

# Controlador com Vetor de Comando Completo Aplicado a um Dedo Subatuado de uma Prótese de Mão Humana

Bruno Neves de Sa \* Jose Antonio Toledo \*  
Rina Mariane Alves Dutra \* Guilherme Gomes da Silva \*

\* Núcleo de Inovação, Pesquisa e Ensino em Engenharia Mecatrônica.  
Universidade Federal de São João del-Rei. Ouro Branco, MG, Brasil.  
(e-mails: brunoneves286@gmail.com; jose.toledo@ufsj.edu.br;  
rina@ufsj.edu.br; guilhermegomes@ufsj.edu.br).

---

**Abstract:** The absence of the human hand causes difficulties for the patient to perform simple daily tasks. However, anthropomorphic hand prostheses can help users regain object manipulation and grab functions. For underactuated prostheses, which are generally lighter and have a lower cost of production, precision in controlling movements is a crucial factor. In this context, this paper proposes and computationally investigates the control strategy with a complete command vector for the flexion and extension movement of the index finger of an underactuated hand prosthesis. Compared to conventional PI and PID controllers, this control topology allowed for better system responses, producing considerably lower position errors than the classical controllers.

**Resumo:** A ausência da mão humana causa ao paciente dificuldades para realizar tarefas simples do dia-a-dia. No entanto, próteses de mão antropomórficas podem ajudar os usuários a recuperar a manipulação de objetos e as funções de agarrar. Para próteses subatuadas, que são geralmente mais leves e têm menor custo de produção, a precisão no controle dos movimentos é um fator crucial. Neste contexto, este trabalho propõe e investiga computacionalmente a estratégia de controle com vetor de comando completo para o movimento de flexão e extensão do dedo indicador de uma prótese de mão subatuada. Comparado aos controladores PI e PID convencionais, esta topologia de controle permitiu melhores respostas do sistema, produzindo erros de posição consideravelmente menores do que os controladores clássicos.

*Keywords:* Controllers; Underactuated Finger; InMoov; Hand Prosthesis; Servo-motor.

*Palavras-chaves:* Controladores; Dedo Subatuado; InMoov; Prótese de Mão; Servo-motor.

---

## 1. INTRODUÇÃO

As pesquisas científicas no campo da tecnologia assistiva estão proporcionando o desenvolvimento de técnicas inteligentes que visam a retomada dos movimentos e a inclusão social de pessoas com alguma deficiência física causada por amputação ou mal formação (Soares et al., 2017). A ausência da mão humana causa problemas estéticos, baixa auto-estima e dificuldade em realizar tarefas diárias de diferentes naturezas (Souza et al., 2018).

A mão humana possui aproximadamente 23 graus de liberdade, considerando dedos e punho, para permitir a realização de movimentos de flexão, extensão, adução e abdução (Polis, 2009). O desenvolvimento de um dispositivo que replique todos os movimentos, atenda à estética e seja ergonômico é um grande desafio para os pesquisadores da área (Nagem et al., 2007).

Algumas próteses são encontradas no mercado, contudo possuem custo elevado, o que torna inviável a obtenção do equipamento para a maioria dos pacientes (Silva, 2018). O número de graus de liberdade a ser replicado pode aumentar drasticamente o número de atuadores e elementos

no projeto de controle do sistema, aumentando o custo, o peso e as dimensões do protótipo (Silva et al., 2016).

Diante do exposto, uma solução é buscar o desenvolvimento de uma prótese com habilidades para desempenhar várias funções e com projeto mecânico simples, tais como próteses subatuadas, que possuem o número de atuadores menor do que o número de graus de liberdade. Apesar da redução dos atuadores, esses tipos de prótese permitem realizar movimentos de preensão que são necessários em várias atividades cotidianas. Para compensar a subatuação da prótese, recomenda-se precisão no controle dos movimentos (Sanchez, 2008).

Após buscas na literatura, constatou-se maior incidência da utilização de controladores PID clássicos e lógica Fuzzy para controle de força ou posição em próteses. Depois de encontrar o modelo matemático do sistema proposto, Jali et al. (2015) sintonizaram os controladores P, PI e PID pelo método de Zigler-Nichols para avaliar a dinâmica do projeto. Considerando uma entrada degrau para o sistema em malha fechada, os autores constaram que o PID apresentou melhor performance analisando os parâmetros de tempo de acomodação, sobressinal e erro estacionário.

Silva et al. (2016) utilizaram a lógica Fuzzy para controlar os ângulos das falanges de um protótipo de mão acionado com liga de memória de forma. Embora a liga possua alta temperatura para ativação, impossibilitando o uso do protótipo, o método apresentou um erro máximo de  $1,7^\circ$  para a falange proximal.

Li e Lv (2014) associaram o PID à lógica Fuzzy para controlar a força de um mecanismo robótico que realiza o movimento de pinça. Em simulações e testes práticos, a combinação dos controladores se mostrou mais eficaz quando comparada ao PID sozinho. A lógica Fuzzy foi utilizada para ajustar os parâmetros do PID automaticamente, a fim de obter melhor resposta do sistema.

Uma vez que a utilização de lógica Fuzzy demanda maior capacidade de processamento e maiores dificuldades de implementação, além de não apresentar melhorias significativas na resposta do sistema quando comparada ao PID tradicional, não será avaliado o controlador Fuzzy neste trabalho. Contudo, podem ser adotados algumas estratégias de controle de movimento simples e amplamente utilizadas em acionamentos de potência, porém pouco ou nada divulgadas em aplicações protéticas.

O controle de movimento pode ser definido como a aplicação de servo-acionamentos de alto desempenho para controle de torque, velocidade e/ou posição. As medidas básicas para medição de desempenho dos métodos de controle de movimento são rastreamento de trajetória e rejeição de perturbações (Lorenz et al., 1994).

Várias topologias de controle para motores elétricos podem ser encontradas em Lorenz et al. (1994) e Ellis e Lorenz (1999). Dentre elas, a estratégia de controle com vetor de comando completo tem benefícios de simplicidade na implementação e excelente performance comparada com PID convencionais. Neste contexto, este trabalho propõe e investiga computacionalmente a estratégia de controle com vetor de comando completo para o movimento de preensão do dedo indicador de uma prótese de mão subatuada.

A organização do texto é feita da seguinte forma: a Seção 2 apresenta o modelo de prótese de mão para o controle do dedo subatuado e a Seção 3 mostra o modelo cinemático adotado para a movimentação das falanges. A Seção 4 avalia a carga de trabalho nos dedos durante a maioria das atividades cotidianas, além do modelo de servo-motor utilizado nas simulações com os controladores. A Seção 5 discute os controladores PI, PID e vetor de comando completo. Por fim, conclusões são apresentadas na Seção 6.

## 2. MODELO DE PRÓTESE

O modelo de prótese de mão utilizado para análise do controle está representado na Figura 1. Ele faz parte do projeto InMoov (2012), que é um modelo CAD 3D de código aberto amplamente consolidado em diversas aplicações. Esse modelo foi adotado por ter geometrias facilmente adaptáveis ao coto do usuário. Além disso, após os ajustes na geometria, pode-se produzir as peças por manufatura aditiva, o que reduz custos comparado às próteses comerciais.

Cada dedo é acionado por um servo-motor por meio de cabos (tendões). Uma vez que cada dedo tem mais de uma

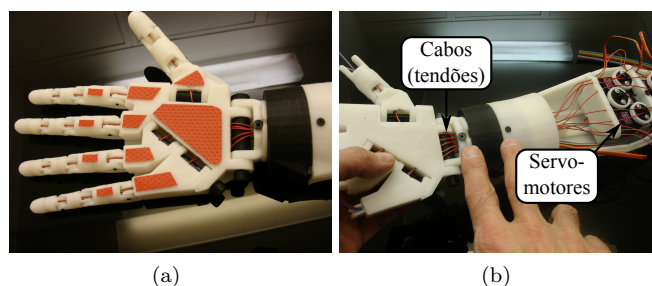


Figura 1. Projeto InMoov de uma (a) prótese de mão, que contém (b) servo-motores para acionamento dos dedos por meio de cabos. Retirado de InMoov (2012).

falange, ou seja, mais de um grau de liberdade, pode-se caracterizar o presente modelo como um sistema subatuado. Os cinco servo-motores ficam alocados na região do antebraço, como mostra a Figura 1(b).

Os dedos indicador, médio, anelar e mínimo são modelados com três falanges. A Figura 2 mostra os ângulos das falanges proximal ( $\theta_1$ ), medial ( $\theta_2$ ) e distal ( $\theta_3$ ) do dedo indicador. Tais ângulos são o foco do sistema de controle para a correta execução de diversas atividades cotidianas.

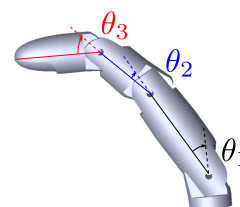


Figura 2. Modelo CAD do dedo indicador.

## 3. MODELO CINEMÁTICO

Os movimentos das falanges distais ou o movimento entre os dedos mínimo e anelar são dependentes. Esses acoplamentos existem por fatores anatômicos e são dados pela distribuição e fixação dos tendões nos dedos, de como estes tendões passam através das bainhas tendíneas digitais e através das trócleas que forçam com que os movimentos fiquem acoplados (Sanchez, 2008).

Portanto, o dedo pode ser considerado um mecanismo redundante, ou seja, possui um número maior de graus de liberdade do que o mínimo necessário para executar tarefas, o que implica na resolução do problema cinemático envolvido na sua movimentação. Diante do exposto, para a técnica de controle implementada, adotou-se apenas os movimentos de flexão e extensão das juntas da Figura 2.

Para a obtenção das equações que relacionam o movimento interfalangial, Sanchez (2008) mapeou a posição das articulações durante o movimento de flexão, obtendo um polinômio de segunda ordem para o ângulo  $\theta_2$  em função de  $\theta_1$  e um polinômio de primeira ordem para o ângulo  $\theta_3$  em função de  $\theta_2$ :

$$\theta_2 = -0,0050\theta_1^2 + 1,0838\theta_1 - 11,9999, \quad (1)$$

$$\theta_3 = 0,4133\theta_2 + 15,1840. \quad (2)$$

Camargo (2008) instalou sensores angulares nas juntas dos dedos do protótipo construído por ele, realizando a

medição ponto-a-ponto dos ângulos no tempo para os movimentos de pinça trípede (tridigital) e de garra de força. Os pontos coletados em cada junta foram ajustados em equações polinomiais para cada movimento realizado. A trajetória da falange proximal para o movimento de garra de força está representada a seguir:

$$\theta_1(t) = -28,0485t^3 - 11,9201t^2 + 162,8035t - 24,2559. \quad (3)$$

Conseqüentemente, por meio de (1) e (2) obtém-se, respectivamente, as trajetórias das falanges mediais e distais. Diante do exposto, mostra-se na Figura 3 a trajetória das falanges durante a realização do movimento de flexão e extensão. Note que há valores negativos para determinados intervalos de tempo em (3), contudo estes valores serão zerados devido à forma construtiva do dedo.

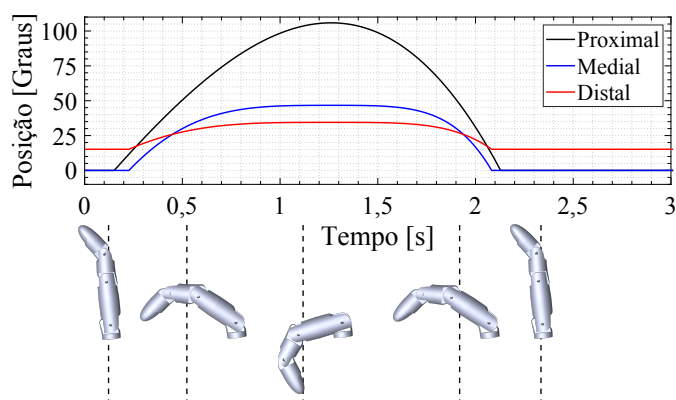


Figura 3. Trajetória das falanges com as representações do dedo indicador nas posições indicadas.

## 4. ESPECIFICAÇÃO DOS SERVO-MOTORES

### 4.1 Definição da Carga de Trabalho

Para a especificação dos servo-motores, torna-se necessário conhecer a carga de trabalho imposta sob os dedos para a realização de algumas atividades cotidianas. Silva (2018) fez uma avaliação de torques nas falanges dos dedos de uma mão protética modelada por ele. Na análise estática, foram apresentados os torques que fazem os dedos permanecerem parados segurando um objeto, enquanto na análise dinâmica foram enunciados os torques para abrir e fechar os dedos no movimento de preensão.

Para a análise estática, Silva (2018) considerou que cada uma das três falanges dos dedos indicador, médio e mínimo fica responsável por uma força de 5 N em contato com o objeto. Esses valores foram baseados num estudo avaliado pelo autor, que diz ser necessário cerca de 40 N de força distribuída entre todos os dedos da mão para cumprir 90% das tarefas diárias. Somando os torques das juntas de um mesmo dedo, o autor conclui que são necessários servo-motores de aproximadamente 15 kgf.cm (1,471 N.m) de torque para realizar a movimentação das falanges.

Para a análise dinâmica, não há força que o objeto faz nas falanges, contudo o sistema está em movimento de preensão e os servo-motores devem fornecer torque para abrir

e fechar os dedos com velocidade e aceleração adequadas. Silva (2018) mostrou que a soma de torques das juntas dos outros quatro dedos não ultrapassa 0,5 kgf.cm (0,049 N.m). Percebe-se que os torques dinâmicos são bastante inferiores aos torques estáticos, devido à baixa inércia da prótese pela composição de materiais leves; logo, a especificação do motor pode ser baseada no torque de carga estático de cerca de 15 kgf.cm (1,471 N.m).

Em outro estudo, Riddle et al. (2020) determinaram as forças nas pontas dos dedos polegar, indicador, médio e anelar durante a realização de atividades diárias em participantes saudáveis e com osteoartrite (artrose). As tarefas foram divididas em três grupos com base nos dedos primários usados para gerar a força e serão apresentados apenas os dados obtidos de pacientes saudáveis.

O primeiro grupo de atividades abordou tarefas que usavam principalmente o polegar e o dedo indicador em um aperto de precisão, como conectar uma torradeira, abrir uma garrafa de água ou apertar um botão de pressão. Quanto ao dedo indicador, a máxima força necessária foi de cerca de 17 N ao apertar um botão de pressão. Outro grupo de atividades caracterizava o aperto de força usando os quatro dedos para isso, como derramar uma chaleira, levar uma caneca à boca ou carregar uma frigideira. A força máxima aplicada no dedo indicador foi de 10 N. Por fim, o último grupo de atividades continha tarefas que não se enquadravam nos grupos anteriores, como utilizar um frasco de spray, uma torneira ou uma maçaneta. Nenhuma força excedeu 15 N em nenhum dos dedos.

Para estimar os torques nos dedos é necessário saber o comprimento dos mesmos. Silva (2018) utilizou para o dedo indicador falanges proximal, medial e distal de comprimento 0,050, 0,040 e 0,025 m, respectivamente, projetando dedos de 0,115 m. Considerando o pior cenário para o dedo indicador, em que uma força é aplicada perpendicular ao dedo totalmente esticado ( $\theta_1 = \theta_2 = \theta_3 = 0$ ), e adotando a força de 17 N na ponta do dedo, obtém-se torque de 19,9 kgf.cm (1,96 N.m).

Após as análises para a condição de segurar um objeto, em que todas as falanges estão em contato com o mesmo, e para as tarefas que envolvam a força aplicada na ponta do dedo, pode-se especificar um motor que: (i) forneça no mínimo 19,9 kgf.cm (1,96 N.m); (ii) seja leve para não causar desconforto por conta do peso da prótese; e (iii) seja controlável por um microcontrolador simples.

### 4.2 Modelo de Servo-Motor

A Figura 4 mostra o diagrama de blocos representativo do servo-motor CC utilizado nas simulações dos controladores abordados neste trabalho. Os valores dos parâmetros internos do atuador foram retirados de Munadi e Akbar (2014), sendo apresentados na Tabela 1.

A partir do diagrama de blocos da Figura 4, pode-se escrever a dinâmica da planta como

$$T_m - T_d = (Js + b)\omega, \quad (4)$$

em que  $T_d$  é a perturbação de torque desenvolvida pela carga,  $s$  é a variável complexa no domínio da frequência e

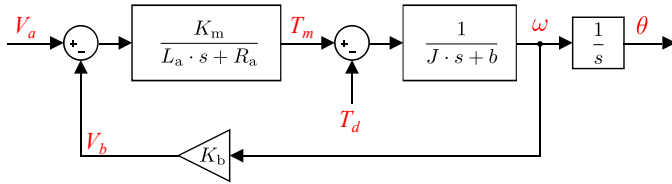


Figura 4. Representação em diagrama de blocos do servomotor CC utilizado nas simulações dos controladores.

Tabela 1. Parâmetros internos do servo-motor.  
Retirado de Munadi e Akbar (2014).

Parâmetro	Símbolo	Valor	Unidade
Momento de inércia	$J$	52	Kg.mm <sup>2</sup>
Contante de amortecimento	$b$	0,010	N.m.s
Constante contra-eletromotriz	$K_b$	0,235	V/rad.s <sup>-1</sup>
Constante de torque	$K_m$	0,235	N.m/A
Indutância de armadura	$L_a$	0,230	H
Resistência de armadura	$R_a$	2	$\Omega$

$\omega$  é a velocidade de rotação do motor, que é a derivada da posição  $\theta$  do eixo do motor ( $\omega = s\theta$ ).

O torque desenvolvido pelo servo-motor é dado por

$$T_m = \left( \frac{K_m}{L_a s + R_a} \right) (V_a - K_b \omega), \quad (5)$$

em que  $V_a$  é a tensão de armadura. Essa tensão será definida para cada um dos controladores estudados nas próximas seções.

## 5. CONTROLADORES

Para se obter um protótipo que replique a flexibilidade e a destreza da mão humana é indispensável a implementação de um controlador robusto e acurado. Enfatiza-se que o controle possui como finalidade principal extrair o máximo de informação determinística do sinal para interpretar a correta intenção da ação a ser executada pelo membro robótico. Além disso, espera-se que o controlador trate perturbações no sinal de entrada para evitar impasses.

Inicialmente foi analisado a dinâmica dos controladores PI e PID, para posterior apresentação do controlador com vetor de comando completo. Os resultados obtidos do controlador proposto foram satisfatórios e estão apresentados nas seções a seguir.

### 5.1 Controladores PI e PID

O primeiro controlador analisado é o Proporcional-Integral-Derivativo (PID) com coeficiente de filtro derivativo, de ganhos proporcional  $P$ , integral  $I$ , derivativo  $D$  e filtro  $N$ . Tal controlador produz a seguinte relação entre tensão de armadura e erro de posição:

$$V_a = \left( P + \frac{I}{s} + D \frac{N}{1 + N/s} \right) (\theta^* - \theta). \quad (6)$$

No sistema de controle há duas entradas ( $T_d$  e  $\theta^*$ ) e uma saída ( $\theta$ ). Calculando a função transferência  $\theta/T_d$  ou  $\theta/\theta^*$ , pode-se sintonizar os polos de malha fechada para definir a atuação do controlador de forma correta e satisfatória à dinâmica do processo.

Para calcular  $\theta/T_d$ , deve-se fazer a entrada de posição nula, ou seja,  $\theta^* = 0$ . Substituindo (6) em (5), e este resultado em (4), obtém-se

$$\theta/T_d = \frac{-\left(\frac{1}{J}\right) s^3 - \left(\frac{R_a + L_a N}{J L_a}\right) s^2 - \left(\frac{R_a N}{J L_a}\right) s}{s^5 + c_4 s^4 + c_3 s^3 + c_2 s^2 + c_1 s + c_0}, \quad (7)$$

em que as constantes  $c_0$  a  $c_4$  são

$$c_0 = \frac{K_m N I}{J L_a}, \quad c_1 = \frac{K_m (N P + I)}{J L_a}, \quad c_4 = \frac{J(R_a + L_a N) + b L_a}{J L_a},$$

$$c_2 = \frac{K_m N (K_b + D) + b R_a N + K_m P}{J L_a},$$

$$c_3 = \frac{N(J R_a + b L_a) + K_m K_b + b R_a}{J L_a}.$$

Observando o denominador de (7), percebe-se que há cinco polos que precisam ser ajustados no plano dos números complexos. Os três polos reais e os dois polos complexos conjugados a seguir foram ajustados pela ferramenta *PID Tuner App* do Simulink/MATLAB para obter bom desempenho do controlador. Foram obtidos  $s_1 = -14,800$ ,  $s_2 = -14,03$ ,  $s_3 = -1,153$  e  $s_{4,5} = -91,95 \pm j151,15$ , em unidades de rad/s.

Logo, os ganhos devem ser  $P = 24,3406$ ,  $I = 25,7722$ ,  $D = 1,4160$  e  $N = 14.798,08$  para o denominador de (7) ser igual ao polinômio a seguir:

$$p(s) = (s - s_1)(s - s_2)(s - s_3)(s - s_4)(s - s_5), \quad (8)$$

$$= s^5 + 1,50 \cdot 10^4 s^4 + 2,98 \cdot 10^6 s^3 + 5,05 \cdot 10^8 s^2 + 7,08 \cdot 10^9 s + 7,49 \cdot 10^9.$$

Se definidos  $D$  e  $N$  nulos em (7), obtém-se o controlador Proporcional-Integral (PI). Nesse caso, o número de polos é reduzido em uma unidade e a ferramenta *PID Tuner App* ajusta dois polos reais e dois polos complexos conjugados em  $s_1 = -180,9$ ,  $s_2 = -0,8305$  e  $s_{3,4} = -9,6250 \pm j50,4714$  para obter bom desempenho do PI. Os dados estão apresentados em unidades de rad/s.

Logo, os ganhos  $P = 24,5644$  e  $I = 20,1858$  precisam ser definidos para o denominador de (7) ser igual ao polinômio a seguir:

$$p(s) = (s - s_1)(s - s_2)(s - s_3)(s - s_4), \quad (9)$$

$$= s^4 + 201s^3 + 6288s^2 + 482661s + 396627.$$

Durante a sintonia, percebe-se que afastar os polos complexos conjugados do eixo real resulta em melhora do desempenho dos controladores PI e PID. Contudo, os polos reais se aproximam do eixo imaginário, o que influencia negativamente no desempenho do sistema de controle. Em resumo, existe uma dependência de  $\sigma$  em função de  $\omega$ .

A Figura 5(a) mostra a trajetória de referência da falange proximal e as trajetórias medidas para o uso dos controladores PI e PID. Os erros de posição para os dois controladores estão exibidos na Figura 5(b). Um torque de carga constante de 2,28 N.m foi aplicado entre um e dois segundos de simulação.

Pode-se notar que erros de posição são maiores quando o sistema sai/volta ao repouso e quando há alteração

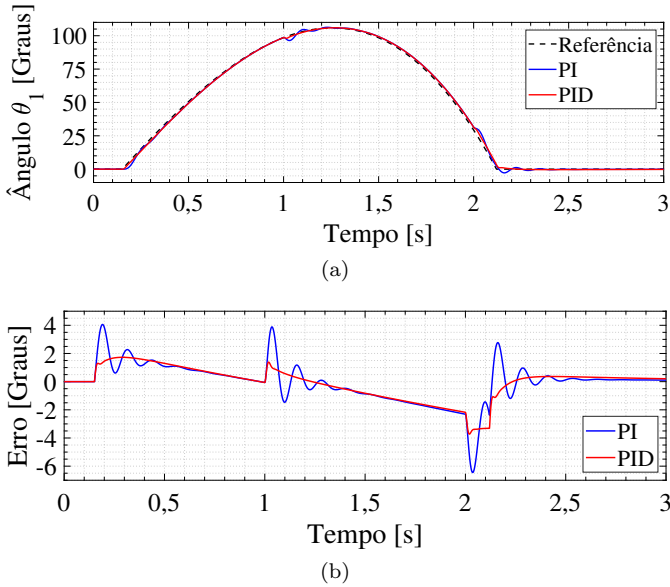


Figura 5. (a) Trajetórias e (b) erros de posição da falange proximal para os controladores PI e PID.

no torque de carga. Por mais que o PID tenha melhor desempenho que o PI, com erros máximos absolutos de  $3,7^\circ$  e  $6,5^\circ$ , respectivamente, tais erros podem impactar na usabilidade da prótese. Um exemplo seria durante a captura de um copo de plástico, que poderia ser danificado pela prótese devido ao erro entre a posição comandada pelo usuário e a posição atuada pela prótese.

### 5.2 Controlador com Vetor de Comando Completo

Como alternativa aos controladores da Seção 5.1, propõe-se a topologia de controlador PI da Figura 6, chamada de controlador com vetor de comando completo (Lorenz et al., 1994; Ellis e Lorenz, 1999), em que os comandos de posição e velocidade são informados de forma explícita na entrada do controlador.

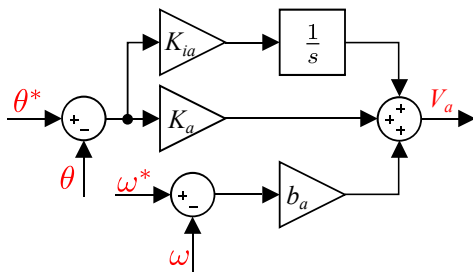


Figura 6. Representação em diagrama de blocos do controlador com vetor de comando completo.

Esse controlador tem ganhos proporcional,  $K_a$ , e integral,  $K_{ia}$ , para a malha de posição e ganho proporcional,  $b_a$ , para a malha de velocidade. A relação entre tensão de armadura e erro de posição pode ser escrita como:

$$V_a = \left( K_a + \frac{K_{ia}}{s} \right) (\theta^* - \theta) + b_a(\omega^* - \omega). \quad (10)$$

Utilizando (4), (5) e (10), obtém-se

$$\theta/T_d = \frac{-\left(\frac{1}{J}\right)s^2 - \left(\frac{R_a}{JL_a}\right)s}{s^4 + c_3s^3 + c_2s^2 + c_1s + c_0}, \quad (11)$$

em que as constantes  $c_0$  a  $c_3$  são

$$c_0 = \frac{K_m K_{ia}}{JL_a}, \quad c_1 = \frac{K_m K_a}{JL_a},$$

$$c_2 = \frac{K_m(b_a + K_b) + bR_a}{JL_a}, \quad c_3 = \frac{JR_a + bL_a}{JL_a}.$$

A sintonia do controlador foi feita manualmente, sendo adotados os seguintes polos de malha fechada, em unidades de rad/s:  $s_1 = -\sigma_1 = -166,12$ ,  $s_2 = -\sigma_2 = -1,6612$  e  $s_{3,4} = -\sigma_3 \pm j\omega = -16,612 \pm j500$ . Como critério de projeto, foi decidido separar os polos por uma década no eixo real, ou seja,  $\sigma_2 = \sigma_1/100$  e  $\sigma_3 = \sigma_1/10$ . Com isso, as frequências reais foram automaticamente definidas pela dinâmica do servo-motor, obtidas ao resolver  $c_3$  em (11).

Além disso,  $\omega$  foi escolhido o mais distante do eixo real para melhorar a dinâmica na resposta do servo-motor. Diferentemente dos controladores PI e PID,  $\omega$  no controlador com vetor de comando completo é uma variável independente do sistema, ou seja, pode-se alterar  $\omega$  sem modificar  $\sigma$ . Isso traz um grau de liberdade extra que foi utilizado para a melhorar a resposta do sistema.

Os ganhos  $K_a = 2.137,55$ ,  $K_{ia} = 3.514,94$  e  $K_{i\omega} = 12,72$  devem ser adotados para obter:

$$p(s) = (s - s_1)(s - s_2)(s - s_3)(s - s_4), \quad (12)$$

$$= s^4 + 201s^3 + 2,56 \cdot 10^5 s^2 + 4,20 \cdot 10^7 s + 6,91 \cdot 10^7.$$

A Figura 7 mostra a comparação das trajetórias da falange proximal e dos erros de posição para as estratégias de controle vistas neste trabalho, considerando o mesmo torque de carga aplicado aos controladores da Seção 5.1. Os erros para o controlador com vetor de comando completo não passaram de  $0,5^\circ$ , o que significa uma redução de 13 e 7,4 vezes comparados aos erros do PI e PID clássicos, respectivamente.

A Tabela 2 mostra alguns valores do transitório que se inicial em 2,121 segundos ( $\theta_1$  setado em  $0^\circ$ ). Percebe-se que, escolhendo adequadamente a topologia de controlador PI e realizando corretamente a sintonia dos polos de malha fechada, os erros de posição podem ser minimizados consideravelmente em comparação com topologias clássicas de controlador PID.

Tabela 2. Valores do último transitório.

Parâmetros	PI	PID	Completo
$\theta_1$ regime permanente [ $^\circ$ ]	-0,2059	-0,1094	-0,0023
Máximo sobressinal [ $^\circ$ ]	-2,7690	-0,3651	-0,5252
Tempo subida [s]	0,012	0,114	0,006
Tempo acomodação ( $\pm 0,3^\circ$ ) [s]	0,311	0,550	0,034

## 6. CONCLUSÃO

Este artigo apresentou uma abordagem de controle de um dedo subatuado através da aplicação do controlador com vetor de comando completo. A topologia proposta, com referências explícitas de posição e velocidade, apresentou menor erro de posição, mesmo quando adicionada carga no sistema. Pode-se concluir que a sintonização adequada dos

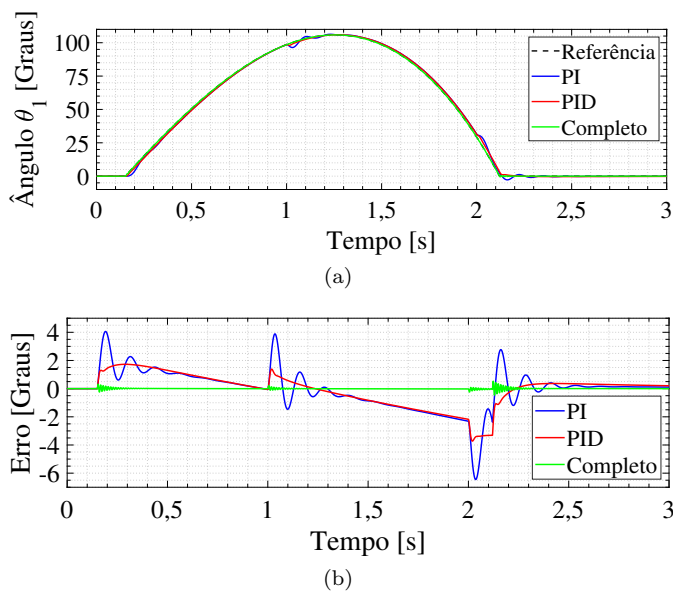


Figura 7. (a) Trajetórias e (b) erros de posição da falange proximal para os três controladores.

polos de malha fechada permite obter excelentes respostas com controladores simples.

Os controladores avaliados podem ser implementados com equipamentos de baixo custo, fácil programação e moderado processamento, como Arduino ou PIC. Portanto, os resultados indicam o potencial de fabricação de próteses subatuadas mais acessíveis e com controle preciso através da topologia proposta. Conseqüentemente, abrange um público maior de usuários e tende a ampliar a capacidade de manipulação e garra de objetos pelos amputados.

Para trabalhos futuros, espera-se construir um protótipo via manufatura aditiva. Para isso, será necessário adicionar sensores de posição na falange proximal para realimentação do sinal no controlador e especificar as relações interfalangeais da prótese construída. Após isso, a atuação do controlador poderá ser validada fisicamente. Adicionalmente, propõem-se a implementação de um controlador Fuzzy para comparação dos resultados com a metodologia desenvolvida no presente trabalho, utilizando para isso critério integral e esforços de controle.

#### REFERÊNCIAS

Camargo, D.R. (2008). *Desenvolvimento do protótipo de uma prótese antropomórfica para membros superiores*. Master's thesis, Escola de Engenharia de São Carlos, Universidade de São Paulo, São Carlos, SP. doi:10.11606/D.18.2008.tde-15102008-134653.

Ellis, G. e Lorenz, R.D. (1999). Comparison of motion control loops for industrial applications. In *Conference Record of the 1999 IEEE Industry Applications Conference. Thirty-Forth IAS Annual Meeting (Cat. No.99CH36370)*, volume 4, 2599–2605 vol.4. doi:10.1109/IAS.1999.799205.

InMoov (2012). Hand and forarm. Disponível em: <inmoov.fr/hand-and-forarm/>. Acesso em: 08 de março de 2022.

Jali, M.H., Alias, M.K., Ghazali, R., Izzuddin, T., e Jaafar, H.I. (2015). Development of prosthetic hand hardware

and its control system. *International Journal of Soft Computing and Engineering (IJSCE)*, 2231–2307.

Li, Q.M. e Lv, Y.P. (2014). A fuzzy pid control method for the grasping force of an underactuated prosthetic hand. In *Design, Manufacturing and Mechatronics*, volume 551 of *Applied Mechanics and Materials*, 514–522. Trans Tech Publications Ltd. doi:10.4028/www.scientific.net/AMM.551.514.

Lorenz, R.D., Lipo, T.A., e Novotny, D.W. (1994). Motion control with induction motors. *Proceedings of the IEEE*, 82(8), 1215–1240. doi:10.1109/5.301685.

Munadi e Akbar, M.A. (2014). Simulation of fuzzy logic control for dc servo motor using arduino based on matlab/simulink. In *2014 International Conference on Intelligent Autonomous Agents, Networks and Systems*, 42–46. doi:10.1109/INAGENTSYS.2014.7005723.

Nagem, D.A.P., Moreira, M.A.G., Pereira, G.A.S., Tierra-Criollo, C.J., e Pinotti, M.B. (2007). Desenvolvimento das relações interfalangeas e metacarpo-falangeas para os dedos durante movimentos de pinças. *Matéria (Rio de Janeiro)*, 12(1), 179–185. doi:10.1590/S1517-70762007000100023.

Polis, J.E. (2009). *Projeto e construção de parte estrutural de prótese de mão humana com movimentos*. Master's thesis, Programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica, Faculdade de Engenharia Mecânica, Universidade Estadual de Campinas, Campinas, SP. doi:10.47749/T/UNICAMP.2009.469725.

Riddle, M., MacDermid, J., Robinson, S., Szekeres, M., Ferreira, L., e Lalone, E. (2020). Evaluation of individual finger forces during activities of daily living in healthy individuals and those with hand arthritis. *Journal of hand therapy: official journal of the American Society of Hand Therapists*, 33(2), 188–197. doi:10.1016/j.jht.2020.04.002.

Sanchez, O.F.A. (2008). *Desenvolvimento de sistema de preensão para utilização em dispositivos robóticos*. Ph.D. thesis, Programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica, Faculdade de Engenharia Mecânica, Universidade Estadual de Campinas, Campinas, SP. doi:10.47749/T/UNICAMP.2008.434546.

Silva, A.F.C., Santos, A.J.V., Souto, C.R., Silva, S.A., e Andrade, A.S. (2016). Sistema de controle fuzzy aplicado a uma mão robótica acionada por ligas com memória de forma. In *XXI Congresso Brasileiro de Automática*. Vitória, ES.

Silva, N.R. (2018). *Projeto de uma Prótese Mioelétrica de Baixo Custo Manufaturada via Impressão 3D*. Bachelor's thesis, Engenharia Mecânica, Escola Politécnica, Universidade Federal do Rio de Janeiro, Rio de Janeiro, RJ. URL repositório.poli.ufrj.br/monografias/monopoli10024875.pdf.

Soares, J.M.M., Fontes, A.R.M., Ferrarini, C.F., Borras, M.A.A., e Braatz, D. (2017). Tecnologia assistiva: revisão de aspectos relacionados ao tema. *Revista ESPACIOS*, 38(13). URL revistaespacios.com/a17v38n13/17381308.html.

Souza, H., Filho, J., Neves, B., e Dutra, R. (2018). Próteses de mão: estado da arte, disponibilidade de mercado e patentes no brasil. In *2º Congresso Brasileiro de Pesquisa e Desenvolvimento em Tecnologia Assistiva*, 147–156. Canal 6 Editora, Bauru, SP.