

Imagen tomada de: Canva educativo

# Evaluación de desempeño de controladores para un sistema de dedo biónico

## Performance evaluation of controllers for a bionic finger system

Erick Javier Sánchez-Garnica<sup>1</sup>, Liliam Rodríguez-Guerrero<sup>1\*</sup>, Rocío Ortega-Palacios<sup>2</sup>, Omar Jacobo Santos-Sánchez<sup>1</sup>

### RESUMEN

Los avances tecnológicos han permitido el desarrollo de dispositivos para suplir la pérdida de un miembro del cuerpo, sin embargo, su costo actual todavía los hace inaccesibles para personas de escasos recursos y, en muchos casos, incluso con ingresos moderados. Existe un amplio desarrollo tanto científico, como aficionado, de dedos biónicos, pero es común que no se considere alguna técnica de control para manipularlos. El objetivo del presente estudio fue evaluar el desempeño de cuatro tipos de controladores de lazo cerrado, en el funcionamiento estable de un dedo biónico. Se trabajó con los controladores proporcional más compensación, proporcional óptimo más compensación, proporcional integral por asignación de polos y proporcional integral por Ziegler-Nichols, en un dedo biónico adaptado específicamente para su estudio. Se utilizó la teoría de control para determinar cuál controlador mostraba un mejor efecto en el sobreimpulso y las oscilaciones del dedo biónico. El controlador de tipo proporcional más compensación presentó el mejor desempeño afectando menos el sobreimpulso y las oscilaciones en la señal de control, demostrando su viabilidad para ser utilizado en dispositivos biónicos para su posible incorporación en una prótesis de mano, destinada a ayudar a las personas amputadas a recuperar parte de sus capacidades disminuidas.

**PALABRAS CLAVE:** dedo biónico, control óptimo, control proporcional.

### ABSTRACT

Technological advances have enabled the development of devices to compensate for the loss of a limb; however, their current cost still makes them inaccessible for people with limited resources and, in many cases, even for those with moderate incomes. There is extensive development, both scientific and amateur, of bionic fingers, but it is common for control techniques to be overlooked in their manipulation. The objective of this study was to evaluate the performance of four types of closed-loop controllers in the stable operation of a bionic finger. The controllers used were proportional plus compensation, optimal proportional plus compensation, proportional-integral with pole placement, and proportional-integral with Ziegler-Nichols tuning, in a bionic finger specifically adapted for this study. Control theory was applied to determine which controller had a better effect on overshoot and oscillations in the bionic finger. The proportional plus compensation controller showed the best performance, with less impact on overshoot and control signal oscillations, demonstrating its viability for use in bionic devices and its potential incorporation into a hand prosthesis to help amputees regain part of their diminished capabilities.

**KEYWORDS:** bionic finger, optimal control, proportional control.

\*Correspondencia: [liliam\\_rodriguez@uaeh.edu.mx](mailto:liliam_rodriguez@uaeh.edu.mx)/Fecha de recepción: 15 de marzo de 2024/Fecha de aceptación: 25 de septiembre de 2024/Fecha de publicación: 4 de octubre de 2024.

<sup>1</sup>Universidad Autónoma del Estado de Hidalgo, Instituto de Ciencias Básicas e Ingeniería, Área académica de computación y electrónica, carretera Pachuca-Tulancingo km 4.5, Carboneras, Mineral de la Reforma, Hidalgo, México, C. P. 42184. <sup>2</sup>Universidad Politécnica de Pachuca, Ingeniería Biomédica, Zempoala, Hidalgo, México, C. P. 43830.

## INTRODUCCIÓN

El vivir con una discapacidad, particularmente una amputación, limita considerablemente la ejecución de movimientos en la cotidianeidad y esta condición se agrava cuando no se tienen los recursos económicos para adquirir una prótesis biónica, ya que su costo puede alcanzar los 250 000 dólares, como es el caso del modelo Michelangelo de la empresa Ottobock (Ottobock, 2013). Existen opciones un poco más económicas, como el modelo Hero Arm de Open Bionics (Open Bionics, 2021) con un costo de 10 000 dólares. Otras empresas, con productos y precios similares, son The Winkley Company (Winkley, 1888), BioparrX (Bioparrx, 2018), P4H Bionics (P4HBionics, 2020).

En México, la Academia Nacional de Medicina reportó que se realizan alrededor de 75 amputaciones diarias, y que en 2014 la cantidad de personas con esta condición ascendía a 900 000, dato que contrasta con las 1 500 prótesis que son fabricadas al año por diversas instituciones, como el Instituto Nacional de Rehabilitación, el Instituto Mexicano del Seguro Social y el Sistema para el Desarrollo Integral de la Familia (Vazquez-Vela, 2016), lo que deja de manifiesto la necesidad de este tipo de dispositivos en el país.

La comunidad de software y hardware libre, conocida como el “movimiento maker” (Dougherty, 2012), ha desarrollado diversos proyectos de prótesis que pueden descargarse de la red e imprimirse en 3D. Aunque la mayoría de estos dispositivos son mecánicos, también existen aquellos que incorporan servomotores para realizar el movimiento de la mano. Sin embargo, es difícil encontrar información sobre cómo controlar estos dispositivos más allá del simple movimiento de los servomotores. Algunos ejemplos de estos proyectos se pueden ver en los trabajos de Burton (2016), Gross (2017), Open Bionics (2017) y Duran (2019); pero todos ellos carecen de sensores para determinar la posición de los dedos, lo que impide implementar un control en lazo cerrado.

La comunidad científica ha realizado diversas publicaciones al respecto, que abarcan desde el diseño mecánico hasta la incorporación de sensores y motores para realizar movimientos fluidos. Un ejemplo se puede observar en Kashef y col. (2020), quienes presentaron una comparación exhaustiva de diferentes diseños de dedos biónicos, entre los que destacan los modelos actuados por tendones (Jung y col., 2008), mecanismos de 4 barras simples (Jang y col., 2013) y compuestos (Yoon y Choi, 2017). Sin embargo, la mayoría de los modelos descritos se centran en el diseño del dedo y no en la forma de controlarlos.

En los diseños con mecanismos de 4 barras, se pueden considerar los trabajos de Li y col. (2017), Imbinto y col. (2018), Difonzo y col. (2020) y Machado y col. (2020) por mostrar dos grandes ventajas. La primera es la posibilidad de calcular los ángulos entre las falanges y, por lo tanto, la posición de la punta únicamente mediante el conocimiento del ángulo de la barra fija con respecto a un marco de referencia, lo que permite que el dedo completo sea actuado por un solo motor. La segunda hace referencia a la fuerza, ya que, como se explica en Imbinto y col. (2018), los dedos basados en mecanismos de cuatro barras son capaces de generar mayor fuerza de agarre que los actuados por tendones, además que estos últimos tienden a perder movilidad, debido al estiramiento constante del tendón.

En cuanto a la teoría de control, se observan una variedad de enfoques para modelar matemáticamente los dedos, siendo el más común el empleo de modelos cinemáticos y ecuaciones de Euler-Lagrange (Cortes, 2020), como puede apreciarse en Yoon y Choi (2017), Kordaczek y Pilat (2020), Rondinò y col. (2020) y Saharan y col. (2020).

La lista de proyectos con diseños para dedos biónicos es extensa; no obstante, la mayoría se centran únicamente en el diseño mecánico y en los movimientos que puede realizar, de-

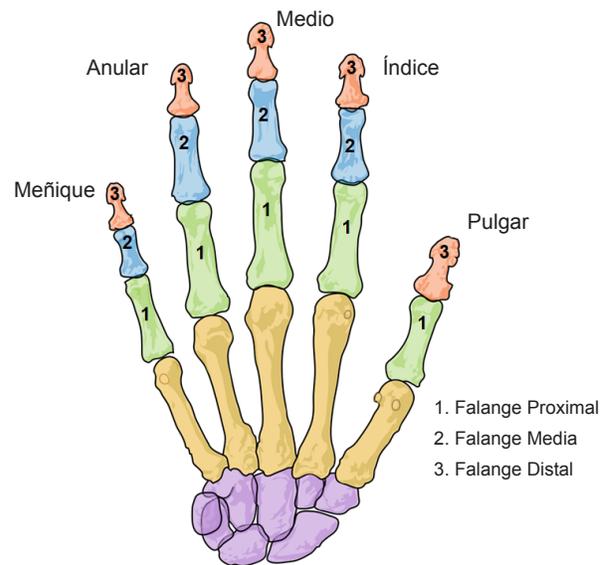
jando de lado la utilización de alguna técnica de control para manipular su posición. Existen algunos proyectos como Deshpande y col. (2013), donde se menciona un controlador proporcional integral derivativo (PID), mas no se hace referencia a la forma en que se sintoniza. En Liu y col. (2014) se indica que el diseño mostrado es controlado mediante un dispositivo basado en un procesador de señales digitales (DSP, por sus siglas en inglés: digital signal processor), aunque no se brinda más información sobre el mismo. Luo y col. (2014) presentaron un controlador de impedancia de modos deslizantes a nivel de simulación, teniendo como característica que los ángulos de las falanges se asumen conocidos y controlables, lo que complica su implementación en un modelo real. Deng y col. (2018) propuso el uso de un controlador PID difuso para determinar la fuerza de agarre de una mano protésica, siendo uno de los pocos que abordan el problema del control en este tipo de dispositivos. Con base en lo anterior, es posible establecer que aún se requieren más estudios para satisfacer la necesidad de aplicar teoría de control a una prótesis de mano.

El objetivo de este trabajo fue evaluar el desempeño de cuatro controladores de lazo cerrado en el funcionamiento estable de un dedo biónico específicamente adaptado, con el fin de determinar cuál presenta el mejor control del sobreimpulso y las oscilaciones, para su posible implementación en dispositivos biónicos destinados a prótesis de mano.

## MATERIALES Y MÉTODOS

### Identificación de falanges

Se utilizó como modelo de la mano humana la imagen propuesta por Velázquez-Velázquez y col. (2023) (Figura 1). La mano humana se conforma de 27 huesos (Sobinov y Bensmaia, 2021). En los dedos se encuentran 14 de ellos y son los que se consideraron para realizar el prototipo de prótesis. Se asignaron los nombres correspondientes a cada una de las 3 falanges que constituyen a los dedos índice, medio, anular y meñique y que son,



■ **Figura 1. Disposición de los huesos de la mano.**  
Figure 1. Arrangement of the bones of the hand.

a partir de la base, Falange Proximal (FP), Falange Media (FM) y Falange Distal (FD); el pulgar únicamente tiene dos, FP y FD.

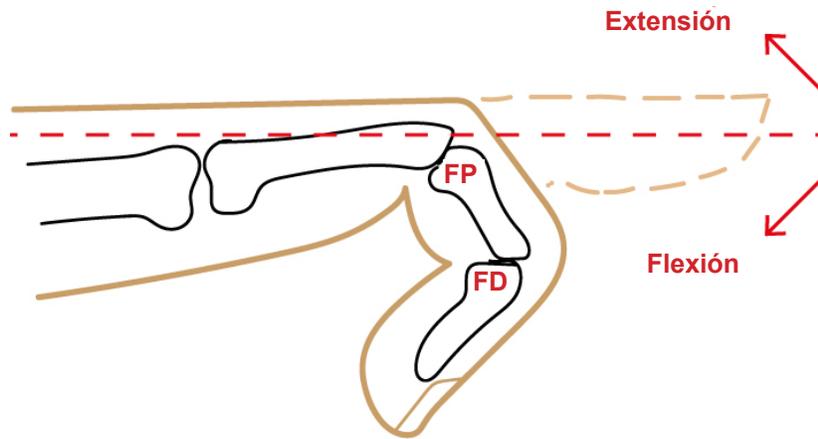
### Modelo de dedo

En el dedo desarrollado, se tomó como base el movimiento que se muestra en la Figura 2, mediante un mecanismo de cuatro barras (Lynch y Park, 2017), el cual es ampliamente utilizado en sistemas de brazos robóticos, por ejemplo, en Wahit y col. (2020) y Kim y col. (2021).

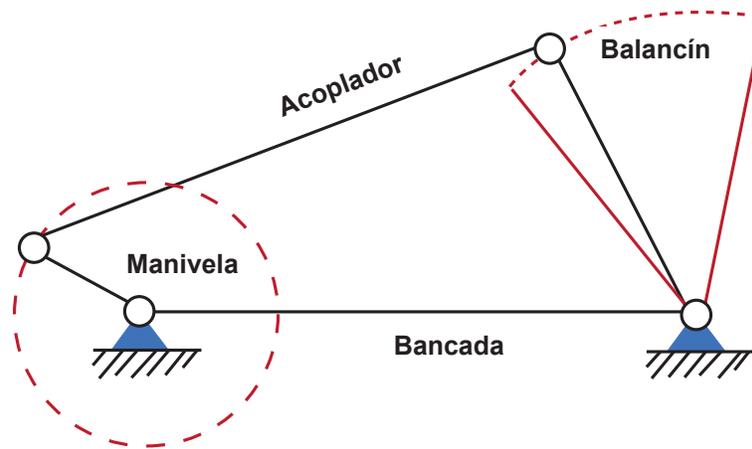
### Mecanismo de 4 barras

El mecanismo que presenta los movimientos de manivela y balancín, que permiten la movilidad del dedo, se muestra en la Figura 3. Para comprender más a fondo su utilidad, se definen los siguientes conceptos:

- **Bancada:** eslabón que se encuentra fijo al marco de referencia.
- **Manivela:** barra que puede realizar una revolución completa y que se encuentra anclada a la bancada.
- **Balancín:** eslabón que presenta movimiento oscilatorio, también llamada de vaivén y que se encuentra ligado a la bancada.
- **Acoplador:** barra con movimiento completo y no se encuentra enlazada a la bancada.



■ Figura 2. Movimiento de flexión y extensión de un dedo.  
Figure 2. Flexion and extension movement of a finger.



■ Figura 3. Movimientos de un mecanismo de cuatro barras.  
Figure 3. Movements of a four-bar mechanism.

Una ventaja que presentan estos mecanismos es la posibilidad de saber los movimientos que podrán realizar conociendo únicamente las longitudes de cada barra; al respecto, se presenta el siguiente teorema, conocido como “Ley de Grashof”:

**Teorema 1** (Grashof, 1883). Un mecanismo de cuatro barras, tiene al menos un movimiento de manivela si el Criterio de Grashof se cumple y presentará un doble balancín si (1) no se satisface:

$$s + l \leq p + q \quad (1)$$

Donde:

$s$  = eslabón de menor longitud

$l$  = eslabón de mayor longitud

$p$  y  $q$  = eslabones de longitud intermedia (no necesariamente iguales)

El movimiento requerido para el dedo fue el de balancín (Figuras 2 y 3), por lo que se establecieron las siguientes medidas para cada uno de los eslabones:

$$s = 7.071 \text{ mm}$$

$$l = 37 \text{ mm}$$

$$p = 10 \text{ mm}$$

$$q = 25.015 \text{ mm}$$

Esto permitió no satisfacer el criterio de Grashof (1), ya que no fue mayor:

$$7.071 \text{ mm} + 37 \text{ mm} \leq 10 \text{ mm} + 25.015 \text{ mm}$$

$$44.071 \leq 35.015$$

lo que, de acuerdo con el Teorema 1, implicó que el mecanismo propuesto tuviese el movimiento de balancín deseado.

### Diseño 3D del dedo

Se realizó utilizando el programa para modelado en 3D Fusion 360 de Autodesk en su versión 2022, y posteriormente impreso en 3D empleando ácido poliláctico (PLA, por sus siglas en inglés: polylactic acid). Su estructura y forma se observan en la Figura 4.

### Parámetros de comparación

Debido a que no se encontraron artículos en los que se realicen comparaciones sobre el desempeño de controladores en dedos biónicos, para poder determinar qué controlador es el ideal para este tipo de dispositivos se establecen las siguientes condiciones:

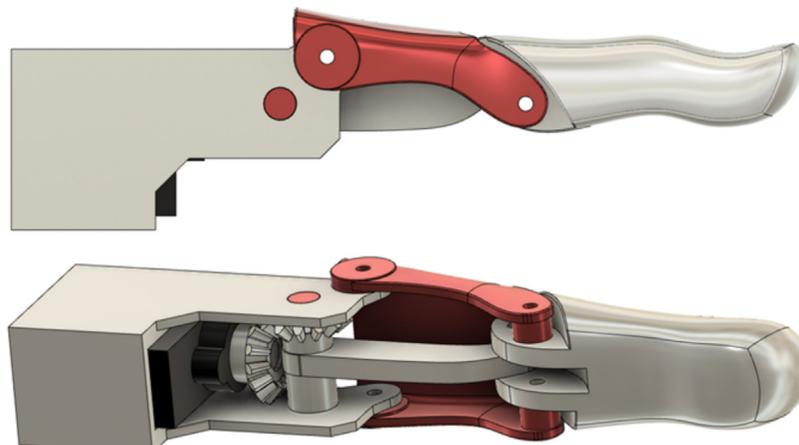
a. El estado/sobreimpulso, fenómeno en el cual la respuesta de un sistema dinámico excede su valor final deseado antes de estabilizarse (Nise, 2020), debe ser mínimo, ya que las oscilaciones excesivas, en el movimiento

del dedo, pueden llevar a un agarre ineficiente de objetos. Un nivel adecuado de oscilaciones se determina por la capacidad del dedo para mantener un agarre estable y seguro. Minimizar estas oscilaciones es crucial para asegurar un control preciso y una sujeción firme.

b. Las oscilaciones en la señal de control, que son variaciones repetitivas e indeseadas en la salida del controlador, deben ser mínimas. Estas oscilaciones se manifiestan como vibraciones en el servomotor, lo que no solo afecta la estabilidad y precisión del dispositivo, sino que también, con el tiempo, puede causar un desgaste prematuro en los componentes mecánicos del mismo.

Se evaluó la eficiencia de cada controlador determinando el índice de desempeño de Error Integral Absoluto (IAE, por sus siglas en inglés: integral absolute error,) para ambas condiciones establecidas: a) el estado (sobreimpulso) y b) señal de control (oscilaciones en el controlador). En ambos casos se considera que, entre menor sea el valor calculado de este índice, mejor será el comportamiento del controlador. De acuerdo con Nise (2020), el IAE se define como:

$$IAE = \int_0^{\infty} |e(t)| dt$$



■ Figura 4. Modelo 3D del dedo biónico. Vistas lateral e inferior.

Figure 4. 3D model of the bionic finger. Side and bottom views.

donde  $e(t)$  es la diferencia entre el valor obtenido y el esperado. El valor resultante de IAE determina la magnitud general del error para cada condición.

Para calcular el índice IAE en el caso del sobreimpulso, el error se determinó como la diferencia entre la posición esperada y la posición real del dedo. En el caso de las oscilaciones, el error se determinó como la diferencia entre la señal de control esperada y la señal de control real enviada al servomotor.

### Modelo matemático

El estado del sistema, conjunto mínimo de variables que describen completamente la condición de un sistema en cualquier instante de tiempo (Nise, 2020), es la posición del dedo, la cual se infiere a partir de la posición del servomotor que se encuentra conectado al mecanismo mediante un juego de engranes (como puede apreciarse en la Figura 4). Debido a que el estado debe estar disponible en cada instante de tiempo, el servomotor se modificó para poder leer su posición en todo momento mediante un alambre conectado al potenciómetro interno. Para simplificar la adquisición de datos se establece una relación lineal entre ambas posiciones (servomotor y dedo), considerando que el servomotor se encuentra en el rango  $[0^\circ \text{ a } 180^\circ]$  y el dedo en  $[0^\circ \text{ a } 70^\circ]$ .

Debido a que el actuador es un servomotor, es necesario generar una señal Modulada por Ancho de Pulso (PWM, por sus siglas en inglés: Pulse Width Modulation) para controlarlo, la cual se encuentra en el rango de operación  $[500 \mu\text{s} \text{ a } 2\ 500 \mu\text{s}]$ , sin embargo, manipular el servomotor directamente con estos valores genera demasiada vibración, por lo que se propone una conversión lineal hacia el rango  $[0 \text{ a } 800]$  unidades, siendo esta la señal de control que se utiliza en las pruebas posteriores.

Para realizar la adquisición de datos se utilizó el microcontrolador ESP32, modelo ESP32-WROOM-32D, de la marca Espressif Systems

(Shanghai, China) y cuya hoja de especificaciones técnicas se puede consultar en Espressif(2022).

La medición del comportamiento de cada uno de los controladores descritos, tanto en simulación como directo en el dedo (real), se realizó de acuerdo al seguimiento de una trayectoria predefinida  $r(t)$ , la cual consistió en un ciclo de movimiento de  $0^\circ$  a  $180^\circ$ , manteniéndose en  $180^\circ$  brevemente antes de retornar a  $0^\circ$ , repitiendo este ciclo tres veces con una duración aproximada de 10 s por ciclo, resultando en un experimento total de 30 s. Cada prueba se realizó 10 veces para cada controlador.

### Algoritmo de Mínimos Cuadrados Ordinarios para la identificación de los parámetros del sistema

Se utilizó el algoritmo de mínimos cuadrados ordinarios (MCO) para obtener el modelo matemático de una planta (Wellstead y Zarrop, 1991), el cual es un proceso de regresión lineal que consiste en obtener la línea que aproxima mejor un conjunto de datos; es adecuado cuando únicamente se tiene acceso a los valores de entrada y de salida de un proceso. No siempre es posible obtener una aproximación efectiva mediante una única línea (ya que en la realidad, la mayoría de los procesos no son completamente lineales), sin embargo, el algoritmo de MCO puede realizar generalizaciones importantes, lo que permite que, en lugar de obtener una única línea, se obtenga la mejor aproximación dada por cualquier cantidad finita de combinaciones lineales de diversas funciones.

El algoritmo de MCO resuelve el problema de encontrar los coeficientes:

$$a_1, a_2, \dots, a_n,$$

dadas las funciones:

$$f_1(x), f_2(x), \dots, f_n(x),$$

de forma tal que, la combinación lineal propuesta:

$$y = a_1 f_1(x) + a_2 f_2(x) + \dots + a_n f_n(x)$$

es la mejor aproximación a los datos (Farebrother, 2018).

Siguiendo el algoritmo de MCO, lo primero es proponer las funciones cuyos coeficientes se pretende encontrar y no existe ninguna regla sobre el número y la forma que deben tener dichas funciones, por lo que es posible partir de un conjunto básico e ir incrementándolo de forma heurística hasta obtener el resultado esperado. Debido a que el sistema que se pretende aproximar es la posición de un motor, se propuso el modelo:

$$\begin{aligned} \dot{x}(t) &= -ax(t) + but(t) \\ y(t) &= x(t) \end{aligned} \quad (2)$$

Donde:

$x(t)$  = la posición del motor (estado)

$a$  y  $b$  = parámetros a estimar

$u(t)$  = la entrada (control)

$y(t)$  = la salida del sistema.

De acuerdo con el método propuesto en Wellstead y Zarrop (1991), discretizando mediante el método de Euler hacia adelante se tiene:

$$\frac{y[k+1] - y[k]}{T} = -ay[k] - bu[k]$$

$$y[k+1] = (-aT + 1)y[k] + bTu[k]$$

$$y[k] = (-aT + 1)y[k-1] + bTu[k-1]$$

$$\text{sea } \alpha = -aT + 1 \text{ y } \beta = bT, \text{ entonces}$$

$$y[k] = \alpha y[k-1] + \beta u[k-1]$$

De acuerdo con el algoritmo de MCO, el sistema se puede representar como:

$$y[k] = X^T[k]\theta + e[k]$$

con el vector de regresión con variables medidas  $X^T[k] = [y[k-1], u[k-1]]$  y el vector de parámetros

desconocidos  $\theta = \begin{bmatrix} a \\ \beta \end{bmatrix}$ , por lo que el vector de estimación de parámetros MCO es:

$$\hat{\theta}[k] = (X^T[k]X[k])^{-1}(X^T[k]y[k])$$

Finalmente, los parámetros originales de la ecuación propuesta son:

$$a = \frac{-\alpha + 1}{T} \text{ y } b = \frac{\beta}{T}$$

Considerando un tiempo de muestreo  $T = 20$  ms, se obtuvieron los valores de entrada y salida de la planta y se realizó el cálculo de parámetros, obteniendo  $a = 17.3573$  y  $b = 4.2357$ .

La Figura 5 muestra los valores de entrada introducidos a la planta (gráfico de arriba), la validación del modelo, con los valores de salida tanto reales como simulados y la referencia deseada (gráfico de en medio) y el error entre la referencia deseada y la salida real (gráfico de abajo). Se puede observar que los valores del modelo matemático se aproximan correctamente a los de la planta, por lo que se considera que los parámetros calculados son válidos para los experimentos posteriores.

## Controladores

Se eligieron cuatro leyes de control para probar el dedo biónico, con base a su compatibilidad con el diseño de la planta y su facilidad de implementación, lo que permitió evaluar su desempeño de manera clara y eficiente, facilitando la comparación de resultados.

### Control proporcional más compensación

Se considera un control realimentado para el sistema (2) de la forma  $u(t) = K_p e(t) + u_b$  (Astrom y Hägglund, 2006). Definiendo el error como  $e(t) = y(t) - X_d$ , se obtiene:

$$u_b = \frac{a}{b} X_d$$

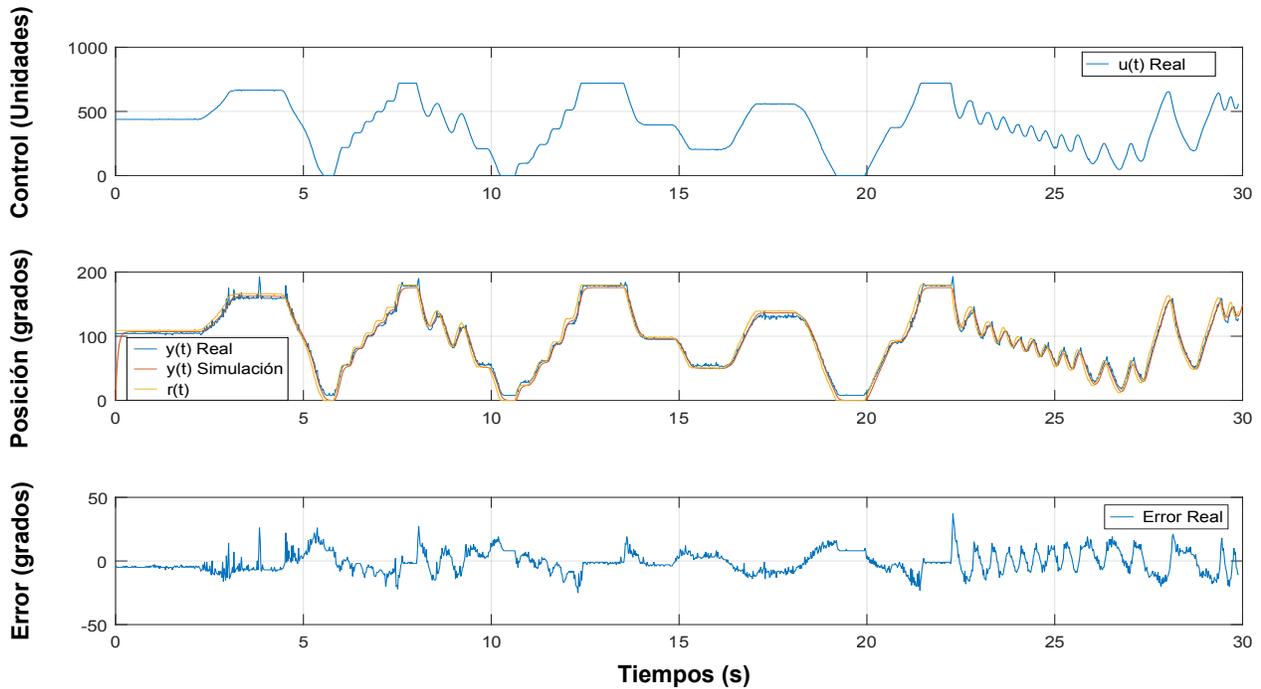
Donde

$X_d$  = referencia deseada

$e(t)$  = error entre la salida y la referencia

$K_p$  = ganancia proporcional del controlador

$u_b$  = valor de compensación



■ Figura 5. Gráficas de resultados del modelo matemático con los parámetros calculados con Mínimos Cuadrados Ordinarios.

Figure 5. Graphs of results from the mathematical model with parameters calculated using Ordinary Least Squares.

Estableciendo el polo del sistema deseado en  $-28$  se obtiene una ganancia  $K_p = -2.5126$  y una compensación  $u_b = 4.0979X_d$

### Control proporcional óptimo más compensación

La técnica del Regulador Lineal Cuadrático (LQR, por sus siglas en inglés: Linear Quadratic Regulator), tiene como objetivo minimizar el índice de desempeño (Lewis y col., 2012) para el sistema (2):

$$J = \int_0^{\infty} [x^T(t)Qx(t) + u^T(t)Ru(t)]dt$$

Donde:  $Q$  y  $R$  son valores de penalización propuestos que condicionan el desempeño del estado  $x(t)$  y la señal de control  $u(t)$ , respectivamente.

De acuerdo con el trabajo presentado en Lewis y col. (2012) se sabe que, la señal de control que cumple el objetivo de LQR es  $u(t) =$

$Kx(T)$ , donde  $K = -R^{-1} B^T P$  es la ganancia proporcional y  $P$  es la solución de la ecuación de Ricatti  $A^T P + PA - PBR^{-1} BT + Q = 0$ .

Es importante recordar que el sistema (2) es escalar, por lo que las matrices  $A$  y  $B$  son en realidad los coeficientes  $a$  y  $b$  obtenidos previamente mediante MCO.

Para obtener la  $K$ , se proponen los valores  $Q = 3$  y  $R = 10$  y mediante el comando "lqr" del programa MatLab R2017b se obtiene que  $K = 8.2322$ . Para el valor de compensación se utiliza el calculado en el Método 2.

### Control proporcional integral por asignación de polos

Para el sistema (2), la ecuación característica con un control Proporcional Óptimo (Astrom y Hägglund, 2006) es:

$$P_c(s) = s^2 + (a + k_p b)s + \frac{k_p b}{t_i}$$

Se propone la ecuación deseada  $P_d(s) = s^2 + 33s + 130$ , igualando los coeficientes de ambas ecuaciones se obtienen los valores de las ganancias:

$$a + k_p b = 33$$

$$k_p = \frac{33 - a}{b}$$

$$k_p = 3.693 \text{ 1}$$

$$\frac{k_p}{t_i} b = 130$$

$$t_i = \frac{k_p b}{130}$$

$$t_i = 0.120 \text{ 3}$$

### Controlador proporcional integral por Ziegler-Nichols

Para el sistema (2), el método de sintonización Ziegler-Nichols (Astrom y Hägglund, 2006) establece las ecuaciones:

$$k_p = 0.9 \frac{T}{KL}$$

$$T_i = \frac{L}{0.3}$$

Donde:

$$K = \frac{a}{b}$$

$$T = \frac{1}{a}$$

Este método considera un sistema con retardo, por lo que se propone  $L = 0.01$ . Realizando las operaciones indicadas, se obtienen los valores de las ganancias del controlador  $K_p = 21.245 \text{ 9}$  y  $t_i = 0.033 \text{ 3}$ .

## RESULTADOS Y DISCUSIÓN

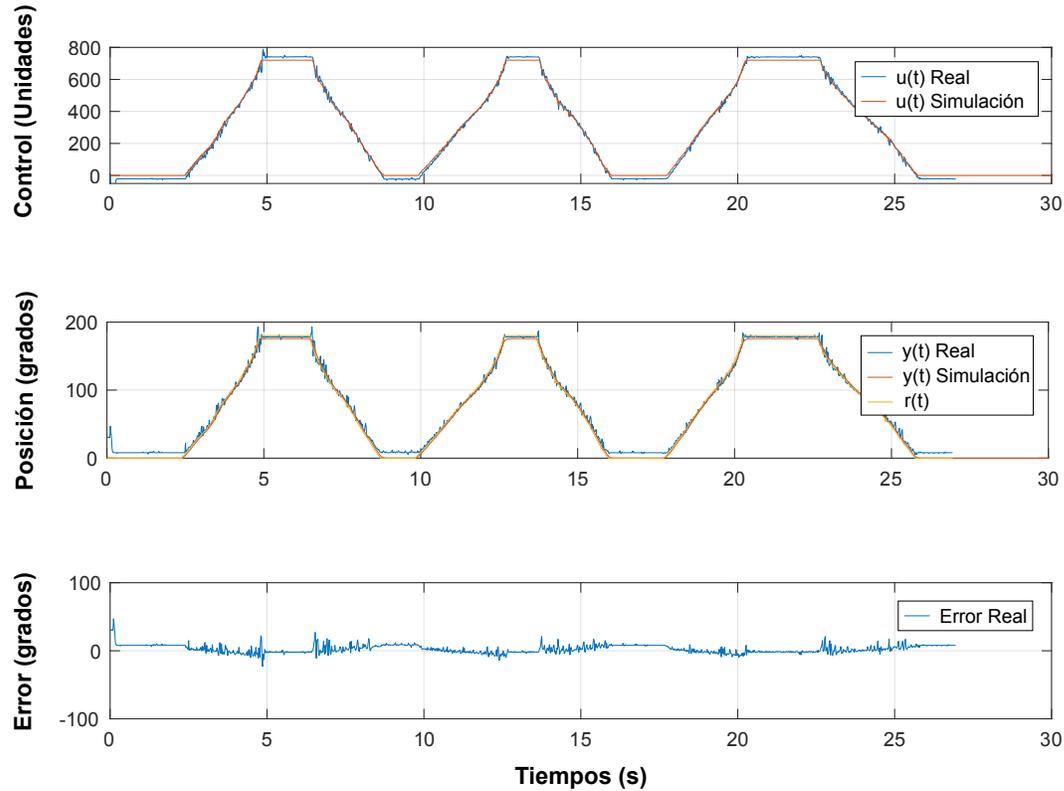
Las Figuras 6 a 9, muestran el mismo conjunto de información correspondiente a cada uno de los controladores considerados en uno de los experimentos realizados. Para todos los casos se puede ver, en la gráfica de arriba, la señal de control  $u(t)$  (real y simulada), mientras que en la de en medio se

observa la posición del dedo  $y(t)$  (real y simulada) y la forma en la que se ajustan a la referencia predeterminada  $r(t)$ . Por último, en la gráfica de abajo, se muestra el error entre la posición real del dedo y la referencia.

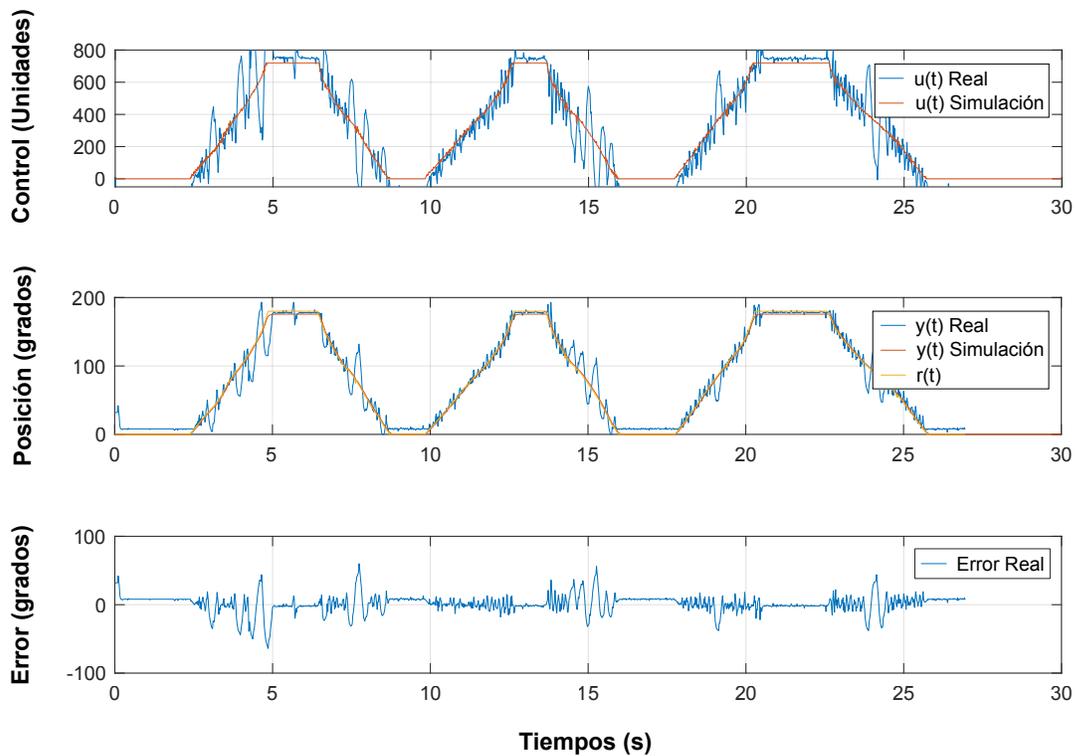
El sobre impulso en el dedo (Tabla 1), determinado por la integral del valor absoluto del error, es aproximadamente el mismo para todos los controladores; no obstante, las diferencias se vuelven más evidentes en las oscilaciones de la señal de control. En este aspecto, el control proporcional más compensación es el que presenta menos oscilaciones, lo que implica un menor impacto en el actuador. Por lo tanto, este controlador, en conjunto, muestra el mejor desempeño de los cuatro evaluados, ya que presenta los valores más bajos en ambos índices de desempeño. Dado que el coeficiente de variación es pequeño, se considera que los resultados obtenidos son estadísticamente representativos.

El desempeño de cuatro controladores de realimentación de estado en un dedo biónico no ha sido abordado en la literatura científica actual. Aunque existen investigaciones sobre el control de dedos biónicos, estas se han centrado en controladores específicos como el PD (Prakash y Sharma, 2020), Impedancia por modos deslizantes (Luo y col., 2014) e incluso on-off (Tchimino y col., 2021), todos con la intención de mejorar el agarre de una mano biónica, pero sin realizar una comparación entre diferentes controladores. Aún, cuando hay una amplia variedad de controladores documentados en la literatura, para esta primera comparativa en un dedo biónico se eligieron cuatro de los más comunes. Estos controladores fueron seleccionados porque han demostrado ser eficaces en una variedad de aplicaciones y se consideran opciones versátiles en el ámbito del control de sistemas (Franklin y col., 2019).

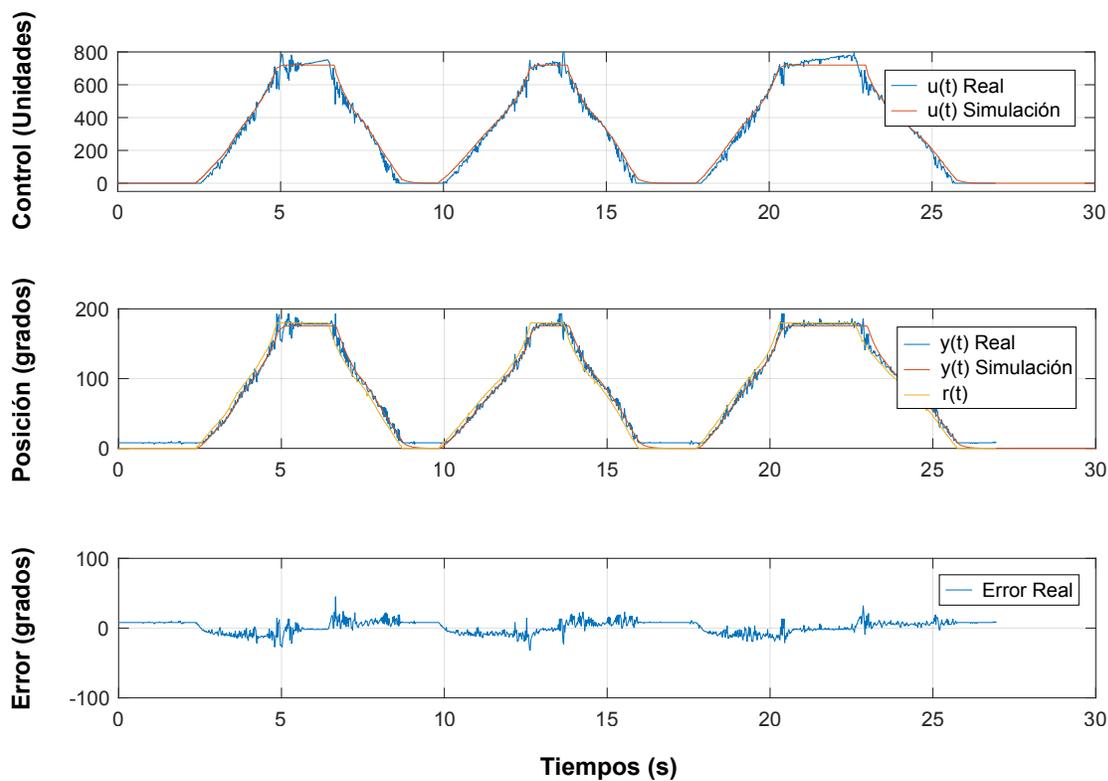
El hecho de que el controlador, en apariencia, más simple de todos, sea el que presenta los mejores resultados, genera una nueva serie de preguntas que, como trabajo futuro se



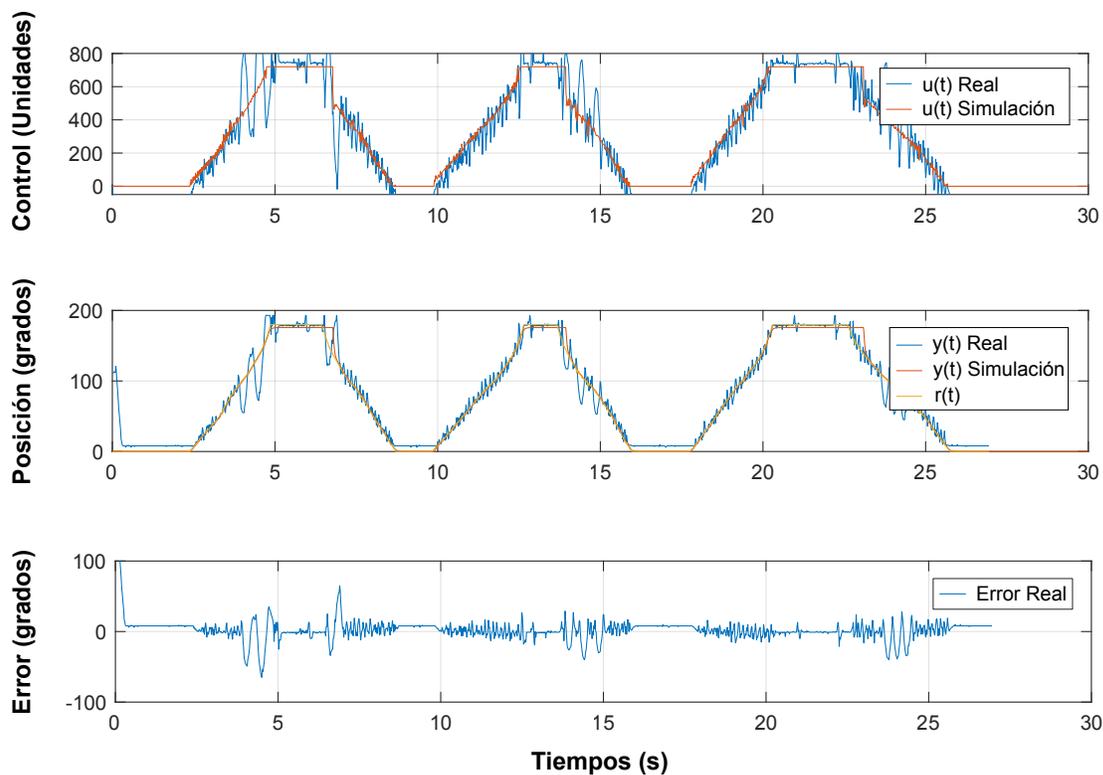
■ Figura 6. Gráficas de resultados para Controlador Proporcional con compensación.  
Figure 6. Results graphs for Proportional Controller with bias.



■ Figura 7. Gráficas de resultados para Controlador Proporcional Óptimo con compensación.  
Figure 7. Results graphs for Optimal Proportional Controller with bias.



■ Figura 8. Gráficas de resultado para Controlador Proporcional Integral por Asignación de Polos.  
Figure 8. Result graphs for Proportional Integral Controller by Pole Assignment.



■ Figura 9. Gráficas de resultados para Controlador Proporcional Integral por Ziegler-Nichols.  
Figure 9. Results graphs for Proportional Integral Controller by Ziegler-Nichols.

- Tabla 1. Media, desviación estándar y coeficiente de variación de los índices de desempeño para cada controlador. Proporcional más compensación (P + Comp.), Proporcional óptimo más compensación (PO + Comp.), Proporcional Integral por asignación de polos (PI Polos) y Proporcional Integral por Ziegler-Nichols (PI ZN).

Table 1. Mean, standard deviation, and coefficient of variation of the performance indices for each controller. Proportional plus compensation (P + Comp.), Optimal Proportional plus compensation (OP + Comp.), Proportional-Integral with pole placement (PI Poles), and Proportional-Integral with Ziegler-Nichols tuning (PI ZN).

Controlador	Integral Valor Absoluto del Error			Integral Valor Absoluto del Control		
	Media	Desviación Estándar	Coefficiente Variación	Media	Desviación Estándar	Coefficiente Variación
P + Comp.	142.5	7.75	5.44 %	854.8	25.33	2.96 %
PO + Comp.	265	7.35	2.77 %	1992	56.91	2.86 %
PI Polos	239.2	11.28	4.71 %	1582.2	59.72	3.76 %
PI ZN	253.4	8.66	3.42 %	1782	24.78	1.39 %

pretenden responder, algunas de las cuales son, ¿el rendimiento se mantendrá cuando se analice una mano con todos los dedos funcionando en paralelo?, ¿cómo se comportará la mano ante perturbaciones externas?, ¿cuál será el consumo de energía de cada controlador, de cara a considerar que este dispositivo debe operar con baterías?, entre otras; sin embargo, lo que si puede afirmarse es que es este tipo de comparaciones son indispensables con miras a generar dispositivos que puedan competir con los que existen actualmente en el mercado, basado en dispositivos biónicos que utilizan controles en lazo abierto y operan mediante señales mioeléctricas (SEMG) (Song y col., 2023), no solo en costo, sino también en funcionamiento.

## CONCLUSIONES

El controlador proporcional más compensación fue el que mejor desempeño presentó en las pruebas realizadas al mostrar una menor incidencia de sobre impulso y oscilaciones en la señal de control en comparación con los otros evaluados, lo que lo convierte en la opción más adecuada para el funcionamiento estable de un dedo biónico. Estos resultados sugieren que el controlador proporcional más compensación es una alterna-

tiva viable para su implementación en dispositivos biónicos, especialmente en prótesis de mano, debido a su precisión y capacidad para minimizar el desgaste del actuador. La tendencia actual en dispositivos biónicos del control en lazo abierto mediante SEMG abre la posibilidad de integrar señales EMG como referencia para un controlador en lazo cerrado, permitiendo un control más intuitivo y adaptativo del movimiento del dedo biónico hacia la posición deseada. La combinación de controladores de lazo cerrado con señales EMG podría aumentar la funcionalidad y precisión de las prótesis. Finalmente, los resultados obtenidos no solo proporcionan un sólido punto de partida para futuras comparaciones de controladores, sino que también destacan el potencial de seguir investigando en la integración del control por señales mioeléctricas. La investigación futura podría centrarse en optimizar esta combinación de controladores para mejorar aún más la capacidad de las prótesis biónicas y aumentar la calidad de vida de las personas con amputaciones de miembros superiores.

## DECLARACIÓN DE CONFLICTO DE INTERESES

Los autores declararon no tener conflictos de intereses de ningún tipo.

## REFERENCIAS

- Astrom, K. J. & Hägglund, T. (2006). PID control. *IEEE Control Systems Magazine*.
- Bioparx (2018). Bioparx. [En línea]. Disponible en: <http://www.bioparx.com/>. Fecha de consulta: 3 de octubre de 2022.
- Burton, D. (2016). Robotic or prosthetic hand. [En línea]. Disponible en: <https://www.thingiverse.com/thing:1830958>. Fecha de consulta: 3 de octubre de 2022.
- Cortes, F. R. (2020). Robótica: control de robots manipuladores. Marcombo.
- Deng, H., Luo, H., Wang, R., & Zhang, Y. (2018). Grasping force planning and control for tendon-driven anthropomorphic prosthetic hands. *Journal of Bionic Engineering*, 15(5), 795-804. <https://doi.org/10.1007/s42235-018-0067-z>
- Deshpande, A. D., Ko, J., Fox, D., & Matsuoka, Y. (2013). Control strategies for the index finger of a tendon-driven hand. *The International Journal of Robotics Research*, 32(1), 115-128. <https://doi.org/10.1177/0278364912466925>
- Difonzo, E., Zappatore, G., Mantriota, G., & Reina, G. (2020). Advances in finger and partial hand prosthetic mechanisms. *Robotics*, 9(4), 80. <https://doi.org/10.3390/robotics9040080>
- Dougherty, D. (2012). The maker movement. *Innovations: Technology, Governance, Globalization*, (3), 11-14. <https://muse.jhu.edu/article/499244>
- Duran, L. (2019). Prototype for the "LAD" Robotic Hand-finger. [En línea]. Disponible en: <https://www.thingiverse.com/thing:3742369>. Fecha de consulta: 10 de noviembre de 2022.
- Espressif (2022). Espressif Systems. [En línea]. Disponible en: [https://www.espressif.com/sites/default/files/documentation/esp32\\_datasheet\\_en.pdf](https://www.espressif.com/sites/default/files/documentation/esp32_datasheet_en.pdf). Fecha de consulta: 17 de agosto de 2022.
- Farebrother, R. W. (2018). Linear least squares computations. Routledge.
- Franklin, G. F., Powell, D., & Emami-Naeini, A. F. (2019). Feedback Control of Dynamic Systems. Pearson.
- Grashof, F. (1883). Theoretische Maschinenlehre. Leipzig.
- Gross, R. (2017). Humanoid robotic hand. [En línea]. Disponible en: <https://www.thingiverse.com/thing:2269115>. Fecha de consulta: 3 de octubre de 2022.
- Imbinto, I., Montagnani, F., Bacchereti, M., Cipriani, C., Davalli, A., Sacchetti, R., Gruppioni, E., Castellano, S., & Controzzi, M. (2018). The S-Finger: a synergetic externally powered digit with tactile sensing and feedback. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 26(6), 1264-1271. <https://doi.org/10.1109/TNSRE.2018.2829183>
- Jang, G., Lee, C., Lee, H., & Choi, Y. (2013). Robotic index finger prosthesis using stackable double 4-BAR mechanisms. *Mechatronics*, 23(3), 318-325. <https://doi.org/10.1016/j.mechatronics.2013.01.006>
- Jung, S. Y., Kang, S. K., & Moon, I. (2008). Design of biomimetic hand prosthesis with tendon-driven five fingers. *IEEE*.
- Kashef, S. R., Amini, S., & Akbarzadeh, A. (2020). Robotic hand: A review on linkage-driven finger mechanisms of prosthetic hands and evaluation of the performance criteria. *Mechanism and Machine Theory*, 145, 103677. <https://doi.org/10.1016/j.mechmachtheory.2019.103677>
- Kim, U., Jung, D., Jeong, H., Park, J., Jung, H. M., Cheong, J., Choi, H. R., Do, H., & Park, C. (2021). Integrated linkage-driven dexterous anthropomorphic robotic hand. *Nature Communications*, 12(1), 1-13. <https://doi.org/10.1038/s41467-021-27261-0>
- Kordaczek, R. & Pilat, A. K. (2020). Prototype and Simulation Model of a Robotic Hand. *International Conference Mechatronic Systems and Materials*, 1-6. <https://doi.org/10.1109/MSM49833.2020.9201741>
- Lewis, F. L., Vrabie, D., & Syrmos, V. L. (2012). Optimal Control. John Wiley & Sons. <https://doi.org/10.1002/9781118122631>
- Li, X., Huang, Q., Chen, X., Yu, Z., Zhu, J., & Han, J. (2017). A novel under-actuated bionic hand and its grasping stability analysis. *Advances in Mechanical Engineering*, 9(2), 1687814016688859. <https://doi.org/10.1177/1687814016688859>
- Liu, Y. W., Feng, F., & Gao, Y. F. (2014). HIT prosthetic hand based on tendon-driven mechanism. *Journal of Central South University*, 21(5), 1778-1791. <https://doi.org/10.1007/s11771-014-2124-z>
- Luo, H., Duan, X., & Deng, H. (2014). Sliding mode impedance control of a underactuated prosthetic hand. *IEEE, 2014. IEEE International conference on information and automation*. <https://doi.org/10.1109/ICInfA.2014.6932747>
- Lynch y Park. (2017). Modern robotics. Cambridge University Press.
- Machado, B., Quintero, E., Safla, E., & Armijos,

A. (2020). Síntesis dimensional de mecanismo para una mano robótica basado en un eslabonamiento de cuatro barras. *Polo del Conocimiento: Revista Científico-profesional*, 5(12), 707-724.

Nise, N. S. (2020). *Control systems engineering*. John Wiley & Sons.

Open Bionics (2017). *Ada Robotic Hand*. [En línea]. Disponible en: <https://www.thingiverse.com/thing:1294517>. Fecha de consulta: 3 de octubre de 2022.

Open Bionics (2021). *Open bionics*. [En línea]. Disponible en: <https://openbionics.com>. Fecha de consulta: 3 de octubre de 2022.

Ottobock (2013). *Prótesis de Miembro Superior*. [En línea]. Disponible en: <https://www.ottobock.com.mx/prosthetics/upper-limb/>. Fecha de consulta: 3 de octubre de 2022.

P4HBionics (2020). *P4H Bionics*. [En línea]. Disponible en: <https://p4hbionics.com>. Fecha de consulta: 3 de octubre de 2022.

Prakash, A. & Sharma, S. (2020). A low-cost system to control prehension force of a custom-made myoelectric hand prosthesis. *Research on Biomedical Engineering*, 36, 237-247.

Rondinò, S., Pisla, D., & Carbone, G. (2020). Design, simulation and preliminary testing of a robotic hand with a one-DOF movable palm. <https://doi.org/10.1109/AQTR49680.2020.9129962>

Saharan, L., Wu, L., & Tadesse, Y. (2020). Modeling and simulation of robotic finger powered by nylon artificial muscles. *Journal of Mechanisms and Robotics*, 12(1), 014501. <https://doi.org/10.1115/1.4044740>

Sobinov, A. R. & Bensmaia, S. J. (2021). The neural mechanisms of manual dexterity. *Nature Reviews neuroscience*, 22(12), 741-757. <https://doi.org/10.1038/s41583-021-00528-7>

Song, T., Yan, Z., Guo, S., Li, Y., Li, X., & Xi, F. (2023). Review of sEMG for robot control: Techniques and applications. *Applied Sciences*, 13(17), 9546.

Tchimino, J., Markovic, M., Dideriksen, J. L., & Dosen, S. (2021). The effect of calibration parameters on the control of a myoelectric hand prosthesis using EMG feedback. *Journal of Neural Engineering*, 18(4), 046091. <https://doi.org/10.1088/1741-2552/ac07be>

Vazquez-Vela, E. (2016). *Los amputados y su rehabilitación. Un reto para el Estado*. Academia Nacional de Medicina.

Velázquez-Velázquez, E., Doroteo-Chimal, C., Diaz-Arizmendi, L. J. y Suárez-Benítez, M. C. (2023). Estadíos de maduración ósea digitopalmar en pacientes de la Clínica de Ortodoncia de la Universidad de Ixtlahuaca en comparación a los criterios establecidos por Björk, Grave y Brown, agosto 2016-julio 2018. *Revista mexicana de ortodoncia*, 8(4), 236-244.

Wahit, M. A., Ahmad, S. A., Marhaban, M. H., Wada, C., & Izhar, L. I. (2020). 3D printed robot hand structure using four-bar linkage mechanism for prosthetic application. *Sensors*, 20(15), 4174. <https://doi.org/10.3390/s20154174>

Wellstead, P. E. E. & Zarrop, M. B. (1991). *Self-tuning Systems: Control and Signal Processing*. West Sussex: John Wiley & Sons.

Winkley (1888). *The winkley company*. [En línea]. Disponible en: <https://www.winkley.com>. Fecha de consulta: 10 de noviembre de 2022.

Yoon, C. y Choi, D. (2017). Underactuated finger mechanism using contractible slider-crank and stackable four-bar linkages. *IEEE/ASME Transactions on Mechatronics*, 22(5), 2046-2057. <https://doi.org/10.1109/TMECH.2017.2723718>