



**Desarrollo de un sistema de retroalimentación de la posición y el movimiento de los dedos
para la prótesis de A3D de Prótesis Avanzadas**

Ana María Montañez Becerra

Informe de práctica para optar al título de
Bioingeniera

Asesor

Isabel Cristina Muñoz Ortega, PhD

Universidad de Antioquia

Facultad de ingeniería

Bioingeniería

Medellín

2024

Cita	(Montañez Becerra A ,2024)
Referencia	Montañez Becerra. A, (2024). Desarrollo de un sistema de retroalimentación de la posición y el movimiento de los dedos para la prótesis de A3D de Prótesis Avanzadas [Semestre de industria]. Universidad de Antioquia, Medellín.
Estilo APA 7 (2020)	



Centro de Documentación Ingeniería (CENDOI)

Repositorio Institucional: <http://bibliotecadigital.udea.edu.co>

Universidad de Antioquia - www.udea.edu.co

Rector: John Jairo Arboleda Céspedes.

Decano/Director: Julio César Saldarriaga Molina.

Jefe departamento: John Fredy Ochoa Gómez.

El contenido de esta obra corresponde al derecho de expresión de los autores y no compromete el pensamiento institucional de la Universidad de Antioquia ni desata su responsabilidad frente a terceros. Los autores asumen la responsabilidad por los derechos de autor y conexos.

Tabla de contenido

Introducción	10
1.1 Objetivo general	11
1.2 Objetivos específicos.....	12
2 Marco teórico	12
2.1 Amputación transradial	12
2.2 Prótesis de miembro superior	12
2.3 Registro de señales electromiográficas	13
2.4 Mano A3D de Prótesis avanzadas	14
2.5 Realimentación para conocer posición.....	15
3 Metodología	16
3.1 Evaluación de sensores.....	16
3.1.1 Elección sensor a usar e integración al mecanismo del dedo	16
3.1.2 Caracterización del sensor	17
3.1.3 Prueba de fatiga y reproducibilidad	18
3.2 Diseño de retroalimentación.....	19
3.2.1 Calibración dedos.....	19
3.2.2 Diseño PCB.....	19
3.2.3 Diseño sistema de retroalimentación	19
3.3 Validación el sistema de retroalimentación	20
3.3.1 Validación del funcionamiento de los sensores	20
3.3.2 Validación de medición de la posición angular	20
3.3.3 Validación ajuste PWM	21
4 Resultados	21
4.1 Evaluación sensores	21

4.1.1 Selección del sensor a usar e integración al mecanismo del dedo	21
4.1.2 Caracterización potenciómetro	23
4.1.3 Prueba de fatiga y reproducibilidad	24
4.2 Diseño de retroalimentación.....	26
4.2.1 Calibración dedos.....	26
4.2.2 Diseño PCB.....	27
4.2.3 Diseño sistema de retroalimentación	30
4.3 Validación sistema de retroalimentación	32
4.3.1 Validación del funcionamiento de los sensores	32
4.3.2 Validación de medición de la posición angular	32
4.3.3 Validación ajuste PWM	32
5 Análisis.....	37
5.1 Evaluación sensores	37
5.2 Diseño de retroalimentación.....	42
5.3 Validación sistema de retroalimentación	42
6 Conclusiones	44

Lista de tablas

Tabla 1. Ventajas y desventajas de sensores usados para medición de posición de los dedos	21
Tabla 2. Valores de milivoltios obtenidos en el proceso de calibración	27
Tabla 3. Tiempos obtenidos en el que se demora cada dedo al abrirse y llegar a un ángulo de 15° y al cerrarse y llegar a un ángulo de 55°	31
Tabla 4. Diferencia total entre tiempos	31
Tabla 5. Ángulo máximo y mínimo alcanzado por cada dedo	32
Tabla 6. Validación del cambio del PWM durante el movimiento	34
Tabla 7. Desviación estándar por épocas para la prueba de fatiga	40
Tabla 8. Resultados de la prueba Kolmogorov-Smirnov	41
Tabla 9. Resultados de la prueba de Kruskal-Wallis	41

Lista de figuras

Figura 1. Mano A3D comercializada por prótesis avanzadas	10
Figura 2. Prótesis Mecánicas de Miembro Superior. A. Prótesis Cosmética. B. Prótesis Mecánica Actuada.....	13
Figura 3. Ejemplos tipos de agarre a. agarre de pinza abierta b. agarre de pinza cerrada c. manejo de mouse d. señalización con dedo índice.....	15
Figura 4. Mecanismo dedo.....	16
Figura 5. Montaje para caracterización	17
Figura 6. Caracterización del sensor	17
Figura 7. Diagrama funcionamiento sistema de retroalimentación.....	20
Figura 8. Iteraciones Hardware a. hueco en tapa b. potenciómetro en baquelita c. tres huecos en la tapa d. recubrimiento de silicona d. potenciómetro elegido.....	22
Figura 9. Caracterización potenciómetro	24
Figura 10. Prueba fatiga: valores milivoltios dedo cerrado. Prueba 1: 0 ciclos, prueba 2: 2000 ciclos y prueba 3: 4000 ciclos	25
Figura 11. Prueba fatiga: valores milivoltios dedo abierto. Prueba 1: 0 ciclos, Prueba 2: 2000 ciclos y prueba 3: 4000 ciclos	25
Figura 12. Montaje de los cuatro dedos con el potenciómetro.....	26
Figura 13. Ubicación de la tarjeta electrónica.....	28
Figura 14. Esquemático de conexiones DRV8833.....	29
Figura 15. Tarjeta con resistencias de 47k	29
Figura 16. Movimiento completo de la mano a. mano cerrada b. mano parcialmente cerrada c. mano parcialmente abierta d. mano abierta.....	33
Figura 17. Histogramas de diferencias entre los milivoltios para cada ciclo y la media de los datos para la mano abierta a. Histograma para prueba 1 b. Histograma para prueba 2 c. Histograma para prueba 3.	38
Figura 18. Histogramas de diferencias entre los milivoltios para cada ciclo y la media de los datos para la mano cerrada a. Histograma para prueba 1 b. Histograma para prueba 2 c. Histograma para prueba 3.	39

Siglas, acrónimos y abreviaturas

EMG	Electromiografía
ABS	Acrilonitrilo butadieno estireno
ADC	Analog to digital converter
PCB	Printed circuit board
PWM	Pulse width modulation

Resumen

La empresa Prótesis Avanzadas comercializa prótesis mioeléctricas de miembro superior que cuentan con movimientos independientes para cada dedo, actuados a partir de una señal de PWM enviada desde un microcontrolador; donde los comandos de apertura y cierre son controlados mediante temporizadores en el microcontrolador. El presente proyecto comprende el diseño electrónico y la programación de un nuevo sistema de control que integra realimentación de la posición de los dedos, permitiendo una calibración automática y continua. Para lograr este objetivo se identificaron sensores que pudieran ubicarse en la prótesis actual sin afectar sus dimensiones, entre los cuales un potenciómetro engranado con el resto del mecanismo fue seleccionado como la solución definitiva. A partir de este sistema se propuso y validó un sistema de detección de posición y calibración automático para la apertura y cierre de un dedo. Se realizaron pruebas de fatiga al sistema comprendiendo 4000 ciclos de apertura y cierre, a partir de lo cual se validó la estabilidad de la medición y la durabilidad del sistema. Para implementar el sistema en los demás dedos de la mano se realizó el diseño electrónico de una nueva tarjeta electrónica para la prótesis, actualizando también el microcontrolador por un ESP32 y los puentes H por un modelo más pequeño y nuevo. Por último, se desarrollaron las funciones de sincronización de los dedos permitiendo la determinación automática de PWM y temporizadores que aseguren un movimiento coordinado de estos. Como trabajo a futuro se propone la implementación del sistema para las otras funcionalidades de la mano y la realización de pruebas con usuarios.

Palabras clave: realimentación sensorial, sensores, prótesis de mano

Abstract

The company Prótesis Avanzadas commercializes myoelectric upper limb prostheses featuring independent movements for each finger, actuated by a PWM signal sent from a microcontroller. The opening and closing commands are controlled through timers on the microcontroller. The present project involves the electronic design and programming of a new control system that integrates feedback of finger positions, allowing for automatic and continuous calibration. To achieve this objective, sensors were identified that could be placed in the current prosthesis without affecting its dimensions, among which a geared potentiometer integrated with the rest of the mechanism was selected as the definitive solution. Using this system, a proposal for an automatic position detection and calibration system for finger opening and closing was suggested and validated. Fatigue tests were conducted on the system, comprising 4000 cycles of opening and closing, confirming the stability of the measurement and the durability of the system. To implement the system in the other fingers of the hand, the electronic design of a new electronic board for the prosthesis was carried out, also upgrading the microcontroller to an ESP32 and the H-bridges to a smaller and newer model. Finally, synchronization functions for the fingers were developed, allowing for the automatic determination of PWM and timers to ensure coordinated movement. As future work, the implementation of the system for other hand functionalities and user testing is proposed.

Keywords: sensory feedback, sensors, hand prosthetics

Introducción

En el marco de la búsqueda constante de mejoras tecnológicas y funcionales en el campo de las prótesis mioeléctricas, surge la necesidad de abordar desafíos específicos para proporcionar a los usuarios una experiencia más integrada y natural (Dorcas & Scott, 1966). En este contexto, el presente proyecto se propone explorar y desarrollar una solución para la retroalimentación de la posición y el movimiento de los dedos en la prótesis A3D, presentada en la Figura 1 comercializada por Prótesis Avanzadas.



Figura 1. Mano A3D comercializada por prótesis avanzadas

En los últimos años, los avances en ingeniería y la creciente comprensión de la biomecánica han permitido el diseño de prótesis cada vez más sofisticadas. Sin embargo, una limitación persistente es la falta de retroalimentación en tiempo real sobre estas variables funcionales de los dedos protésicos (Dorcas & Scott, 1966)(Salazar Yaringaño & Ángel Elías Giordano, s/f). Esta carencia no solo impacta la precisión de las acciones realizadas por el usuario, sino que también limita la sensación de control y naturalidad al interactuar con objetos y entornos, de igual forma se ve afectada la capacidad de la prótesis a realizar diversos agarres. Además, esta retroalimentación disminuye el tiempo del proceso de calibración de la mano, ya que actualmente los dedos funcionan

con movimientos temporizados, por lo tanto, antes de cada entrega es necesario hacer pruebas de estos movimientos y ajustar en el código el tiempo para cada movimiento, igualmente con el uso prolongado de la prótesis los dedos se van desgastando, haciendo necesario realizar una recalibración y ajuste.

El objetivo primordial de este proyecto es diseñar e implementar un sistema de retroalimentación que aborde esta carencia. Para lograrlo, se explorarán diversas variables que sean de interés para este proyecto, cuya medición proporcionará datos fundamentales para informar el diseño y la ejecución del sistema de retroalimentación. Además, se llevará a cabo la integración de estas mediciones con el código de control de la prótesis A3D, asegurando una interacción coherente y sinérgica entre los datos de retroalimentación y el funcionamiento general de la prótesis.

El presente informe detalla el enfoque propuesto, desde el análisis de antecedentes hasta la descripción de los objetivos específicos y la metodología a emplear. A través de esta investigación y desarrollo, se aspira a contribuir significativamente a la mejora de la experiencia de los usuarios de la prótesis A3D, superando las limitaciones actuales y acercándonos a una integración más eficiente entre tecnología y funcionalidad humana.

Abre la puerta a la retroalimentación háptica para prótesis mioeléctrica mediante sensores lo que permitiría que el usuario conozca más información en relación con otras variables como por ejemplo la fuerza que se está aplicando al agarrar un objeto (Fernando & Muñiz, s/f), lo que se logra usando mediante motores de vibración. Esto permite que el usuario tenga una experiencia más intuitiva.

1 Objetivos

1.1 Objetivo general

Desarrollar un sistema para proporcionar retroalimentación de la posición y el movimiento de los dedos empleados en la prótesis A3D comercializada por Prótesis Avanzadas.

1.2 Objetivos específicos

- Evaluar el tipo de sensores que permitan la identificación de índices que den cuenta de la posición y movimiento de los dedos en la prótesis A3D.
- Diseñar un sistema de retroalimentación de la posición y movimiento de los dedos a partir de los índices identificados.
- Validar el sistema de retroalimentación asegurando una sincronización fluida entre los datos obtenidos de posición, movimiento de los dedos y el funcionamiento global de la prótesis.

2 Marco teórico

2.1 Amputación transradial

Las amputaciones de miembro superior se realizan comúnmente en casos de infección, trauma, cáncer, enfermedades progresivas o malformaciones genéticas (Armando et al., 2022) Una amputación transradial es una amputación parcial del brazo, por debajo del codo, que se realiza en algún punto a lo largo del radio. Al realizar esta cirugía se procura dejar el codo y gran parte del brazo intacto, permitiendo una fácil recuperación (Brack & Amalu, 2021). En general, se procura dejar la mayor cantidad de longitud del antebrazo para permitir movimientos de pronosupinación. Adicionalmente, para un ajuste protésico, es necesario preservar al menos 4 cm del cúbito, debido a la necesidad de contar con musculatura para la detección de la señal mioeléctrica.

2.2 Prótesis de miembro superior

Las prótesis de miembro superior pueden dividirse entre las prótesis mecánicas y las electromecánicas (particularmente mioeléctricas). Las prótesis mecánicas de miembro superior para amputaciones transradiales también pueden dividirse en dos: las prótesis cosméticas y las mecánicas (Figura 2). Las prótesis cosméticas suelen ser un guante de silicona que se adhiere al miembro residual y sirve para realizar funciones de sujeción a partir de la deformación del material, así como asemejarse a la mano humana. Las prótesis mecánicas suelen estar compuestas de un gancho, o pinzas, como extremo distal; un sistema de cables conectado a un arnés en la espalda del usuario; y el socket.

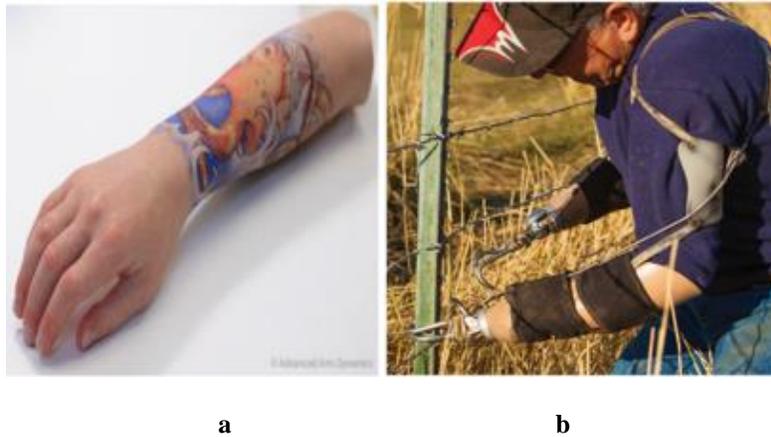


Figura 2. Prótesis Mecánicas de Miembro Superior. A. Prótesis Cosmética. B. Prótesis Mecánica Actuada

Estas prótesis cuentan sin embargo con varias limitaciones: el arnés restringe el movimiento permitido del extremo distal y su funcionamiento genera fuerzas considerables en el miembro residual y puede ocasionar lesiones en el área de la axila. La fuerza de agarre es proporcional a la fuerza que puede ejercer el usuario y para cierto rango de posiciones, particularmente con el brazo estirado, es difícil ejercer fuerza en el agarre (Trent et al., 2020). Además, el uso de prótesis mecánicas obliga a movimientos compensatorios por parte del hombro y torso, lo cual genera lesiones a largo plazo (Valevicius et al., 2019).

2.3 Registro de señales electromiográficas

La electromiografía (EMG) es la técnica utilizada para detectar las señales eléctricas que emanan de los músculos esqueléticos. Los músculos se encuentran enervados en grupos conocidos como ‘unidades motoras’, siendo este el lugar donde las neuronas motoras transmiten los comandos del cerebro a las fibras musculares. Cuando una unidad motora es activada produce un ‘potencial de acción de la unidad motora’, estas activaciones se producen de forma continua por el sistema central nervioso mientras que el músculo sea requerido para generar fuerza (Valevicius et al., 2019). La señal eléctrica es generada debido al intercambio de iones en exceso entre membranas musculares durante la activación muscular, siendo posteriormente detectada con la ayuda de electrodos (Sadikoglu et al., 2017). Debido a que por lo general varios grupos musculares son requeridos para una actividad cualquiera, el registro EMG tiende a contar con la señal superpuesta

de varios músculos. Para focalizar la lectura electrodos insertables, particularmente aquellos de aguja son utilizados; sin embargo, para el control de prótesis la elección de electrodos secos compuestos de láminas de un material conductor, como la plata, son prevalentes. Además del control de prótesis, la electromiografía es ampliamente utilizada en fisioterapia, diagnóstico de enfermedades, medicina del deporte y entrenamiento, estudios de ergonomía, entre otros (Seguna et al., s/f).

La señal electromiográfica presenta un rango de amplitudes de entre 0-10mV (Reaz et al., 2006), donde la mayoría de su potencia se encuentra entre los 20 y 500 Hz (Del Olmo & Domingo, s/f). Por lo general, un par de electrodos diferencial es utilizado como entrada a un amplificador de instrumentación, el cual brinda también un lazo de realimentación que busca reducir el ruido de modo común mediante el electrodo DRL o de referencia. La señal es amplificada y filtrada para luego ser leída por un sistema de adquisición de datos. Existen múltiples aproximaciones a este proceso de acondicionamiento de la señal, pero la mayoría coinciden con la necesidad de filtrar de forma análoga frecuencias por fuera de la banda deseada (Merletti et al., 2020) Existen algunas aproximaciones que realizan el filtrado del ruido de 60 Hz mediante filtros notch mientras que otras realizan este procedimiento digitalmente (Li et al., 2011) (Roland et al., s/f). Basados en la calidad de la instrumentación, la complejidad del montaje, y el posible procesamiento digital, diferentes equipos EMG puede presentar diferencias en cuanto a la señal registrada.

2.4 Mano A3D de Prótesis avanzadas

La mano robótica A3D (Figura 3) con control mioeléctrico cuenta con movimiento independiente en cada uno de los dedos. Esta mano tiene controladores y sensores electrónicos lo que en conjunto permite programar diferentes tipos de agarre. Reproduce algunos movimientos de la mano humana con el fin de mejorar el desempeño de los usuarios en las actividades cotidianas. Es un dispositivo elaborado por medio de la fabricación aditiva, en este caso la impresión 3D, con los materiales ABS (Acrilonitrilo Butadieno Estireno), Nylon X y Onyx (Nylon reforzado con fibra de carbono). La prótesis incluye uno o dos sensores mioeléctricos que se encuentran ubicados internamente en el socket, los cuales tienen como función capturar las señales eléctricas que generan los músculos al moverse. Esta es una prótesis que no permite obtener información

sensorial, es decir, con la prótesis no es posible sentir texturas ni sensaciones como calor o frío (Prótesis Avanzadas, s.f.).

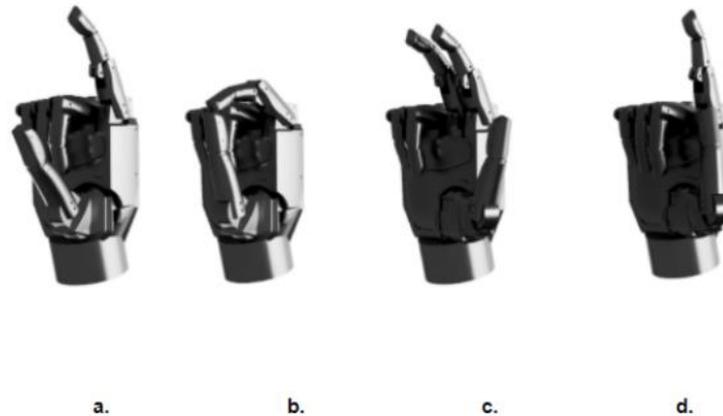


Figura 3. Ejemplos tipos de agarre a. agarre de pinza abierta b. agarre de pinza cerrada c. manejo de mouse d. señalización con dedo índice

La mano A3D no cuenta con un sistema de retroalimentación para conocer la posición de los dedos, lo cual es esencial para lograr una interacción efectiva y natural entre el usuario y su prótesis, así como para optimizar la funcionalidad y la comodidad en las actividades cotidianas.

2.5 Realimentación para conocer posición

Existen diferentes sensores propioceptivos, los cuales son los responsables de sensar los movimientos propios de la prótesis para el control y auto monitorización. En la prótesis de miembro superior, la medición de la posición de los dedos es de suma importancia debido a que el algoritmo de control de la mano se basa en esta información [2]. Actualmente el control de las prótesis A3D es de lazo abierto, es decir la prótesis solo está mandando información a los actuadores, pero no recibe datos de estos. De esta manera el control de lazo cerrado a parte de ofrecer ventajas en términos de tiempo de calibración, permite que el microcontrolador reciba información por parte del sensor que se encarga de medir la posición de los dedos garantizando así que estos van a realizar correctamente los agarres programados. Entre los elementos usados para esto se resalta el potenciómetro, encoder y sensores de efecto hall.

3 Metodología

3.1 Evaluación de sensores

3.1.1 Elección sensor a usar e integración al mecanismo del dedo



Figura 4. Mecanismo dedo.

En esta etapa se estudió las ventajas y desventajas de los sensores para la medición de la posición de los dedos. En el marco de este proyecto se requería que el sensor lograra ser ubicado en el dedo sin alterar las dimensiones de este, por lo tanto, el tamaño y precio eran características relevantes para la selección del sensor. Después de seleccionar el sensor adecuado, se evaluó dónde se colocaría en el mecanismo y cómo se integraría para obtener información sobre la posición en la que se encuentra cada uno de los dedos.

El mecanismo del dedo está compuesto por: motor, engranaje 1 y engranaje 2 (Figura 4), se definió que el sensor debía ubicarse en la tapa del mecanismo e interactuar con el engranaje 1, con esto se buscó disminuir las dificultades en producción, mantenimiento o reemplazo del sensor, además de ser la ubicación donde hay suficiente espacio para colocarlo sin alterar las dimensiones del dedo.

3.1.2 Caracterización del sensor

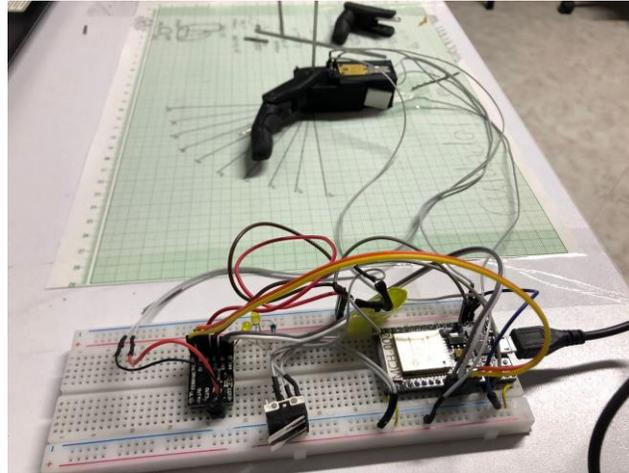


Figura 5. Montaje para caracterización

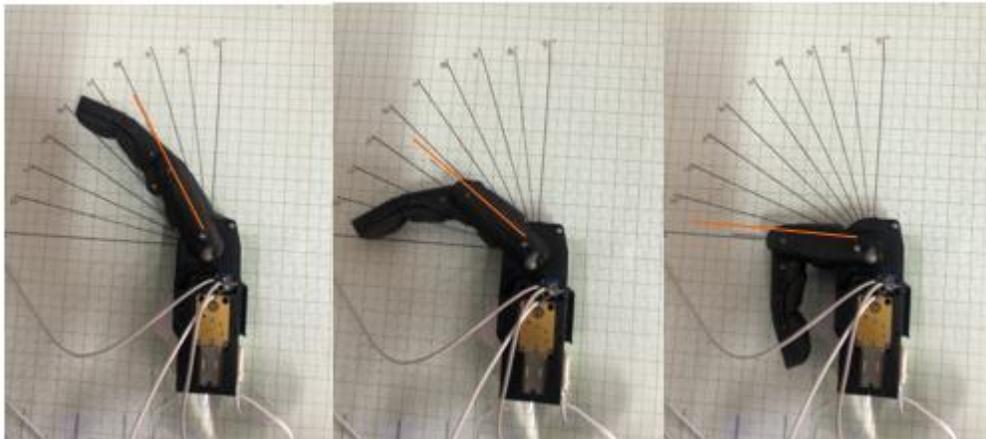


Figura 6. Caracterización del sensor

Para hacer la caracterización se hizo un montaje en una protoboard con: ESP32, drivers y limit switch (Figura 5) los cuales funcionaban como lo harían los sensores mioeléctricos de la prótesis para abrir y cerrar el dedo. A partir de esto y usando una hoja milimétrica marcada con los ángulos, se hizo un recorrido cada diez grados y se resgistró el ADC (analog to digital converter) obtenido del ESP32 correspondiente al ángulo en el que se encuentra la falange proximal tal como se muestra en la Figura 6. Los datos obtenidos se graficaron para ver el comportamiento y si existe o no histéresis.

3.1.3 Prueba de fatiga y reproducibilidad

Con el fin de evaluar el comportamiento y resistencia del sensor seleccionado, se realizaron las siguientes pruebas:

- Prueba de fatiga involucró realizar 500 ciclos de apertura y cierre del dedo. Durante este análisis, se monitorearon posibles cambios en el ADC y en el ángulo de apertura. Los datos se registraron tanto cuando el dedo alcanzaba su apertura máxima como cuando se cerraba completamente. Los resultados de esta prueba se transmitieron al PC a través de Bluetooth en formato .xlsx. En total, se obtuvieron tres conjuntos de datos, correspondientes a cada ejecución de la prueba. El primer conjunto, asociado con la prueba 1, se recolectó antes de que el dedo completara cualquier ciclo. El segundo conjunto corresponde a la prueba 2 y se registró después de que el dedo había realizado 2000 ciclos. Finalmente, se llevó a cabo una tercera prueba, y los datos correspondientes se obtuvieron después de que el dedo había completado 4000 ciclos, proporcionando una visión detallada del rendimiento a lo largo de múltiples ciclos de operación.

-Prueba de Reproducibilidad, se analizó el procedimiento de montaje de los cuatro sensores correspondientes a cada dedo. El propósito de esta evaluación fue examinar la facilidad de ensamblaje y determinar si las tolerancias entre los mecanismos afectaban el rendimiento del sensor en la medición de la posición y la interacción de este con el engranaje 1.

-Análisis estadístico, con el fin de verificar que no existieran cambios estadísticamente significativos entre las diferentes pruebas se aplicó la prueba de Kolmogorov-Smirnov para comprobar la normalidad de los datos. Posteriormente, se seleccionó una prueba estadística específica, ya sea la t de Student, Wilcoxon-Mann-Whitney o Kruskal-Wallis, en función de la normalidad de los datos.

3.2 Diseño de retroalimentación

3.2.1 Calibración dedos

Se realizó un algoritmo para la calibración y ajuste automático del sensor seleccionado, con el objetivo de identificar los valores máximos y mínimos de ADC obtenidos cuando el dedo se encuentra totalmente abierto o cerrado. Estos valores se usaron en la ecuación donde se relaciona el ADC para el cálculo del ángulo en el que se encuentra el dedo.

3.2.2 Diseño PCB (*printed circuit board*)

Debido a que la tarjeta electrónica actual no tiene suficientes pines para la lectura de los cuatro sensores de la mano, se diseñó una PCB la cual se ubicó en el dorso de esta. El microcontrolador anterior de la prótesis era un HCS08, con más de 20 años del mercado, que además de las limitaciones en el número de pines no integra capacidades de conectividad ni de guardado local; función necesaria para almacenar los parámetros de calibración obtenidos. El microcontrolador elegido para este cambio fue el ESP32, el cual además de contar con los pines necesarios para la implementación del sistema de retroalimentación permitirá a la empresa modernizar sus productos. Además de eso, se cambiaron los puentes H por el DRV8844, el cual además de cumplir con las necesidades de potencia es de la mitad del tamaño del puente H actual e integra además funcionalidades de apagado por sobre temperatura, entre otras. Este diseño fue enviado para manufactura y ensamble a JLCPCB.

3.2.3 Diseño sistema de retroalimentación

Se creó una función que acepta los cuatro dedos como parámetros. Dentro de la función, se calcula el ángulo correspondiente para cada dedo utilizando una ecuación la cual relaciona el ADC del sensor de cada dedo, y luego se saca el promedio de estos valores. Posteriormente se resta el promedio y el valor del ángulo para compararlos con tolerancia predefinida, esto para decidir si es necesario ajustar el valor de PWM (pulse width modulation), ya sea disminuyéndolo o aumentándolo tal como se muestra en el diagrama de la Figura 7. Este proceso se ejecuta simultáneamente para los cuatro dedos con el fin de que el movimiento de los dedos sea coordinado.

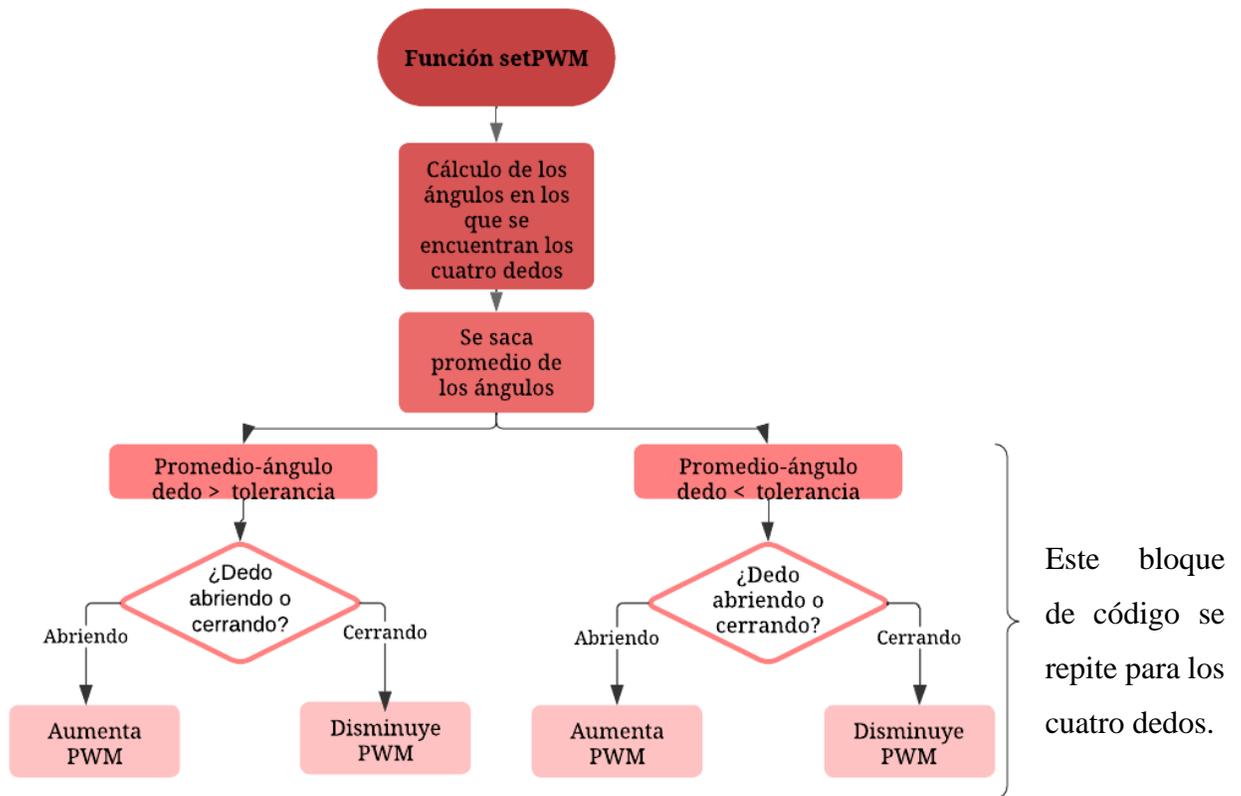


Figura 7. Diagrama funcionamiento sistema de retroalimentación

3.3 Validación el sistema de retroalimentación

3.3.1 Validación del funcionamiento de los sensores

Durante el proceso de validación, se llevó a cabo una evaluación para garantizar que cada uno de los sensores proporcionara cambios en su valor de ADC a medida que se cambia la posición en la que se encuentra el dedo.

3.3.2 Validación de medición de la posición angular

Después de la calibración de cada uno de los dedos se validó que el ángulo que se calcula sea cercano al ángulo en el que se encuentra el dedo, además, se validó que la calibración de los cuatro dedos permita correctamente este cálculo. Para esto se tomaron los datos de los ángulos de los cuatro dedos cuando están del todo abiertos y cerrados y se compararon entre sí.

3.3.3 Validación ajuste PWM

Esta prueba fue diseñada con el objetivo de observar y analizar cómo el sistema ajusta dinámicamente el PWM en respuesta a los cambios continuos en la posición de los dedos a lo largo del ciclo de movimiento.

Durante la ejecución de esta prueba, se registraron los valores de PWM en tiempo real para cada dedo, permitiendo una evaluación precisa de la capacidad del sistema para adaptarse a las variaciones de posición buscando una sincronización de los dedos.

4 Resultados

4.1 Evaluación sensores

4.1.1 Selección del sensor a usar e integración al mecanismo del dedo

En la Tabla 1 se encuentran las desventajas y ventajas de características de importancia para la elección del sensor a integrar al mecanismo.

Tabla 1. Ventajas y desventajas de sensores usados para medición de posición de los dedos

	Potenciómetro	Encoder absoluto (referencia fija)	Sensor de efecto Hall
Ventajas	Costo (\$360), tamaño, resistencia al ruido, numerosos fabricantes.	Precisión, resistencia al ruido.	Tamaño reducido, principio de funcionamiento sin contacto.
Desventajas	Variación de la resistencia de contacto entre cursor y pista de medición, desgaste mecánico.	Costo (\$52k), cableado complicado, tamaño.	Pocos proveedores, precio (\$101k)

La selección final fue el potenciómetro debido al costo por unidad, tamaño y variedad de presentaciones y proveedores.

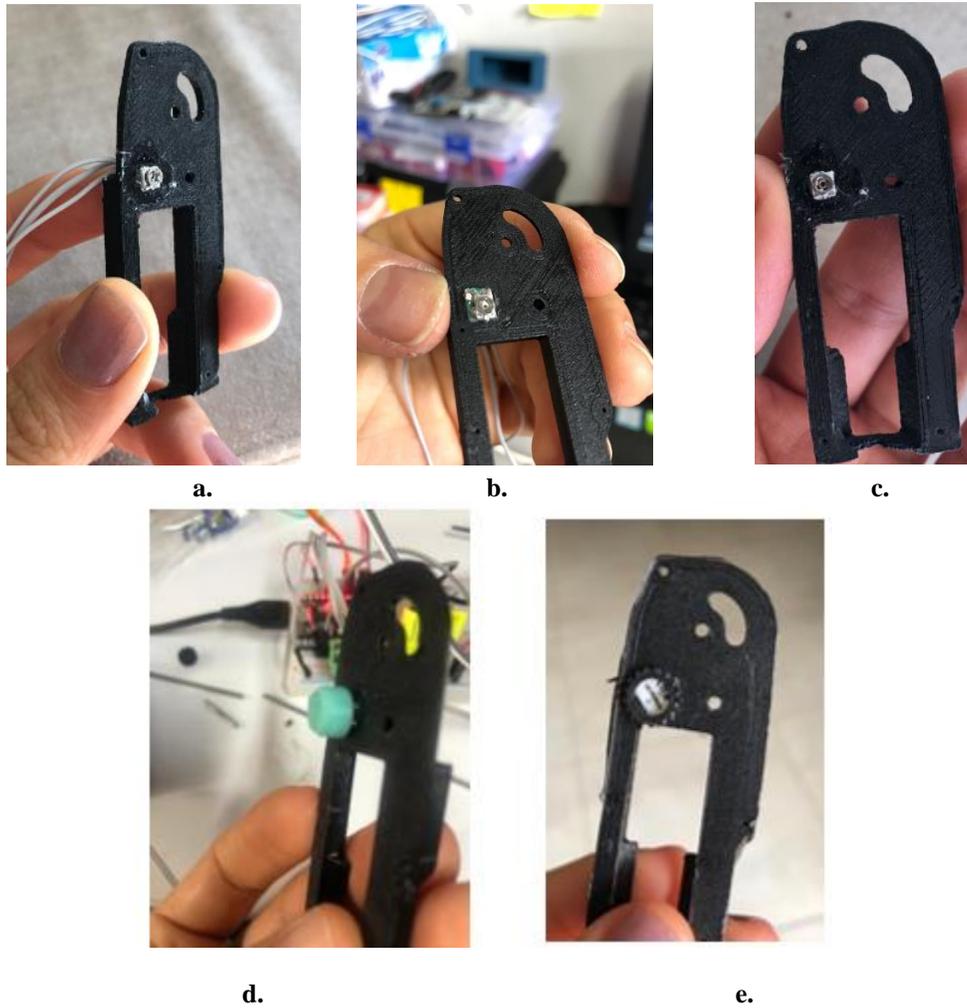


Figura 8. Iteraciones Hardware a. hueco en tapa b. potenciómetro en baquelita c. tres huecos en la tapa d. recubrimiento de silicona d. potenciómetro elegido.

El potenciómetro inicial utilizado en el montaje (ver Figura 8a) resultó ser muy pequeño para resistir la fuerza axial generada por el engranaje 1.

En un intento por resolver este problema, se exploraron varias ideas para hacer que el potenciómetro no se dañara fácilmente. Al principio, se intentó hacer un agujero en la tapa para encajar el potenciómetro (ver Figura 8a), aun así, era propenso a dañarse durante el montaje o no quedaba en la posición exacta para interactuar con el engranaje 1. Luego, se optó por colocar una

placa de baquelita (ver Figura 8b) para facilitar el montaje, pero esto afectaba la posición dentro del mecanismo y no permitía una interacción adecuada con el engranaje 1.

Posteriormente, se realizaron tres perforaciones en la tapa (ver Figura 8c) con el objetivo de evitar el contacto de los cables del potenciómetro y garantizar su posición para una interacción efectiva con el engranaje. Desafortunadamente, esta estrategia no funcionó. Finalmente, se implementó una envoltura de silicona (ver Figura 8d) para establecer contacto con el engranaje, pero no se logró que el potenciómetro girara correctamente.

En última instancia, la solución fue buscar un potenciómetro de mayor tamaño (ver Figura 8e) que fuera más resistente durante el montaje.

4.1.2 Caracterización potenciómetro

Durante la caracterización del potenciómetro, se evidenció que la respuesta del ADC en el microcontrolador ESP32 no es lineal. Por esto, cuando el dedo se encontraba a 50° según la medición con la hoja milimétrica, el valor del ADC ya alcanzaba el máximo de 4095. Para resolver esto se utilizó una función que realizaba la lectura de un valor analógico desde un pin específico. Este valor crudo se obtiene en un rango numérico específico que representaba la intensidad de la señal analógica. Posteriormente, esta función lleva a cabo una conversión de este valor crudo a milivoltios mediante una fórmula que considera el rango de voltaje del microcontrolador. La fórmula utiliza el valor crudo obtenido y el rango de voltaje del dispositivo para proporcionar una representación en milivoltios de la magnitud del voltaje analógico detectado en el pin de entrada.

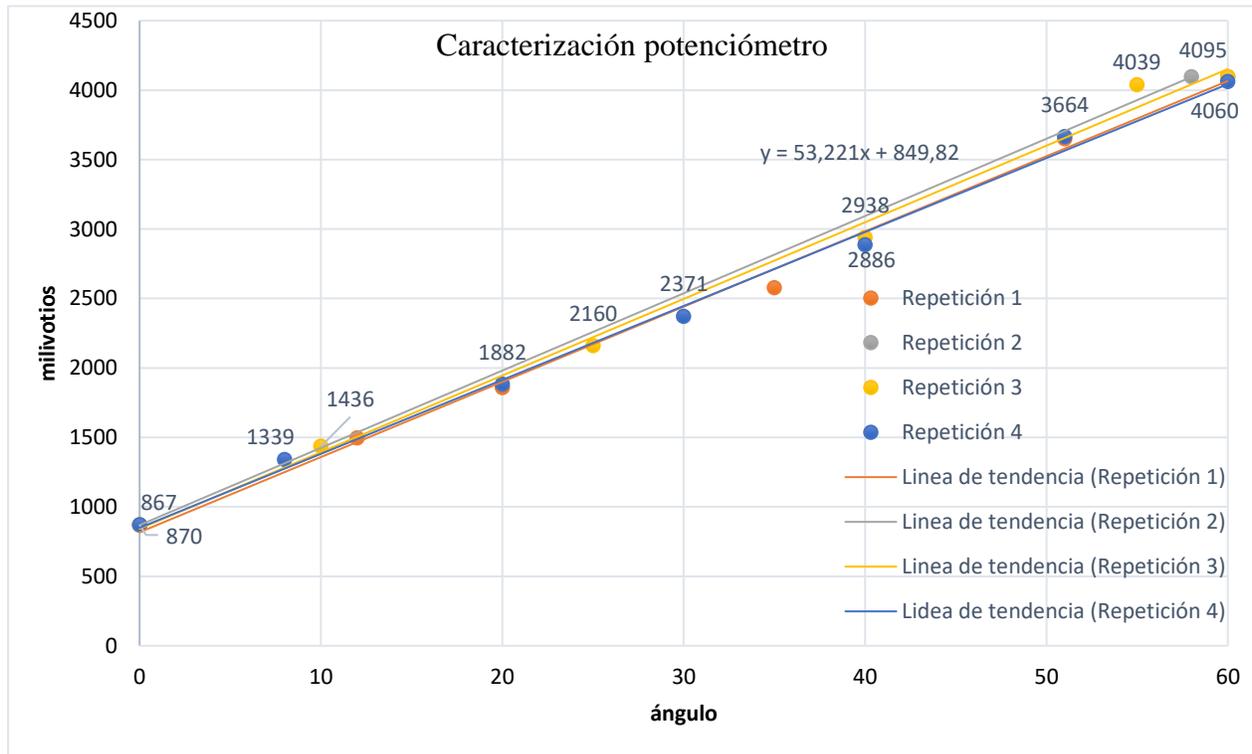


Figura 9. Caracterización potenciómetro

Se tomaron los datos correspondientes a los milivoltios y al ángulo en el que se encontraba respecto a los grados marcados en la hoja milimétrica y se registraron en una tabla de excel, este procedimiento se repitió cuatro veces. Se obtuvo la gráfica de la Figura 9, donde se observa que el comportamiento del potenciómetro es lineal, partiendo de esto se obtuvo la ecuación que se usó para la relación entre el ángulo y los milivoltios.

4.1.3 Prueba de fatiga y reproducibilidad

- Prueba de fatiga, para esta prueba se graficaron los datos obtenidos para los valores de milivoltios correspondientes a cada ciclo.

En las Figuras 10 y 11 se observan estos valores tanto para cuando el dedo alcanzaba la apertura máxima como para cuando se cerraba completamente. Después de 4000 ciclos, se nota a simple vista que estos valores no experimentan alteraciones significativas.

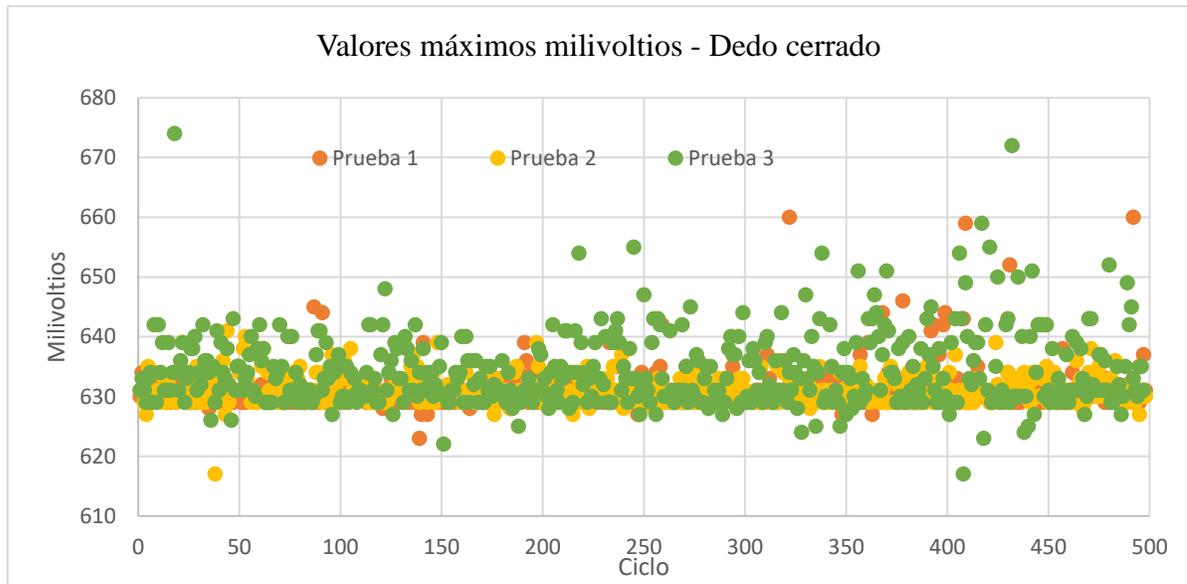


Figura 10. Prueba fatiga: valores milivoltios dedo cerrado. Prueba 1: 0 ciclos, prueba 2: 2000 ciclos y prueba 3: 4000 ciclos

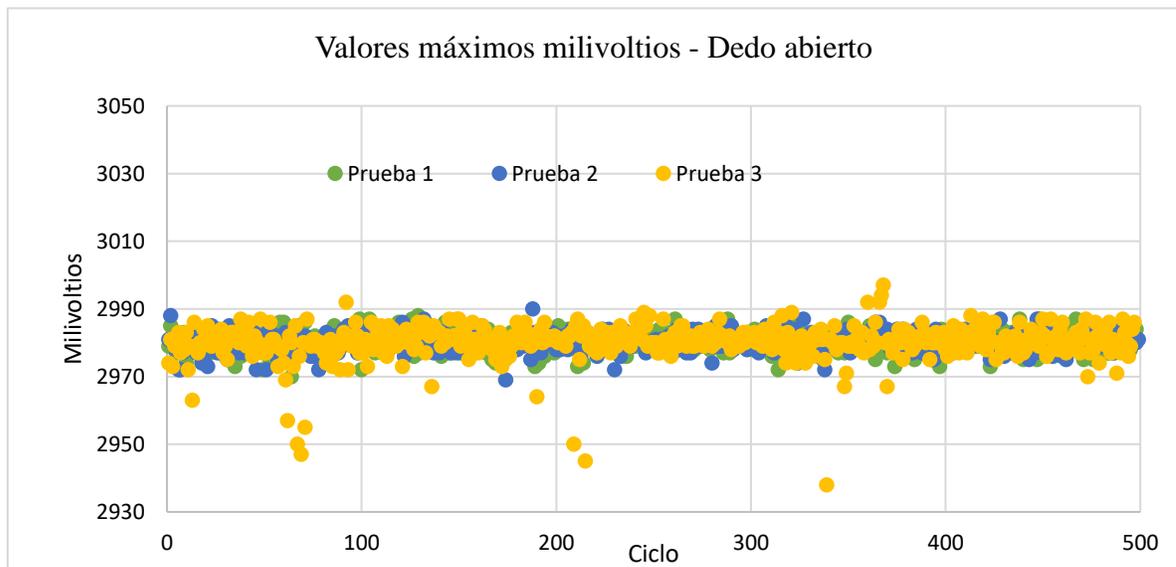


Figura 11. Prueba fatiga: valores milivoltios dedo abierto. Prueba 1: 0 ciclos, Prueba 2: 2000 ciclos y prueba 3: 4000 ciclos

-Prueba de reproducibilidad, se ensambló el potenciómetro para cada uno de los dedos, además se observó que la interacción con el engranaje 1 funcionaba correctamente para cada potenciómetro. En la Figura 12 se presenta la mano con los potenciómetros integrados.



Figura 12. Montaje de los cuatro dedos con el potenciómetro.

4.2 Diseño de retroalimentación

4.2.1 Calibración dedos

En la Tabla 2 se pueden apreciar los valores obtenidos después del proceso de calibración para cada uno de los dedos. Estos valores fueron almacenados en la memoria flash mediante la librería “preferences”. Esta librería se caracteriza por su capacidad para preservar y recuperar valores en la memoria incluso en situaciones donde el microcontrolador se apague. Esta implementación se llevó a cabo con el propósito de realizar el proceso de calibración solo una vez y utilizar los valores almacenados para el cálculo de los ángulos.

Tabla 2. Valores de milivoltios obtenidos en el proceso de calibración

Valores milivoltios después de calibración		
Indice	Valor milivoltios mano abierta	2802
	Valor milivoltios mano cerrada	268
Medio	Valor milivoltios mano abierta	3063
	Valor milivoltios mano cerrada	461
Anular	Valor milivoltios mano abierta	2516
	Valor milivoltios mano cerrada	128
Meñique	Valor milivoltios mano abierta	3144
	Valor milivoltios mano cerrada	757

4.2.2 Diseño PCB

Se llevó a cabo el diseño de la PCB utilizando el software Altium (versión 23, licencia estudiantil), se modernizó la tarjeta en comparación con la versión actual. En esta actualización, se sustituyó el microcontrolador por un ESP32 y los controladores de los motores por DRV8833. La forma de la tarjeta se eligió así ya que esta se ubicó en el dorso de la mano, como se ilustra en la Figura 13.



Figura 13. Ubicación de la tarjeta electrónica

Nota Fuente <https://www.protesisavanzadas.co/pr%C3%B3tesis-a3d>

En la revisión de la tarjeta diseñada, se notó que los pines del controlador que estaban conectados a los motores (pines 2,4,7 y 5) no se llegaban a 3.3V cuando debían hacerlo para cerrar o abrir el dedo. Al analizar los esquemáticos, se identificó que el pin 1 del controlador no estaba conectado a nada (ver Figura 14). Se consultó el datasheet del DRV8833 nuevamente, confirmando que este pin debía mantenerse en estado alto para activar el controlador. Además, se descubrió que posee un pulldown, lo que significa que el controlador de la tarjeta siempre se mantenía inhabilitado.

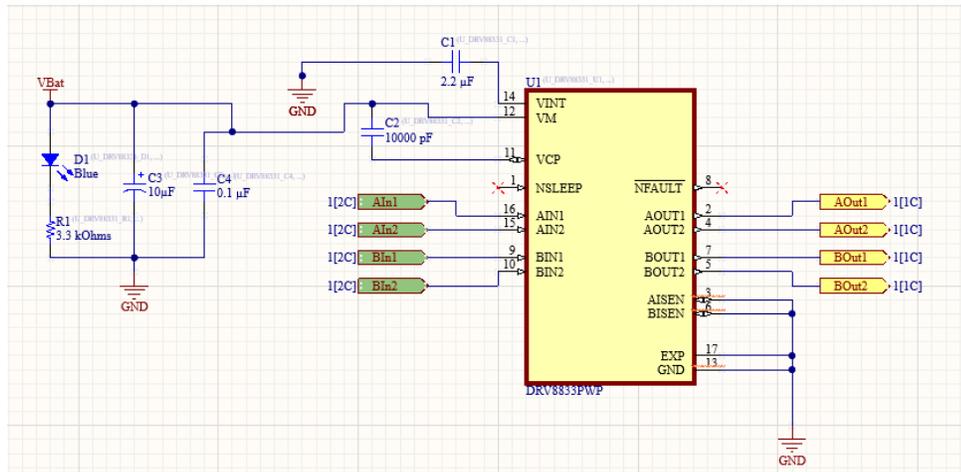


Figura 14. Esquemático de conexiones DRV8833

Para resolver este problema, se soldó una resistencia de 47k a este pin. Un extremo de la resistencia se conectó al pin y el otro al suministro de alimentación, como se muestra en la Figura 15. Se soldaron solo dos resistencias, ya que cada controlador gestionaba dos motores. Debido a que el controlador de la izquierda en la Figura 15 se encarga de los dos motores del pulgar. Es relevante señalar que, para este proyecto específico, no se integró la medición de posición para el pulgar, ya que su mecanismo era diferente al resto de los dedos.



Figura 15. Tarjeta con resistencias de 47k

4.2.3 Diseño sistema de retroalimentación

En el código del sistema de retroalimentación, se definieron dos variables, 'stepPot' y 'tol', que se ajustaban hasta encontrar el valor óptimo para el funcionamiento del sistema. 'stepPot' representaba la cantidad que se sumaba o restaba al PWM según la situación, mientras que 'tol' se empleaba en las comparaciones de los condicionales, como se describe a continuación. Ambas variables se declararon como números enteros.

La función del sistema acepta cuatro argumentos, cada uno siendo un puntero a una estructura del tipo 'Dedo'. Esta estructura se diseñó para evitar la redundancia de variables idénticas para los cuatro dedos. En lugar de eso, se estableció la estructura una sola vez, inicializando los valores correspondientes a cada dedo. Luego, se implementó la función encargada de calcular el ángulo para cada dedo, optimizando la gestión de las variables y garantizando una mayor eficiencia en el proceso.

En esta función, el ángulo se calcula mediante una ecuación que utiliza los valores máximos y mínimos de milivoltios para cada potenciómetro, obtenidos durante la calibración. Después de obtener el valor del ángulo para cada dedo, se calcula el promedio.

Posteriormente, se realiza una comparación entre la resta del promedio y el ángulo con la variable 'tol'. Además, se emplean las banderas 'S_A' y 'S_C', que indican si la mano se está abriendo o cerrando, ya que esto determina si se debe aumentar o disminuir el PWM.

Se identificó la importancia de establecer límites para los valores del PWM para cuidar los motores. En este sentido, cuando el PWM excede el valor de 250, se ajusta dicho valor a 245. Del mismo modo, si el PWM es inferior a 100, se mantiene en este último valor, asegurando así que los motores sean capaces de mover el mecanismo sin inconvenientes. Para obtener el código fuente completo del sistema, consulte el Anexo 1: Código del Sistema de Retroalimentación, adjunto con este informe.

Después de la implementación de la función anterior se notó que los dedos aun no estaban sincronizados por lo que se creó una función en la que se capturó el tiempo para cada uno de los dedos cuando comenzaba el movimiento de apertura y alcanza un ángulo de 15° y, también cuando estos se comenzaban a cerrar y llegar a un ángulo de 55° con el fin de saber el tiempo de cada dedo en llegar a estos ángulos, los resultados obtenidos se muestran en la Tabla 3.

Tabla 3. Tiempos obtenidos en el que se demora cada dedo al abrirse y llegar a un ángulo de 15° y al cerrarse y llegar a un ángulo de 55°

	Delay sin corrección	
	Tiempo abriendo (ms)	Tiempo cerrando (ms)
Indice	916	588
Medio	980	508
Anular	1020	524
Meñique	710	594

En los resultados obtenidos se observa que en el movimiento de apertura el dedo con un delay menor es el meñique por el contrario el que tenía un delay mayor era el anular, por lo que se restó el delay mayor a los otros para que este dedo, es decir el anular, comenzara el movimiento primero, seguido por el medio, luego el índice y por último el meñique, esta misma lógica se usó cuando el movimiento era de cerrar, en este caso el delay que se le resto a los otros fue el del meñique. En la Tabla 4 se encuentran los resultados obtenidos luego de realizar este procedimiento.

Tabla 4. Diferencia total entre tiempos

	Delay corregido	
	Tiempo abriendo (ms)	Tiempo cerrando (ms)
Indice	104	6
Medio	40	86
Anular	0	70
Meñique	310	0

4.3 Validación sistema de retroalimentación

4.3.1 Validación del funcionamiento de los sensores

Durante la evaluación, se observó que cada sensor montado mostraba variaciones en los milivoltios consistentes con los cambios en la posición de los dedos. Esta capacidad de respuesta dinámica validó la efectividad funcional de los sensores, ofreciendo una representación en tiempo real de los movimientos de los dedos.

4.3.2 Validación de medición de la posición angular

En la Tabla 5, se detallan los ángulos medidos para cada uno de los dedos, obtenidos a través de la ejecución del código diseñado para este propósito. Estos ángulos proporcionan una representación cuantitativa de la posición angular de cada dedo en relación con la calibración previamente establecida.

Tabla 5. Ángulo máximo y mínimo alcanzado por cada dedo

	Ángulo máximo	Ángulo mínimo
Indice	58.98	4.02
Medio	58.54	2.41
Anular	59.00	5.58
Meñique	61.56	2.79

4.3.3 Validación ajuste PWM

Para hacer la validación del ajuste del PWM se tomaron varias fotos durante el movimiento para ver la coordinación que existe dentro de los dedos gracias al ajuste dinámico del PWM esto se muestra Figura 16.



Figura 16. Movimiento completo de la mano a. mano cerrada b. mano parcialmente cerrada c. mano parcialmente abierta d. mano abierta

Adicionalmente, en la Tabla 6 se presentan los resultados derivados de cinco repeticiones de la apertura y cierre de la mano. Se evidencia una variación en los valores del PWM al concluir cada uno de los dos movimientos a lo largo de la prueba.

Tabla 6. Validación del cambio del PWM durante el movimiento

		Imagen	PWM
Repetición 1	Abriendo		Indice: 115 Medio: 100 Anular: 100 Meñique: 100
	Cerrando		Indice: 215 Medio: 200 Anular: 200 Meñique: 200

Repetición 2	Abriendo		Indice: 100 Medio: 100 Anular: 100 Meñique: 100
	Cerrando		Indice: 205 Medio: 205 Anular: 205 Meñique: 205
Repetición 3	Abriendo		Indice: 100 Medio: 100 Anular: 100 Meñique: 120

	Cerrando		Indice: 205 Medio: 205 Anular: 205 Meñique: 225
Repetición 4	Abriendo		Indice: 110 Medio: 100 Anular: 100 Meñique: 140
	Cerrando		Indice: 215 Medio: 205 Anular: 205 Meñique: 245

Repetición 5	Abriendo		Indice: 100 Medio: 100 Anular: 100 Meñique: 130
	Cerrando		Indice: 205 Medio: 205 Anular: 205 Meñique: 235

5 Análisis

5.1 Evaluación sensores

El potenciómetro permitió la medición de la posición de los dedos y su comportamiento a lo largo de la prueba de fatiga fue satisfactorio. En la Figura 16, Figura 17 y en la Tabla 7 se presentan métricas del rendimiento del potenciómetro después de la realización de tal prueba. Para generar los histogramas, se realizó una resta entre el promedio de los milivoltios para la mano abierta y cerrada con cada uno de los valores obtenidos en cada ciclo.

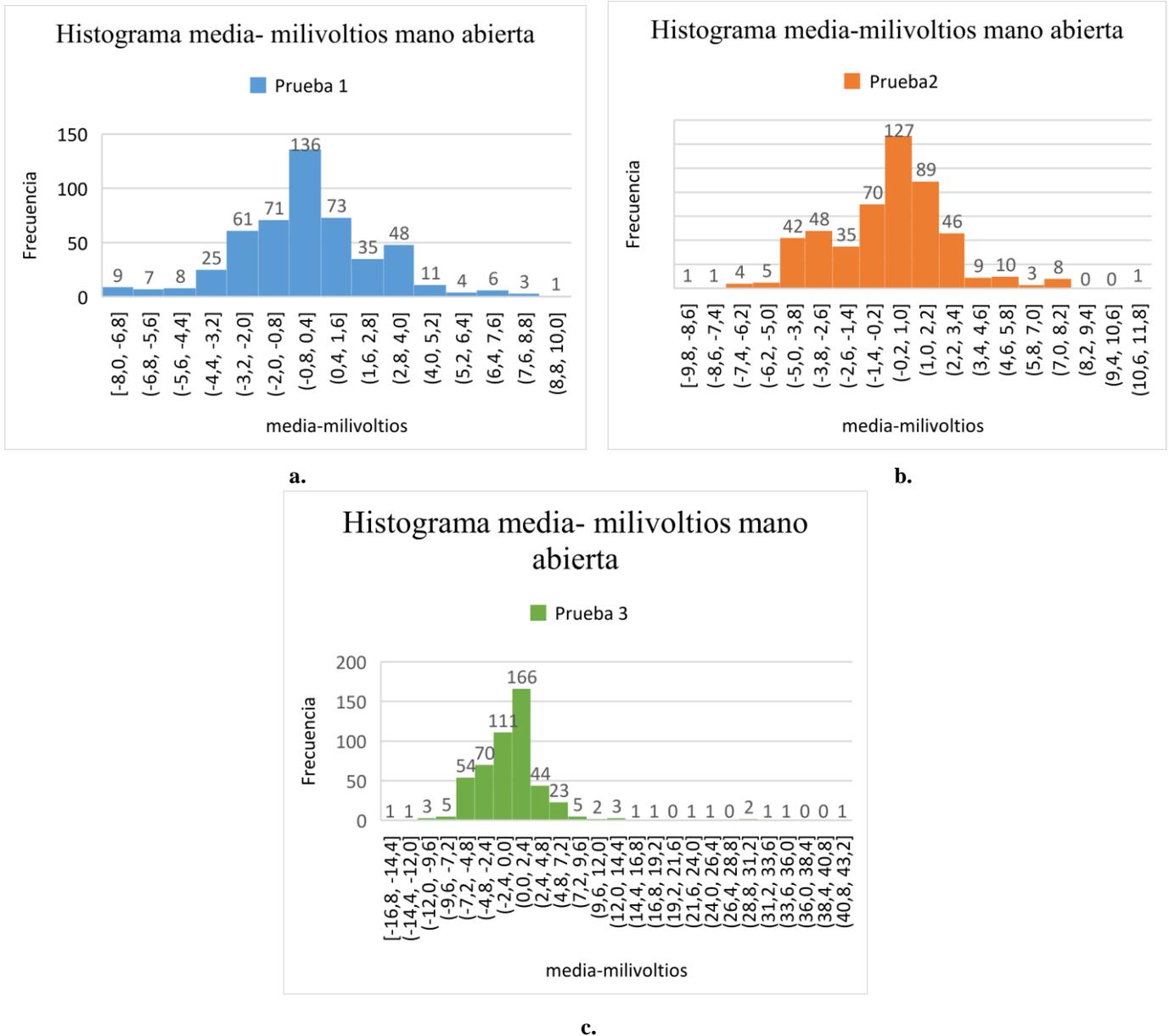


Figura 17. Histogramas de diferencias entre los milivoltios para cada ciclo y la media de los datos para la mano abierta a. Histograma para prueba 1 b. Histograma para prueba 2 c. Histograma para prueba 3.

En la Figura 17, se muestran los resultados correspondientes a la posición totalmente abierta de la mano. Se observa que la mayoría de los datos se concentran en valores próximos a cero. Además, se notó una variación en la distribución de los datos para cada prueba (Figura 17a, Figura

17b y Figura 17c) debido al desgaste mecánico del potenciómetro. No obstante, esta variación se mantiene dentro de un rango pequeño

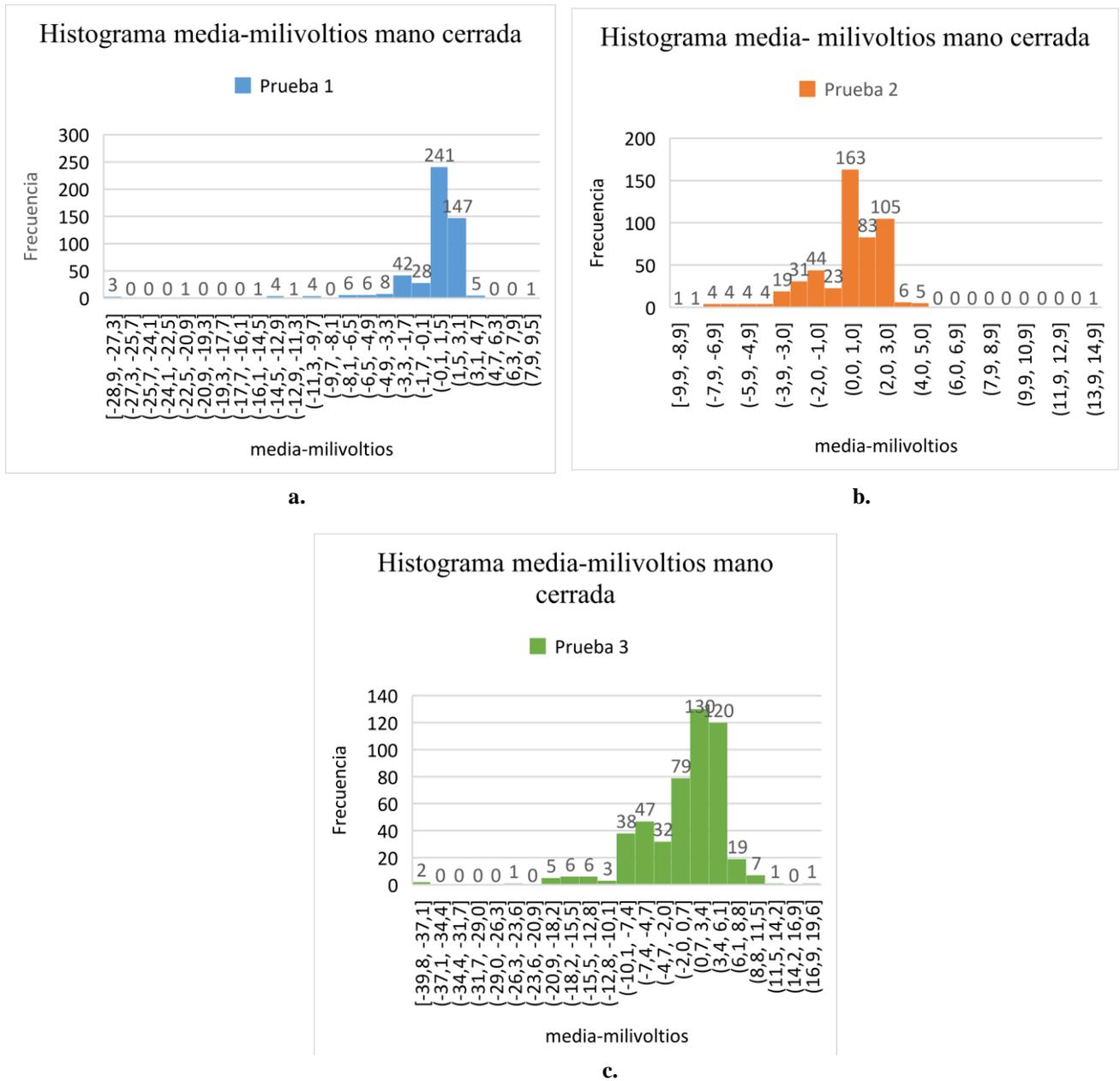


Figura 18. Histogramas de diferencias entre los milivoltios para cada ciclo y la media de los datos para la mano cerrada a. Histograma para prueba 1 b. Histograma para prueba 2 c. Histograma para prueba 3.

En la Figura 18 se observa el comportamiento cuando la mano estaba totalmente cerrada, al igual que cuando la mano estaba totalmente abierta los datos se concentran en un rango disminuido (Figura 18a) y a medida que se hacen mas ciclos empiezan a aparecer datos con una diferencia mayor con respecto al promedio (Figura 18b y Figura 18c).

Tabla 7. Desviación estándar por épocas para la prueba de fatiga

		Desviación estándar		
		Época 1	Época 2	Época 3
Prueba 1	mano cerrada	2,324	3,117	4,666
	mano abierta	2,864	2,553	2,559
Prueba 2	mano cerrada	2,713	1,852	2,043
	mano abierta	2,922	2,579	2,559
Prueba 3	mano cerrada	5,335	5,211	7,665
	mano abierta	5,961	4,856	5,251

En la Tabla 7 se presentan las desviaciones estándar de los datos recopilados durante la prueba de fatiga, los cuales fueron subdivididos en tres épocas y se calculó la desviación estándar para cada una de ellas. Al examinar los datos correspondientes a la posición de la mano abierta, se percibe cierta estabilidad en las pruebas 1 y 2. Sin embargo, en la prueba 3, se evidencia un aumento en la desviación estándar, indicando una mayor variabilidad de los datos, probablemente atribuible al desgaste mecánico del potenciómetro.

En contraste, al analizar los datos de la mano cerrada, se observa una mayor variabilidad entre las diferentes épocas para una misma prueba. Esto sugiere que la posición de la mano cerrada podría estar más sujeta a fluctuaciones y variaciones en las mediciones, destacando la influencia de factores específicos en la estabilidad de los datos en cada período de la prueba.

Tabla 8. Resultados de la prueba Kolmogorov-Smirnov

		Resultados de la prueba de Kolmogorov-Smirnov	
Dedo abierto	Prueba 1		3.438e-16
	Prueba 2		2.433e-15
	Prueba 3		2.538e-11
Dedo cerrado	Prueba 1		9.301e-69
	Prueba 2		4.615e-48
	Prueba 3		4.686e-16

Además, se realizó pruebas estadísticas donde se verifico lo anterior. Para esto se usó las librerías de pandas, sklearn y scipy, para la visualización, normalización y pruebas estadísticas de los datos. Primero se normalización los datos y se verificó si los datos tenían una distribución normal, esto se hizo usando la prueba de Kolmogorov-Smirnov obteniendo que los datos no siguen una distribución normal debido a que los datos que se muestran en la Tabla 8 son muy cercanos a cero, se rechaza la hipótesis nula de que los datos siguen una distribución normal.

Tabla 9. Resultados de la prueba de Kruskal-Wallis

		Resultados de la prueba de Kruskal-Wallis	
Dedo abierto	Prueba 1		0.491
	Prueba 2		0.491
	Prueba 3		0.491
Dedo cerrado	Prueba 1		0.491
	Prueba 2		0.491
	Prueba 3		0.491

Basándonos en este resultado, se llevó a cabo la prueba de Kruskal-Wallis, una prueba estadística no paramétrica utilizada para evaluar posibles diferencias estadísticas entre grupos de muestras independientes. En la Tabla 9 se presentan los resultados obtenidos de esta prueba, donde se observó que no existe evidencia estadística que sugiera diferencias significativas entre las distribuciones de 'Dedo cerrado' y 'Dedo abierto' en los distintos grupos de las pruebas realizadas.

Estos hallazgos respaldan la idea de que no hay variaciones sustanciales en las medianas de voltajes entre las tres pruebas, indicando una consistencia en el comportamiento de los milivoltios medidos.

5.2 Diseño de retroalimentación

La calibración de los dedos se llevó a cabo con éxito. No obstante, al analizar los datos de la Tabla 6 correspondientes a la prueba de fatiga, se evidencia cierta variabilidad en estos, lo que podría influir en el cálculo preciso del ángulo. A pesar de esta observación, es importante destacar que la desviación en los primeros dos mil ciclos es mínima, por lo que esta variabilidad no tiene un impacto significativo en el ángulo calculado y por ende en el sistema de retroalimentación para el ajuste del PWM.

Durante la implementación del sistema de retroalimentación creado se observó que si existe una retroalimentación acerca de la posición de los dedos y se actualiza constantemente el PWM de cada uno de los dedos aumentando la sincronía entre estos. Sin embargo, fue necesario implementar, además del cambio dinámico a PWM, una función que permitiera saber cuál dedo iniciaba antes el movimiento tal como se mostró en la Tabla 3 y Tabla 4, ya que el ajuste del PWM no era suficiente para garantizar una sincronía máxima.

5.3 Validación sistema de retroalimentación

Durante el cálculo de los ángulos para los cuatro dedos, se nota que hay diferencias en los ángulos medidos cuando todos los dedos están cerrados esperándose que el ángulo medido sea 0° . Por el contrario, como se ve en la Tabla 5, todos los ángulos resultan distintos de 0° , siendo la mayor diferencia registrada de 5.58° . De manera similar, al analizar la situación opuesta, cuando los dedos están abiertos y se esperaba un ángulo de 60° , todos los valores difieren, siendo el ángulo más alejado de este valor de 61.56° .

Esta variabilidad en las diferencias de ángulos entre las posiciones de dedos cerrados y abiertos se debe a la implementación en el código de ángulos límite mínimo y máximo de 5° y 58° , respectivamente, antes de apagar los motores. A pesar de esta medida de precaución, se observa que algunos ángulos en la posición de cierre son inferiores al límite establecido, y viceversa para

la posición abierta. Este enfoque se diseñó con la finalidad de proteger los motores, evitando que permanezcan activos al alcanzar la posición final. No obstante, se destaca que el sistema de retroalimentación no se ve afectado, ya que los ángulos se miden de manera continua, y las pequeñas diferencias no son visibles al observar las posiciones finales de los dedos.

En la Tabla 6, se detallan las posiciones de los dedos en los estados cerrados y abiertos, así como los cambios en el PWM. Al examinar algunas imágenes de la mano cerrada, se observa que las posiciones de las falanges distales no están sincronizadas. Esta falta de sincronización se atribuye a la interacción entre el pin que conecta las falanges. Sin embargo, se destaca que las falanges proximales, que interactúan directamente con los engranajes, se mantienen sincronizadas.

6 Conclusiones

En conclusión, el potenciómetro resultó ser una excelente opción para medir la posición en la prótesis A3D debido a su fácil manejo. Al utilizar el potenciómetro para seguir los ángulos de los dedos, obtuvimos mediciones consistentes, lo cual fue la base para desarrollar un sistema de retroalimentación que nos permitió saber dónde se encontraba cada dedo durante el movimiento.

Este sistema de retroalimentación es un avance para hacer que la interacción con la prótesis sea mucho mejor. Ahora, gracias a la validación, sabemos que podemos tener una idea bastante cercana de la posición actual de los dedos. Además, el sistema de retroalimentación es capaz de ajustar la velocidad de los dedos en tiempo real, lo que garantiza movimientos sincronizados

7 Recomendaciones

El trabajo a futuro inicia en la integración entre la retroalimentación de posición y movimiento de los dedos con otras funciones de la mano protética, así como la mejora de la precisión en la manipulación de objetos y la adaptabilidad a diferentes tareas cotidianas. La sincronización total entre la retroalimentación y las acciones motoras permitirá una interacción más natural y eficiente en diversas situaciones. Tras esta integración, se sugiere a la empresa llevar a cabo pruebas con usuarios y recopilar métricas, como valores de PWM, retardos, ángulos máximos y mínimos, que contribuirán a la mejora continua del sistema de control.

Adicionalmente, se alienta a la empresa a aprovechar las diversas funcionalidades ofrecidas por el ESP32 para desarrollar y mejorar aún más sus productos.

Referencias

- Armando, E., Cotes, J., Alejandro, A., Rios, L., Sañudo, V. V., & Cardona González, E. (2022). *Descriptive Study of Patients With Upper Limb Amputation As Possible Candidates for a Hand Transplant in Medellín, Colombia*. <https://doi.org/10.7759/cureus.22527>
- Brack, R., & Amalu, E. H. (2021). A review of technology, materials and R&D challenges of upper limb prosthesis for improved user suitability. *Journal of Orthopaedics*, 23. <https://doi.org/10.1016/j.jor.2020.12.009>
- Del Olmo, M., & Domingo, R. (s/f). *materials EMG Characterization and Processing in Production Engineering*. <https://doi.org/10.3390/ma13245815>
- Dorcas, D. S., & Scott, R. N. (1966). A three-state myo-electric control. *Medical & biological engineering*, 4(4), 367–370. <https://doi.org/10.1007/BF02476154>
- Fernando, E., & Muñoz, R. (s/f). *PONTIFICIA UNIVERSIDAD CATÓLICA DEL PERÚ Tesis para optar por el Título de Ingeniero Mecatrónico, que presenta el bachiller*.
- Li, X., Rymer, W. Z., Li, G., & Zhou, P. (2011). The effects of notch filtering on electrically evoked myoelectric signals and associated motor unit index estimates. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 8, 64. <https://doi.org/10.1186/1743-0003-8-64>
- Merletti, R., Abraham Gabriel, D., Mori, L., McManus, L., Vito, D. G., De Vito, G., & Lowery, M. M. (2020). Analysis and Biophysics of Surface EMG for Physiotherapists and Kinesiologists: Toward a Common Language With Rehabilitation Engineers. *Frontiers in Neurology* / www.frontiersin.org, 11, 576729. <https://doi.org/10.3389/fneur.2020.576729>
- Protesis Avanzadas (s.f.). *Prótesis A3D: Mano robótica con control mioeléctrico*, recuperado de <https://protesisavanzadas.co>
- Reaz, M. B. I., Hussain, M. S., Mohd-Yasin, F., & Raez, M. B. I. (2006). Techniques of EMG signal analysis: detection, processing, classification and applications. *Biol. Proced. Online*, 8(1), 11–35. <https://doi.org/10.1251/bpo115>
- Roland, T., Amsuess, S., Russold, M. F., & Baumgartner, W. (s/f). *Ultra-Low-Power Digital Filtering for Insulated EMG Sensing*. <https://doi.org/10.3390/s19040959>

-
- Sadikoglu, F., Kavalcioglu, C., & Dagman, B. (2017). Computing with Words and Perception. *Procedia Computer Science*, 120, 0–000. <https://doi.org/10.1016/j.procs.2017.11.259>
- Salazar Yaringaño, G., & Ángel Elías Giordano, D. (s/f). *Sistema de control para una prótesis mioeléctrica de miembro superior con control de fuerza y posición*
- Seguna, C., Von Brockdorff, A., Scerri, J., & Scicluna, K. (s/f). *Classification of Five Finger Movement, based on a Low-cost, Real-time EMG System*. <https://doi.org/10.5220/0008978901490159>
- Trent, L., Intintoli, M., Prigge, P., Bollinger, C., Walters, L. S., Conyers, D., Miguelez, J., & Ryan, T. (2020). A narrative review: current upper limb prosthetic options and design. *Disability and Rehabilitation: Assistive Technology*, 15(6), 604–613. <https://doi.org/10.1080/17483107.2019.1594403>
- Valevicius, A. M., Boser, Q. A., Chapman, C. S., Pilarski, P. M., & Hebert, J. S. (2019). *Compensatory strategies of body-powered prosthesis users reveal primary reliance on trunk motion and relation to skill level 2 3*

Anexos

Anexo 1. Código sistema de retroalimentación.

Adjunto a este informe se encuentra un archivo titulado "Codigo_Retroalimentacion.cpp" que contiene el código fuente completo del sistema de retroalimentación.