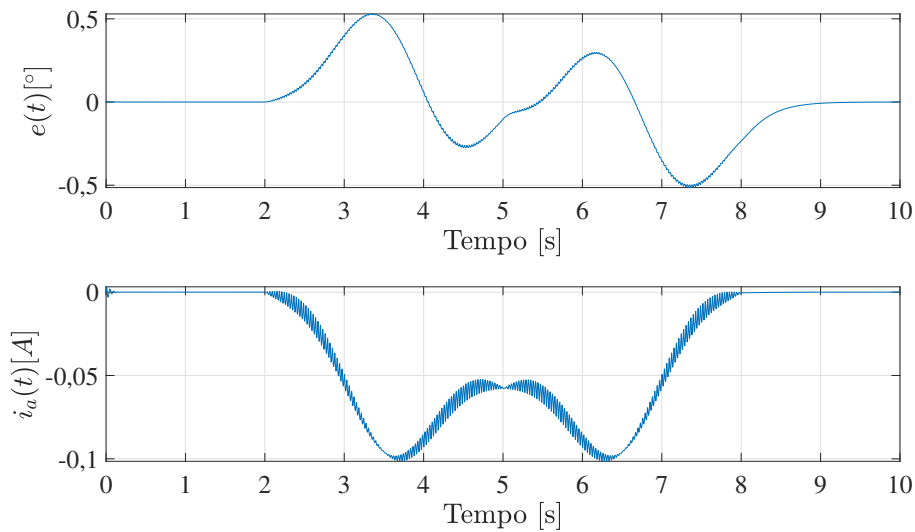


Figure 4. Gráficos de erro de rastreamento e corrente do motor quando não há perturbações agindo sobre a planta.

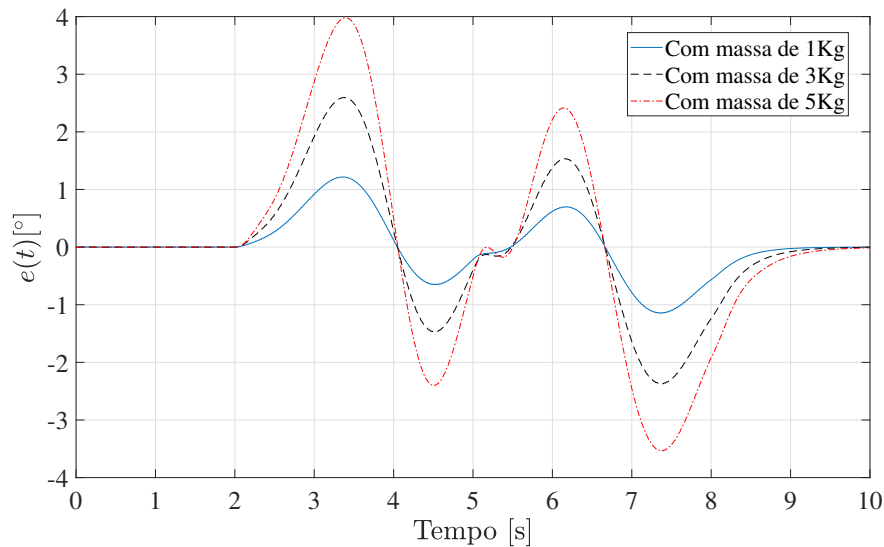


Figure 5. Curvas de erro de rastreamento quando aplicadas cargas adicionais à planta.

A partir do gráfico do erro de rastreamento da Fig. 5 percebe-se que o máximo erro instantâneo é aproximadamente igual a 4° quando o mecanismo suporta uma carga extra de $5Kg$. Isso corresponde a aproximadamente de 2,76% da faixa de trabalho da junta do cotovelo humano. Quanto ao esforço de controle associado a esse carregamento, o máximo absoluto é de aproximadamente $0,8 A$, que equivale a aproximadamente de 7% da corrente nominal do motor.

4. CONCLUSÕES

Na ausência de carregamento adicional, o sistema em malha fechada responde de maneira satisfatória. É requerido um baixo esforço de controle para rastrear a trajetória de referência fornecida com um erro pequeno em comparação com a amplitude do movimento.

Diante de alterações na dinâmica da planta original, o controlador cumpre com o que era esperado e consegue rejeitar a influência das cargas adicionais aplicadas. As simulações indicam a necessidade de apenas 7% da capacidade do conjunto motor-redutor selecionado para lidar com uma massa adicional de $5 Kg$, que por si só equivale a pouco mais que 3 vezes a massa do próprio protótipo modelado.

Esses resultados apontam na direção de que o ADRC modificado é um controlador adequado para utilização em próteses de braço antropomórfico, não apenas por sua simplicidade de implementação, mas principalmente dada sua capacidade de rejeitar perturbações, dinâmicas não modeladas e alterações nos parâmetros dinâmicos da planta, características altamente desejáveis nesse tipo de dispositivo de tecnologia assistiva.

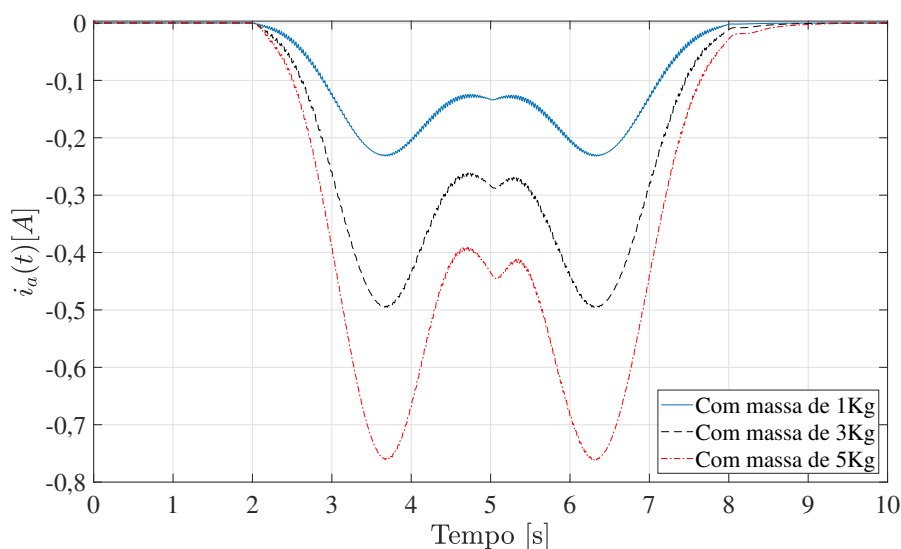


Figure 6. Curvas de corrente do motor quando aplicadas cargas adicionais à planta.

5. REFERÊNCIAS

- ALPER, S.; RAHARINIRINA, S. Assistive technology for individuals with disabilities: a review and synthesis of the literature. **Journal of Special Education Technology**, v. 21, n. 7, pp. 47-64, 2006.
- CORREIA, C. A. M.; ZACHI, A. R. L.; GOUVÊA, J. A. Um método de controle robusto por realimentação de saída aplicado em sistemas com parâmetros incertos, **In: Proceedings of the XIII Brazilian Symposium of Intelligent Automation - SBAI, Porto Alegre, Brazil**, 2017.
- FU, Q.; PAN, C.; XU, L. Research on the Nonlinear Computer Torque control of the MR Damper Based Above-knee Prosthesis. **In: MATEC Web of Conferences**, p. 02009, 2019.
- GAO, Z.; HU, S.; JIANG, F. A novel motion control design approach based on active disturbance rejection. **In: Proceedings of the 40th IEEE Conference on Decision and Control**, pp. 4877-4882, 2001.
- IMHOFF, A. B.; BEITZEL, K.; STAMER, K.; KLEIN, E. **Rehabilitation in Orthopedic Surgery**. Springer, 2016.
- KAPANDJI, I. **The Physiology of the Joints: The upper limb, ser. The Physiology of the Joints**. Tradução Louis Honoré. Churchill Livingstone, 2007.
- NEOGI, B.; DARBAR, R.; MONDAL, S.; et al. Study of proper tuning of prosthetic limb control system with paraplegia and fatigue condition. **In: 2011 Second International Conference on Emerging Applications of Information Technology**, pp. 79-82, 2011.
- NICOLAS-ALONSO, L. F.; GOMEZ-GIL, J. Brain computer interfaces, a review. **Sensors**, v. 12, n. 2, pp. 1211-1279, 2012.
- NIKU, S. B. **Introduction to robotics: analysis, control, applications**. John Wiley & Sons, 2020.
- ROSER, M.; APPEL, C.; RITCHIE, H. Human Height. **Our World in Data**, 2013. Disponível em: <<https://ourworldindata.org/human-height>>. Acesso em: 30 abr. 2022.
- WINTER, D. A. **Biomechanics and motor control of human movement**. John Wiley & Sons, 2009.
- ZACHI, A. R. L.; CORREIA, C. A. M.; FILHO, J. L. A. Filho; GOUVÊA, J. A. Robust disturbance rejection controller for systems with uncertain parameters. **IET Control Theory & Applications**, v. 13, n. 13, p. 1995-2007, 2019.

6. AGRADECIMENTOS

O presente trabalho foi parcialmente apoiado pelo CNPq, FINEP, DIPPG/CEFET-RJ, e FAPERJ.

7. RESPONSABILIDADE PELAS INFORMAÇÕES

Os autores são os únicos responsáveis pelas informações incluídas neste trabalho.