

**IMPLEMENTACIÓN DE UNA PRÓTESIS BIÓNICA EN IMPRESIÓN 3D PARA EL
ESTÍMULO Y ACCIONAMIENTO DE MOVIMIENTOS EN LA EXTREMIDAD SUPERIOR
PARA PACIENTES CON AMPUTACIÓN TRANSRADIAL**

MARÍA MERCEDES ARGUMEDO BURGOS

**UNIVERSIDAD PONTIFICIA BOLIVARIANA
ESCUELA DE INGENIERÍAS Y ARQUITECTURA
FACULTAD DE INGENIERÍA ELECTRÓNICA**

MONTERÍA, CÓRDOBA

2023

**IMPLEMENTACIÓN DE UNA PRÓTESIS BIÓNICA EN IMPRESIÓN 3D PARA EL
ESTÍMULO Y ACCIONAMIENTO DE MOVIMIENTOS EN LA EXTREMIDAD SUPERIOR
PARA PACIENTES CON AMPUTACIÓN TRANSRADIAL**

TRABAJO DE GRADO PRESENTADO COMO REQUISITO PARA OPTAR POR EL
TÍTULO DE INGENIERA ELECTRÓNICA

MARÍA MERCEDES ARGUMEDO BURGOS

DIRECTOR(A):

CLAUDIA MILENA SERPA IMBETT

INGENIERA FÍSICA

**UNIVERSIDAD PONTIFICIA BOLIVARIANA
ESCUELA DE INGENIERÍAS Y ARQUITECTURA
FACULTAD DE INGENIERÍA ELECTRÓNICA**

MONTERÍA, CÓRDOBA

2023

DEDICATORIAS:

Con mucho amor dedico esta investigación a mis seres queridos, ellos han sido mis pilares para seguir adelante. Para mí es una gran satisfacción poder compartirles este logro que con mucho esfuerzo, trabajo y esmero me lo he ganado.

A mi papá quien me enseñó que solo el cielo es el límite, que soy capaz de lograr cada cosa que me proponga, quien fue mi pilar fundamental en todo este proceso y quien con tanto esfuerzo me ayudó a cumplir mis sueños.

A mi mamá quien me enseñó a ser la mujer fuerte, valiente y capaz que soy hoy, quien estuvo presente en todo este proceso apoyándome y con sus oraciones nunca permitió que desfalleciera.

A mis hermanos, porque siempre creyeron en mí y son la razón de sentirme tan orgullosa de culminar esta meta.

A mi hermanita porque fue un motivo para seguir cada día luchando por este logro, deseo que nunca olvide su valor y siempre tenga presente lo fuerte que es.

A mi abuela quien con sus oraciones me protegía, porque siempre confió en la mujer que soy, porque sus palabras de aliento me llenaban cada día el alma.

AGRADECIMIENTOS:

El principal agradecimiento es para Dios, quien me ha dado la fortaleza y me ha guiado para seguir con este camino.

A mi familia por confiar en mí, a mis abuelos, a mis tíos y primos, gracias por permitirme ser parte de su orgullo.

A Jaider Hoyos quien siempre estuvo dispuesto a ayudarme a solucionar los inconvenientes que se me presentaron a lo largo de este trabajo.

A cada una de las personas que de una u otra forma me ayudaron en este trabajo, en especial a mi asesora Claudia Milena Serpa, quien me impulsó cada día a cumplir con la meta.

CONTENIDO

DEDICATORIAS:	3
RESUMEN:	7
ABSTRACT: Amputation is one of the most disabling sequelae of chronic diseases or accidents, thus generating limitations to people who suffer from it. As a proposed solution, this project consists of the development of a bionic upper limb prosthesis for transradial amputation printed in 3D and using low-cost electromyographic sensors. It was implemented through the acquisition of electromyographic signals coming from the physiological forearm-hand system for its subsequent computational processing and use as a movement stimulus for the prosthesis. To acquire the electromyographic signals, the surface electromyographic signal was used; these signals were acquired by means of electromyographic sensors and filtered using the Kalman filter.	7
1.	INTRODUCCIÓN: 8
2. MARCO TEÓRICO/ESTADO DEL ARTE:	9
2.1.	Amputación en el contexto médico 9
2.2.	Construcción de prótesis 3D 11
2.3.	sistemas de electromiografía 11
2.4.	Técnicas de procesamiento de señales Biomédicas 13
3. MATERIALES Y MÉTODOS	16
3.1.	Diseño, impresión y ensamble del prototipo 16
3.2.	Adquisición de las señales electromiográficas. 22
3.3.	Alimentación del sensor 23
4. RESULTADOS Y DISCUSIÓN:	25
4.1.	Construcción de la prótesis 25

4.2.	Adquisición de las señales electromiográficas	26
5.	CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES:	30
6.	BIBLIOGRAFÍA	31

LISTA DE FIGURAS

Ilustración 1. Niveles de amputación en el miembro superior.....	10
Ilustración 2. Señal electromiográfica	12
Ilustración 3. <i>Sensor EMG de bajo coste</i>	13
Ilustración 4. <i>Conexión sensor EMG con Arduino</i>	14
Ilustración 5. Exactitud y precisión	15
Ilustración 6. <i>Esquema del filtro de Kalman</i>	16
Ilustración 7. <i>Robot InMoov</i>	17
Ilustración 8. <i>Impresora JGAURORA A3S</i>	18
Ilustración 9. <i>Piezas impresas en 3D</i>	19
Ilustración 10. <i>Unión de las falanges</i>	19
Ilustración 11. <i>Simulación de los tendones de la mano</i>	20
Ilustración 12. Servomotor MG996R.....	21
Ilustración 13. <i>Sensores de electromiografía de bajo costo</i>	22
Ilustración 14. <i>Conexión sensor EMG con Arduino</i>	24
Ilustración 15. <i>Prototipo impreso en 3D a partir de la mano del robot InMoov</i>	25
Ilustración 16. Parte 1 del código implementado en arduino para la obtención de datos. .	26
Ilustración 17. <i>Parte 2 del código implementado en arduino para la obtención de datos</i> . 26	
Ilustración 18. <i>Grafica de las señales electromiográficas sin filtrar obtenidas a través del sensor EMG</i>	27
Ilustración 19. <i>Grafica de las señales electromiográficas filtradas obtenidas a través del sensor EMG</i>	27
Ilustración 20. <i>Control de los dedos pulgar, índice y corazón</i>	28
Ilustración 21. <i>Control de los dedos meñique y anular</i>	29
Ilustración 22. <i>Control de la mano abierta</i>	29

RESUMEN:

La amputación es una de las secuelas más incapacitantes de enfermedades crónicas o accidentes, generándoles de esta forma limitaciones a las personas que la padecen. Como una propuesta de solución, este proyecto tiene como propósito la elaboración de una prótesis biónica de miembro superior para amputación transradial impresa en 3D y usando sensores electromiográficos de bajo costo. Se implementó por medio de la adquisición de las señales electromiográficas que provienen del sistema fisiológico antebrazo-mano para su posterior procesamiento computacional y uso como estímulo de movimiento de la prótesis. Para adquirir las señales electromiográficas se usó la señal electromiográfica de superficie, estas señales fueron adquiridas por medio de los sensores electromiográficos y filtradas a partir del filtro de Kalman.

ABSTRACT: Amputation is one of the most disabling sequelae of chronic diseases or accidents, thus generating limitations to people who suffer from it. As a proposed solution, this project consists of the development of a bionic upper limb prosthesis for transradial amputation printed in 3D and using low-cost electromyographic sensors. It was implemented through the acquisition of electromyographic signals coming from the physiological forearm-hand system for its subsequent computational processing and use as a movement stimulus for the prosthesis. To acquire the electromyographic signals, the surface electromyographic signal was used; these signals were acquired by means of electromyographic sensors and filtered using the Kalman filter.

1. INTRODUCCIÓN:

Hoy en día, la amputación es un procedimiento quirúrgico el cual afecta a millones de personas alrededor del mundo, generándoles de esta forma un impacto significativo en sus vidas. Colombia no escapa de esta realidad, en los últimos años se ha visualizado un aumento en la prevalencia de las amputaciones en el país. Aunque no se disponen de cifras exactas, la Asociación Colombiana de Medicina Física y Rehabilitación estima que entre 200 y 300 personas de cada 100.000 habitantes son sometidos a una amputación.

Una de las principales barreras que enfrentan estas personas es el alto costo de las prótesis biónicas disponibles en el mercado. Estas prótesis tecnológicamente avanzadas, aunque altamente funcionales, se sitúan fuera del alcance económico de personas con recursos limitados, es por esto que surge la presente investigación. Se aspira brindar a las personas amputadas la oportunidad de realizar actividades cotidianas de manera más efectiva y mejorar su calidad de vida.

Este proyecto representa un gran paso en el fortalecimiento del campo biomédico dentro del programa de ingeniería electrónica. Esta iniciativa se enfoca en la búsqueda de nuevas tecnologías que aporten al desarrollo y bienestar de la comunidad, enfocándose en el departamento de Córdoba. Al ser pioneros en la implementación de prótesis biónicas de bajo costo mediante la impresión 3D, se busca no solo beneficiar a las personas amputadas, sino también generar bases para futuras investigaciones y aportar avances en el ámbito de la ingeniería biomédica.

A través de esta iniciativa, se espera tener un impacto positivo en la vida de las personas amputadas en la región, ofreciéndoles soluciones innovadoras y accesibles que les permitan reintegrarse a la sociedad de manera plena y activa. Al mismo tiempo, se busca promover el desarrollo tecnológico y científico tanto local como a nivel global.

2. Marco teórico/estado del arte:

2.1. Amputación en el contexto médico

En la actualidad la mayor calidad lograda en los diversos aspectos del acto quirúrgico de amputar, como la hemostasia, la anestesia, los antibióticos y los procedimientos de microcirugía, han mejorado de forma impresionante los resultados (Carrillo, L. G. D).

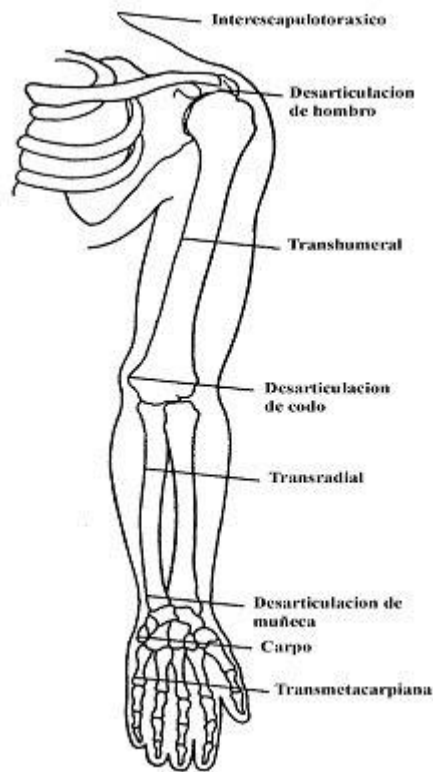
La amputación se realiza para eliminar extremidades con enfermedades, lesiones graves o que ya no son funcionales. Aunque los avances médicos en antibióticos, atención traumatológica, cirugía vascular y el tratamiento de neoplasias han mejorado los prospectos para el salvamento de las extremidades, en muchos casos los intentos prolongados para salvar una extremidad que debe amputarse causan morbilidad excesiva, incluso la muerte (Amputaciones | Diagnóstico y tratamiento en ortopedia, 5e | AccessMedicina | McGraw Hill Medical, s. f.)

Es el nivel electivo al cual se realiza la amputación, y obtener un muñón útil para el proceso de colocación de prótesis. La amputación es más eficaz donde menor masa existe y la longitud más adecuada de un muñón es aquella que conserva mejor la comodidad, la función y la estética (Ramos MJ, 2015) Se parte de este principio, aunque no es posible dar unas normas exactas de longitud, pues en todo caso habrá que adaptarse a las condiciones personales y sociales del individuo (Baryolo Cardoso A, 2005). Se debe considerar que el miembro superior tiene una función de relación y precisión, mientras que el miembro inferior tiene una función de traslación y descarga (Ramos MJ, 2015) En general se maneja los niveles de amputación en relación con la clasificación topográfica de Schwartz (Herrera CE, Vélez, 2009).

De este modo, existen diferentes niveles de amputación en el miembro superior, uno de ellos es la amputación transradial.

Uno de los huesos más largos que componen el antebrazo es el radio. La amputación transradial es la amputación parcial del brazo por debajo del codo, en algún punto del hueso radial. Este tipo de cirugía deja el codo y la mayor parte del brazo intactos, lo que facilita la recuperación y hace más probable que pueda seguir utilizando el brazo incluso después de la amputación.

Ilustración 1. Niveles de amputación en el miembro superior



Nota. La figura representa los niveles de amputación en el miembro superior (Tomada de: Niveles de amputación en miembro superior, 2020)

Después de la amputación, es común que la persona adquiera algún tipo de prótesis.

En la actualidad existen diferentes tipos de prótesis como:

- Las prótesis estéticas, estas solo cumplen con la función de cubrir el aspecto estético del miembro amputado.
- Las prótesis mecánicas, que cumplen con funciones básicas como lo son la apertura y cerrado de la mano.
- Las prótesis eléctricas, basadas en el uso de motores eléctricos, que pueden ser controlados por medio de servo-controles, pulsantes o interruptores.
- Las prótesis mioeléctricas, estas brindan un mayor grado de estética y un elevado porcentaje de precisión y fuerza.

- Las prótesis neumáticas, hacen uso de aire a presión obtenido por medio de un compresor; las prótesis híbridas, que hacen uso de aire a presión obtenido por medio de un compresor (Brito, J. L, 2015).
- Las prótesis biónicas, que, a diferencia de las prótesis tradicionales, estas son un tipo de prótesis que parten de un diseño con sistemas tecnológicos de última generación que permiten imitar los movimientos naturales del sistema músculo esquelético de los seres humanos.

2.2. Construcción de prótesis 3D

Las impresoras tridimensionales son robots que emplean una o más técnicas de manufactura aditiva, la cual consiste en materializar objetos depositando el material capa por capa, desde la base hasta la parte superior. En lugar de cartuchos de tinta y paquetes de papel, las impresoras 3D se alimentan de repositorios y dispensadores de plásticos, resinas, arcilla, cerámica, metales, vidrio y hasta chocolate. En vez de leer archivos convencionales de texto o imagen, estos dispositivos siguen las instrucciones de archivos de diseño asistido por computadora (CAD, por sus siglas en inglés).

A diferencia de los métodos tradicionales de fabricación o manufactura sustractiva, la impresión 3D crea objetos sin necesidad de moldes, tornos, sierras u otras herramientas. (Miyamoto-Gómez, 2015).

Esta tecnología permite disminuir los tiempos de construcción, además de que, al utilizar programas para el diseño de las prótesis, éstas pueden ser realizadas de acuerdo con los deseos del paciente, pudiendo tener algo de su inventiva plasmada de manera permanente (Omar et al, 2018). Asimismo, las prótesis construidas a partir de la impresión 3D resultan ligeras en comparación con las prótesis convencionales, logrando también que puedan ser adaptadas con mayor precisión al paciente (Miyamoto-Gómez, 2015).

En años recientes ha habido un incremento en la producción y uso de las impresoras 3D, este crecimiento ha sido impulsado por la disponibilidad en la que se encuentran actualmente las tecnologías y el aumento de la electrónica de bajo coste, haciéndolas más accesibles para todo tipo de actividades, en particular, el desarrollo de prótesis para personas.

2.3. sistemas de electromiografía

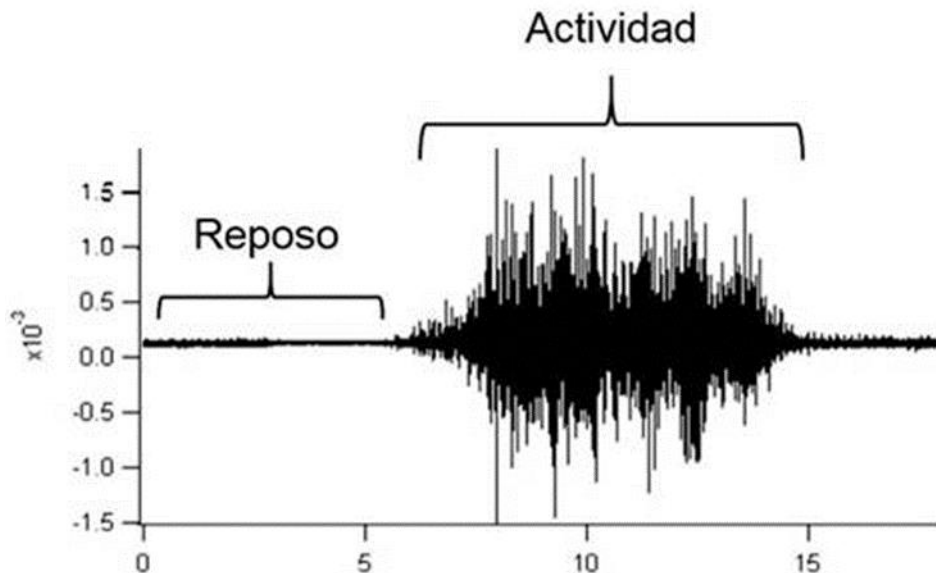
La electromiografía (EMG) se define como la disciplina relacionada con la detección, análisis y uso de la señal eléctrica que se genera cuando un músculo se contrae (De Luca, C. J. (2002)). En este proyecto se implementó la EMG de superficie.

Una de las ventajas de la EMG de superficie es su utilidad para evaluar gestos motores, ya que a diferencia de la EMG invasiva, no provoca molestias musculares y la ubicación de los electrodos es fácilmente reproducible.

Las desventajas incluyen la potencial contaminación de la señal por musculatura adyacente, debido a un área de registro mayor que tienen los electrodos superficiales en comparación con el fine wire.

En EMG de superficie la separación de los electrodos, por lo general, es de 10 mm. Por lo tanto, cuando un electrodo está captando la señal de despolarización, el otro está registrando un potencial en reposo. De esta manera, la señal registrada por la EMG corresponde a la diferencia de potenciales de acción existentes entre ambos electrodos.

Ilustración 2. Señal electromiográfica



Nota. En ella se registran los cambios de amplitud en un registro electromiográfico cuando el músculo se encuentra en reposo y cuando se encuentra en una contracción muscular (actividad). (Tomada de: Guzmán-Muñoz, E., & Méndez-Rebolledo, G. (2018)).

Entre las diversas formas de análisis de la señal electromiográfica destacan dos parámetros principales: la amplitud y frecuencia de la señal, a partir de la amplitud se puede determinar el nivel de activación del músculo o, específicamente, el porcentaje de activación.

2.4. Técnicas de procesamiento de señales Biomédicas

Las señales electromiográficas (EMG) como se menciona anteriormente, se pueden utilizar en varias aplicaciones clínicas y biomédicas, como el desarrollo de instrumentos y los sistemas de adquisición de EMG con interfaces hombre-máquina modernas. Para las nuevas interpretaciones de señales EMG y desarrollos de aplicaciones, los sistemas de adquisición de datos requerían métodos avanzados y precisos que permitan mejorar la comprensión y el conocimiento del comportamiento de las señales EMG. Generalmente los análisis de señales se ejecutan mediante análisis de Fourier, Gabor y Wavelet, además de técnicas de inteligencia artificial. (Mendoza, L. E., Castellano, R. D. G., & Rojas, R. D. (2007)).

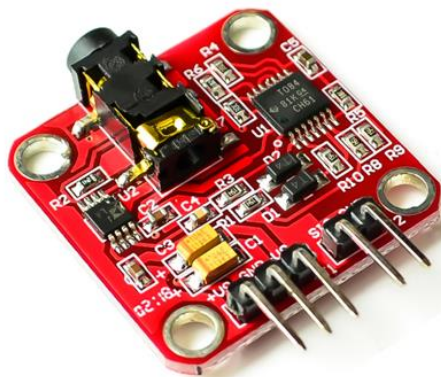
A continuación se evidencian las técnicas básicas de procesamiento de la señal Electromiográfica que fueron usadas en este trabajo:

2.4.1. Adquisición

Para adquirir las señales electromiográficas del músculo en este proyecto, se usó la EMG de superficie, estas señales fueron adquiridas por medio de sensores EMG de bajo coste.

Este tipo de sensores ha tenido su uso en el ámbito de la medicina para el diagnóstico de problemas neuromusculares, pero con el avance de la tecnología y con microcontroladores cada vez más potentes, se emplean con más frecuencia en prótesis y sistemas robóticos (Romero Falcon, 2021).

Ilustración 3. Sensor EMG de bajo coste



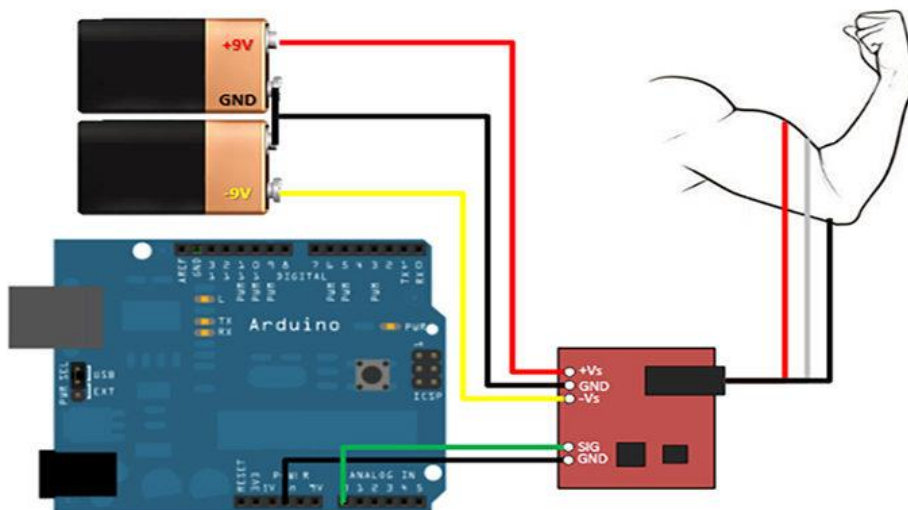
Nota. La figura representa el sensor utilizado para obtener las señales electromiográficas. (Tomada de: Sensor muscular biomédico EMG electrónica, s. f.)

El sensor EMG cuenta con las siguientes especificaciones técnicas:

- Diseñado para microcontroladores
- Enviar datos
- Compatible con Breadboard
- Voltaje de la fuente de alimentación: + -9V fuente de alimentación dual, mínimo + -3.5V
- Tamaño del artículo: 25x26x10mm
- Peso del artículo: 4g

Para alimentar el sensor fue necesario el uso de dos pilas de 9V, para recibir la señal del músculo, posicionamos uno de los electrodos lo más cerca posible del centro del músculo, otro al final del mismo y el tercero a alguna parte del cuerpo donde no haya músculo, por ejemplo, el codo (Romero Falcón, 2021).

Ilustración 4. Conexión sensor EMG con Arduino



Nota. La figura representa la conexión utilizada para el sensor EMG con Arduino. (Tomada de: SENSOR MUSCULAR ECG EMG 3,3V AD8832 – Grupo ElectroStore, s. f.)

2.4.2. Filtrado

Para la etapa de filtrado de este proyecto se usó el filtro de Kalman.

Su diferencia frente a otros tipos de filtros es que este no requiere de una frecuencia de corte específica debido a que se basa en la característica del ruido permitiendo de esta manera filtrar en todo el espectro de frecuencias (Bravo, V. A. O., Arias, M. A. N., & Cardenas, J. A. C. (2013)).

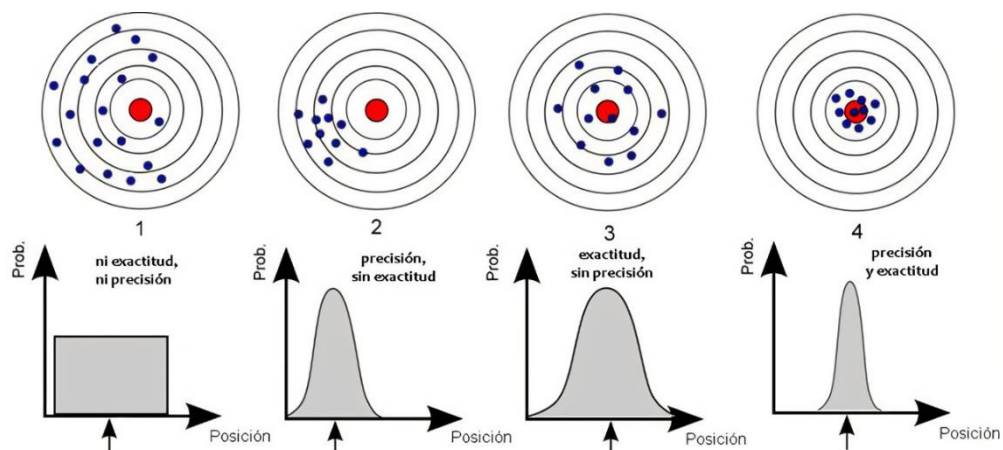
Un parámetro fundamental en el filtro de Kalman es la varianza. Para llegar a esto, se halla la desviación existente entre cada dato del conjunto y la media de este, todo al cuadrado para evitar términos negativos (Romero Falcón, 2021).

$(x_n - \mu) * 2$ siendo μ la media

La varianza de todo el conjunto se determina con el valor promedio de las desviaciones de cada dato con la media menos la unidad, siendo esto necesario para conseguir que la media converja a la real, obteniendo así un buen estimador.

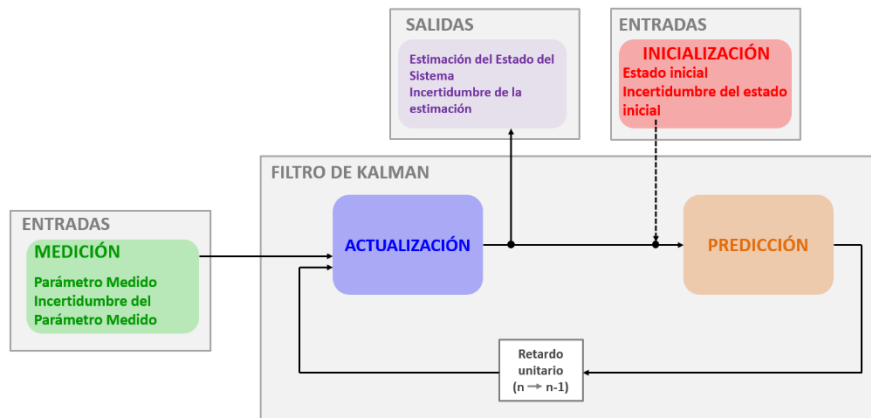
$$\sigma^2 = \frac{\sum (x_n - \mu)^2}{N}$$

Ilustración 5. Exactitud y precisión



Nota. La Figura representa gráficamente el significado de exactitud y precisión. (Tomada de Orbitales Moleculares <https://www.orbitalesmoleculares.com/precision-y-exactitud/>)

Ilustración 6. *Esquema del filtro de Kalman*



Nota. (Figura representativa de la estructura del filtro de Kalman. Tomada de: Alex Becker (www.kalmanfilter.net), s. f.)

3. Materiales y Métodos

En esta sección se presentan los pasos a seguir para el cumplimiento de los objetivos planteados en la propuesta de investigación presentada anteriormente.

3.1. Diseño, impresión y ensamble del prototipo

Para el cumplimiento del objetivo número 1 fue necesario seleccionar el diseño, imprimir y ensamblar el prototipo.

3.1.1. Diseño del robot

Se seleccionó el diseño de la prótesis basado en el antebrazo y la mano de un robot humanoide llamado InMoov (Sánchez Fernández, A. (2019)).

Ilustración 7. *Robot InMoov*



Nota. La figura hace referencia la robot InMoov. Tomada de (Sánchez Fernández, A. (2019))

Este diseño se encuentra libre en la página web de Thingiverse. Una vez seleccionado el diseño, se procede a la impresión 3D.

3.1.2. Impresión del robot

Para la impresión 3D se usó la impresora JGAURORA A3S (*Figura 2*) y el material seleccionado para la impresión 3D del prototipo fue PLA (plástico poliláctico), filamento de la marca eSUN. Este material fue seleccionado dado a sus características físicas, cuenta con una estabilidad hasta los 130 grados Celsius, es resistente a la humedad y a la grasa, además es una alternativa responsable con el medio ambiente, el cual es usado para combatir los problemas ambientales dado que es biodegradable.

Ilustración 8. Impresora JGAURORA A3S.



Nota. La figura representa la Impresora JGAURORA A3S. (Tomada de: JGAURORA A3 | Impresora D3D, s. f.)

3.1.3. ¿Como se hizo el ensamble del prototipo?

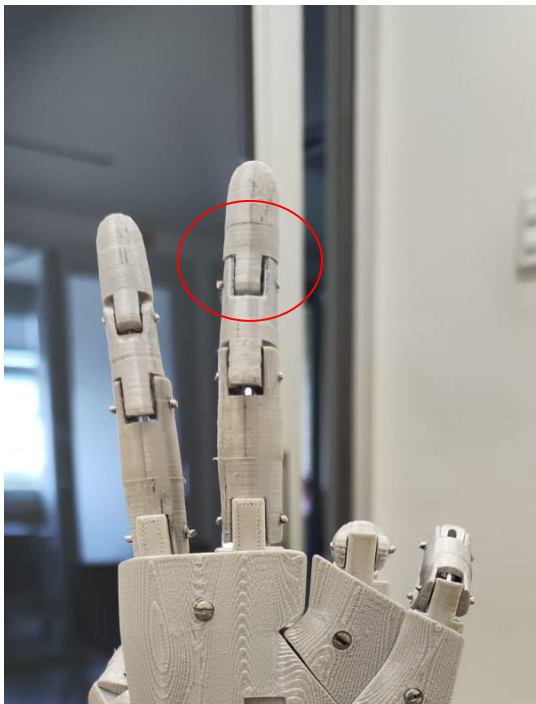
Una vez se tuvieron las piezas impresas, se procede a la construcción de la prótesis, para esto, fue necesario tener claro la anatomía de la mano, cabe resaltar que cada dedo de la mano consta de tres segmentos óseos, exceptuando al dedo pulgar, dichos segmentos son distinguidos con los nombres de falange proximal, media y distal. Las falanges se unieron por medio de alambres para permitir el movimiento natural de una articulación interfalángica como se puede observar en la *figura 10*.

Ilustración 9. *Piezas impresas en 3D.*



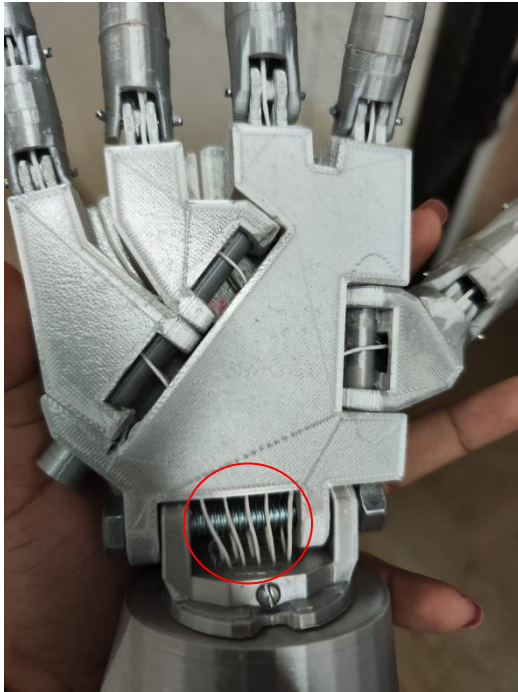
Nota. Fotografía tomada por el autor, esta representa las piezas impresas en 3D.

Ilustración 10. *Unión de las falanges.*



Nota. Fotografía tomada por el autor, esta representa la unión de las falanges.
Para simular los tendones se empleó un hilo encerado de cuero (*figura 11*), este hilo fue seleccionado por sus características físicas, dado que era necesario aportarle firmeza al agarre.

Ilustración 11. *Simulación de los tendones de la mano.*



Nota. Fotografía tomada por el autor, esta representa la simulación de los tendones de la mano.

Como accionador de estos se usaron 5 servomotores Mg996r, estos cuentan con un torque de 9.4 Kg/cm, un rango de acción de 180 grados y cuentan con un peso de 55 gramos cada uno, por lo que los 5 servomotores le agregan a la prótesis un peso de 275 gramos en total (*Figura 5*).

Ilustración 12. Servomotor MG996R



Nota. La figura representa el servomotor MG996R usado en este prototipo (Imagen tomada de Electronilab <https://electronilab.co/tienda/servomotor-mg996r-11kg-4-8-v-tower-pro-pinoneria-metalica/>).

Estos permitieron una buena comunicación con el microcontrolador seleccionado, el cual fue el Arduino Uno. Fue seleccionado este microcontrolador por su tamaño, su peso y sus características.

Esta fue realizada mediante dos sensores de electromiografía (EMG) de bajo coste (*Figura 13*), los cuales están conectados a las entradas analógicas del Arduino, capaces de captar el impulso eléctrico que produce el músculo al contraerse.

Ilustración 13. Sensores de electromiografía de bajo costo



Nota. La figura representa los sensores de electromiografía de bajo costo (Imagen tomada de https://www.amazon.com/-/es/SaiDian-muscular-actividad-controlador-compatible/dp/B0BDKGLJ4S?source=ps-sl-shoppingads-lpcontext&ref_=fplfs&psc=1&smid=A3BTIJESGY43W4).

Fue necesario usar una fuente de alimentación externa para poder garantizar un suministro de potencia adecuado a la velocidad de reacción de los motores, esto además permitió que se movieran simultáneamente, los servomotores que se ubicarán en los dedos meñiques y anular, por un lado, y el pulgar, índice y corazón por otro.

3.2. Adquisición de las señales electromiográficas.

Las señales electromiográficas se generan en respuesta al movimiento muscular, donde el nivel de esfuerzo está determinado por el número de fibras musculares activadas durante la contracción por una neurona (Betancourt, G. A., Suárez, E. G., & Franco, J. F. (2004)), *para el cumplimiento del objetivo número 2* se usó el sensor electromiográfico muscular mencionado anteriormente, ya que este incluye electrodos para la lectura de las señales.

Para lograrlo fue necesario dividir el proceso en cuatro (4) etapas, las cuales son: etapa de medida, etapa de rectificación, la etapa de filtrado y la etapa de amplificación, cabe mencionar que estas etapas están incluidas dentro del sensor de electromiografía.

3.2.1. Etapa de medida

La primera etapa es la de medida, es formada por un amplificador de instrumentación, puede ser alimentado desde 2.3 voltios hasta 18 voltios, sin embargo, el fabricante recomienda ser usado a una tensión de 9 voltios.

3.2.2. Etapa de rectificación

la segunda etapa es la de rectificación. Esta señal la cual es rectificadasirve de entrada para continuar con la tercera etapa.

3.2.3. Etapa de filtrado.

La tercera etapa consta de un filtrado, mediante el filtro de Kalman, explicado anteriormente.

3.2.4. Etapa de amplificación

la cuarta y última etapa, consta de la amplificación. Esta ofrece una señal de salida capaz de ser medida por Arduino gracias al producto de la ganancia de esta etapa con la del amplificador de instrumentación (Romero Falcón, 2021).

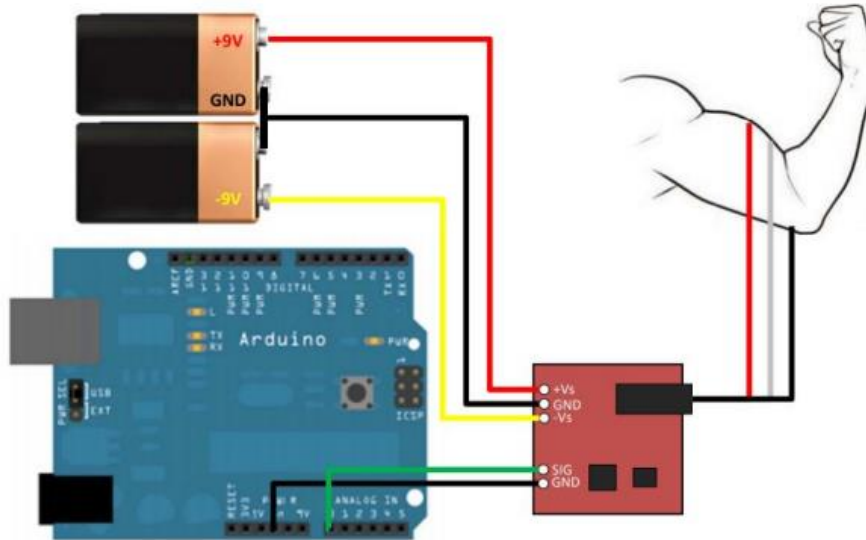
3.3. Alimentación del sensor

Para la alimentación del sensor fue necesario el uso de dos (2) baterías 9 voltios.

Por último, para recibir las señales por medio de los tres (3) electrodos que tenemos disponibles en el sensor, esto fueron ubicados de la siguiente manera:

Uno de ellos fue ubicado en parte más cercana al centro del músculo, otro fue ubicado al final y el último se ubica en una parte donde no exista músculo, esta parte sería el codo.

Ilustración 14. Conexión sensor EMG con Arduino



Nota. La figura representa la conexión utilizada para el sensor EMG con Arduino. (Tomada de: SENSOR MUSCULAR ECG EMG 3,3V AD8832 – Grupo ElectroStore, s. f.)

4. Resultados y discusión:

4.1. Construcción de la prótesis

En este trabajo de investigación como resultado del primer objetivo propuesto se obtuvo un prototipo impreso en 3D de la prótesis a partir de la mano del robot InMoov, esta elección facilitó la ejecución de dicho objetivo, dado a que, el creador de mencionado robot permita el uso libre de los modelos de todas las piezas que son necesarias para la fabricación del conjunto que componen la mano-muñeca-antebrazo hace posible disminuir el tiempo que tomaría el diseño de una prótesis desde cero.

Ilustración 15. *Prototipo impreso en 3D a partir de la mano del robot InMoov.*



Nota. Fotografía tomada por el autor, esta representa el Prototipo impreso en 3D a partir de la mano del robot InMoov.

Para este prototipo se seleccionó el filamento de la marca eSUN, el cual está compuesto por una combinación de fibra de carbono y un material base de nailon, este material fue usado dado que es un material durable y resistente frente a impactos mecánicos y altas temperaturas. Por otro lado, para el sistema de accionamiento de la prótesis se seleccionaron cinco servomotores Mg996r, los

cuales constan con un rango de acción de 180° permitiéndonos de este modo una fácil comunicación con el microcontrolador seleccionado.

El microcontrolador seleccionado fue el Arduino MEGA 2560.

Fue necesario el uso de una fuente de alimentación externa para poder garantizar el suministro de potencia adecuado a la velocidad de reacción de los motores.

4.2. Adquisición de las señales electromiográficas

Fue necesario implementar la programación de una sección del código en Arduino para la obtención los datos, una vez se obtuvieron los datos en Arduino, se hizo necesario aplicar el filtro de Kalman mediante una programación en Python.

Para la obtención de los resultados del objetivo número dos fue necesario dividir la mano en dos secciones, (dedo meñique y anular, por un lado, y pulgar, índice y corazón, por otro lado) para así poder lograr el debido control.

Ilustración 16. Parte 1 del código implementado en arduino para la obtención de datos.

```
1  /*
2  |   EMG Sensor Data Acquisition Code
3  |   Author: María Argumedo
4  |   Platform: Arduino Mega
5  |   Date: 26-05-2023
6  |
7  |   This code reads analog values from an EMG (Electromyography) sensor connected to the right side
8  |   and prints them to the serial port. The EMG sensor measures muscle activity and provides an
9  |   analog signal that represents the detected electrical signals.
10 |
11 |   To use this code, connect the EMG sensor to the designated pin on the right side of the Arduino
12 |   Mega. Ensure that the serial communication baud rate is set to 9600 in order to view the output
13 |   in the serial monitor.
14 |
15 |   Note: Make sure to adjust the pin assignment (emgPin) according to your specific wiring
16 |   configuration.
17 | */
18 | const byte numChars = 64;
19 | char receivedChars[numChars];
20 |
21 | boolean newData = false;
22 |
23 |
24 | int emgPin = A1; // EMG sensor pin (right side)
25 |
26 | void setup() {
27 |   Serial.begin(115200); // Initialize serial communication
28 |   Serial.println("<Arduino is ready>");
29 | }
30 |
31 | ...
32 | }
```

Nota. La figura es la parte 1 del código implementado en arduino para la obtención de datos.

Ilustración 17. Parte 2 del código implementado en arduino para la obtención de datos.

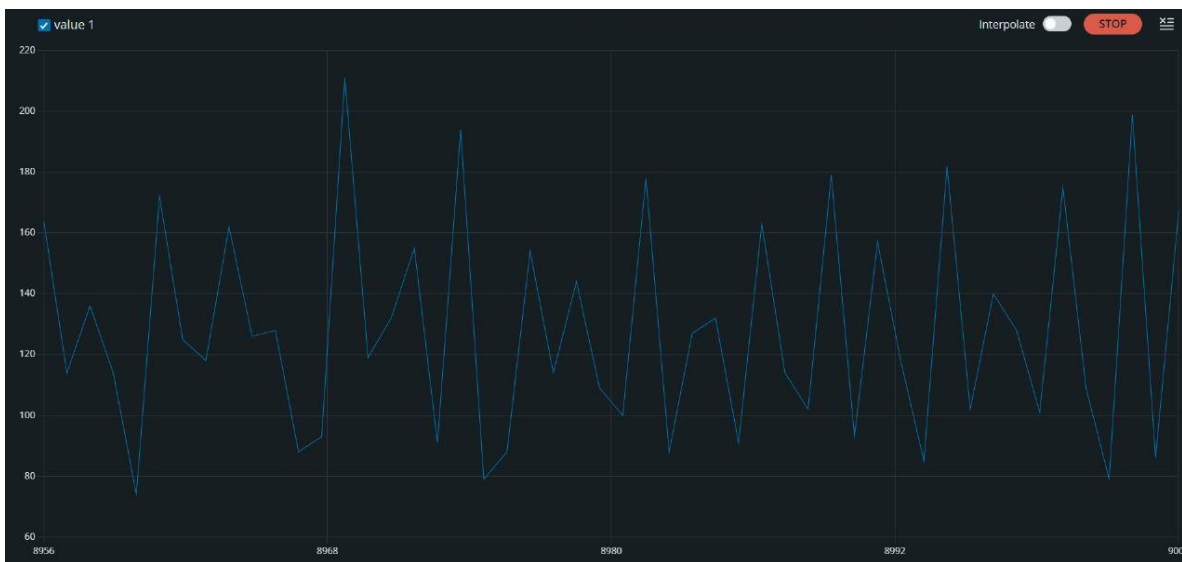
```

30
31 void loop() {
32   int emgValue = analogRead(emgPin);
33   delay(10); // Delay for stability
34   newData = true;
35   replyToPython(emgValue);
36 }
37
38
39 void replyToPython(int value) {
40   if (newData == true) {
41     Serial.print("<");
42     Serial.print(value);
43     Serial.println('>');
44     newData = false;
45   }
46 }

```

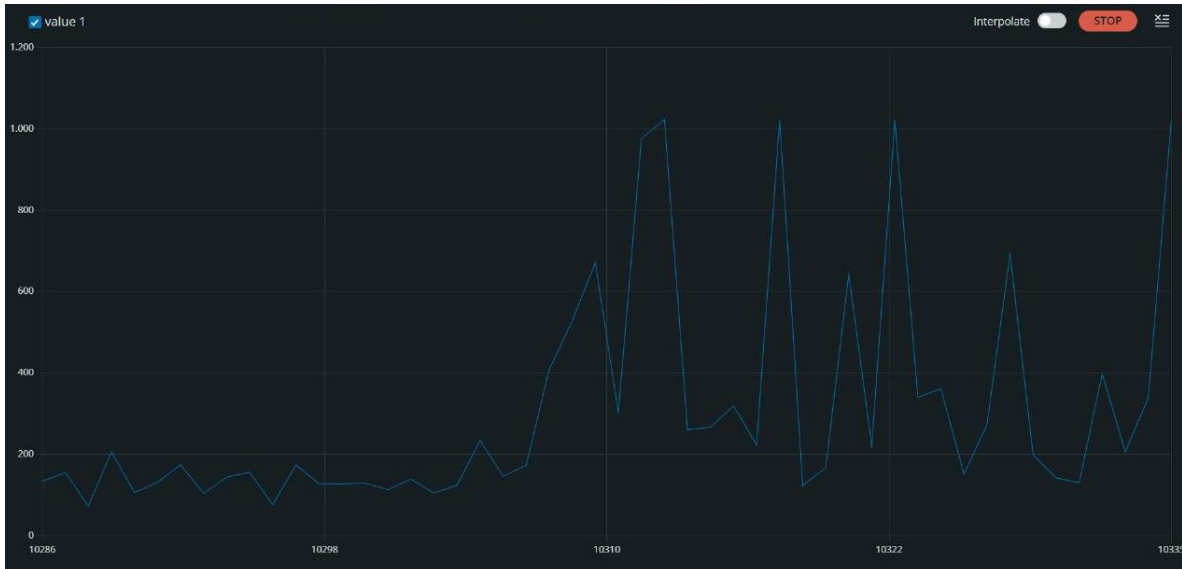
Nota. Representa la parte 2 del código implementado en arduino para la obtención de datos.

Ilustración 18. Grafica de las señales electromiográficas sin filtrar obtenidas a través del sensor EMG.



Nota. El grafico representa las señales electromiográficas sin filtrar obtenidas a través del sensor EMG.

Ilustración 19. Grafica de las señales electromiográficas filtradas obtenidas a través del sensor EMG.



Nota. El grafico representa las señales electromiográficas filtradas obtenidas a través del sensor EMG.

En la figura 18 se puede evidenciar la señal que se obtuvo mediante los sensores electromiográficos, en dicha figura observamos el comportamiento y el ruido de estas debido a que no tienen filtro aplicado; y en la figura 19 podemos evidenciar cómo el filtro hace que el ruido disminuya y podamos observar con facilidad cuando la mano está en reposo y cuando se está ejerciendo una clase de fuerza para el agarre.

Para el control de la prótesis fue necesario realizar la programación en Arduino

Ilustración 20. Control de los dedos corazón, índice y pulgar.

```
//Control de dedos pulgar, índice y corazón
if (AmpR>Ampl && AmpR>8){
  if (temp1.salida(1)){
    if(pos_R==180){
      pos_R=0;
      servindice.write(pos_R);
      servomayor.write(pos_R);
      servopulgar.write(pos_R);
      flag_R=0;
      temp1.salida(0);
    }
    else{
      flag_R=1;
      pos_R=180;
      servindice.write(pos_R);
      servomayor.write(pos_R);
      servopulgar.write(pos_R);
      temp1.salida(0);
    }
  }
}
```

Nota. Representa el control de los dedos corazón, índice y pulgar.

Ilustración 21. Control de los dedos meñique y anular.

```
//control de los dedos meñique y anular
if (AmpL>AmpR && AmpL>14){
  if(temp1.salida(1)){
    if (pos_L==180){
      //pos_L=0;
      servoanular.write(pos_L);
      servomenique.write(pos_L);
      delay(10);
      flag_L=0;
      temp1.salida(0);
    }
    else {
      //pos_L=180
      servoanular.write(pos_L);
      servomenique.write(pos_L);
      delay(10);
      temp1.salida(0);
      flag_L=1;
    }
  }
}
```

Nota. Representa el código implementado para el control de los dedos anular y meñique.

Ilustración 22. Control de la mano abierta.

```
//Control de la mano abierta/cerrada
if (AmpL>25 && AmpR>25 && flag_R==0 && flag_L==0){
  if (temp1.salida(1)){
    if (pos==180){
      pos=0;
      servoindice.write(pos);
      servomayor.write(pos);
      servoanular.write(pos);
      servomenique.write(pos);
      servopulgar.write(pos);
      temp1.salida(0);
    }
  }
  else{
    pos=180;
    servoindice.write(pos);
    servomayor.write(pos);
    servoanular.write(pos);
    servomenique.write(pos);
    servopulgar.write(pos);
    temp1.salida(0);
  }
}
```

Nota. Representa el código usado para el control de la mano abierta.

5. Conclusiones y recomendaciones:

Este trabajo de investigación ha demostrado la viabilidad de la implementación de la impresión 3D para la elaboración de prótesis biónicas, al implementar la división de la mano en dos secciones permitió un mayor grado de control y obtención de las señales electromiográficas. Dicho esto, se logró cumplir con los objetivos planteados.

La implementación de la programación en Arduino para obtener los datos y aplicar el control; y en Python para aplicar el filtro, permitió obtener la visualización de una señal limpia, con una disminución bastante significativa de ruido.

Esta investigación abre nuevas puertas para la implementación y desarrollo de prótesis personalizadas, reduciendo el costo y el tiempo asociados al diseño tradicional de prótesis, además, demuestra que la integración de estas tecnologías puede brindarles a las personas soluciones innovadoras y eficientes para mejorar su calidad de vida.

En investigaciones futuras se recomienda:

- Evaluar la probabilidad de reducir el peso de la prótesis.
- Estudiar la posibilidad de usar otro material para la impresión 3D.

6. Bibliografía

- Sánchez Fernández, A. (2019). Proyecto InMoov: robot humanoide impreso en 3D (Doctoral dissertation, Universitat Politècnica de València).
- Rodríguez, M. D. I. (2018, 30 mayo). Prevalencia de alteraciones sensitivas y factores asociados en pacientes con amputación que consultan en una empresa de medicina física de la ciudad de Medellín. REDICES. Recuperado 20 de agosto de 2022, de <https://repository.ces.edu.co/handle/10946/2403>
- Médica, F. (2018, 18 enero). En Colombia gran número de los pacientes amputados no han sido evaluados por un cirujano vascular. Formula Medica. Recuperado 20 de agosto de 2022, de <https://www.formulamedica.com.co/noticias-formula-medica/pacientes-amputados-no-han-sido-evaluados-por-un-cirujano-vascular/>
- Presidencia de la republica. (s. f.). accioncontraminas. Recuperado 20 de agosto de 2022, de <http://www.accioncontraminas.gov.co/Estadisticas/estadisticas-de-victimas>
- Salinas-Durán, F. A. (2016). Guía de práctica clínica para el diagnóstico y tratamiento preoperatorio, intraoperatorio y postoperatorio de la persona amputada, la prescripción de la prótesis y la rehabilitación integral | Iatreia. LATREIA. Recuperado 20 de agosto de 2022, de <https://revistas.udea.edu.co/index.php/iatreia/article/view/26864>
- Miembro Superior. (s. f.). Enfermería. Recuperado 20 de agosto de 2022, de <https://enfermeria.top/apuntes/anatomia/miembro-superior/>
- Amputaciones | Diagnóstico y tratamiento en ortopedia, 5e | AccessMedicina | McGraw Hill Medical. (s. f.). Recuperado 10 de septiembre de 2022, de <https://accessmedicina.mhmedical.com/content.aspx?bookid=1596&ionid=98181103>

- BETANCOURT, G. A., Suárez, E. G., & Franco, J. F. (2004). Reconocimiento de patrones de movimiento a partir de señales electromiográficas. *Scientia et technica*, 10(26), 53-58, de <https://www.redalyc.org/pdf/849/84911640010.pdf>
- Romero Falcón, J. M. (2021). Adquisición de datos, filtrado y control de una prótesis biónica de mano de bajo coste basada en el robot InMoov, de <https://idus.us.es/handle/11441/126880>
- Carrillo, L. G. D. 9. Niveles de amputación. Los amputados y su rehabilitación, 77, de https://www.anmm.org.mx/publicaciones/ultimas_publicaciones/Rehabilitacion.pdf#page=102
- Brito, J. L. (2015, 13 abril). Repositorio Institucional de la Universidad Politécnica Salesiana: Estudio del estado del arte de las prótesis de mano. Repositorio universidad politecnica salesiana, de <https://dspace.ups.edu.ec/handle/123456789/8447>
- Ramos MJ. Terapia física en amputados. España: Alcázar; Oct 2012, de <http://es.scribd.com/doc/9439049/Terapia-Fisica-en-Amputados>
- Programa de ejercicios para el manejo de pacientes amputados transtibiales pre-prótesicos y manejo de dolor fantasma 2009 , Herrera CE, Vélez, de <https://www.efisioterapia.net/articulos/programa-ejercicios-elmanejopacientes-amputados-trastabilles-pre-protesicos-y-manejo-dol>
- La O Ramos R, Baryolo Cardoso A. Rehabilitación del amputado de miembro inferior Camagüey: Medicina de rehabilitación cubana; 2005. De http://www.sld.cu/galerias/pdf/sitios/rehabilitacion-bio/manual_de_amputados.pdf
- Omar S., Kasem A., Ahmad A., Ya'akub S.R., Ahman S., Yunus E., 2019. Implementation of Low-Cost 3D-Printed Prosthetic Hand and Tasks-Based Control Analysis. In: Omar S., Haji Suhaili W., Phon-Amnuaisuk S. (eds) *Computational Intelligence in Information Systems. CIIS 2018. Advances in Intelligent Systems and Computing*, Vol.888, Springer, Switzerland, pp. 213–223

- Miyamoto Gómez, O.S. (2015). Impresión:Hágalo usted mismo. ¿Cómo Ves? 203, pp. 10-14
- Niveles de amputación en miembro superior. (2020, 21 noviembre). Mediprax. Recuperado 25 de septiembre de 2022, de <http://mediprax.mx/niveles-de-amputacion-en-miembro-superior/>
- De Luca, C. J. (2002). Surface electromyography: Detection and recording. Copyright 2002 by DeSys.
- De Luca, C. J. (1997). The use of surface electromyography in biomechanics. Journal of applied biomechanics, 13(2), 135-163, de <https://journals.humankinetics.com/view/journals/jab/13/2/article-p135.xml>
- Basmajian, J. V. (1973). Electrodes and electrode connectors. In New Concepts of the Motor Unit, Neuromuscular Disorders, Electromyographic Kinesiology (Vol. 1, pp. 502-510). Karger Publishers, de <https://www.karger.com/Article/Abstract/394054>
- Hermens, H. J., Freriks, B., Disselhorst-Klug, C., & Rau, G. (2000). Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. Journal of electromyography and Kinesiology, 10(5), 361-374, de <https://www.sciencedirect.com/science/article/abs/pii/S1050641100000274>
- Guzmán-Muñoz, E., & Méndez-Rebolledo, G. (2018). Electromiografía en las Ciencias de la Rehabilitación. Revista Salud Uninorte, 34(3), 753-765, de http://www.scielo.org.co/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S0120-55522018000300753
- Konrad, P. (2005). The abc of emg. A practical introduction to kinesiological electromyography, 1(2005), 30-5, de <http://www.noraxon.com/wp-content/uploads/2014/12/ABC-EMG-ISBN.pdf>
- Reaz, M. B. I., Hussain, M. S., & Mohd-Yasin, F. (2006). Técnicas de análisis de señales EMG: detección, procesamiento, clasificación y aplicaciones. Procedimientos biológicos en línea, 8(1), 11-35, de <https://link.springer.com/article/10.1251/bpo115>

- Mendoza, L. E., Castellano, R. D. G., & Rojas, R. D. (2007). Aportes y alcances de las técnicas de procesamiento, clasificación y descomposición de señales electromiográficas. In IV Latin American Congress on Biomedical Engineering 2007, Bioengineering Solutions for Latin America Health (pp. 131-135). Springer, Berlin, Heidelberg, de https://link.springer.com/chapter/10.1007/978-3-540-74471-9_31
- Bravo, V. A. O., Arias, M. A. N., & Cardenas, J. A. C. (2013). Análisis y aplicación del filtro de Kalman a una señal con ruido aleatorio. Scientia et technica, 18(1), 267-274, de <https://revistas.utp.edu.co/index.php/revistaciencia/article/view/8241>
- Sensor muscular biomédico EMG electrónica. (s. f.). Tecneu. <https://www.tecneu.com/products/sensor-muscular-biomedico-emg-electronica-arduino-raspberry>
- SENSOR MUSCULAR ECG EMG 3,3V AD8832 – Grupo ElectroStore. (s. f.). <https://grupoelectrostore.com/shop/sensores/senales-bioelectricas/sensor-muscular-ecg-emg-33v-ad8832-arduino-raspberry/>
- Alex Becker (www.kalmanfilter.net). (s. f.). Online kalman filter tutorial. https://www.kalmanfilter.net/ES/kalman1d_es.html
- JGAURORA A3 | Impresora D3D. (s. f.). <http://impresorad3d.com/producto/jgaurora-a3/>