



Universidad **Mariana**

Sistema electrónico de prótesis mecatrónica para miembro superior amputado

Jhonathan Ordoñez Romo

Universidad Mariana
Facultad de Ingeniería
Ingeniería Mecatrónica
San Juan de Pasto

2024

Sistema electrónico de prótesis mecatrónica para miembro superior amputado

Jhonathan Ordoñez Romo

Informe de investigación para optar al título de: Ingeniero Electrónico

Asesores

Jorge Andrés Chamorro

Ing. Electrónico

Daniel Mateo Burbano

Ing. Mecatrónico

Universidad Mariana

Facultad de Ingeniería

Ingeniería Mecatrónica

San Juan de Pasto

2024

Artículo 71: los conceptos, afirmaciones y opiniones emitidos en el Trabajo de Grado son responsabilidad única y exclusiva del (los) Educando (s)

Reglamento de Investigaciones y Publicaciones, 2007

Universidad Mariana

Agradecimientos

Quiero agradecer al arquitecto del universo por darme la fuerza y la voluntad de haber comenzado el camino del conocimiento de esta carrera que con mucho sacrificio ya está finalizando y a pesar de los obstáculos siempre pude encontrar una solución a los distintos problemas, gracias a la Universidad Mariana por brindarme conocimiento a través del programa de Ingeniería Mecatrónica.

Agradezco a mi madre María Liliana Ordoñez Romo, a mis abuelos Modesto Ordoñez Ortega, Justina Victoria Romo Pabón por su amor, trabajo y sacrificio en todos estos años, por confiar en mí, y apoyar mi proyecto de vida, por enviarme los mejores deseos desde la distancia durante todos estos años de carrera universitaria. Por inculcarme los valores de la responsabilidad y el respeto por los demás, a mi hermana tíos y tías que estuvieron al pendiente de mi proceso.

Quiero agradecer a mi asesor Jorge Andrés Chamorro por apoyarme durante todo el transcurso de la realización del proyecto de grado y a mi Coasesor Daniel Mateo Burbano Martínez quien me apoyo en las pruebas de funcionamiento.

Jhonathan Ordoñez Romo.

Dedicatoria

Quiero dedicar este proyecto a mi madre Liliana a mis abuelo, Modesto y Justina porque son ellos los principales pilares de mi formación como persona y afianzaron mi carácter, siempre han estado apoyándome en mis proyectos, dándome sus consejos y al resto de mi familia que de una forma u otra han aportado a este proyecto.

A los docentes de la carrera de Ingeniería Mecatrónica de la Universidad Mariana quienes me brindaron el conocimiento para llegar hasta este punto de mi carrera.

Jhonathan Ordoñez Romo

Contenido

Introducción	12
1. Resumen de proyecto	13
1.1 Descripción del problema.....	14
1.1.1 Formulación del problema	15
1.2 Justificación.....	15
1.3 Objetivos	16
1.3.1 Objetivo general	16
1.3.2 Objetivos específicos.....	16
1.4 Marco referencial o fundamentos teóricos	17
1.4.1 Antecedentes	17
1.4.1.1 Vigencia de temática.	17
1.4.2 Marco teórico	21
1.4.2.1 Señales mioeléctricas.	21
1.4.2.1.1 Potencial de acción de la unidad motora.	21
1.4.2.1.2 Unidad motora tren de potencia de acción.	21
1.4.2.1.3 Instrumentos de adquisición.....	21
1.4.2.2 Sistema de control inteligente.	22
1.4.2.2.1 Control mioeléctrico.....	22
1.4.2.3 Biomecánica de la mano.	23
1.4.2.3.1 Arquitectura de la mano.	23
1.4.2.3.2 Manipulación de objetos y adaptaciones posicionales.....	25
1.4.2.3.3 Diseño del mecanismo de transmisión de movimiento.....	26
1.4.2.3.4 Mecanismos.....	28
1.4.3 Marco contextual.....	28
1.4.4 Marco legal.....	29
1.5 Metodología	29
1.5.1 Tipo y línea de investigación	29
1.5.2 Hipótesis de la investigación.....	29
1.5.3 Descripción metodológica.....	30

1.5.3.1 Fase 1. Evaluación de la discapacidad de la persona.	30
1.5.3.2 Fase 2. Construcción de prótesis en impresora 3D.	30
1.5.3.3 Fase 3. Diseño de sistema electrónico.....	30
1.5.3.4 Fase 4. Validar el funcionamiento de la prótesis integrando el sistema electrónico y mecánico.....	31
1.5.4 Valides interna.....	31
1.5.4.1 Instrumento de referencia.....	31
1.5.4.2 Métricas para evaluación de desempeño.	31
1.5.5 Valides externa.....	32
1.5.5.1 Rubricas de evaluación del experto.....	32
2. Presentación de resultados	33
2.1 Resultado de acuerdo a los objetivos	33
2.1.1 Resultados del objetivo 1	33
2.2.2 Resultado del objetivo 2.....	34
2.2.2.1 Diseño gráfico de los dedos.	40
2.2.3 Resultado del objetivo 3.....	52
2.2.4 Resultado del objetivo 4.....	58
3. Conclusiones	65
4. Recomendaciones.....	66
Referencias bibliográficas	67
Anexos.....	72

Índice de Tablas

Tabla 1 Criterio de búsqueda y base de datos	17
Tabla 2 Vigencia de temáticas	17
Tabla 3 Métrica evaluativa de la mano	31
Tabla 4 Rubrica de evaluación de expertos.....	32
Tabla 5 Estado de los músculos de la mano derecha e izquierda medidos en milivoltios	33
Tabla 6 Propiedades mecánicas del PET.....	34
Tabla 7 Componentes electrónicos	36
Tabla 8 Medidas de la planta de la mano	37
Tabla 9 Medidas del antebrazo.....	38
Tabla 10 Piezas que componen el antebrazo y la muñeca	39
Tabla 11 Medidas de las falanges en milímetros	40
Tabla 12 Ángulos máximos y mínimos del primer sistema de barras	44
Tabla 13 Ángulos máximos y mínimos del segundo sistema de barras.....	45
Tabla 14 Construcción de la mano en SolidWorks	47
Tabla 15 a) señal mínima músculos en reposo, (b) señal máxima de los músculos tensionados .	53
Tabla 16 Tiempo en segundos respecto al voltaje de entrada	60

Índice de Figuras

Figura 1 Estructura de la mano	23
Figura 2 Ángulos de posición de las falanges de la mano	24
Figura 3 Movimiento del dedo pulgar.....	24
Figura 4 Movimiento del pulgar frente a la planta.....	25
Figura 5 Mecanismo de Toronto	26
Figura 6 Estructura de la metodología	30
Figura 7 Mecanismo articulado de Toronto	35
Figura 8 Diseño de planta terminada.....	37
Figura 9 Estructura del antebrazo para la prótesis	39
Figura 10 Falanges en triangulo	40
Figura 11 Posición de falanges del dedo meñique	41
Figura 12 Diseño de posición de las tres falanges flexionadas	42
Figura 13 Diseño de la falange del proximal extendido.....	42
Figura 14 Diseño de falanges, flexionado y extendido	43
Figura 15 Posición inicial y final del primer sistema de barras.	44
Figura 16 Posición inicial y final del segundo sistema de barras.....	45
Figura 17 Estructura general de los dedos	46
Figura 18 Montaje de la mano en SolidWorks.....	47
Figura 19 Desplazamiento de la falange proximal.....	48
Figura 20 Desplazamiento de la falange medio	49
Figura 21 Desplazamiento de la falange distal.....	49
Figura 22 Velocidad lineal de la falange proximal	50
Figura 23 Velocidad lineal de la falange medio.....	51
Figura 24 Velocidad lineal de la falange distal	51
Figura 25 Secuencia del sistema electrónico.....	52
Figura 26 Programación y comunicación ESP32 con pulsera MYO	53
Figura 27 Aplicación de valor absoluto a los datos en tiempo real.....	55
Figura 28 Sumatoria de datos de los ocho (8) sensores	55
Figura 29 Señal suavizada mediante la media móvil	56

Figura 30 Creación de PCB en EAGLE.....	56
Figura 31 Placa del circuito electrónico impresa	57
Figura 32 Implementación de los actuadores con la estructura de la mano.....	58
Figura 33 Implementación del circuito electrónico.....	59
Figura 34 Estructura de la mano en 3D.....	59
Figura 35 Integración completa de la prótesis mioeléctrica en impresión 3D	60
Figura 36 Indicador de la conexión bluetooth.....	61
Figura 37 Posición extendida de los dedos	62
Figura 38 Posición flexionada de los dedos	62
Figura 39 Agarre de vaso cónico.....	63
Figura 40 Agarre de objeto con diámetro de 22mm.....	63
Figura 41 Agarre de pistola de aire 800g aproximadamente	64
Figura 42 Agarre cilíndrico	64

Índice de Anexos

Anexo A. Recolección de datos del musculo Flx.Car.Rad	72
Anexo B. Datos del musculo Ext.Dig.Com	72
Anexo C. Datos del musculo Flx.Car.Uln.....	73
Anexo D. Datos de la mano derecha	73
Anexo E. Actividad muscular en el equipo de registro.....	74
Anexo F. Medidas detalladas de las falanges del dedo meñique	74
Anexo G. Medidas detalladas de las barras del dedo meñique	75
Anexo H. Medidas detalladas de las falanges del dedo medio	75
Anexo I. Medidas detalladas de las barras del dedo medio	76
Anexo J. Diseño del dedo anular.....	77
Anexo K. Diseño de la muñeca.....	77
Anexo L. Diseño de Barras para los dedos	78
Anexo M. Eje rotatorio de la muñeca	79
Anexo N. Planta de la mano.....	80
Anexo O. Tapa superior de la planta.....	81
Anexo P. Tapa inferior de la planta.....	82
Anexo Q. Tapa de eje rotatorio	83
Anexo R. Foco de antebrazo	84
Anexo S. Recubrimiento de la muñeca	85
Anexo T. Dedo pulgar.....	87
Anexo U. Grafica del desplazamiento lineal de las falanges	88
Anexo V. Grafica de la velocidad lineal de las falanges.....	89
Anexo W. Grafica del desplazamiento angular de las falanges	90
Anexo X. Gráficas para cada dedo menos el pulgar	91
Anexo Y. Diseño de PCV tipo planchado.....	92
Anexo Z. Diseño de la placa electrónica.....	93
Anexo AA. Código.....	94

Introducción

La evolución de las prótesis mioeléctricas resulta esencial en el ámbito médico y de rehabilitación, especialmente para individuos que han experimentado la pérdida de una extremidad. En excavaciones históricas, se han recuperado artefactos protésicos que se utilizaron como sustitutos de miembros perdidos en ciertas etapas de la vida. La identificación de las señales de electromiografías (EMG) en la década de 1950, originalmente empleadas para monitorizar ritmos cardíacos, marcó un punto de inflexión. Estas señales gradualmente se incorporaron tanto en la esfera médica como en la ingeniería, dando origen a las prótesis mioeléctricas, conocidas hoy en día.

El avance tecnológico ha permitido el desarrollo de dispositivos compactos, para capturar las señales mioeléctricas generadas por los músculos, se empleará el brazalete MYO. Este dispositivo dispone de 8 canales de entrada para datos y además de su capacidad de procesamiento, incorpora conectividad Bluetooth. Esta característica elimina la necesidad de cables expuestos, lo que a su vez simplifica la estructura del sistema electrónico de la prótesis mioeléctrica.

La impresión 3D permite materializar los prototipos a un menor costo por esta razón la propuesta consiste en diseñar una mano electromecánica con la capacidad de ejecutar los movimientos de flexión y extensión de los dedos. Además, se pretende desarrollar un sistema eléctrico que pueda utilizar las señales mioeléctricas provenientes de los músculos en casos de amputación del antebrazo derecho. Estas señales se emplearán para generar el movimiento mecánico de la mano diseñada, actuando a través de dispositivos de accionamiento.

Dado el nivel de complejidad de este proyecto, tanto en términos de la parte mecánica como de los recursos necesarios para controlar los múltiples movimientos de una mano humana, la cual posee 25 grados de libertad, se opta por simplificar los grados de libertad de los dedos. Esto se logra mediante la implementación del mecanismo de cuatro barras, reduciendo así la cantidad de dispositivos de accionamiento requeridos por articulación. Este enfoque busca minimizar el consumo energético de la batería y los recursos necesarios en el controlador.

1. Resumen de proyecto

Este proyecto tiene como objetivo principal el desarrollo de un sistema electrónico para una prótesis mecatrónica. La prótesis estará diseñada para interpretar las señales mioeléctricas generadas por los músculos del antebrazo del usuario. Estas señales serán capturadas, procesadas y utilizadas para controlar el movimiento de agarre de la prótesis.

El sistema electrónico será responsable de la adquisición de las señales mioeléctricas, su filtrado y procesamiento, y la generación de comandos para los actuadores de la prótesis. Se utilizará la media móvil para eliminar los ruidos de las señales EMG. El diseño de la prótesis buscará ser ergonómico y cómodo para el usuario, permitiendo un rango de movimiento natural. El diseño de los dedos se basará en el mecanismo de cuatro barras con la intención de realizar el movimiento de las tres articulaciones. Se utilizará el programa SolidWorks y se imprimirán las piezas en material PETG.

El proyecto también incluirá una pulsera MYO. Este es un sistema independiente de adquisición de señales, cuya comunicación es por vía Bluetooth. Para mejorar la interpretación de las señales mioeléctricas y proporcionar un control más preciso y fluido de la prótesis, se implementará el microcontrolador ESP32. Además, se realizarán pruebas y ajustes para garantizar la seguridad y eficacia del sistema.

Este proyecto busca mejorar la calidad de vida de las personas con amputaciones de brazo o antebrazo, proporcionándoles una prótesis mecatrónica controlada por señales mioeléctricas que les permita realizar sus actividades diarias de manera más eficiente.

1.1 Descripción del problema

Las personas que han sufrido amputaciones enfrentan desafíos significativos para recuperar la funcionalidad perdida y adaptarse a una vida cotidiana con una extremidad artificial. A pesar de los avances en tecnología de prótesis, muchos usuarios experimentan dificultades en el control y adaptación de las prótesis mioeléctricas existentes. Las prótesis actuales tienen interfaces complejas, difíciles de adaptar para algunos usuarios, además algunas configuraciones son estándar que no se ajustan a las necesidades individuales de cada persona. El control óptimo de la prótesis también requiere tiempo para adaptarse y esto conlleva que se pierda el interés en dar uso al dispositivo causando frustración y conflictos emocionales.

Investigadores como Saradjian et al. (2008) exploraron en profundidad la experiencia psicosocial de las personas que han sufrido amputaciones en sus extremidades superiores (manos y brazos). Sus conclusiones indican que enfrentar la realidad de perder parte del cuerpo, como las extremidades, conlleva una dificultad mayor para adaptarse y aceptar esta nueva situación. Resultados similares se han reportado en investigaciones cuantitativas como la de Desmond (2007) y Østlie et al. (2011). Las amputaciones en las extremidades superiores plantean un desafío para aquellos que las sufren, ya que provocan alteraciones en la autoimagen, el estilo de vida y el autoconcepto (Desmond, 2007).

Los brazos y manos son partes altamente visibles del cuerpo y desempeñan un papel crucial en diversas actividades físicas, comunicativas, sociales y emocionales. Incluso al utilizar prótesis, las personas que han sufrido amputaciones en estas áreas enfrentan dificultades para ocultar su pérdida, lo cual a menudo es notado por los demás. Esta nueva imagen puede generar miradas, comentarios y curiosidad por parte de las personas en su entorno. La observación constante puede causar ansiedad en aquellos con amputaciones en extremidades superiores (Desmond, 2007).

Cualquier tipo de amputación, independientemente de la causa, afecta la salud mental del individuo. Algunas personas superan el trauma en pocos meses, mientras que otras pueden llevar años. Sin embargo, en última instancia, la mayoría se recupera y se reintegra a la sociedad. Las

secuelas más comunes de las amputaciones incluyen ira, depresión, baja autoestima, pensamientos suicidas, adicción al trabajo y pérdida de confianza. A medida que pasa el tiempo, la aceptación de la pérdida facilita el retorno a una vida normal, al menos emocionalmente. Este proceso puede acelerarse al hablar con alguien que ha superado desafíos similares y puede proporcionar orientación (Gabarra y Crepaldi, 2009). Es por esto que se hace necesario explorar alternativas para mejorar la calidad de vida de estas personas, aprovechando la tecnología disponible para desarrollar prótesis adaptadas a las necesidades de quienes enfrentan esta situación. Una opción es trabajar con señales mioeléctricas, que se obtienen de los músculos.

1.1.1 Formulación del problema

¿Cómo hacer un sistema electrónico, para prótesis electromecánica, diseñado para miembro superior amputado a partir de las señales mioeléctricas?

1.2 Justificación

En tiempos recientes, se ha invertido considerablemente en la mejora de las prótesis de extremidades superiores, y este esfuerzo está comenzando a dar resultados fructíferos. En la actualidad, existen manos protésicas que, utilizando la tecnología mioeléctrica, permiten el movimiento independiente de los cinco dedos de la mano. Esto posibilita la realización de diversos tipos de pinzas y agarres funcionales (García y Espinoza, 2014). En el año 2011, Clement y sus colegas publicaron un análisis acerca de las manos biónicas, concluyendo que ha habido notables avances en las prótesis de mano en tiempos recientes. Si bien estas son ahora más funcionales y mejor aceptadas, aún queda un largo camino por recorrer para lograr una similitud con la mano humana, y su coste sigue siendo muy elevado (Clement et al., 2011).

La creación y diseño de una prótesis mioeléctrica implica un gasto significativo, lo cual representa un desafío para la mayoría de las personas que la necesitan. Esto se debe a la variedad de componentes que la conforman, como los actuadores y sistemas electrónicos, además del diseño y la impresión 3D, que en sí tiene un costo considerable. Si se considera el tiempo de uso, esta inversión se vuelve aún más relevante. La premisa de este proyecto es desarrollar un prototipo de

sistema electrónico para una prótesis de mano, capaz de realizar el movimiento de agarre. A largo plazo, se busca la posibilidad de ampliar los grados de libertad. ¿Por qué? El objetivo de este prototipo es garantizar un rendimiento óptimo al llevar a cabo actividades con la mano protésica mioeléctrica. Esto se debe a la importancia de aprovechar los conocimientos actuales para mejorar la calidad de vida de las personas que han experimentado amputaciones, cuyas vidas han experimentado cambios drásticos y enfrentan dificultades para adaptarse a estas transformaciones.

1.3 Objetivos

1.3.1 Objetivo general

Desarrollar un sistema electrónico de una prótesis mecatrónica a partir de señales mioeléctricas del antebrazo o brazo.

1.3.2 Objetivos específicos

- Evaluar la capacidad muscular del brazo para obtener señales EMG en persona con pérdida miembro superior.
- Elaborar una prótesis mecatrónica de antebrazo y mano con impresión 3D y componentes comerciales para generar movimientos de agarre.
- Implementar un sistema electrónico a partir de las señales mioeléctricas obtenidas para controlar la prótesis de antebrazo y mano.
- Integrar el sistema electrónico con la prótesis mecatrónica de antebrazo y mano para validar su funcionamiento mediante movimientos de agarre.

1.4 Marco referencial o fundamentos teóricos

1.4.1 Antecedentes

Tabla 1

Criterio de búsqueda y base de datos

Criterio de búsqueda	TITLE-ABS-KEY (myoelectric AND prostheses) AND (LIMIT-TO (PUBYEAR, 2022) OR LIMIT-TO (PUBYEAR, 2021) OR LIMIT-TO (PUBYEAR, 2020) OR LIMIT-TO (PUBYEAR, 2019) OR LIMIT-TO (PUBYEAR,2018) OR LIMIT-TO (PUBYEAR, 2017))
Cuando no se hace filtro	2.185 resultados de documentos
Palabras clave	myoelectric, prosthesis
Cuando se hacen filtros	2017- 2022, 844 document results
Filtro por área de temática	Medicina ingeniería y computación

1.4.1.1 Vigencia de temática.

Tabla 2

Vigencia de temáticas

776 document results	TITLE-ABS-KEY (myoelectric AND prostheses) AND (LIMIT-TO (PUBYEAR , 2022) OR LIMIT-TO (PUBYEAR , 2021) OR LIMIT-TO (PUBYEAR , 2020) OR LIMIT-TO (PUBYEAR , 2019) OR LIMIT-TO (PUBYEAR , 2018) OR LIMIT-TO (PUBYEAR , 2017)) AND (LIMIT-TO (SUBJAREA , "ENGI") OR LIMIT-TO (SUBJAREA , "COMP") OR LIMIT-TO (SUBJAREA , "MEDI"))
----------------------	---

El artículo aborda la clasificación de señales en una prótesis multifuncional utilizando patrones. Se extraen características mediante segmentos de tiempo con una red neuronal artificial. El estudio involucra a cuatro personas sin pérdida de extremidades superiores y una con amputación por encima del codo. Las pruebas se realizaron durante la contracción muscular, utilizando dos electrodos de superficie bipolares en los músculos del brazo superior: bíceps, braquial y tríceps braquial. Se utilizó un amplificador con ganancia de 5000 y un muestreo de velocidad de 1 kHz con una placa Metrabyte DAS16F AID y una microcomputadora IBM PCI AT compatible. Se utilizaron movimientos constantes con los músculos, como relajación, flexión y agarre, para generar patrones de movimientos. Se empleó la relación cruzada de Woody para eliminar errores (Hudgins et al., 1993).

El artículo propone un enfoque sin segmentación de datos para el tratamiento de señales mioeléctricas (MES) con cuatro canales, con el objetivo de eliminar múltiples movimientos de la extremidad. El método permite datos continuos y secuencias complejas de movimiento que involucran diversas articulaciones. Se utilizaron electrodos activos bipolares de acero inoxidable colocados en los flexores y extensores de la muñeca, se realizaron tensiones durante 5 segundos en 20 ocasiones, con un muestreo a 1000 Hz y un prefiltrado entre 10 y 500 Hz. El procesamiento de datos se realizó con una interfaz de control intuitiva que permite un bajo consumo de almacenamiento (Englehart y Hudgins, 2003).

En otro artículo, se discute la extracción y selección de características para el control mioeléctrico basado en sensores EMG portátiles. Se compara la extracción de señales EMG a 200 Hz y 1000 Hz en personas sanas y con amputaciones. Se clasifican movimientos de manos y dedos, obteniendo veintiséis caracteres diferentes junto con ocho características múltiples. Los resultados muestran que el uso de frecuencias de 200 Hz en pacientes amputados disminuye la precisión del 2% al 56%. Se introducen dos nuevos conjuntos de características de EMG para mejorar el rendimiento en sistemas con bajas frecuencias de muestreo (Phinyomark et al., 2018).

En otro enfoque, se emplea la visión artificial basada en aprendizaje profundo para la clasificación de agarre en prótesis mioeléctricas en personas con amputación radial. Se utiliza una red neuronal convolucional (CNN) con imágenes de más de 500 objetos, clasificándolos en cuatro

clases de agarre. Se alcanza un 85% de precisión funcional en la clasificación de objetos. El sistema se prueba en personas con prótesis de mano y muñeca (Ghazaei et al., 2017).

En un artículo adicional, se presenta el diseño de un controlador de mano protésico basado en estrategias de control de reconocimiento de patrones eficientes. Se utiliza el reconocimiento intuitivo de gestos y una estrategia de control personalizada. El controlador interactúa directamente con la mano protésica y se comunica inalámbricamente con un teléfono inteligente. El sistema demostró una tasa de error del 1,6% en el control en tiempo real (Benatti et al., 2017).

En el artículo titulado "Prótesis mioeléctricas de antebrazo: estado del arte desde una perspectiva centrada en el usuario", se describe el proceso de determinación de requisitos y su aplicación para evaluar el estado actual de las prótesis mioeléctricas de antebrazo desde una perspectiva centrada en el usuario. Los resultados del estado del arte muestran que los prototipos de investigación modernos cumplen parcialmente con los requisitos, pero aún tienen margen de mejora en términos de funciones, tiempos de reacción y ejecución más rápidos, intuición en sistemas de control y retroalimentación eficaz, incluyendo aspectos psicofísicos como la percepción de intensidad y agudeza espacial (Lipschutz et al., 2011).

En el artículo "Reconocimiento de patrones de electromiograma para el control de prótesis motorizadas de miembro superior", se aborda la complejidad y la baja aceptación de las prótesis mioeléctricas debido a la dificultad de uso y acceso, así como la necesidad de entrenamiento muscular. Se menciona la cirugía de "Reinervación muscular dirigida" (TMR) como una opción en caso de falta de redes nerviosas. El artículo destaca los desafíos en este campo, la TMR puede generar señales EMG cuando los nervios residuales no responden (Scheme y Englehart, 2011).

En el artículo "Reconocimiento de gestos mediante imágenes EMG de superficie instantáneas", se presenta un enfoque basado en HD-EMG para el reconocimiento de gestos de mano. Los datos de electromiografía revelan patrones reproducibles y discriminatorios entre diferentes gestos. El estudio investiga algoritmos de clasificación más sofisticados y utiliza electrodos de superficie para capturar las señales EMG (Geng et al., 2016).

En el artículo "Reinervación muscular dirigida para control mioeléctrico en tiempo real de brazos artificiales multifunción", se investiga la cirugía TMR en pacientes con amputaciones de brazo. Se evalúa la adaptación de los nervios re inervados en la generación de señales EMG y se observa que pueden generar respuestas en diferentes movimientos, lo que tiene implicaciones para el control mioeléctrico (Kuiken et al., 2009).

En el artículo "Datos de electromiografía para prótesis de mano robótica no invasivas controladas naturalmente", se describe una base de datos utilizada para estudiar la relación entre electromiografía de superficie, cinemática de la mano y fuerzas de la mano con miras al desarrollo de prótesis de mano robóticas controladas de forma natural. El enfoque involucra sensores y algoritmos de aprendizaje automático (Atzori et al., 2014).

Un estudiante de la Universidad Católica de Santa María presenta una investigación sobre el control de una mano robótica con tecnología de impresión 3D mediante opto miografía. El proyecto se centra en el estudio de los músculos del antebrazo para obtener señales mioeléctricas como entrada al microcontrolador (Zegarra, 2019).

Estudiantes de la Universidad Autónoma de Ciudad Juárez diseñan y construyen una prótesis de mano controlada por señales mioeléctricas. El enfoque se centra en la reducción de costos, la impresión 3D y la eliminación de ruidos en las señales (Andrés et al., 2019).

En otro artículo, se describe el diseño y construcción de un prototipo de mano robótica capaz de replicar movimientos similares a la mano humana. El prototipo se basa en una investigación preliminar para seleccionar el mejor mecanismo y cumple con su objetivo de ser funcional (García y Becerra, 2016).

En un proyecto titulado "Diseño de un prototipo robótico de mano y antebrazo diestro para prótesis", se desarrolla una prótesis transradial con cinco grados de libertad. Se emplea un enfoque de diseño mecánico y cinemático para simular movimientos de la mano humana, con actuadores en la palma y control en el antebrazo (Vargas y Flor, 2020).

En resumen, los artículos abordan diversas técnicas y enfoques en la investigación y desarrollo

de prótesis de miembro superior, incluyendo la mejora de funciones, reconocimiento de patrones, control mioeléctrico, diseño mecánico y aplicaciones de tecnología de impresión 3D, con el objetivo de mejorar la calidad de vida de las personas amputadas.

1.4.2 Marco teórico

1.4.2.1 Señales mioeléctricas. La electromiografía, también conocida como EMG (*Electromyography*), es el estudio de las señales eléctricas generadas por la actividad muscular. Estas señales son captadas mediante electrodos que se adhieren a la piel, ya sea de manera invasiva o no invasiva. Los electrodos registran las débiles señales eléctricas generadas por los músculos en funcionamiento. Para obtener mediciones precisas, se utilizan tres electrodos: uno cerca del hueso del brazo como referencia y los otros dos sobre el músculo que está siendo contraído.

1.4.2.1.1 Potencial de acción de la unidad motora. Los músculos están conformados por una unidad fundamental la cual permite obtener las señales EMG. Se trata de una motoneurona que se encuentra en todas las fibras musculares encontradas en las ramas axonales de la motoneuronal. La activación de los músculos genera actividad eléctrica por medio de la unidad motora también llamada potencial de acción (Menino et al., 2021).

1.4.2.1.2 Unidad motora tren de potencia de acción. Para que las fibras musculares produzcan señal eléctrica es necesario que los músculos se contraigan repetidas veces a esta acción se la denomina tren de potencia de acción de la unidad motora, esto sucede por los cambios bioquímicos que se generen en el interior de los músculos, esto también puede afectar la velocidad de propagación de la señal (Menino et al., 2021).

1.4.2.1.3 Instrumentos de adquisición. El material y tipo de los electrodos también influye de manera considerable en el registro de EMG. Existen dos tipos de electrodos, los electrodos de gel o húmedos y los electrodos sin gel o secos. Los electrodos húmedos constan de un gel conductor para mejorar el transporte iónico entre la interfaz electrodo-piel. Los electrodos más populares de este tipo son los de Ag/AgCl. Los electrodos secos son generalmente placas de metales nobles altamente conductores como lo son la plata, oro, platino y titanio y a diferencia de los electrodos

húmedos, éstos no requieren de un gel conductor (Manuel et al., 2012).

Los electrodos de superficie varían en tamaño, pero para los registros motores o sensoriales de rutina con estimulación nerviosa tienen entre 0,5 cm a varios centímetros de diámetro. Para el registro del potencial de acción muscular compuesto con estimulación nerviosa, se coloca uno de los electrodos activos sobre el punto motor, mientras que el segundo o electrodo de referencia, se coloca sobre el tendón. Los electrodos de estas mismas dimensiones se emplean con frecuencia como referencia para registros con electrodos monopoles intramusculares (Nava y Negrete, 2017).

El electrodo concéntrico consiste en una aguja hueca con un alambre de platino insertado y aislado de la vaina. El alambre de platino está cortado en un ángulo de 15 grados y tiene una superficie expuesta de 0.07 mm². La vaina de la aguja se emplea como electrodo de referencia. El ángulo de la superficie de registro le otorga a este electrodo propiedades direccionales. En consecuencia, los registros provienen de un número menor de fibras musculares de una misma unidad motora, como en el caso de un electrodo monopolar, por lo que las amplitudes registradas son un 50% menores. La ventaja de este electrodo es que la superficie que se registra se mantiene estable en el tiempo (Nava y Negrete, 2017).

1.4.2.2 Sistema de control inteligente. Una vez adquiridas las señales electromiográficas es necesario determinar el sistema adecuado para lograr el control de las posiciones de los motores. Dentro de los posibles sistemas de control se encuentran: sistema de encendido/apagado, control proporcional, directo, control de máquina de estado finito, patrón reconocimiento, postura de control y control de regresión (Geethanjali, 2016).

1.4.2.2.1 Control mioeléctrico. El control más utilizado en la medicina es el proceso de la señal EMG, la cual consiste en la adquisición de las señales provenientes de la contracción de los músculos. en la construcción de prótesis modernas existen dos tipos de control con algoritmos una de las cuales es, reconocimiento de patrones y la otra es el no reconocimiento de patrones (Quinayas, 2015). El control de tecnología inalámbrica hace las cosas más cómodas las prótesis también son participes de estos avances como es el control de señales mediante radio frecuencias

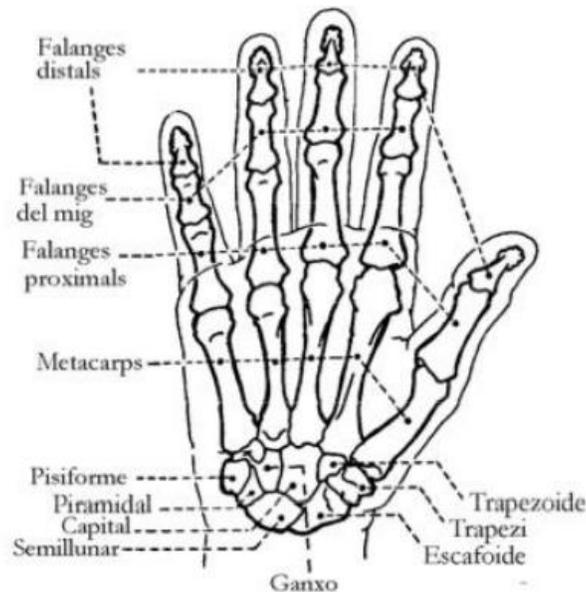
donde no hay necesidad los cables. Que en gran parte también afectan la señal EMG. Con la ayuda del controlador MORPH, este dispositivo se basa en tecnología inalámbrica RFID, su funcionamiento se basa en reconocer patrones ya pregrados para poder ejercer la función correspondiente esta tecnología fue probada en la prótesis Bebionic (Quinayas, 2015).

1.4.2.3 Biomecánica de la mano. La biomecánica aplicada al estudio de los movimientos de la mano es un ejercicio que nos permite determinar los diferentes movimientos que se realizan a generar un movimiento y desplazamiento en el espacio para manipular o mover objetos.

1.4.2.3.1 Arquitectura de la mano. La mano está constituida por 8 huesos carpianos que se dividen en dos filas; la proximal articulada con las distales del cúbito y el radio. En la Figura. 1 muestra su arquitectura funcional está conformada por unidades fijas y móviles (Amparo et al., 2012).

Figura 1

Estructura de la mano



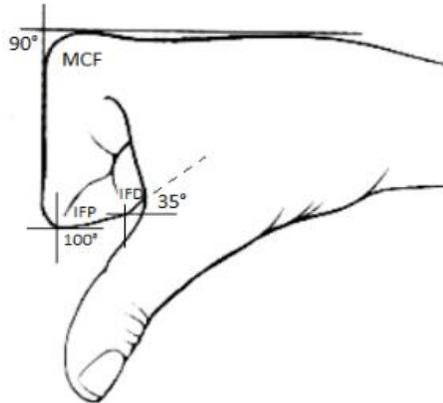
Fuente: (Griño, 2015).

Las articulaciones actúan como bisagras, permitiendo los movimientos de flexión y extensión

de los dedos además de ciertos ángulos delimitados por las articulaciones(Amparo et al., 2012b).en la Figura. 2 se muestran los ángulos de las articulaciones.

Figura 2

Ángulos de posición de las falanges de la mano

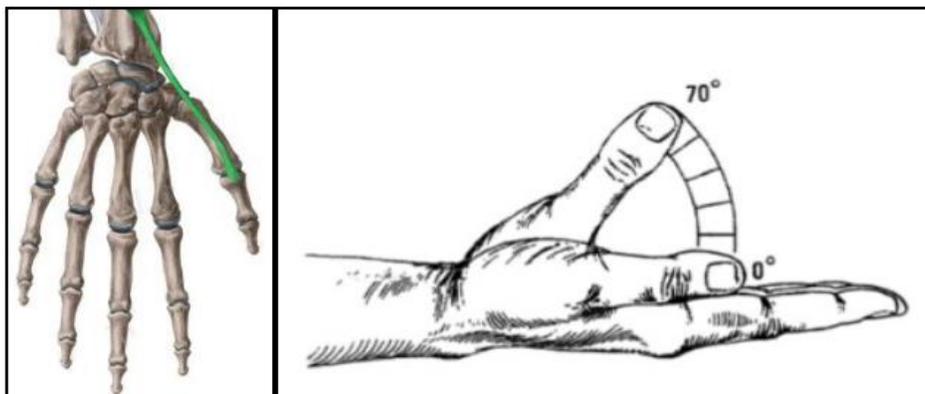


Fuente: (MAYRA DANIELA YÉPEZ ROSERO, 2017)

El movimiento del pulgar es perpendicular a la planta de la mano con un Ángulo de posición de 70 grados con se puede ver en la Figura. 3

Figura 3

Movimiento del dedo pulgar



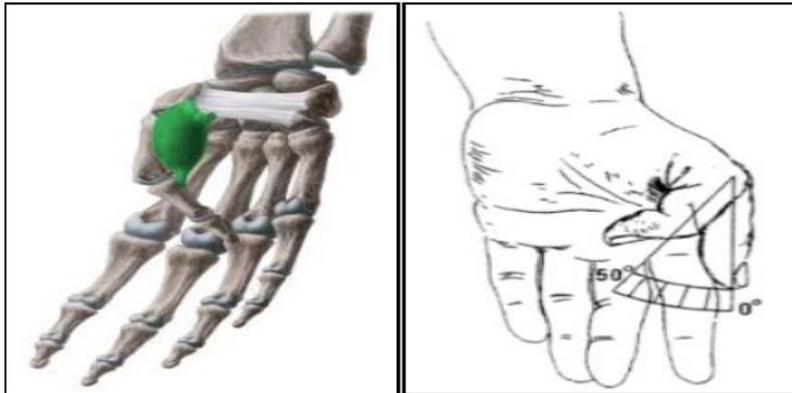
Fuente: (Morillo y Jimena, 2018).

El pulgar también tiene un movimiento que pasa por el frente o arras de la planta de la mano y

su rango de posición es de 50 grados como se muestra en la Figura. 4

Figura 4

Movimiento del pulgar frente a la planta



Fuente: (Morillo & Jimena, 2018).

Movimiento del brazo: el brazo lo conforman el cúbito y el radio son dos huesos en paralelo que permiten el movimiento por estar unidos por articulaciones móviles en sus extremos. Está conformado por 8 músculos los cuales permiten los movimientos de los dedos, la flexión del pulgar, movimientos de la palma estos se denominan como pronador redondo, flexor común, flexor propio del pulgar, flexor profundo, pronador cuadrado. El brazo se posiciona dependiendo de la articulación del codo su grado de libertad va de 8 a 6 grados.

1.4.2.3.2 Manipulación de objetos y adaptaciones posicionales. La mano humana tiene la capacidad de adaptarse según el objeto al se va a tomar por ejemplo en una superficie plana la mano se extiende y se aplana, cuando se requiere tomar un objeto voluminoso, la mano se ahueca formando un arco orientado en tres direcciones; sentido transversal, sentido longitudinal y por último en sentido oblicuo (Amparo et al., 2012).

Patrones funcionales; La función prensil de la mano depende de la cadena cinética de los huesos y articulaciones que se extienden desde la muñeca hasta las falanges distales y esta depende de la primer articulación carpo metacarpiana, la rigidez relativa de la segunda y tercera articulación, la

estabilidad de los arcos del pulgar y la precisión de los músculos extrínsecos e intrínsecos de la mano (Amparo et al., 2012).

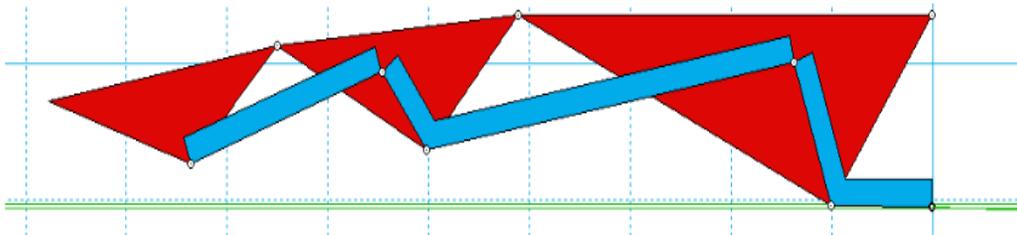
Los agarres de fuerza consisten en flexionar los dedos en sus tres articulaciones el objeto que recibe la fuerza se encuentre entre los dedos y la palma de la mano, el pulgar se apoya contra la cara del objeto. Para aumentar la fuerza se realiza una ligera dorsiflexión (Amparo et al., 2012).

Los agarres de precisión este agarre se utiliza para manipular objetos pequeños. Este agarre se hace entre el pulgar y las caras flexoras de los dedos estos permanecen semiflexionados de estos hay 4 tipos de agarre; pinza terminal, pinza palmar, pinza lateral y pinza de pulpejo (Amparo et al., 2012).

1.4.2.3.3 Diseño del mecanismo de transmisión de movimiento. En un principio se consideró el trabajo realizado en la Universidad de Toronto, que mediante una secuencia de eslabonamientos se aproxima al movimiento natural de un dedo humano, dado que se considera movimientos básicos relacionados con la motricidad gruesa, el movimiento de la falange distal no se vuelve indispensable el cual es apropiado para movimientos de motricidad fina. Se considera un actuador que mueve un mecanismo tipo manivela corredera anclado a un mecanismo de cuatro barras que extenderá el movimiento al resto de la cadena cinemática como se puede ver en la Figura. 5 (Vargas y Flor, 2020).

Figura 5

Mecanismo de Toronto



Fuente: (Griñó, 2015)

Para determinar los grados de libertad del mecanismo es necesario utilizar el criterio de Grübler

el cual tiene la siguiente fórmula.

$$G = 3.(N - 1) - 2 p_1 - p_2 \quad (1)$$

Aplicando la fórmula se tiene que $N = 7$ elementos, compuesto por 3 falanges, 3 barras y la palma, tiene 8 pares cinemáticos de clase p_1 y 1 de clase p_2 correspondiente a la corredera, sustituyendo los datos en la ecuación quedaría de la siguiente forma:

$$G = 3.(7 - 1) - 2.8 - 1 = 1 \quad (2)$$

Como resultado final se obtiene que cada dedo tiene solo un grado de libertad y por lo tanto se utiliza un actuador por dedo.

Cinemática de los dedos de la mano tienen 3 articulaciones a excepción del dedo pulgar. En la construcción de la mano mioeléctrica se deben tener en cuenta varios factores importantes que son disminuir el peso, y el consumo de energía. Se supone que cada articulación debe tener un actuador, lo que genera mayor consumo de energía y aumenta el peso. La solución que muchos han adoptado es Cyberhand (Carrozza et al., 2006). Es el mecanismo de 4 barras, el cual permite el movimiento de todas las articulaciones, aunque tiene un contra que es la precisión. Otro sistema utilizado es el de engranajes (Quinayas, 2015).

Cinemática del dedo pulgar contrarresta el movimiento de los otros 4 dedos de la mano y eso permite el agarre de objetos. El pulgar en su mayoría de diseños protésicos es utilizado para realizar el agarre de pinza disminuyendo sus grados de libertad permitiendo el movimiento de flexo-extensión. La prótesis SmartHand (Cipriani et al., 2011), cuenta con 2 grados de libertad, porque utiliza en sus articulaciones motores para realizar múltiples movimientos de agarre (Quinayas, 2015).

Los músculos de tipo esquelético son el más abundante del sistema muscular; forman el aparato locomotor junto al esqueleto (huesos y articulaciones) uniéndose mediante los tendones. A este

tipo de músculo también se les llama estriados debido a que a través del microscopio se pueden ver bandas claras y oscuras. Los músculos estriados varían en masa y forma; se pueden identificar desde músculos esqueléticos pequeños a enormes masas musculares, también desde formas cilíndricas a planas y triangulares (Nava y Negrete, 2017).

Los dedos están conformados por tres tipos de músculos los cuales les permiten tener una gran variedad de movimientos

Los flexores extrínsecos; Estos se originan en la parte interior del brazo entre los cuales se encuentran el flexor profundo y superficial.

Los extensores extrínsecos; los cuales se encuentran en la parte posterior del brazo como es el músculo digitorum.

Músculos intrínsecos; comienzan va desde el distal hasta la muñeca.

1.4.2.3.4 Mecanismos. El sistema de transmisión es el que nos permite generar el movimiento que va desde los actuadores hasta las partes móviles de los dedos diseñados, los principales movimientos que se desean generar son extensión y flexión, mediante los mecanismos de cuatro barras son los sistemas más simples porque tiene un solo grado de libertad sin olvidar sus articulaciones que permiten el movimiento cinemático. Este mecanismo tiene una inferencia de fuerza baja densidad y transmite poca potencia dependiente de la máquina y el trabajo a realizar (Griño, 2015).

1.4.3 Marco contextual

Este proyecto se realizará en la Universidad Mariana la cual se fundó el 3 de mayo de 1967, en la ciudad de Pasto, departamento de Nariño, ubicada en la carrera 18#34-104 La Universidad Mariana cuenta con el campus deportivo Alvernia, km 3 vía hospital San Pedro, el cual tiene un gran espacio donde se encuentran también los laboratorios de las diferentes ingenierías como son; ingeniería de procesos, ingeniería civil e ingeniería mecatrónica y los equipos necesarios para poder hacer los

trabajos prácticos, desde impresora 3D hasta los instrumentos de medida. Aprovechando los recursos de la universidad se va realizar el proceso de diseño y construcción de la prótesis.

1.4.4 Marco legal

Para poder comercializar un producto es necesario estar al pendiente de las normas que regulan los parámetros de seguridad para evitar problemas legales, y además para no afectar la salud de las personas ya que este caso las prótesis mioeléctrica va a estar en contacto con una persona y es necesario tener en cuenta que el artefacto no acceda los voltajes y corrientes permitidos por (ICONTEC). El instituto colombiano de normas técnicas y certificación (ICONTEC) adopto las normas internacionales como la NTC-IEC 60601-1 la cual permite regular los productos eléctricos producidos localmente como los internacionales. La regulación dice que los equipos solo pueden emitir 0.1 miliamperios si está en los 0.5 miliamperios, este producto ya tiene defectos (Salazar, 2013).

1.5 Metodología

1.5.1 Tipo y línea de investigación

EL tipo de investigación es “APLICADA” y pertenece a la línea de investigación que corresponde a este proyecto es desarrollo mecatrónico del grupo de investigación GRIM del programa de ingeniería mecatrónica de la Universidad Mariana. Este proyecto lleva como título “Sistema electrónico para prótesis mecatrónica para miembro superior amputado”. Está relacionada con la electrónica, automatización y control, porque se estudia las funciones de mano mecánico con la electrónica y control de señales mioeléctricas.

1.5.2 Hipótesis de la investigación

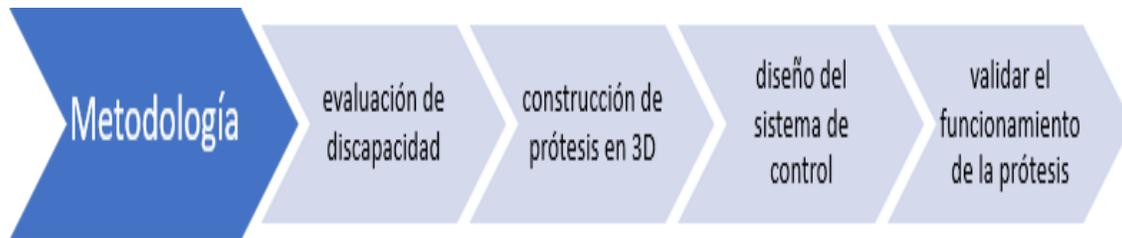
Una prótesis electrónica mejora la calidad de las personas que han perdido una extremidad, porque se pueden realizar actividades cotidianas no a un 100% pero esta herramienta puede ejercer un movimiento determinado como es el agarre de objetos.

1.5.3 Descripción metodológica

La metodología se divide en 4 etapas, las cuales se van describiendo a medida que se avanza en el documento como se ve en la Figura 6.

Figura 6

Estructura de la metodología



1.5.3.1 Fase 1. Evaluación de la discapacidad de la persona. en esta primera etapa del proceso, es necesario determinar, algunos conocimientos previo muy importantes en el momento de comenzar a estudiar el sistema de adquisición de señales mioeléctricas, y es realizar un examen de electromiografía, el cual evalúa el estado de los músculos en la parte de la amputación. Este examen se realiza para encontrar anomalías en los músculos que en un tiempo estuvieron activos, pero tras la amputación, estos han perdido movilidad y fuerza. En tal caso de tener anomalías es necesario hacer algún tipo de terapia para poder activar nuevamente los músculos y así poder facilitar la adaptación del dispositivo.

1.5.3.2 Fase 2. Construcción de prótesis en impresora 3D. En esta fase se diseñará una prótesis en Solidworks, el programa el cual permite diseñar y simular. Además, permite modificar piezas si es necesario, después de simularla se pasa a imprimir pieza por pieza teniendo en cuenta los espacios que son para los actuadores, placas, fuentes de alimentación. En esta etapa también se hacen correcciones del mecanismo, se ensambla y se analiza si las piezas tienen las medidas correctas y cumplen con los objetivos.

1.5.3.3 Fase 3. Diseño de sistema electrónico. En esta fase se realiza un sistema electrónico el cual, va a obtener y clasificar las señales emitidas por los músculos. Estas señales pasan por un sistema de filtrado. Este proceso se hace con el fin de eliminar interferencias más conocidas como

ruidos, los cuales afectan las señales emitidas por los músculos. Estos ruidos se generan por la sensibilidad de los sensores que no identifican los patrones emitidos por los músculos y los del exterior. Estas señales se miden en micro voltios o milivoltios.

1.5.3.4 Fase 4. Validar el funcionamiento de la prótesis integrando el sistema electrónico y mecánico. Para esta fase, después de evaluar los sistemas por separado, ahora se los integra para poder evaluar su funcionamiento final, es necesario que la persona beneficiaria esté presente, para poder calibrar los sensores, además de hacer verificaciones de comodidad y manejo. También se verifica si el sistema de control está funcionando correctamente. un factor importante es la velocidad de respuesta, que el mecanismo tenga agarre y fuerza, por último, se evalúa la prótesis completa para saber si cumple o no cumple con los objetivos.

1.5.4 Valides interna

1.5.4.1 Instrumento de referencia. Para este proyecto no hay un instrumento claro de referencia por el motivo de que todos los comportamientos de las manos mioeléctricas dependen de la amputación y el grado de actividad eléctrica en la zona donde se colocan los electrodos. sin embargo, en el mercado se encuentran prótesis mioeléctricas muy sofisticadas las cuales cuentan con una gran cantidad de sensores, que miden velocidades, fuerza y una mayor cantidad de electrodos encargados de recolectar la mayor cantidad de datos posibles.

1.5.4.2 Métricas para evaluación de desempeño.

Se crea un sistema de evaluación para la prótesis como se ve en la Tabla 3, y también se diseña un conjunto de criterios que se pueden ver en la Tabla 4.

Tabla 3

Métrica evaluativa de la mano

Factor de calidad	Atributos
Funcionalidad	Abrir y cerrar la mano Funcionamiento del programa

Factor de calidad	Atributos
Facilidad de uso	Interacción hombre máquina Factor de la estética
Confiabilidad	Frecuencia de fallas Exactitud de salida

1.5.5 Valides externa

1.5.5.1 Rubricas de evaluación del experto.

Tabla 4

Rúbrica de evaluación de expertos

Criterio de evaluación	Excelente	Bueno	Regular
Característica de control	La mano abre y cierra	Los dedos se mueven con dificultades	Los dedos no se mueven
Velocidad de reacción	El dispositivo actúa cuando se tensiona los músculos del antebrazo	La reacción se demora entre 4 segundos en adelante	La reacción no se activa
Fuerza de agarre	Es capaz de sostener objetos pequeños que no superan la libra	Se deslizan los objetos de los dedos por el peso	No sostener objetos de ningún tipo
Facilidad de uso	Facilidad en poner y sacar el dispositivo	Esfuerzo para realizar la actividad	No responde a las señales mioeléctricas

2. Presentación de resultados

2.1 Resultado de acuerdo a los objetivos

2.1.1 Resultados del objetivo 1

Para este objetivo, se realizó un examen electromiográfico previo de los músculos del antebrazo derecho e izquierdo del individuo al que se le va a adaptar la prótesis. Se utilizó un electrodo de aguja monopolar invasivo para obtener datos de un músculo específico y evitar el ruido exterior, con la intención de comparar el estado muscular de los brazos en busca de anomalías en los músculos. Para este proceso, se contó con la ayuda de un profesional de la salud para garantizar un uso seguro del electrodo invasivo junto con el equipo de registro. El dispositivo para el examen utiliza dos electrodos de referencia no invasivos y uno invasivo para la inserción en los músculos específicos, en este caso, los flexores del carpo radial, carpo ulnar, el extensor del dedo común y el músculo supinador corto, como principales objetivos. Se obtuvieron diferencias de voltaje en cada músculo; los valores más altos recolectados fueron de los músculos de la mano sana con valores máximos de 4.8 mV y un mínimo de 2.4 mV. En la amputación, los músculos tienen una lectura máxima de 3.6 mV y un mínimo de 260 uV, como se puede ver en la Tabla 5. Para este último valor, se tuvo que aumentar la sensibilidad del electromógrafo para captar la señal.

Se identifica que los músculos amputados pierden su actividad eléctrica cuando se someten a cirugía médica de tal manera queda comprobado que la recolección de datos EMG siempre se deben tomar de la persona con amputación y sobre esos datos trabajar la clasificación de señales.

Tabla 5

Estado de los músculos de la mano derecha e izquierda medidos en milivoltios

Musculo	Brazo izquierdo			Brazo derecho (amputado)		
	Amplitud	Duración (ms)	Tiempo de subida (ms)	Amplitud	Duración (ms)	Tiempo de subida (ms)
Flx.Car.Rad	4.8 mV	31.8	2.6	3.6 mV	32.0	1.2

Flx.Car.Uln	5 mV	32.0	0.2	1.6 mV	32.0	0.8
Supinator C	2.4 mV	31.8	0.8	1.1 mV	31.6	1.8
Ext.Dig.Com	5.2 mV	31.2	0.4	680 uV	30.8	1.8
Flex poll L	4.1 mV	31.6	0.8	260 uV	32.0	0.4

2.2.2 Resultado del objetivo 2

El objetivo es elaborar una prótesis mecatrónica de antebrazo y mano utilizando impresión 3D. Para este fin, se ha realizado un estudio de los mecanismos de los dedos. Se tomaron medidas de la mano izquierda del individuo y el diseño de la mano se realizó en el programa Solid Works. La elaboración de las piezas se llevó a cabo una por una, hasta llegar a la etapa de ensamblaje en el mismo programa. Esto se hizo con el fin de analizar el comportamiento y el movimiento de la mano y poder modificar las piezas durante el proceso. Cabe destacar que, para llegar al resultado, se realizó un análisis gráfico de los dedos para encontrar los ángulos máximos y mínimos en el mecanismo.

Selección del material

Por la facilidad de implementación y manufactura de las piezas de la prótesis se ha utilizado el PETG en la impresión, aunque sus características mecánicas no están a la par con las de los metales, en este caso solo será un prototipo de prueba, sin embargo, en el futuro se espera utilizar otros materiales con mejores propiedades mecánicas en la Tabla 6, se muestran las propiedades del PETG.

Tabla 6

Propiedades mecánicas del PET

Característica	
Alargamiento en la rotura	15%
Coefficiente de fricción	0.3

Módulo de elasticidad	2.9 GPa
Resistencia a tracción	0.41 Mpa
Coefficiente de poisson	3.6
Resistencia al impacto	5 km ²
Temperature de transición vitrea	60 (grados)
Densidad	1.38 gr cm ³

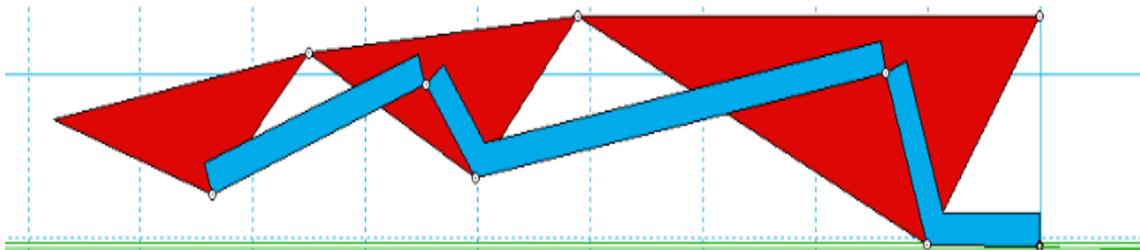
Fuente: González (2015).

Selección del mecanismo

El mecanismo utilizado para generar los movimientos de los dedos es el de Toronto esto con el fin de poder realizar el movimiento de las tres falanges de cada dedo y disminuir el uso de actuadores por articulación, como se ve en la Figura 7, aunque este mecanismo no tiene precisión, es válido para realizar movimientos que no son tan complejos (Griñó, 2015).

Figura 7

Mecanismo articulado de Toronto



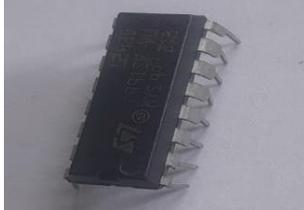
Fuente: (Griñó, 2015).

Selección de componentes para el mecanismo y la electrónica

Los componentes electrónicos se seleccionan por su facilidad para ser encontrados en el mercado nacional, como se puede observar en la Tabla 7. Sin embargo, entre los productos nacionales no se encuentra la pulsera MYO, que es necesaria para la adquisición de las señales EMG, la cual es una parte importante de este proyecto

Tabla 7

Componentes electrónicos

Componentes		Características
micro motorreductor		Longitud 26mm. Longitud del eje de salida: 5.5mm. Voltaje nominal: 12 V CC. Corriente nominal: 0,17 Torsión nominal: 1.1 lbs. Velocidad original: 20000 rpm. Velocidad de salida: 400 rpm. Error: $\pm 10 \%$. Peso: 0.63 oz (aprox)
Esp32		Protocolo Wi-Fi: 802,11 b/g/n (802.11n, velocidad de hasta 150 Mbps). Rango de frecuencia 2,4 GHz ~ 2,5 GHz. Protocolo Bluetooth: compatible con los estándares Bluetooth v4.2 BR/EDR y BLE. Voltaje de funcionamiento/voltaje de suministro: 3,0 V ~ 3,6 V.
Pulsera MYO		8 electrodos Lee las señales de los músculos Compatible con BLE 4.0 en Adelante Compatible con Windows y Android Conexión inalámbrica API abierta y SDK gratuito
Puente H l293d		Voltaje máximo 15v Corriente de 1.2A a 3.2A Controla 2 motores Control de PWM.

Componentes		Características
Micro switch final de Carrera		Tensión máxima: 125v Corriente máxima: 2A Conexionado: 4 pines Pines: común normal abierto y normal cerrado Material: plástico inyectado y metal Uso: impresoras 3d, CNCs, Cortadora laser, robótica y más Dimensiones: 12mm x 10mm x 6mm (ancho, alto, profundidad)

Medidas de la planta de la mano.

La planta de la mano tiene una estructura con diferentes mediciones, y teniendo en cuenta que los dedos no están en línea recta sino en una escalada, entonces se toman las medidas máximas y mínimas, como se ve en la Tabla 8, para después hacer el diseño más detallado dependiendo de los componentes a utilizar, como se ve en figura 8.

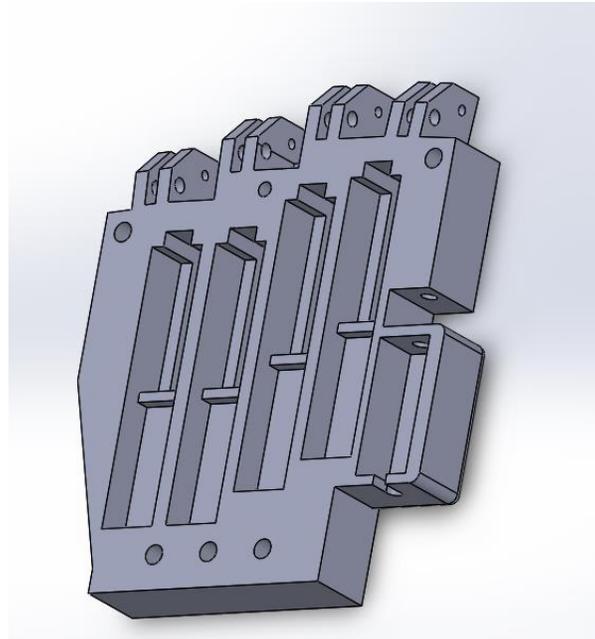
Tabla 8

Medidas de la planta de la mano

	Longitud máxima	Longitud mínima	Ancho máximo	Ancho mínimo	grosor
Planta de mano	82	70	81	55	10

Figura 8

Diseño de planta terminada



Medidas del antebrazo.

El antebrazo tiene 3 partes que la componen, entre ellos está la muñeca, ante muñeca y foco se toman las medidas generales como en la tabla 9. Las piezas se hacen de manera más detallada en SolidWorks, como se ve en la Figura 10. Para después hacer la unión de las partes en el mismo programa como se ve en la Figura 9.

Tabla 9

Medidas del antebrazo

Codo asta muñeca		
Muñeca	Ante muñeca	Foco
35 (mm)	45 (mm)	200 (mm)

Diseño de antebrazo.

Tabla 10

Piezas que componen el antebrazo y la muñeca

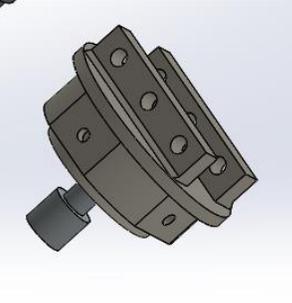
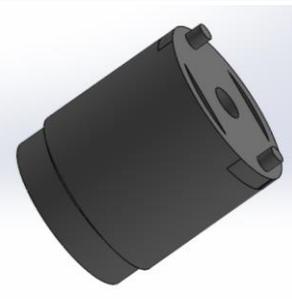
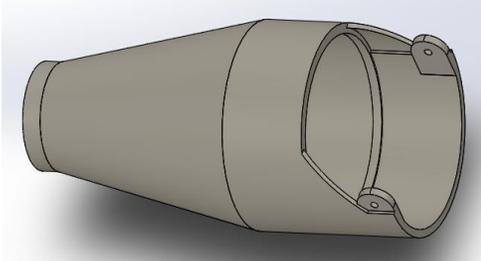
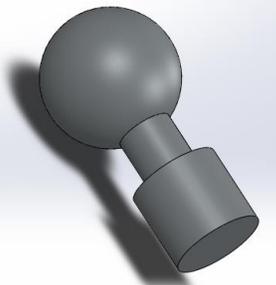
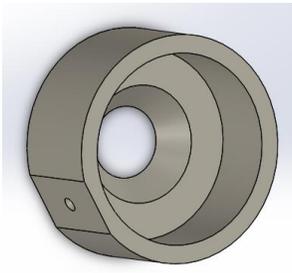
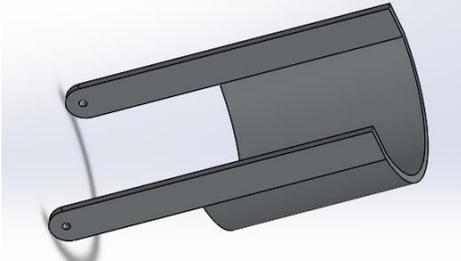
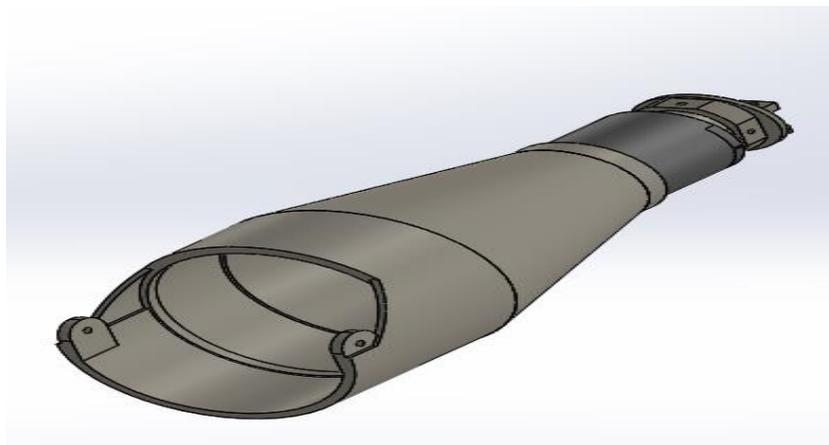
Muñeca	Ante muñeca	Foco
		
Articulacion rotatoria	Tapa de articulacion	Brazalete
		

Figura 9

Estructura del antebrazo para la prótesis



Para que los dedos del prototipo tengan las mismas dimensiones que los de la otra mano del paciente, se tomaron medidas para todas las falanges, como se puede ver en la Tabla 11. Cabe mencionar que los dedos índice y anular comparten las mismas longitudes.

Tabla 11

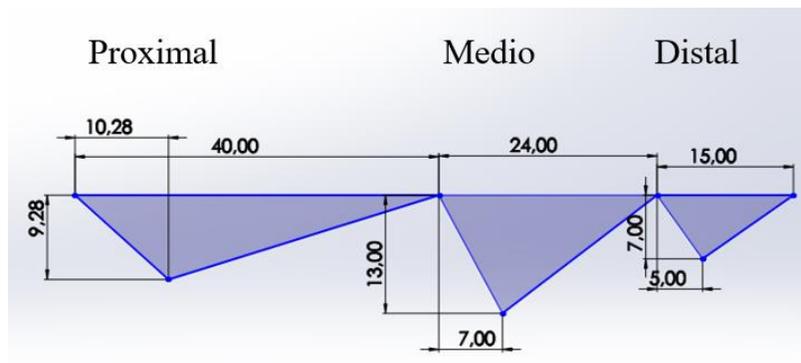
Medidas de las falanges en milímetros

Falange	Pulgar	Índice	Medio	Anular	Meñique
Proximal	-	40	50	50	40
Medio	40	24	30	24	24
distal	15	15	15	15	15

2.2.2.1 Diseño gráfico de los dedos. El diseño de los dedos para este proyecto incorpora un sistema de cuatro barras, lo que permite realizar el movimiento de las tres articulaciones simultáneamente. Mediante gráficas en SolidWorks, se determinaron los ángulos máximos y mínimos de extensión y flexión. Se partió de una corredera del tornillo sin fin de 18 (mm) que es el espacio máximo permitido. Se comenzó convirtiendo las falanges en triángulo con sus respectivas medidas como se ve en la Figura 10.

Figura 10

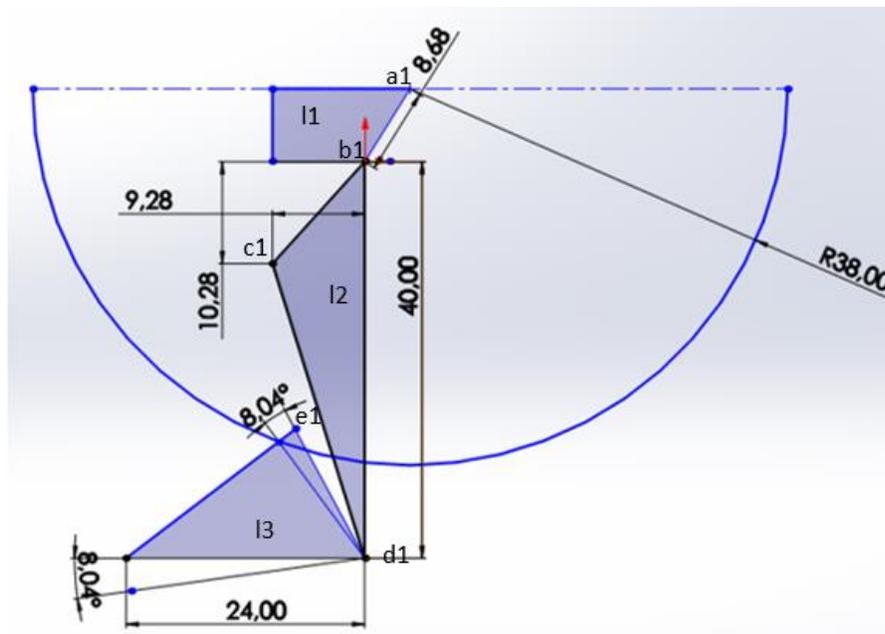
Falanges en triangulo



Después de obtener las falanges, se procede a determinar los grados mínimos del mecanismo, comenzando con el proximal y la planta. En la Figura 11, se puede observar el eslabón de la planta, que es la base de la estructura. Esta tiene dos juntas; en una de ellas se encuentra la falange proximal y en la otra se muestra la circunferencia que sigue la barra de cierre y apertura, a la que llamaremos R38. El proximal se encuentra a 90 grados con respecto a la planta y en posición vertical. Al final del proximal, se agrega el medio con un ángulo de 90 grados con respecto al proximal y, como se puede apreciar, hay un desfase de 8.04 grados con respecto a la trayectoria de la barra R38. Para corregir la posición de la falange, se suma el desfase a los 90 grados iniciales.

Figura 11

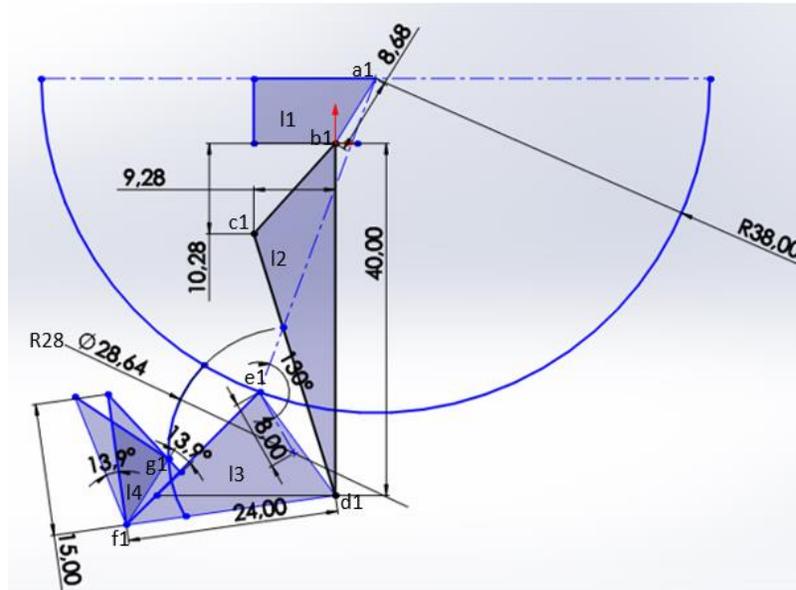
Posición de falanges del dedo meñique



En la Figura 12, se coloca la falange media en la nueva posición. Ahora, se hace lo mismo con el distal: se dibuja a 90 grados con respecto al medio y se agrega otra circunferencia que llamaremos R28, la cual corresponde a la barra que conecta el medio y el distal. Se puede observar que también hay un desfase de 13.9 grados en la posición inicial. De esta manera, se suman estos grados a los 90 grados iniciales, tomando una nueva posición que corresponde al recorrido de la barra R28.

Figura 12

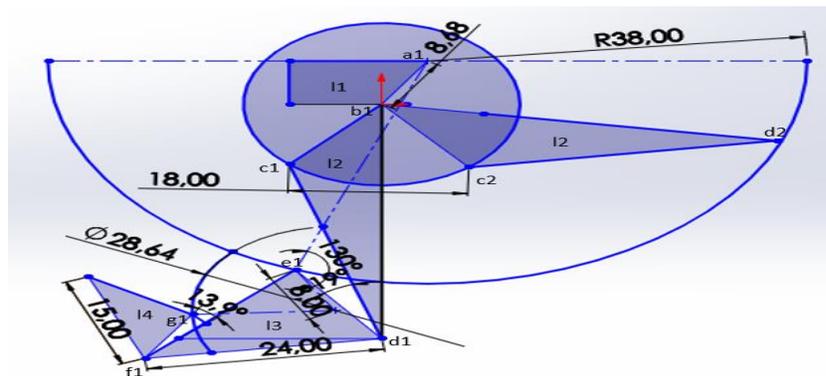
Diseño de posición de las tres falanges flexionadas



Para encontrar los grados máximos en el mismo plano se aplica el siguiente proceso, primero se hace una circunferencia alrededor del eje b1 coincidiendo con el recorrido que hace la junta c1, luego se saca un punto c2 que será la nueva referencia de partida para dibujar la posición final del proximal, entre c1 y c2 se acota la distancia de 18 (mm) como se ve en la Figura 13.

Figura 13

Diseño de la falange del proximal extendido



Realizando el mismo proceso que en la primera fase, se obtiene la posición final de las falanges. Los ángulos en la posición de flexión que se obtuvieron son los siguientes: entre la planta y el proximal es de 47.93 grados, entre el proximal y el medio hay 19 grados, y entre el medio y el distal hay 12.52 grados. En la posición extendida, los ángulos son los siguientes: entre la planta y el proximal hay 128.99 grados, entre el proximal y el medio hay 51.08 grados, y por último, entre el medio y el distal hay 47.54 grados, como se puede observar en la Figura 14.

Figura 14

Diseño de falanges, flexionado y extendido

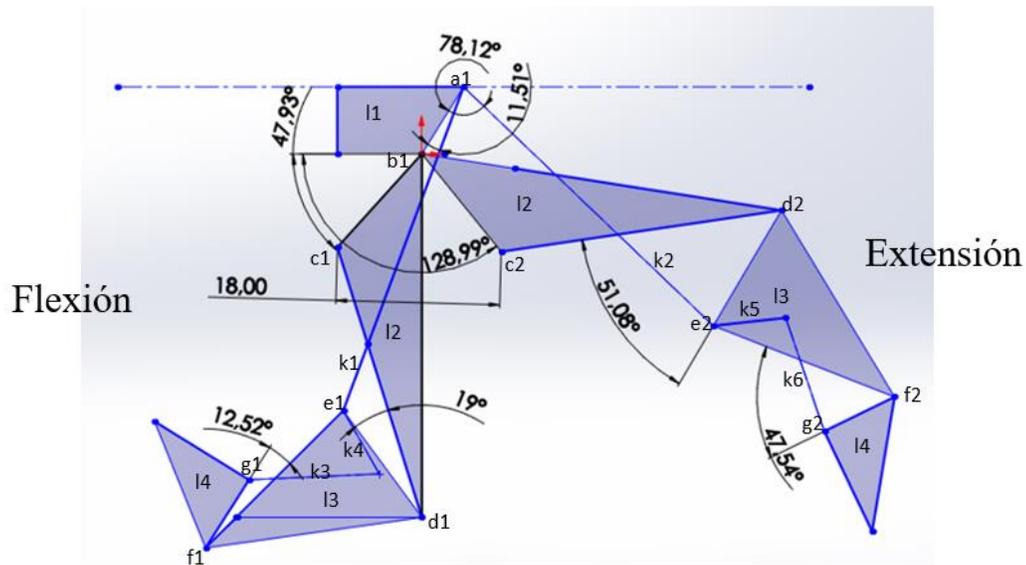


Tabla de resultados

Cada dedo está compuesto por dos sistemas de cuatro barras. En la Tabla 12, se indican los resultados de los eslabones y los ángulos iniciales y finales que conforman el movimiento del eslabón proximal y medio. La Figura 15 muestra las posiciones del primer sistema de cuatro barras que conforman el dedo. De manera similar, en la Tabla 13, se presentan los datos que conforman el segundo sistema de las falanges medio y distal. En la Figura 16, se muestran sus respectivas imágenes.

Para los dedos índice, medio y anular, se aplica el mismo procedimiento. Solo se realiza el reemplazo de las medidas de las falanges, y estas nos generan el valor de la barra que llamamos R38. Estos son los únicos cambios; por lo demás, los ángulos son los mismos.

Tabla 12

Ángulos máximos y mínimos del primer sistema de barras

Resultados mecanismo 1 dedo meñique	
a1 inicial	11.52 grados
a1 final	78.12 grados
d1 inicial	36.79 grados
d1 final	68.42 grados
k4	8.68 mm
k1	38 mm
l2	40 mm
k3	14.74 mm

Figura 15

Posición inicial y final del primer sistema de barras

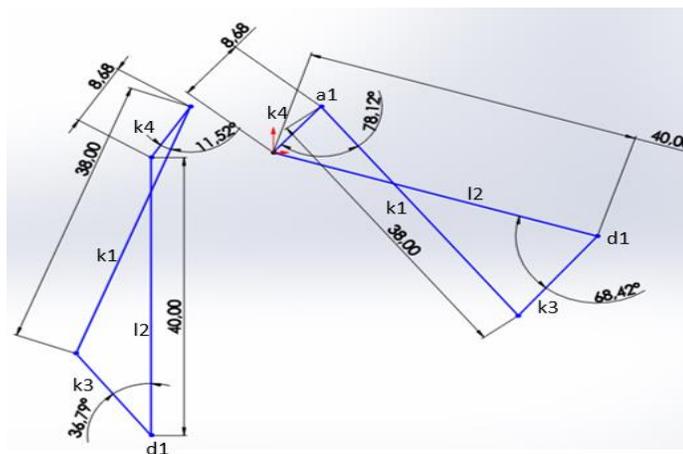


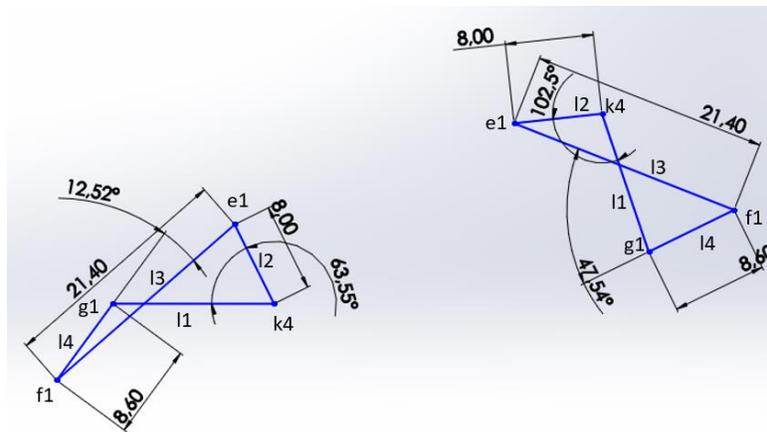
Tabla 13

Ángulos máximos y mínimos del segundo sistema de barras

Resultados mecanismo 2 dedo meñique	
k4 inicial	63.55 grados
k4 final	102.5 grados
f1 inicial	12.52 grados
f1 final	47.54 grados
l1	14.58mm
l2	8 mm
l3	21.40 mm
l4	8.60 mm

Figura 16

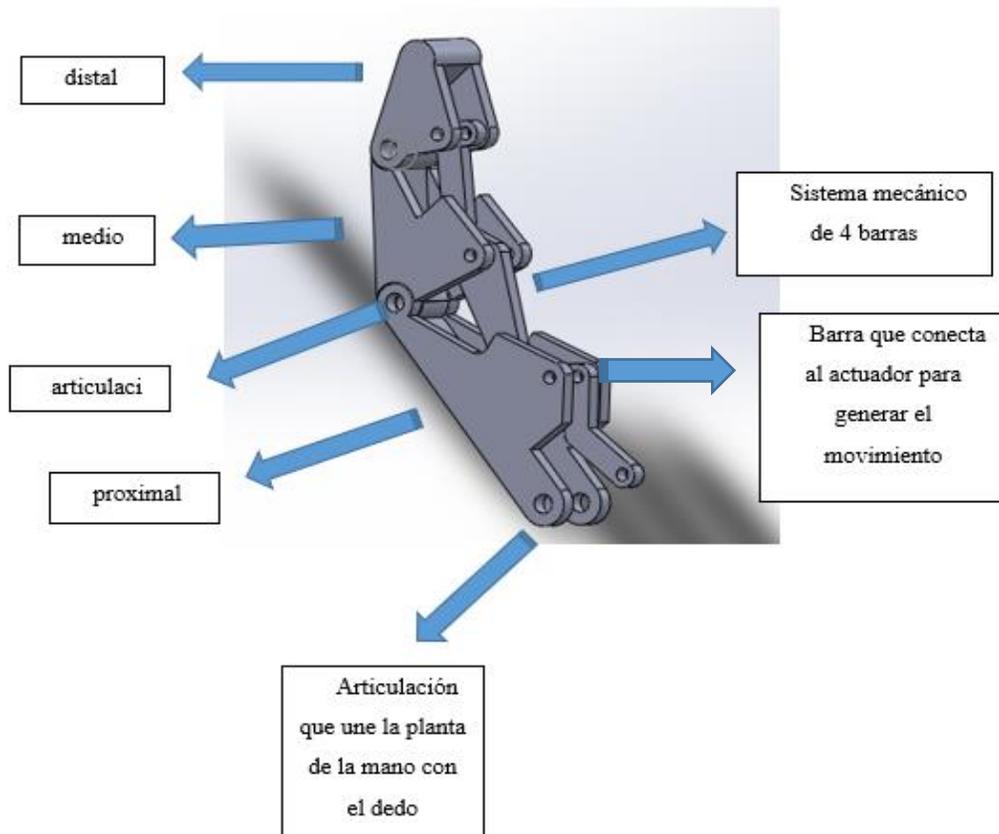
Posición inicial y final del segundo sistema de barras



Una vez que se tienen las respectivas medidas, el valor de las barras y los ángulos, se procede al diseño del dedo en el programa SolidWorks, tal como se muestra en la Figura 17. Se sigue un procedimiento similar para los demás dedos de la mano.

Figura 17

Estructura general de los dedos



Ensamblaje de la mano.

Una vez que todas las partes de la mano fueron diseñadas en el programa SolidWorks y se obtuvieron las medidas correspondientes, se estableció un formato de ensamblaje. En este formato, las piezas se unieron de manera adecuada, tal como se muestra en las imágenes de la Tabla 14. Por último, se realiza el montaje de todas las piezas, obteniendo la mano completa como se ve en la Figura 18.

Tabla 14

Construcción de la mano en SolidWorks

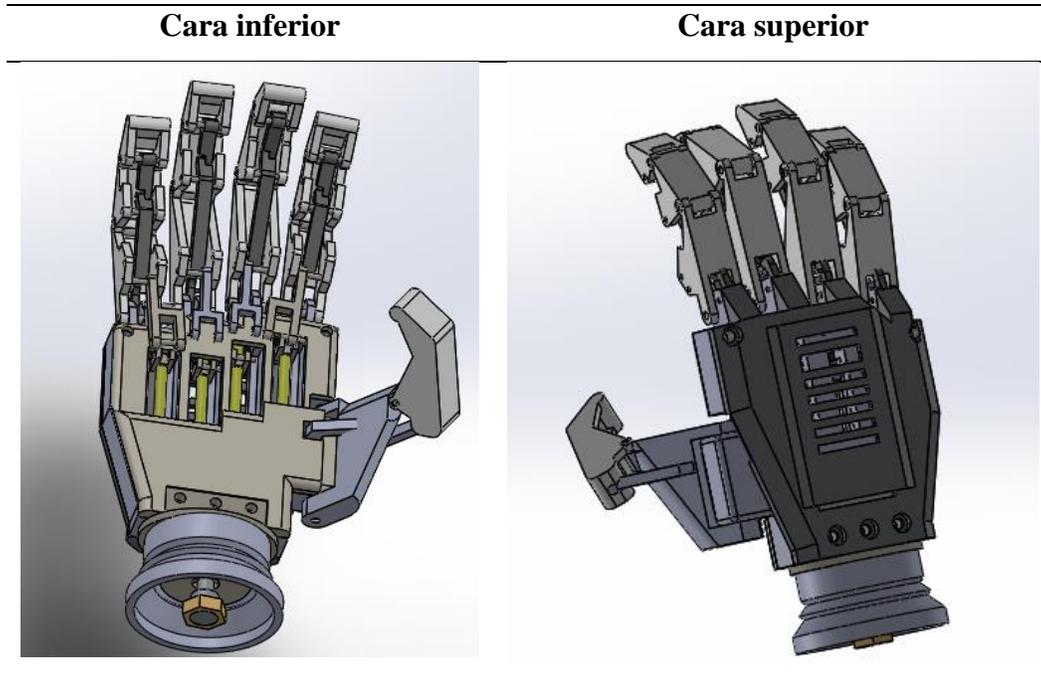
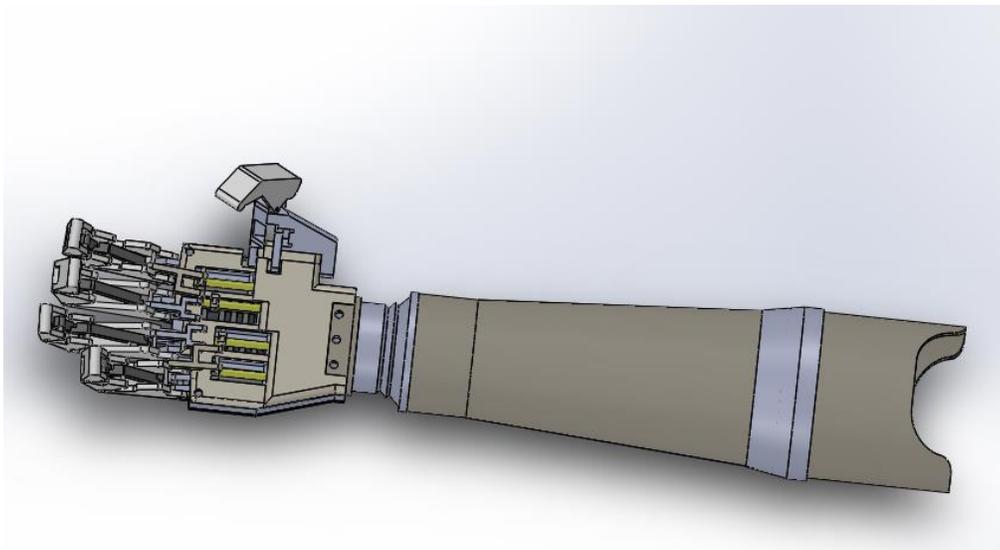


Figura 18

Montaje de la mano en SolidWorks



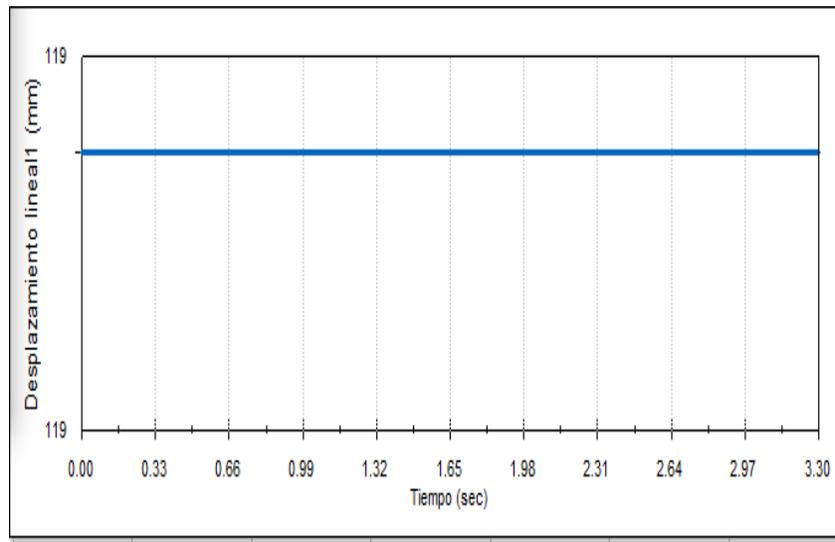
Resultados de estudio desplazamiento lineal y velocidad lineal del dedo meñique

Se realizó un estudio de los movimientos de las tres falanges con respecto al eje principal (unión del dedo y la palma) con el fin de observar el comportamiento del mecanismo de 4 barras. El eje horizontal está etiquetado como Tiempo (seg) y varía de 0.00 a 3.00 segundos en incrementos de 0.20 segundos. El eje vertical está etiquetado como Desplazamiento Lineal (mm) y varía de -10 a 100 milímetros en incrementos de 10 milímetros.

En la Figura 19, se muestra que el desplazamiento lineal no cambia a lo largo del período de tiempo observado. Esto indica que el mecanismo mantiene una posición estable sin ninguna variación en su desplazamiento lineal durante el marco de tiempo representado.

Figura 19

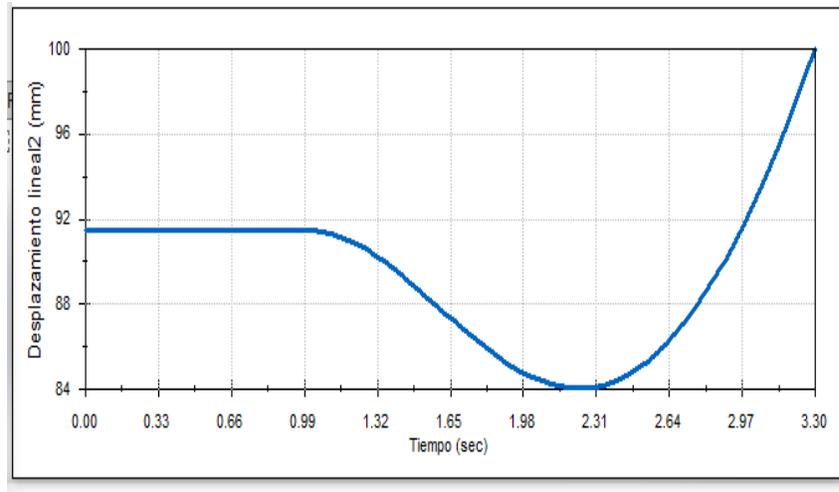
Desplazamiento de la falange proximal



En la Figura 20, la línea del gráfico comienza en el origen (0,0), se hunde ligeramente por debajo del eje horizontal hasta aproximadamente -5 mm, permanece relativamente plana hasta alrededor de 1.8 segundos, y luego aumenta bruscamente para alcanzar aproximadamente 90 mm a los 3 segundos.

Figura 20

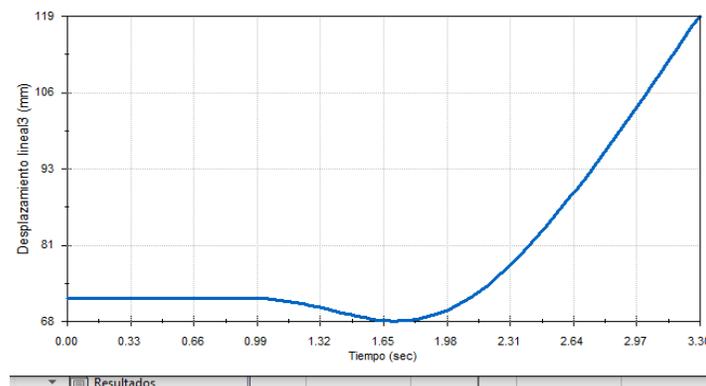
Desplazamiento de la falange medio



La curva de la Figura 21, comienza en aproximadamente 68 mm, tiene una ligera disminución por debajo de este valor inicial, y luego aumenta bruscamente para alcanzar cerca de 119 mm en un intervalo de 0 a aproximadamente 3.3 segundos. Al principio, hay un pequeño desplazamiento por debajo del valor inicial, lo que podría indicar una ligera retracción o ajuste del sistema. Luego, hay un rápido desplazamiento positivo, lo que indica que el sistema se mueve rápidamente a una nueva posición.

Figura 21

Desplazamiento de la falange distal



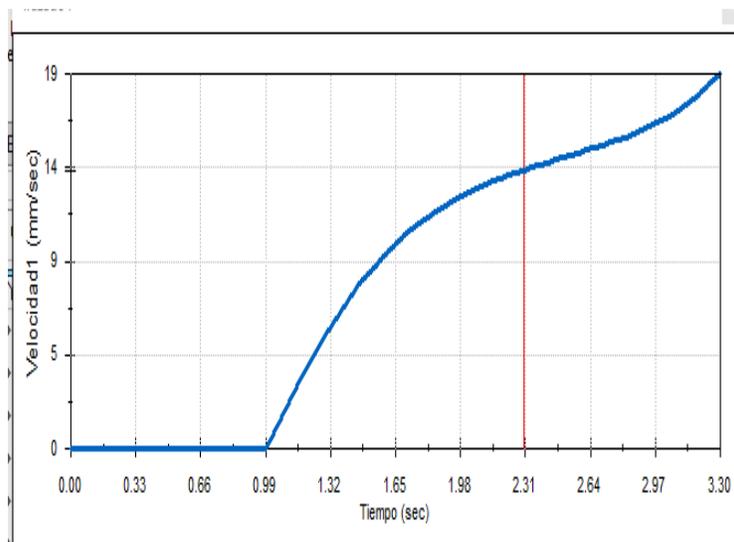
Velocidad lineal

El eje horizontal representa el tiempo en segundos (sec), que va de 0.00 a 3.00 segundos. El eje vertical representa la velocidad en milímetros por revolución (mm/rev), que va de 0 a 15 mm/rev.

La curva comienza en el origen (0,0), lo que indica que, al inicio, la velocidad lineal es cero. A medida que el tiempo avanza, la velocidad lineal del sistema aumenta gradualmente hasta aproximadamente 1.5 segundos. Después de este punto, la curva se vuelve más empinada, lo que indica que la velocidad lineal está aumentando a un ritmo más rápido, como se muestra en la Figura 22.

Figura 22

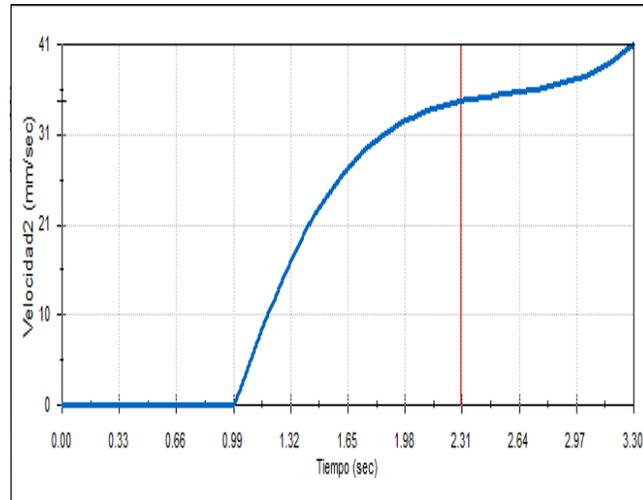
Velocidad lineal de la falange proximal



La curva en la Figura 23, representa la velocidad lineal de la falange medio. Esta curva comienza en el origen (0,0), lo que indica que, al inicio, la velocidad lineal es cero. A medida que el tiempo avanza, la velocidad lineal del sistema aumenta, en un punto la curva comienza a nivelarse, lo que indica que la velocidad lineal está comenzando a alcanzar un valor máximo o límite.

Figura 23

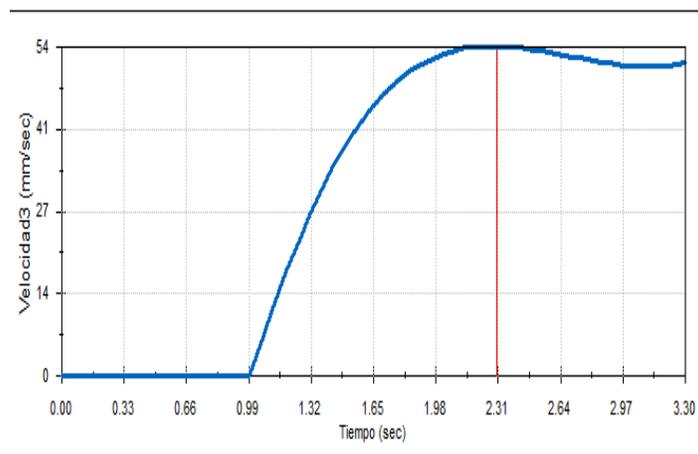
Velocidad lineal de la falange medio



La curva aumenta rápidamente al principio, lo que indica que la velocidad lineal está aumentando a un ritmo acelerado. Sin embargo, alrededor de 1.98 segundos, marcado por una línea vertical roja, la velocidad alcanza su pico y luego mantiene un valor casi constante con ligeras fluctuaciones. Esto podría indicar que el sistema ha alcanzado una velocidad estable o un estado de equilibrio, como se ve en la Figura 24.

Figura 24

Velocidad lineal de la falange distal



2.2.3 Resultado del objetivo 3

Para implementar un sistema electrónico basado en señales mioeléctricas, se establecieron una serie de pasos. Inicialmente, partiendo de las señales EMG, se implementó la pulsera MYO. Este dispositivo, equipado con 8 sensores de acero inoxidable, es responsable de recoger los datos de los músculos del antebrazo. Posteriormente, procesa estos datos y los envía de forma inalámbrica al microcontrolador, evitando así el uso de cables que podrían generar más ruido en las señales captadas.

La planificación del sistema electrónico comienza con la creación de un gráfico que tiene en cuenta la adquisición, comunicación, sistema electrónico y salidas, como se muestra en la Figura 25. Para iniciar el proceso de programación, se conecta la tarjeta ESP32 al PC mediante un cable USB. En este PC se encuentra la librería disponible en el siguiente enlace: <https://github.com/project-sparthan/sparthan-myo>. Esta librería es compatible con la IDE de Arduino.

Una vez cargado el código principal en la tarjeta, se realiza la conexión Bluetooth de la pulsera con la ESP32, como se muestra en la Figura 26. Esta librería permite visualizar los datos digitales a través del serial plotter,

En la Tabla 15 y en la imagen a), se presentan las señales cuando los músculos están en reposo, con una amplitud de ruido que varía de 3 a -3 en valores digitales. En la imagen b), se muestran las señales cuando todos los músculos están tensos, con una amplitud que varía aproximadamente de 120 a -120 en valores digitales.

Figura 25

Secuencia del sistema electrónico

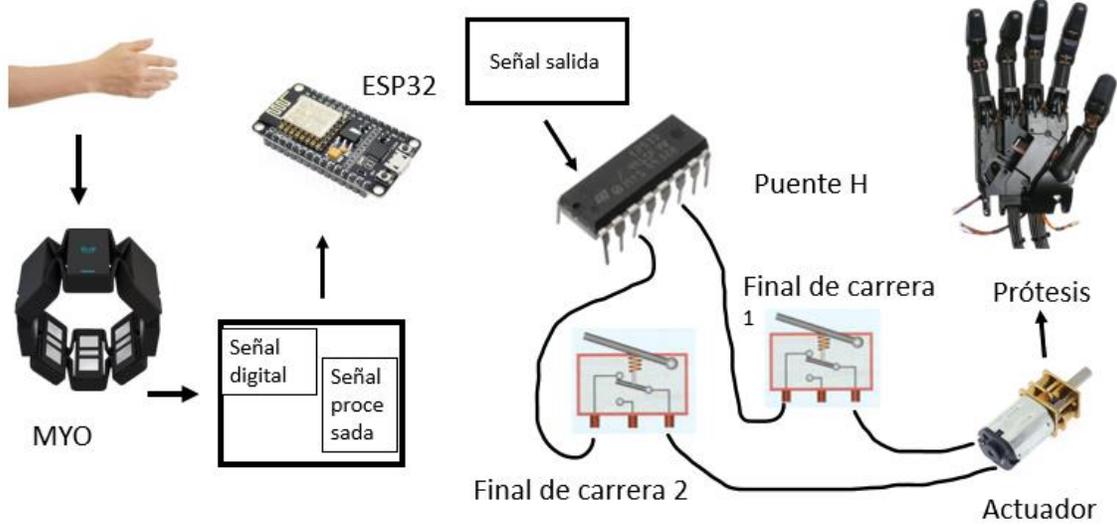


Figura 26

Programación y comunicación ESP32 con pulsera MYO

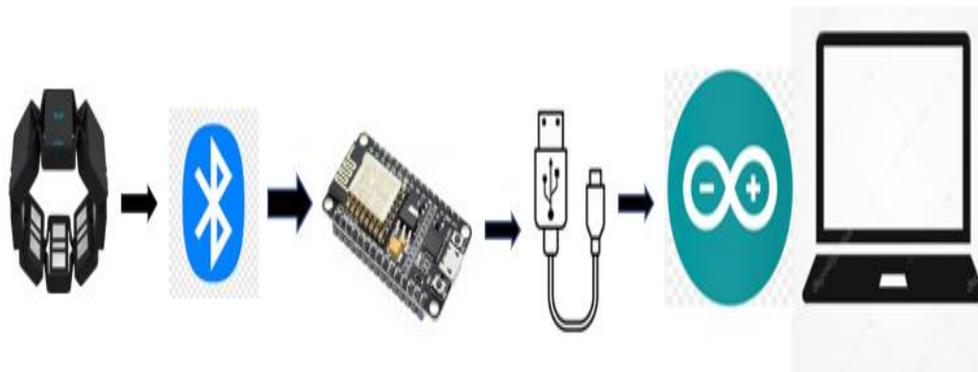
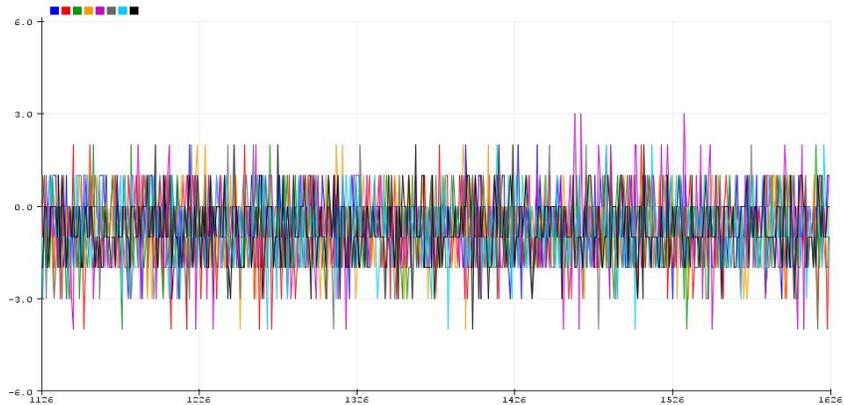


Tabla 15

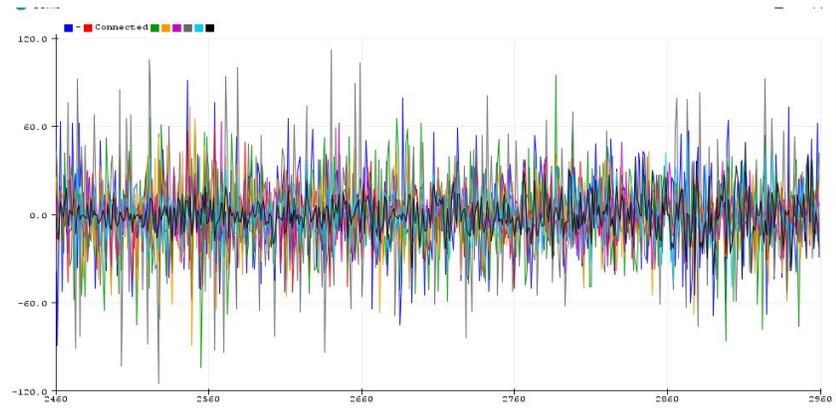
Señal a), mínima músculos en reposo, (b) señal máxima de los músculos tensionados

Brazalete MYO

Grafica de las 8 señales



(a)



(b)

Procesamiento de señales EMG.

La pulsera proporciona pulsos en tiempo real que incluyen tanto valores positivos como negativos. Para controlar estos datos, se aplicó el valor absoluto, eliminando así los datos negativos, tal como se muestra en la Figura 27.

Una vez obtenida una gráfica con valores positivos, se procedió a realizar una sumatoria de todos los datos proporcionados por los 8 sensores. El objetivo de este paso es tener una única gráfica de color rojo, como se puede observar en la Figura 28.

Tras eliminar las gráficas individuales de los sensores y dejar solo la gráfica de la sumatoria, se aplicó un filtro digital, específicamente la media móvil, como se muestra en la Figura 29. Este

proceso permite suavizar las señales y eliminar ruidos mediante un cierto número de datos. En este caso, se determinó que se tomarían 40 muestras, cantidad que puede ser modificada en la línea de código.

Es importante mencionar que, cuanto mayor sea el número de muestras tomadas, más puros serán los pulsos. Sin embargo, tomar más muestras implica que el proceso de suavizado tomará más tiempo, lo que puede resultar en una reacción más lenta del dispositivo. En lugar de milésimas de segundo, la respuesta puede tardar segundos.

Figura 27

Aplicación de valor absoluto a los datos en tiempo real

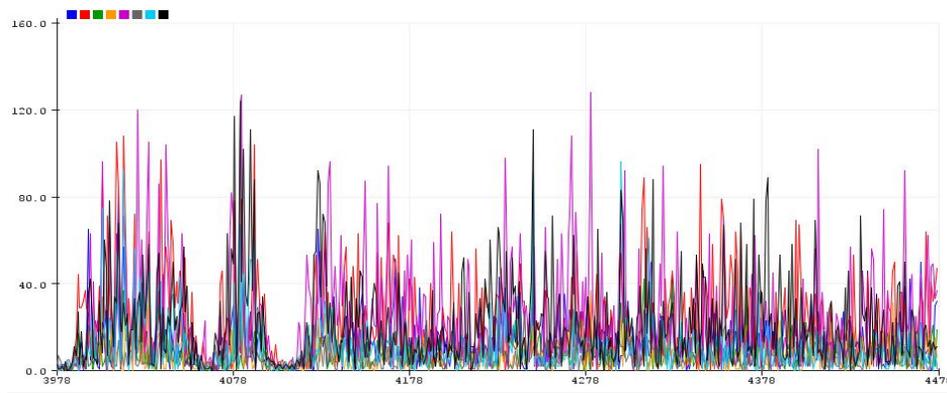


Figura 28

Sumatoria de datos de los ocho (8) sensores

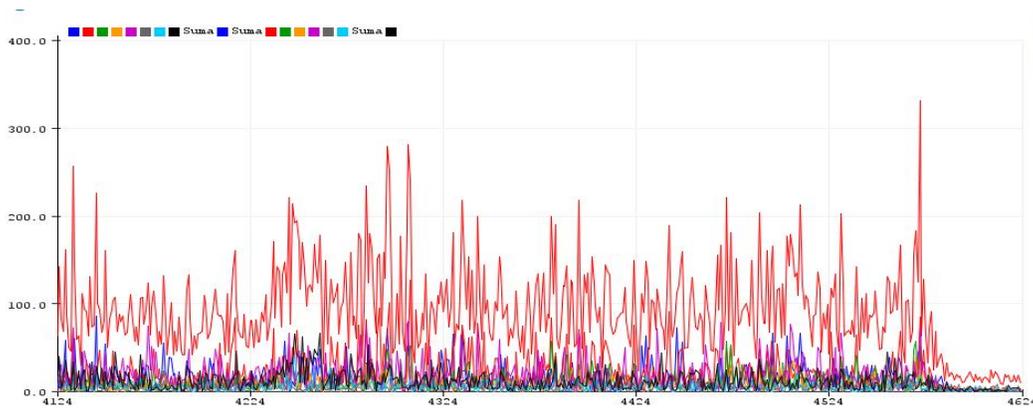
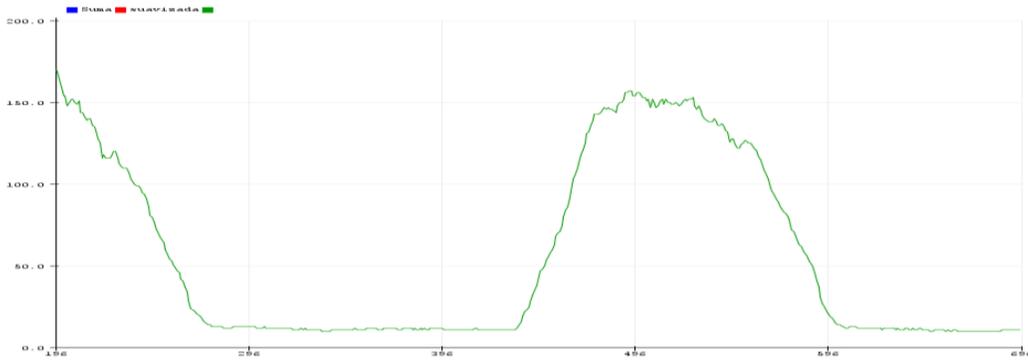


Figura 29

Señal suavizada mediante la media móvil



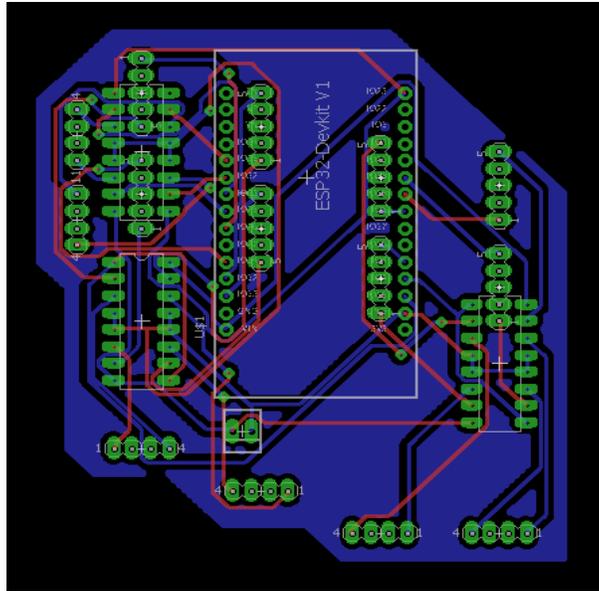
Diseño de circuito

Para realizar los movimientos de los dedos de la mano a partir de las señales provenientes de la manilla, se elabora un esquemático en el software profesional EAGLE. Se adaptó un sistema de finales de carrera para controlar el área de trabajo, que son 18 mm de longitud en línea recta sobre un tornillo sin fin que posee cada uno de los motores en el sistema mecánico. Se implementó el integrado L293D, cuya función es controlar el giro de los motores. Cada integrado tiene la capacidad de controlar dos motores DC. Estos integrados se alimentan con 5v, sin embargo, para los motores se agrega un voltaje externo para su funcionamiento, los cuales se alimentan con 12v. Para controlar estos motores, se tomaron rangos de 50 datos para activar y menores a 50 para desactivar los actuadores.

Para el diseño de la placa, se tuvo en cuenta que esta estaría en la palma superior de la mano y todos los componentes debían estar acorde al diseño y medidas de la planta, como se puede ver en la Figura 30.

Figura 30

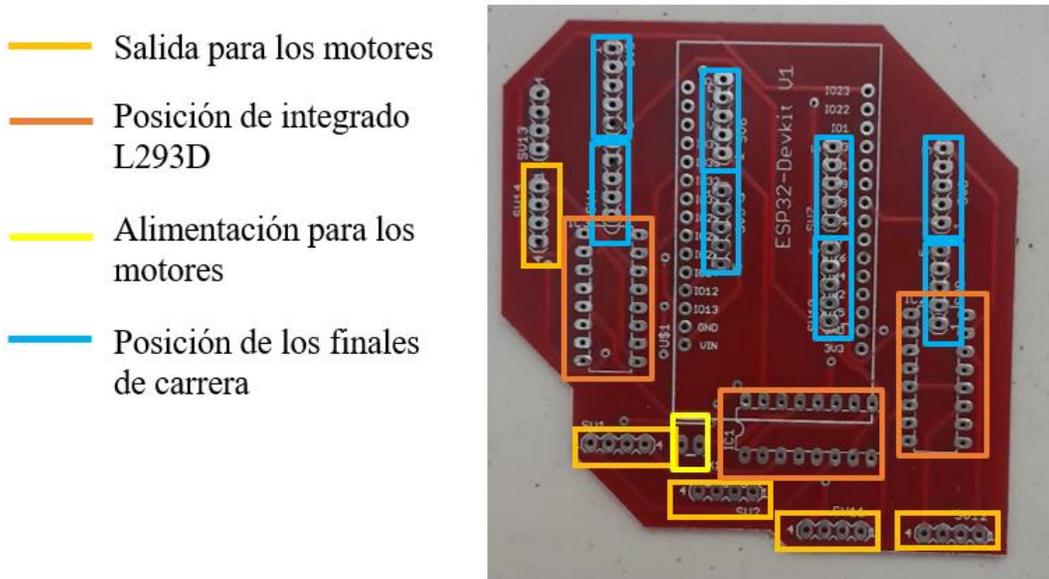
Creación de PCB en EAGLE



Después de realizar arreglos y posicionamiento de los componentes de la PCB, se enviaron los archivos Gerver a una empresa de impresos, obteniendo un resultado profesional en el terminado del circuito de doble cara, como se ve en la Figura 31.

Figura 31

Placa del circuito electrónico impresa



2.2.4 Resultado del objetivo 4

El objetivo principal de este proyecto es integrar y sincronizar el sistema electrónico con la prótesis mecatrónica de antebrazo y mano. Esta integración es esencial para garantizar que los componentes electrónicos y mecatrónicos de la prótesis trabajen en conjunto de manera eficiente y efectiva.

Se realizó la soldadura de cables y el posicionamiento de motores, como se puede observar en la Figura 32. Además, se conectaron los motores a las salidas de la placa electrónica, tal como se muestra en la Figura 33. Durante el proceso, se llevaron a cabo pruebas de giro para asegurar que los motores se movieran en la misma dirección. Se buscaba que la fricción en la corredera fuera la menor posible, lo cual se podía observar en el hecho de que los tornillos sin fin llevaban tuercas en ambos extremos al mismo tiempo. Posteriormente, se agregaron las tapas que protegerían los motores y el circuito. Después de realizar pruebas, se procedió a integrar el sistema de alimentación, como se puede ver en la Figura 34. Finalmente, se integró la estructura de toda la mano, como se muestra en la Figura 35.

Figura 32

Implementación de los actuadores con la estructura de la mano



Figura 33

Implementación del circuito electrónico

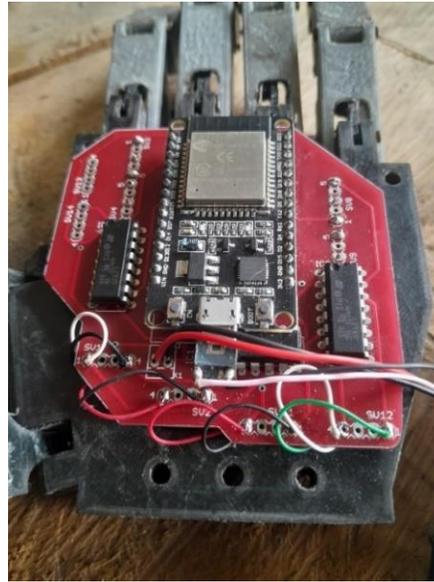


Figura 34

Estructura de la mano en 3D



Figura 35

Integración completa de la prótesis mioeléctrica en impresión 3D



Resultados de pruebas

Durante las pruebas de funcionamiento, la prótesis mioeléctrica demostró un rendimiento eficaz en la realización de su función principal: el agarre de objetos. A continuación, se presentan los hallazgos más destacados, y en la Tabla 16, se aplica la eficiencia del tiempo a medida que se aumenta el voltaje de entrada.

Tabla 16

Tiempo en segundos respecto al voltaje de entrada

prueba	Voltaje de alimentación externa	Tiempo de respuesta	Tiempo de desplazamiento
1	5v	0.30 s	3.5 s
2	9v	0.15 s	3 s
3	12v	0.4 s	2 s

Comodidad y Facilidad de Uso; Primero se pone el foco, luego la parte de la mano. Esto se logró con éxito porque no fue necesaria ayuda externa. Luego, se dio paso a la energización de la prótesis mediante la integración de un interruptor que permite prolongar la carga durante el tiempo que no se utiliza. Se espera un momento hasta que la pulsera MYO indique mediante un LED azul que está realizando un apagado y encendido secuencial mientras no hay dispositivo compatible. Cuando el dispositivo ya se encuentra conectado con el microcontrolador ESP32 mediante Bluetooth, este LED se queda encendido, como se ve en la Figura 36.

Figura 36

Indicador de la conexión bluetooth



Primero se hace una prueba de funcionamiento de extensión y flexión de los dedos como se ve en las Figuras 37 y 38. Se aplicó 9v de entrada lo cual llevó 3s en desplazarse los 18 mm de la corredera.

Figura 37

Posición extendida de los dedos



Figura 38

Posición flexionada de los dedos



Eficiencia en el Agarre: La prótesis pudo agarrar una variedad de objetos de diferentes tamaños y con precisión de 90%. Los objetos tienen diferentes diámetros. La prótesis mantuvo un agarre firme y estable en todos los casos como se ve en las Figuras 39, 40 y 41.

Tiempo de Respuesta: La prótesis respondió rápidamente a las señales mioeléctricas, iniciando el movimiento de agarre en menos de un segundo aproximadamente 0.15 s, después de recibir la

señal. Esto indica una excelente sincronización entre la señal del músculo y la respuesta de la prótesis, sin embargo, el desplazamiento hasta la posición final se tarda 3 segundos

Fuerza de Agarre: La fuerza de agarre de la prótesis fue suficiente para sostener objetos de hasta 800 g sin deslizamiento o pérdida de control. Esto demuestra la capacidad de la prótesis para manejar objetos de peso considerable.

Figura 39

Agarre de vaso cónico



Figura 40

Agarre de objeto con diámetro de 22mm



Figura 41

Agarre de pistola de aire 800 g aproximadamente



Figura 42

Agarre cilíndrico



3. Conclusiones

En conclusión, el desarrollo del sistema electrónico para una prótesis mecatrónica basada en señales mioeléctricas del antebrazo o brazo ha sido exitoso. Los resultados obtenidos demuestran que el sistema es capaz de interpretar eficazmente las señales mioeléctricas y traducirlas en movimientos para el control de la prótesis que es ejercer agarre de un objeto cilíndrico como prueba.

Además, se ha observado que el sistema ofrece una interfaz intuitiva y fácil de usar para el usuario, lo que mejora su calidad de vida al permitirle realizar tareas cotidianas con mayor facilidad, porque al no tener la extremidad, el dispositivo es un apoyo. Sin embargo, se identificaron áreas de mejora, particularmente en lo que respecta a la precisión, velocidad de respuesta y la presión sobre los objetos.

Por lo tanto, se recomienda que se realicen esfuerzos adicionales para optimizar el sistema y mejorar su rendimiento. A pesar de estos desafíos, el sistema desarrollado representa un avance significativo en el campo de las prótesis mecatrónicas y tiene el potencial de beneficiar a muchas personas que necesitan prótesis.

4. Recomendaciones

Para este prototipo, se recomienda hacer algunos ajustes en los diseños de las falanges para mayor estética y comodidad al realizar las tareas de agarre de objetos. Además, el material del que se componen la mayoría de las piezas mecánicas es PETG. Este material solo se utilizaría para el prototipo, sin embargo, sería contraproducente hacer uso continuo del dispositivo.

Para el control de los dedos, es necesario modificar el código de programación para independizar el movimiento de los dedos y ampliar la cantidad de agarres del dispositivo. Cuantas más funciones tenga esta herramienta, se convierte en un artículo indispensable en la vida de la persona amputada para realizar actividades, cumpliendo con el objetivo de su desarrollo.

Otra recomendación sería retirar la placa del circuito de la palma de la mano debido a que se puede generar algún tipo de cortocircuito, ya que esta parte de la mano está en contacto con líquidos y otros productos que llevarían al deterioro de la misma. También se podría agregar un aislante, como un guante de látex, para mayor seguridad y evitar el deterioro de piezas importantes.

Como trabajos futuros, es necesario implementar circuitos robustos y compactos con el fin de reducir espacio, teniendo en cuenta que los componentes sean comerciales y vigentes. Además, es necesario aumentar la capacidad de procesamiento para el microcontrolador y adaptar nuevos estudios de clasificación de señales, como el aprendizaje automático.

Referencias bibliográficas

- Amparo, L., López, A., Segundo, M., Maestría, S., & Departamento, H. (2012). *B iomecánica y patrones funcionales de la mano*. 4(1), 14–24.
- Atzori, M., Gijsberts, A., Castellini, C., Caputo, B., Hager, AGM, Elsig, S. ... y Müller, H. (2014). Datos de electromiografía para prótesis de mano robóticas no invasivas controladas naturalmente. *Datos científicos*, 1 (1), 1-13.
- Benatti, S., Rovere, G., Bösner, J., Montagna, F., Farella, E., Glaser, H., ... & Benini, L. (2017). Una implementación en tiempo real de menos de 10 mW para el reconocimiento de gestos manuales EMG basada en un SoC biomédico de múltiples núcleos. En 2017, *séptimo taller internacional del IEEE sobre avances en sensores e interfaces (IWASI)* (págs. 139-144). IEEE.
- Carrozza, MC, Cappiello, G., Micera, S., Edin, BB, Beccai, L. y Cipriani, C. (2006). Diseño de una mano cibernética para la percepción y la acción. *Cibernética biológica*, 95, 629-644.
- Cipriani, C., Controzzi, M. y Carrozza, MC (2011). La prótesis transradial SmartHand. *Revista de neuroingeniería y rehabilitación*, 8, 1-14.
- Clement, R. G. E, Bugler, K. E. y Oliver, C. W. (2011). Manos protésicas biónicas: una revisión de la tecnología actual y las aspiraciones futuras. *El cirujano*, 9 (6), 336-340.
- Coras, C. a A., Meza, J. O. C., Auris, M. G., Torres, I. S., Javier, I., Dávila, C., Oscar, I., Cabrera, P., Ingeniería, F. De, & Electrónica, E. a P. I. (2011). Procesamiento de señales mioeléctricas aplicado a un robot de cinco grados de libertad. *Intercon*, 1, 1–6.
- Coughlin, R. y Driscoll, F. (1993). “*Amplificadores Operacionales y circuitos integrados lineales*”. Prentice- Hall Hispanoamérica, S.A.

- Criswell, E. (2005). *Electromyography Surface*.
- Chen, G., Wang, C. J., Zhang, Y., Yi, C., & Zhang, P. (2018). Effect of Heat Treatments on Microstructures and Tensile Properties of Cu–3 wt%Ag–0.5 wt%Zr Alloy. *Metals and Materials International*, 24(2), 255–263. <https://doi.org/10.1007/s12540-018-0025-7>
- Desmond, D. M. (2007). Coping, affective distress, and psychosocial adjustment among people with traumatic upper limb amputations. *Journal of psychosomatic research*, 62(1), 15-21.
- Drake Moyano, J. M. (2005). Instrumentación Electrónica de Comunicaciones (5º Curso Ingeniería de Telecomunicación) *Tema III: El amplificador de instrumentación*. https://www.ctr.unican.es/asignaturas/instrumentacion_5_it/iec_3.pdf
- Dudalila. (s.f.). *Tipos de músculos*. <http://www.tiposde.org/salud/112-tipos-de-musculos/>
- Englehart, K. y Hudgins, B. (2003). Un esquema de control robusto y en tiempo real para el control mioeléctrico multifunción. *Transacciones IEEE sobre ingeniería biomédica*, 50 (7), 848-854.
- Gabarra, L. M. y Crepaldi, M. A. (2009). Aspectos psicológicos de la cirugía de amputación. *Aletheia*, (30), 59-72.
- García, A. F. y Becerra, A. J. (2016). Prototipo de mano robótica inspirada en la mano humana. *Tekhnê*, 13(2), 27-42.
- García, S. D. y Espinoza, V. M. J. (2014). Avances en prótesis: una mirada al presente y al futuro. *Revista Médica Clínica Las Condes*, 25(2), 281-285.
- Geethanjali, P. (2016). *Myoelectric control of prosthetic hands : state-of-the-art review*. 247–255.
- Geng, W., Du, Y., Jin, W., Wei, W., Hu, Y. y Li, J. (2016). Reconocimiento de gestos mediante imágenes EMG de superficie instantáneas. *Informes científicos*, 6 (1), 36571.

- Ghazaei, G., Alameer, A., Degenaar, P., Morgan, G. y Nazarpour, K. (2017). Visión artificial basada en aprendizaje profundo para la clasificación de agarre en manos mioeléctricas. *Revista de ingeniería neuronal*, 14 (3), 036025.
- González Benítez, F. M. (2015, 2 de julio). *Materiales en impresoras 3D*. <http://fernandogonzalezbenitez.blogspot.com/2015/07/materiales-en-impresoras-3d.html>
- Griñó, B. S. (2015). Diseño mecánico de prótesis de mano multidedo antropomórfica infractuada [trabajo de grado, Universitat Jaume I]. Repositori Universitat Jaume I. <http://hdl.handle.net/10234/114179>
- Hargrove, L., Hudgins, B., Englehart, K., & Leckey, R. (2005). A comparison of surface and internally measured myoelectric signals for use in prosthetic control. In *Proc. Myoelectric Controls Symp.—MEC* (pp. 102-106).
- Hudgins, B., Parker, P., & Scott, R. N. (1993). A new strategy for multifunction myoelectric control. *IEEE transactions on biomedical engineering*, 40(1), 82-94.
- Kuiken, T. A., Li, G., Lock, B. A., Lipschutz, R. D., Miller, L. A., Stubblefield, K. A. y Englehart, K. B. (2009). Reinervación muscular dirigida para el control mioeléctrico en tiempo real de brazos artificiales multifunción. *Jamá*, 301 (6), 619-628.
- Manuel, J., Cortés, R. y Palomares, R. A. (2012). Extracción de Características y Clasificación de Señales Electromiográficas Utilizando la Transformada Hilbert-Huang y Por Ing . Irving Aaron Cifuentes González Tesis Sometida como requisito parcial para obtener el grado de Maestro en ciencias en la espec.
- Menino, R., Felizes, F., Castelo-branco, M. A., Fareleira, P., Morera, O., Nunes, R., & Murta, D. (2021). *Machine Translated by Google Héliyon Machine Translated by Google*. 7.
- Morillo, L. y Jimena, M. (2018). *Diseño de prótesis de mano servoactuada y fabricación de*

prototipo con técnicas de impresión 3D.

Nava Gómez, R. A. y Negrete Rojas, D. (2017). *Adquisición y procesamiento de señales mioeléctricas de miembro inferior.*

Østlie, K., Magnus, P., Skjeldal, OH, Garfelt, B. y Tambs, K. (2011). Salud mental y satisfacción con la vida entre amputados de miembros superiores: una encuesta poblacional noruega que compara a adultos amputados de miembros superiores mayores adquiridos con un grupo de control. *Invalidez y Rehabilitación*, 33 (17-18), 1594-1607.

Phinyomark, A., N. Khushaba, R. y Scheme, E. (2018). Extracción y selección de funciones para el control mioeléctrico basado en sensores EMG portátiles. *Sensores*, 18 (5), 1615.

Quinayas, C. A. (2015). *Contribución Al Desarrollo Y Control De Protesis De Mano.*

Ramírez, D. R., Eduardo, C., Moreno, R., Ángel, M., Bayona, N., Alejandro, S., Torres, L. Gómez, M. Á. (2020). *La mano . Aspectos anatómicos I. Generalidades , osteología y artrología.* 12(1), 11–30.

Rodrigues, M. R. (2017). *Potenciais propagantes no músculo oblíquo interno por eletromiografia de superfície de alta densidade.*

Salazar Gómez, A. J. (2013). *Protocolo de pruebas de seguridad eléctrica para equipos electromédicos : caso de estudio de equipos de telemedicina.* 27–32.

Saradjian, A., Thompson, A. R. & Datta, D. (2008). The experience of men using an upper limb prosthesis following amputation: positive coping and minimizing feeling different. *Disability and rehabilitation*, 30(11), 871-883.

Scheme, E. y Englehart, K. (2011). Reconocimiento de patrones de electromiograma para el control de prótesis motorizadas de miembro superior: estado del arte y desafíos para el uso clínico. *Revista de Investigación y Desarrollo en Rehabilitación*, 48 (6).

Vargas, O. y Flor, O. (2020). Diseño y construcción de un prototipo de mano robótica y antebrazo derecho para la prótesis miolétrica. *Universidad Ciencia Y Tecnología*, 24 (96), 27-34. Obtenido de <https://uctunexpo.autanabooks.com/index.php/uct/article/view/261>

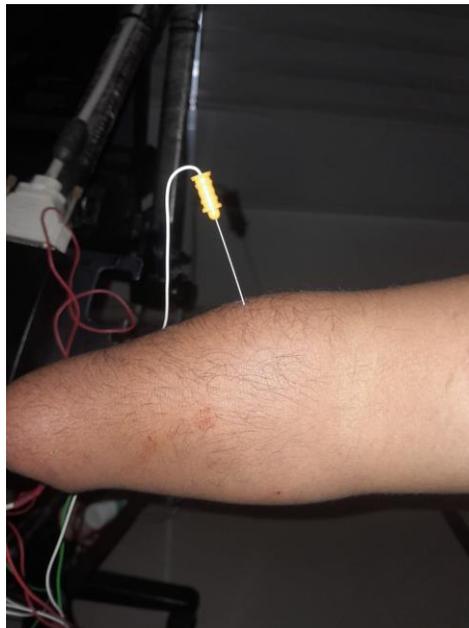
Zegarra Chaguayo, E. D. (2019). *Control por Optomiografía (OMG) y Construcción de Una Mano Robótica con Tecnología de Impresión 3D*.

Anexos

Anexo A. Recolección de datos del musculo Flx.Car.Rad



Anexo B. Datos del musculo Ext.Dig.Com



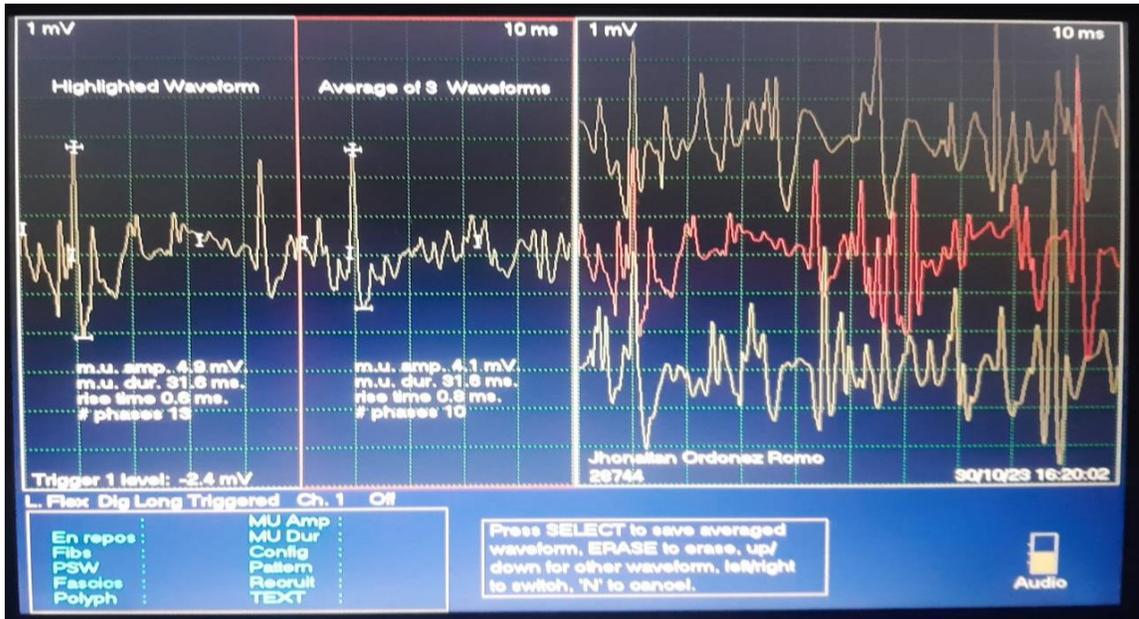
Anexo C. Datos del musculo Flx.Car.Uln



Anexo D. Datos de la mano derecha

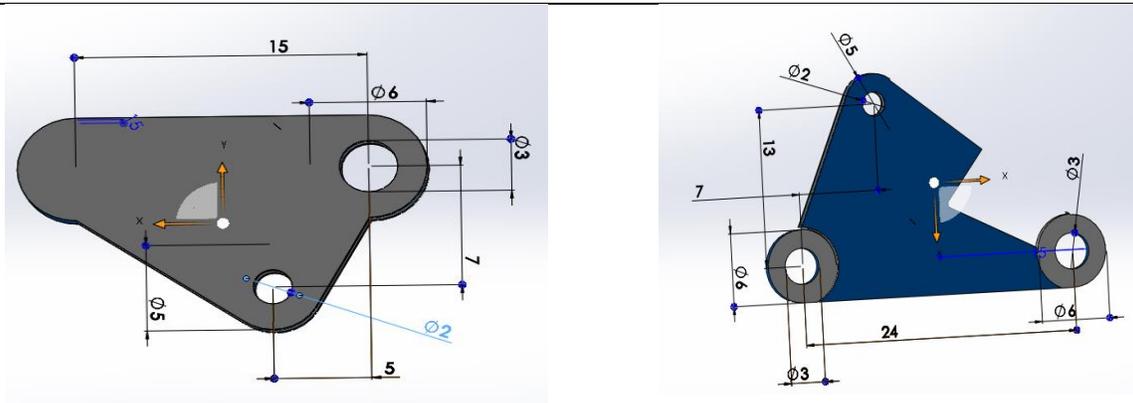


Anexo E. Actividad muscular en el equipo de registro

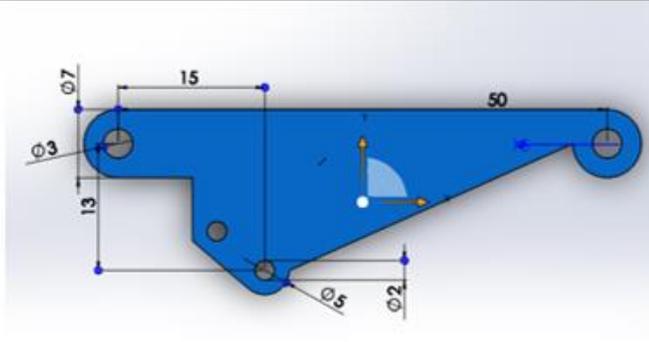
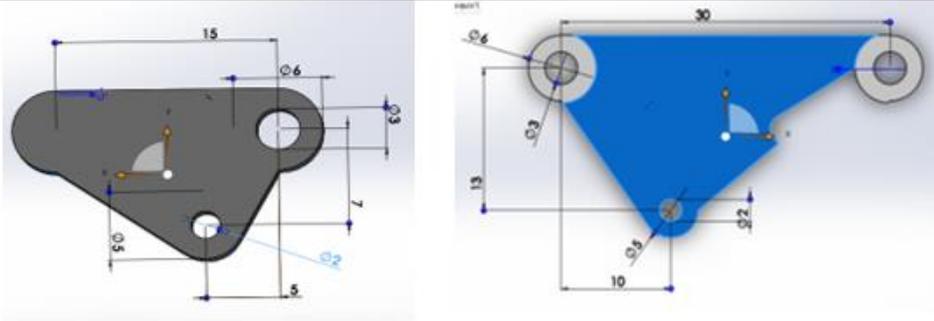


Anexo F. Medidas detalladas de las falanges del dedo meñique

Medidas de cada falange del meñique

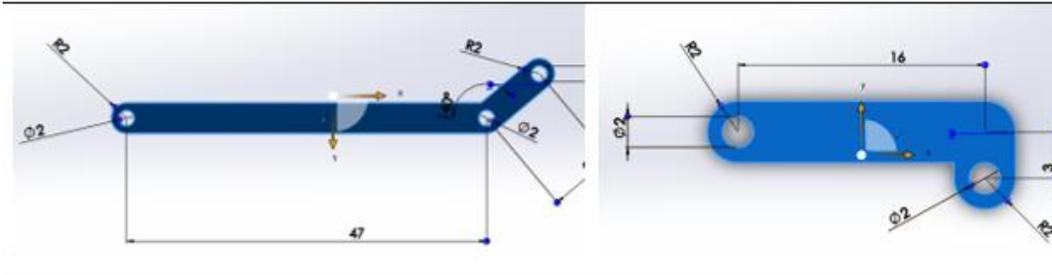


Medidas de todas las falanges del dedo medio

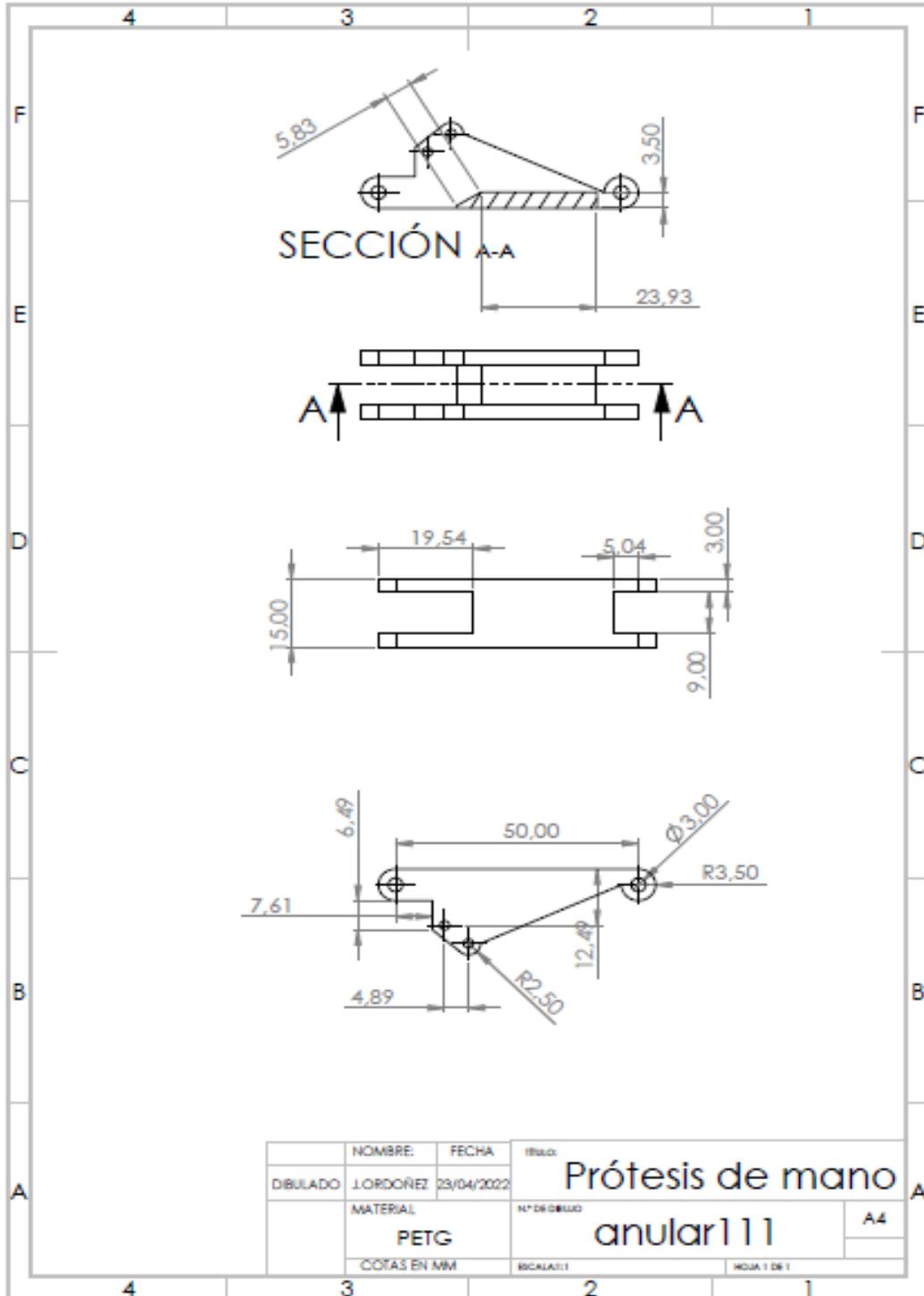


Anexo I. Medidas detalladas de las barras del dedo medio

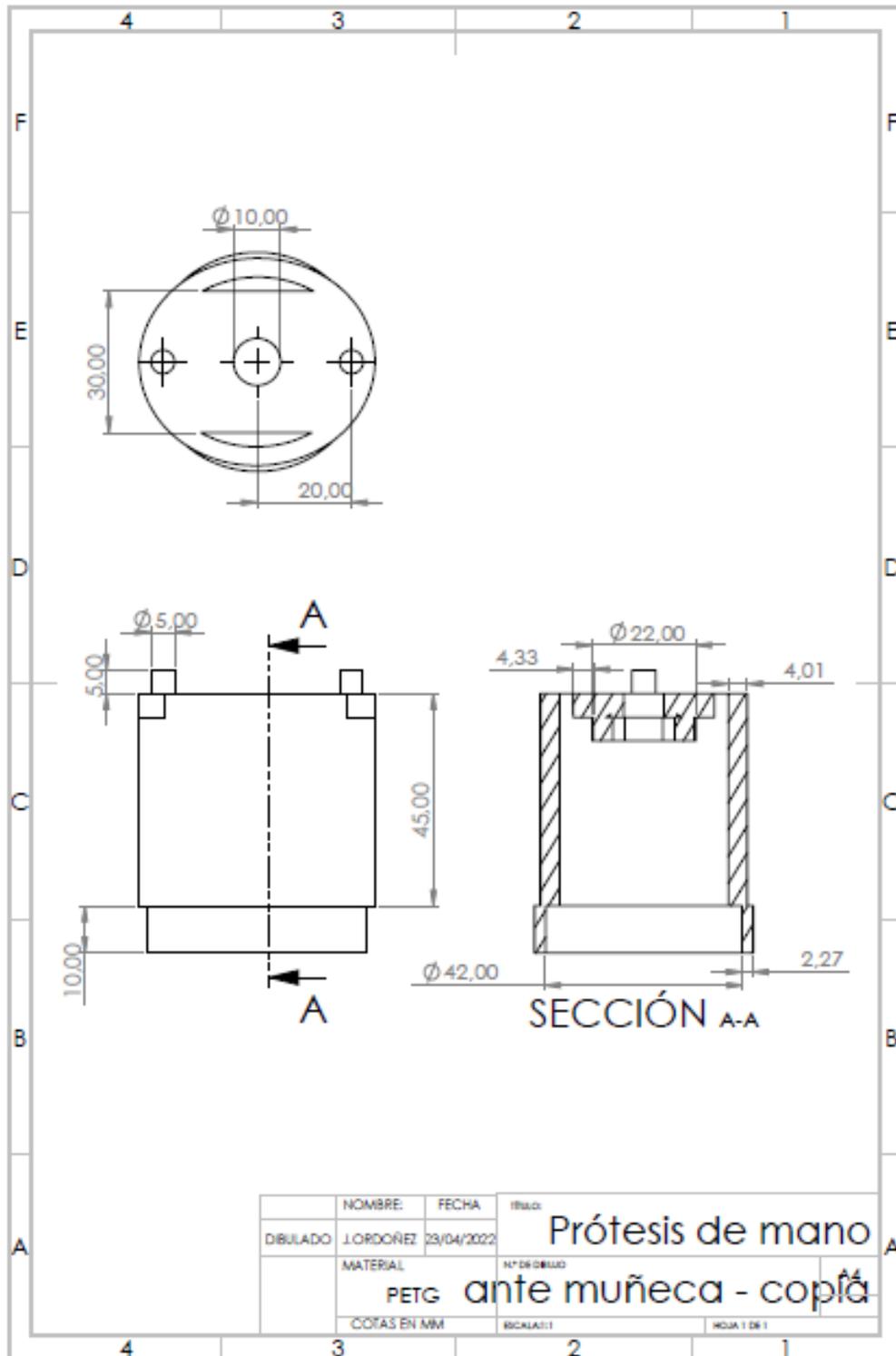
Barra para dedo medio



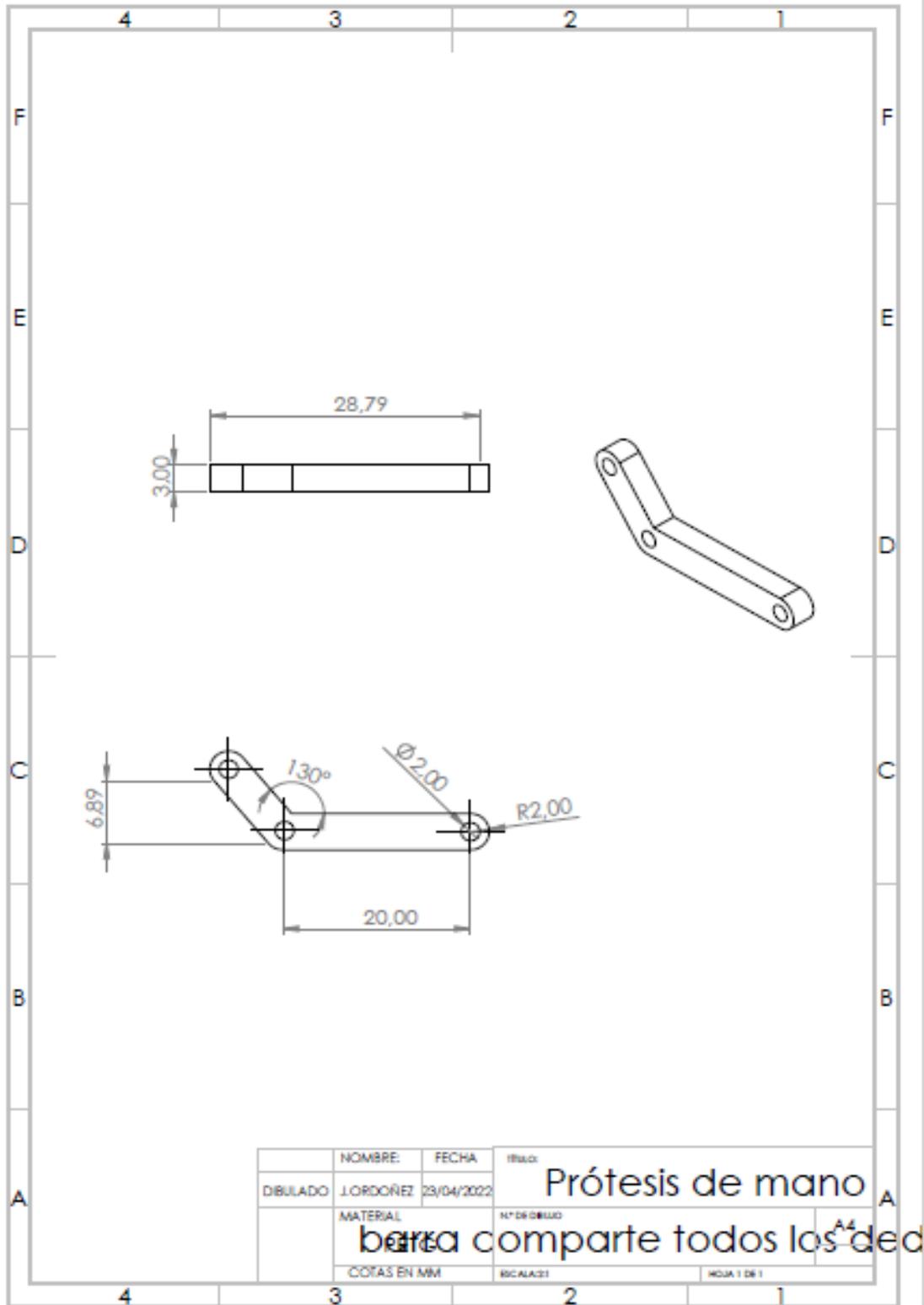
Anexo J. Diseño del dedo anular



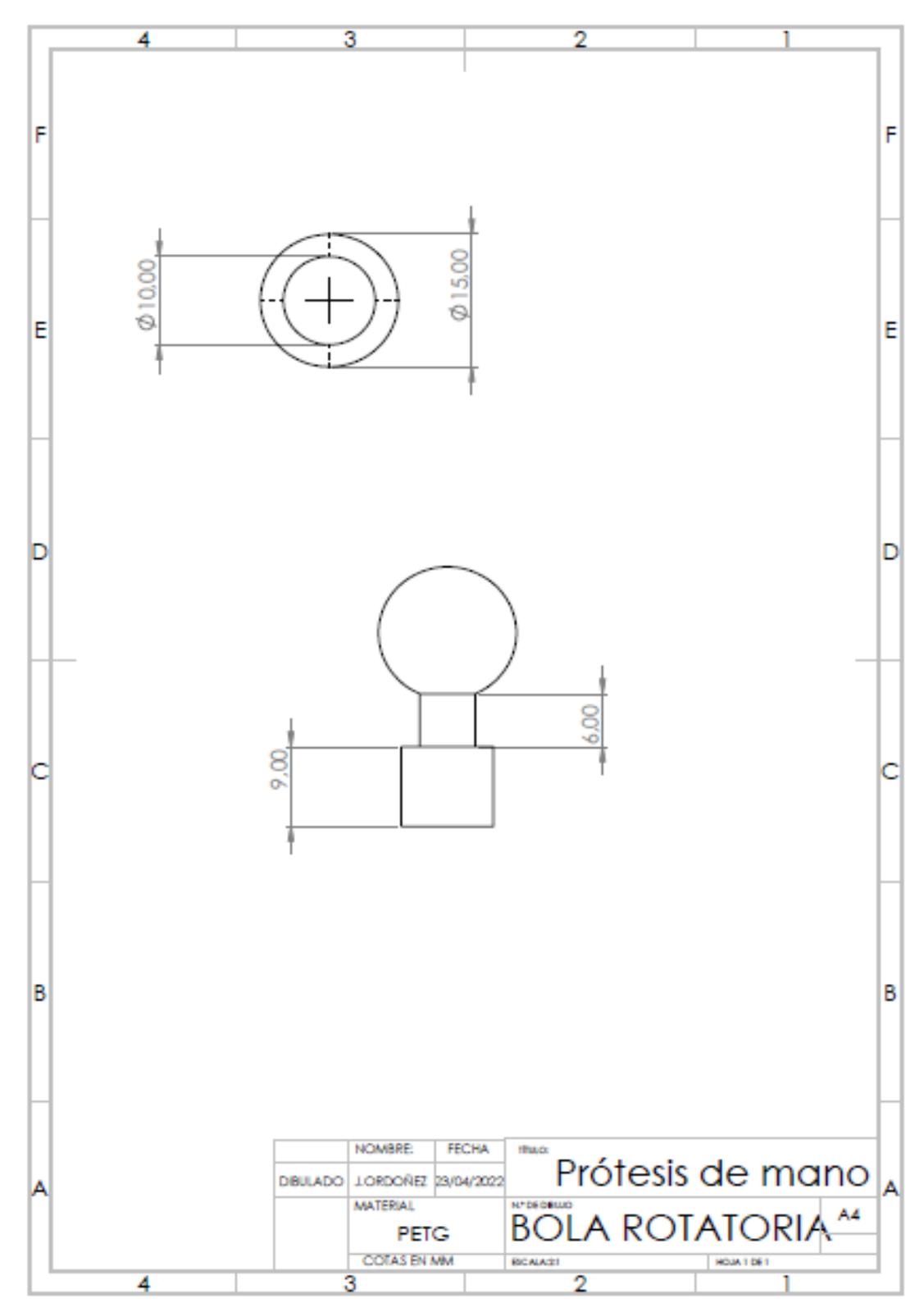
Anexo K. Diseño de la muñeca



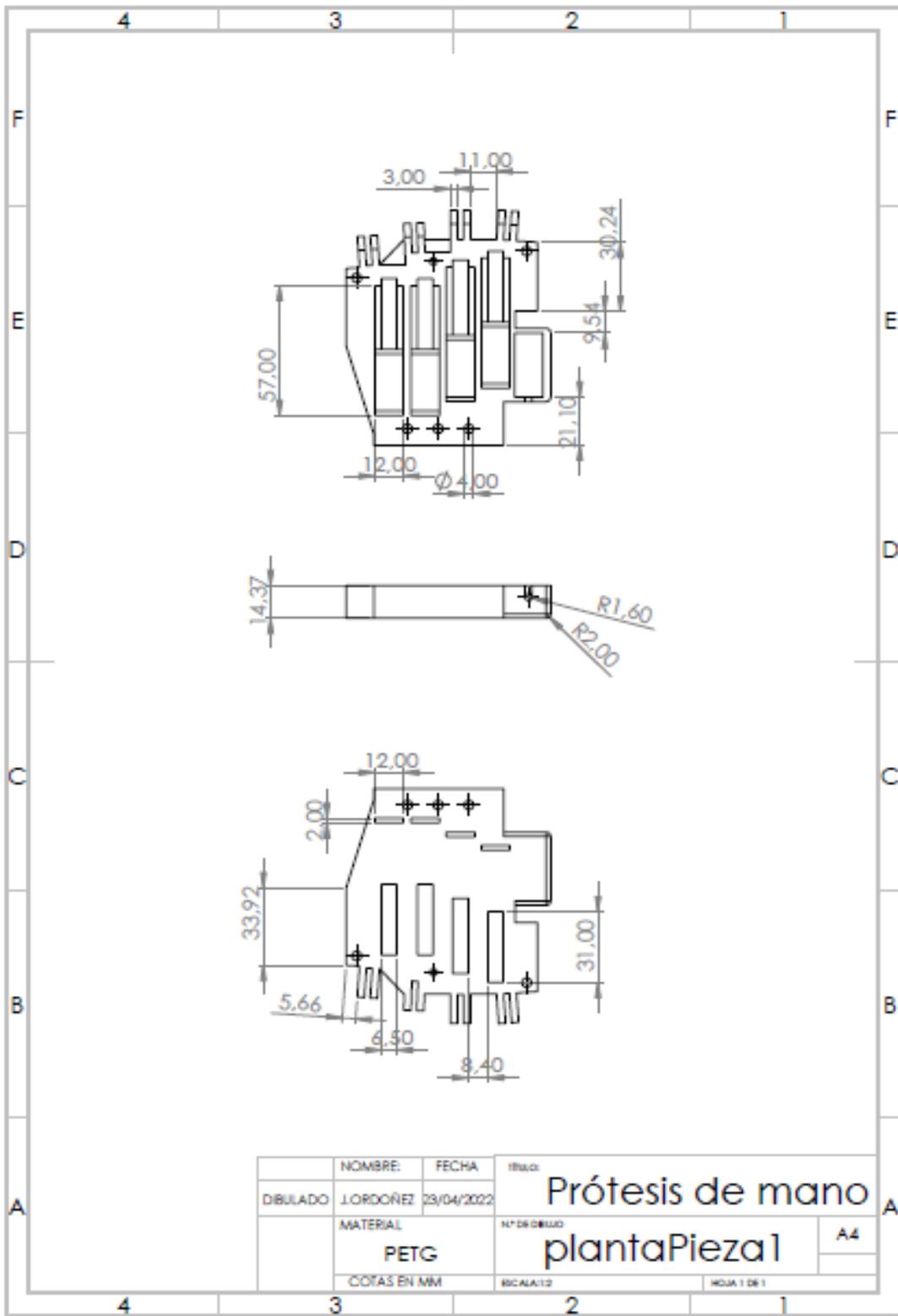
Anexo L. Diseño de Barras para los dedos



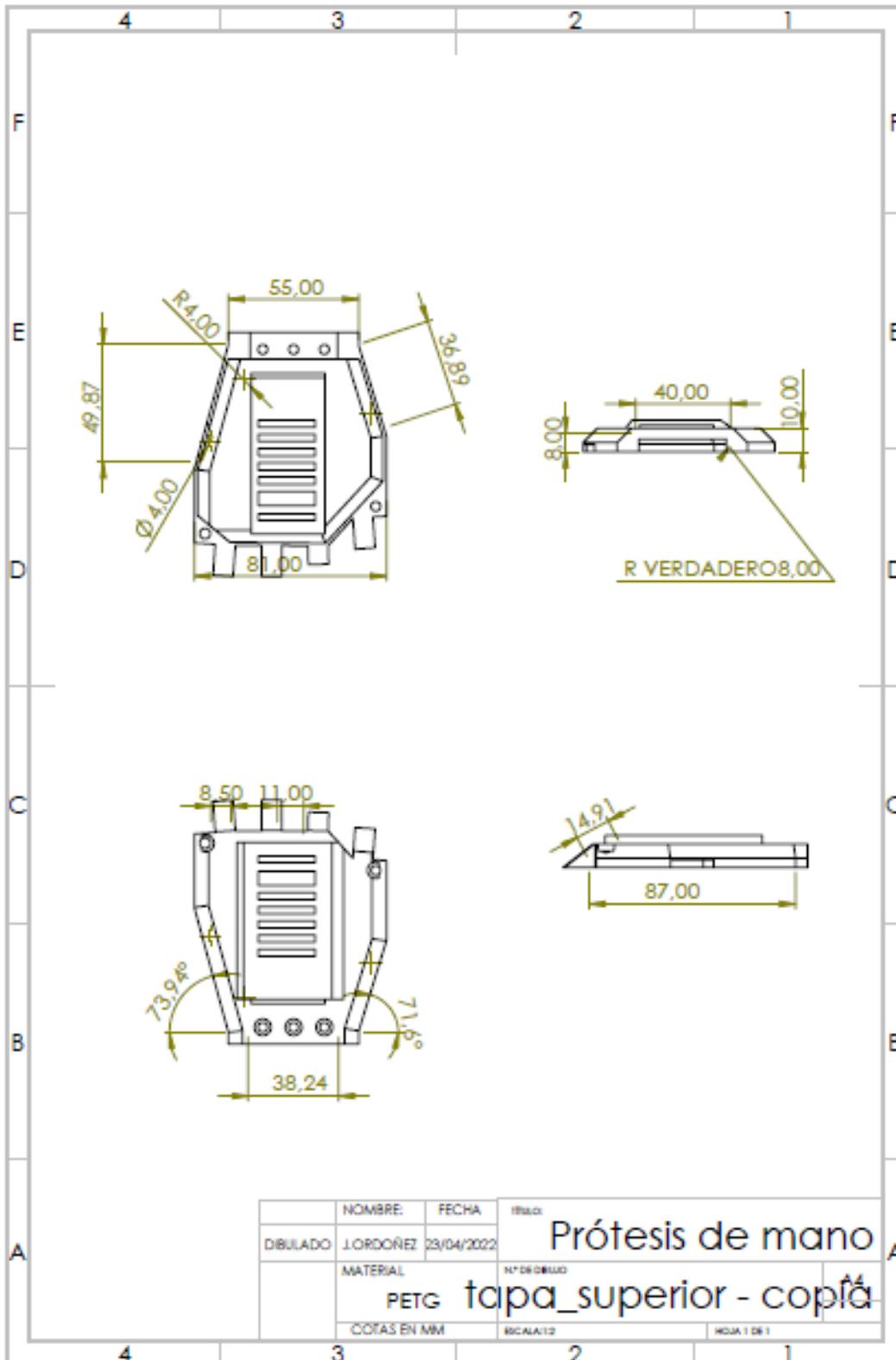
Anexo M. Eje rotatorio de la muñeca



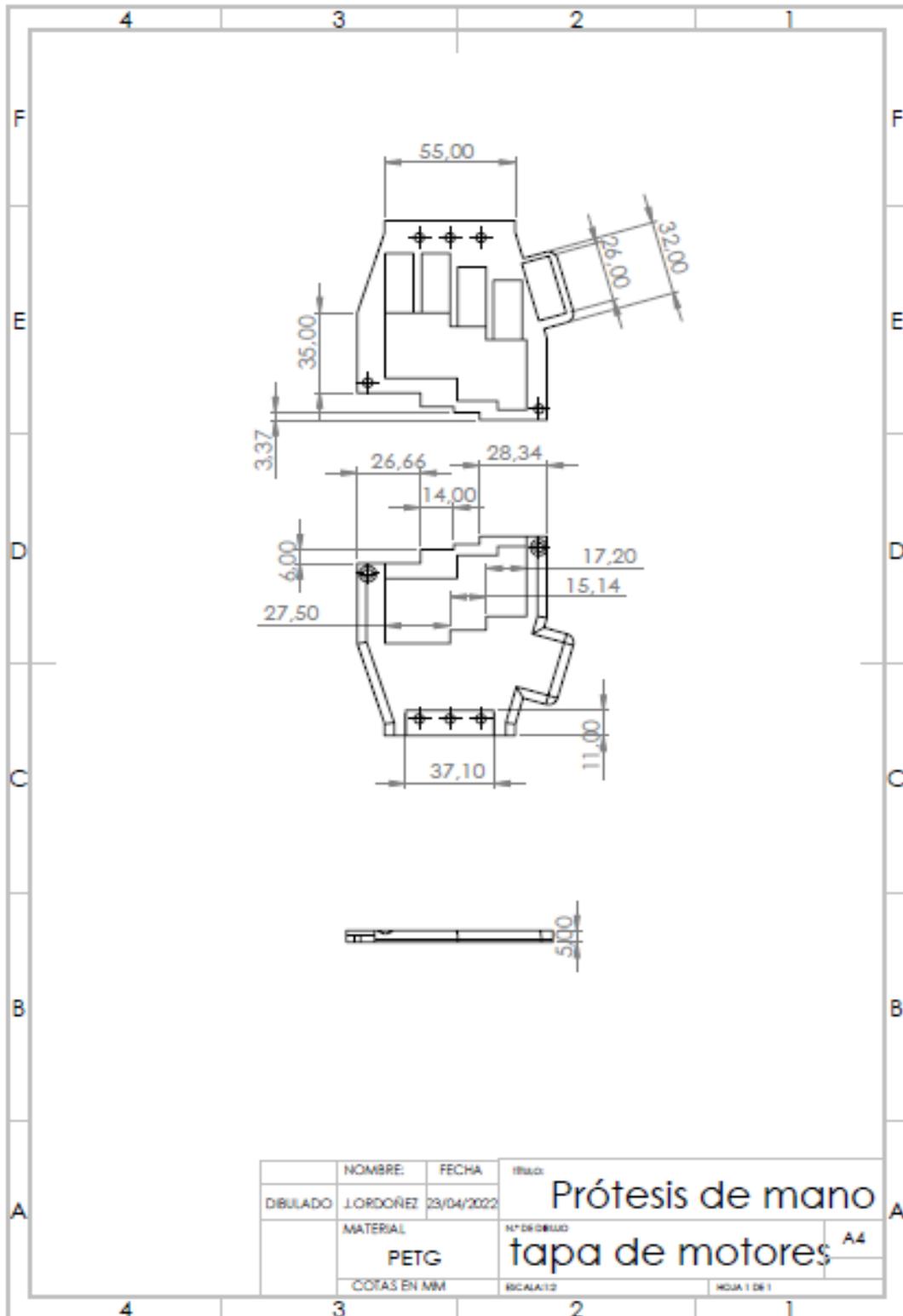
Anexo N. Planta de la mano



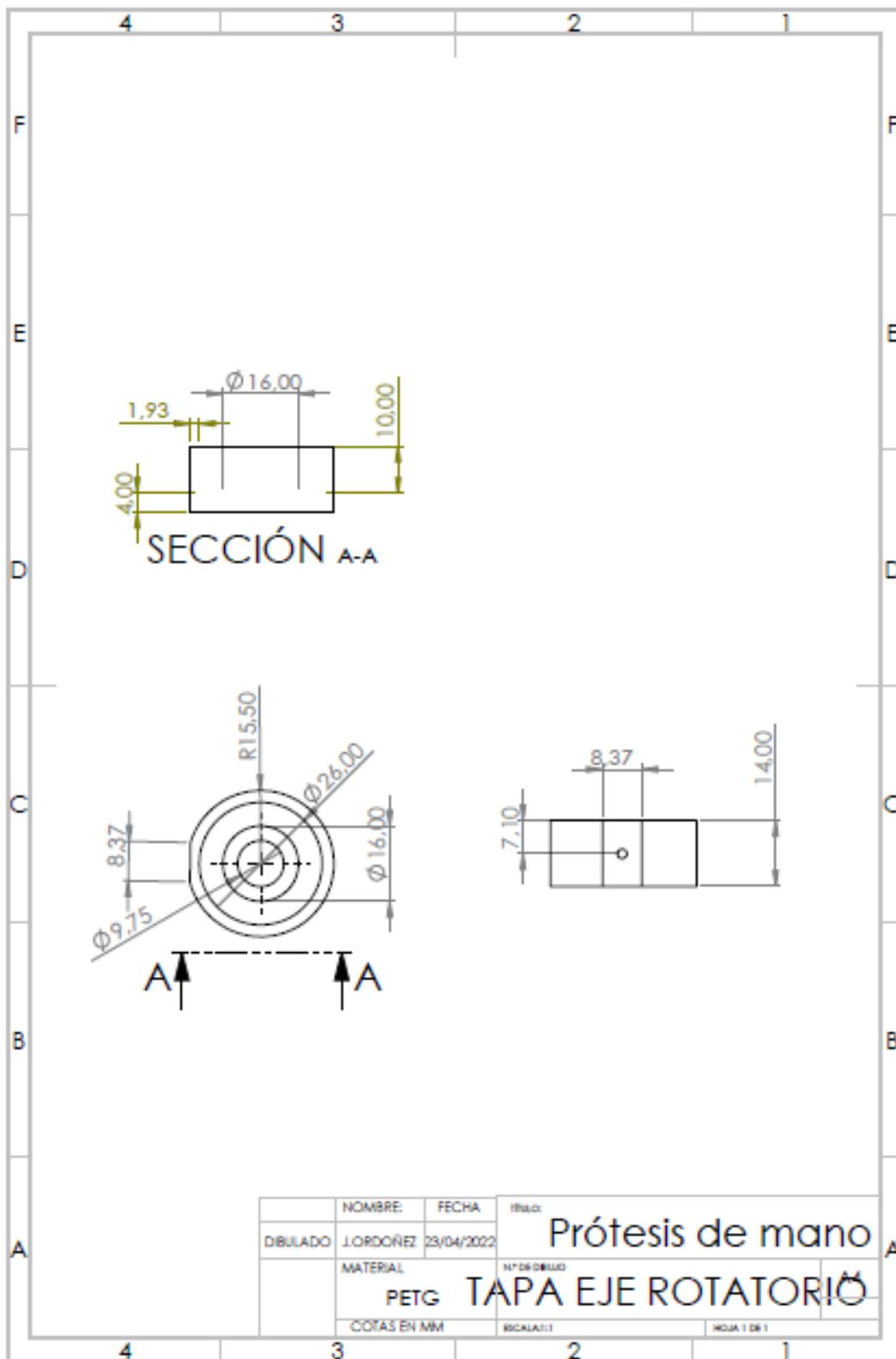
Anexo O. Tapa superior de la planta



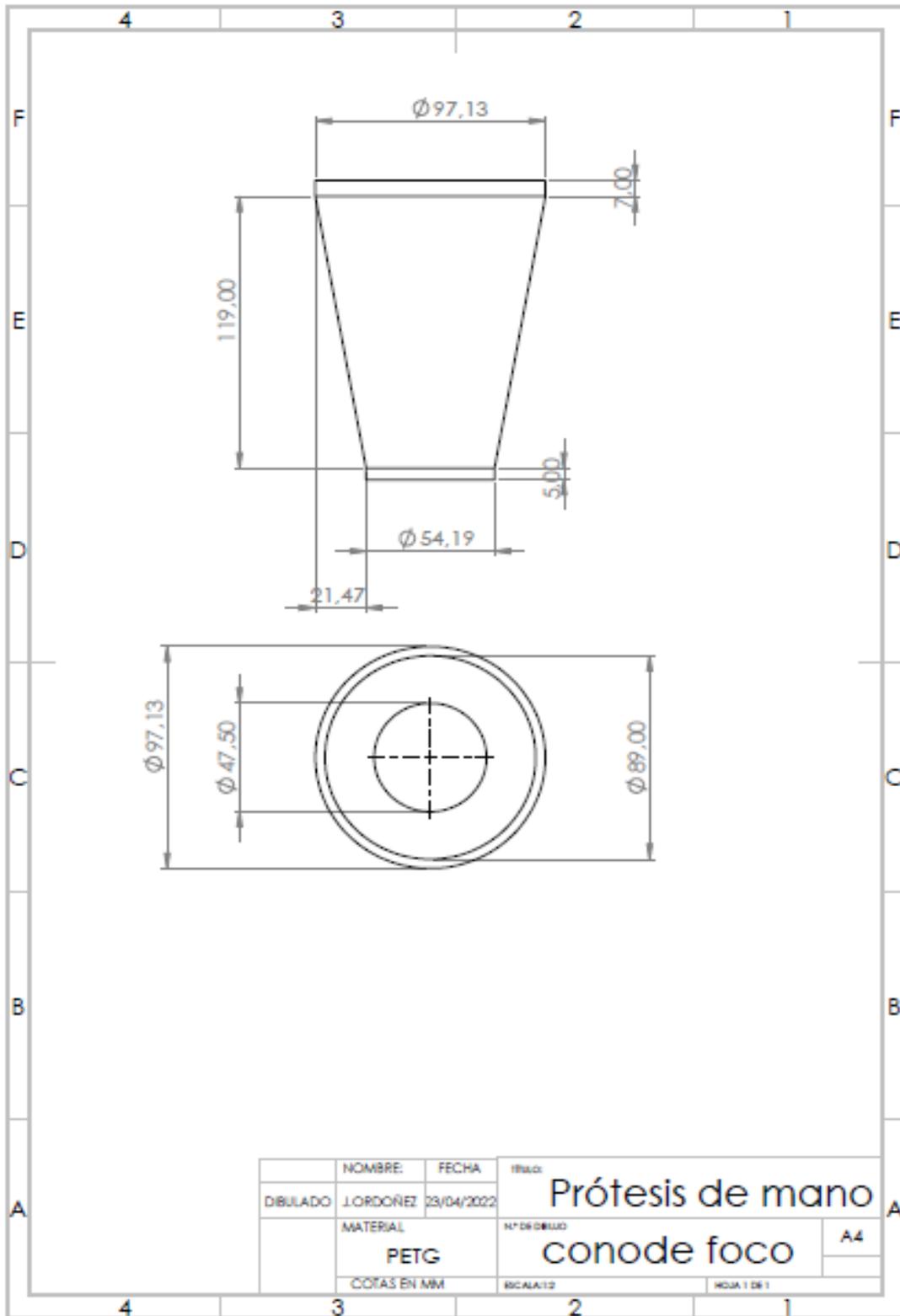
Anexo P. Tapa inferior de la planta



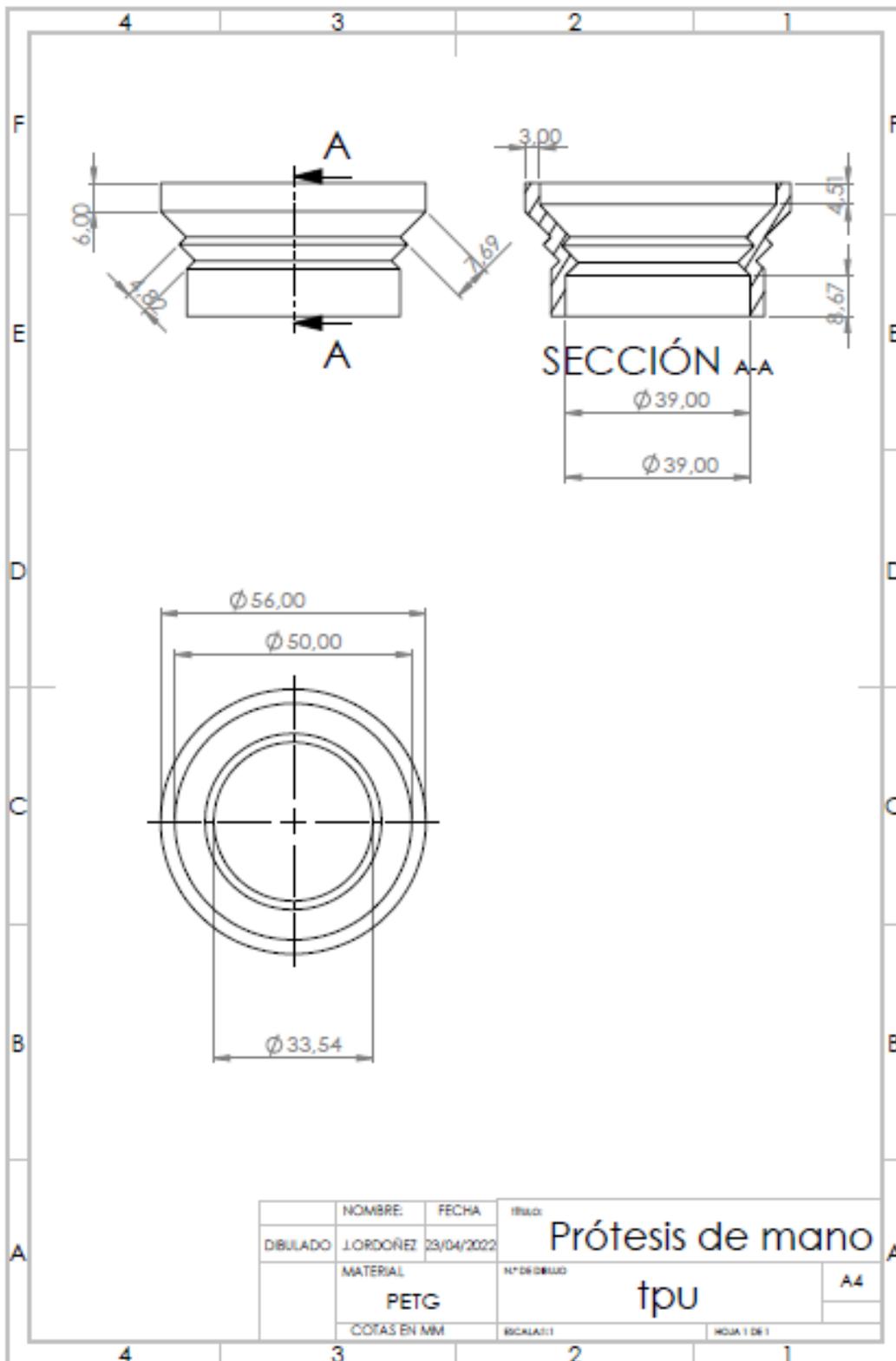
Anexo Q. Tapa de eje rotatorio



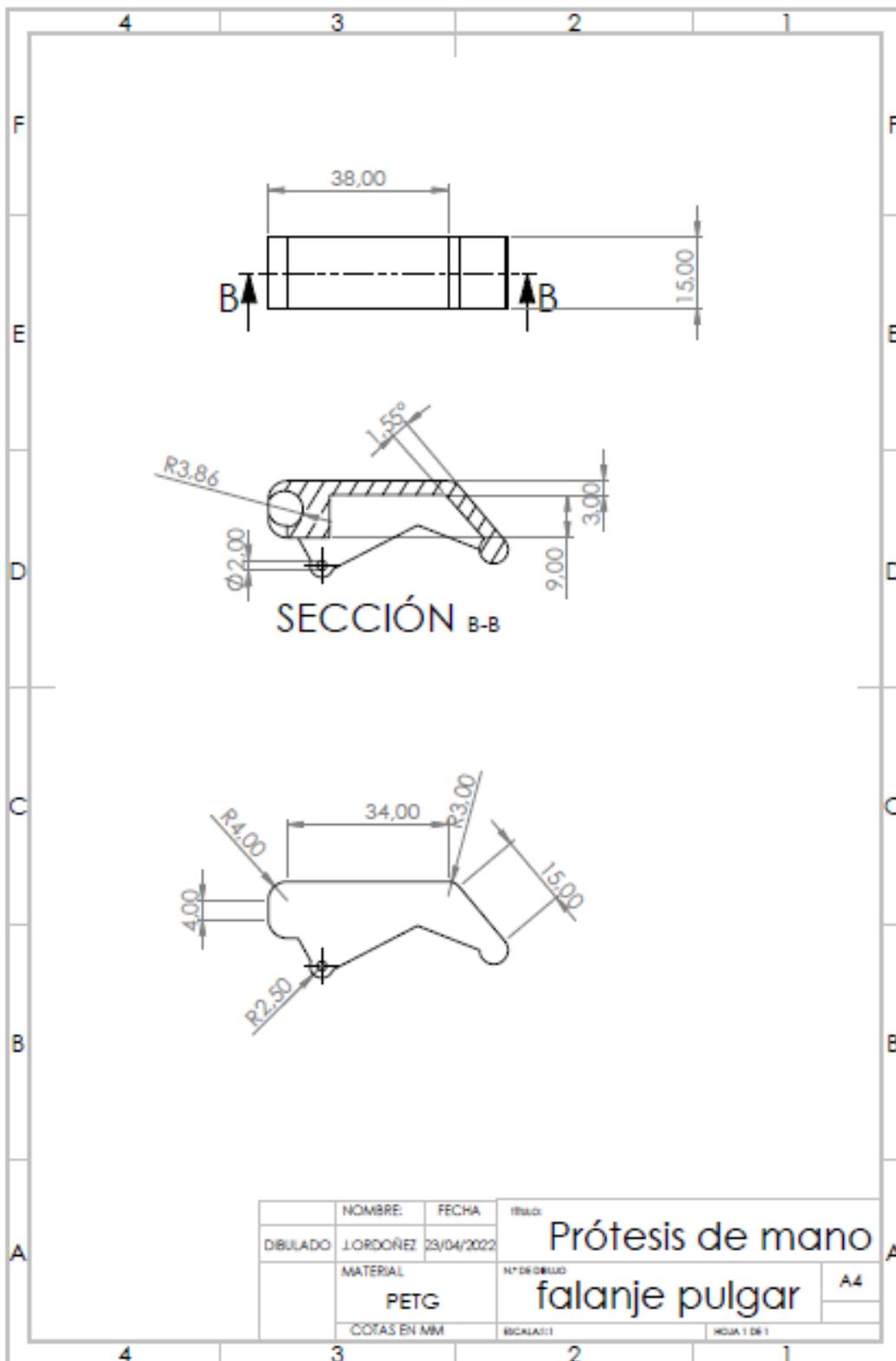
Anexo R. Foco de antebrazo



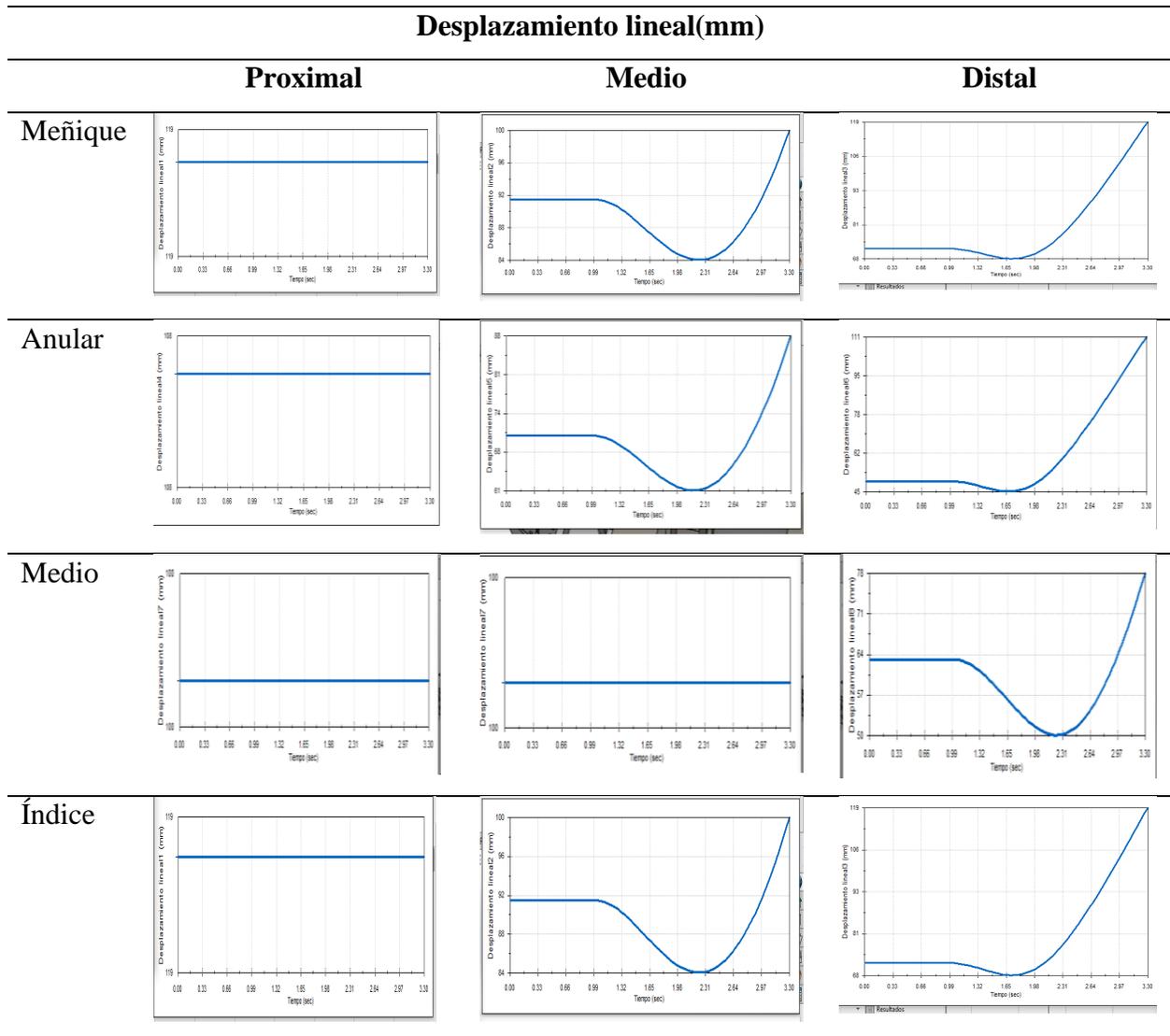
Anexo S. Recubrimiento de la muñeca



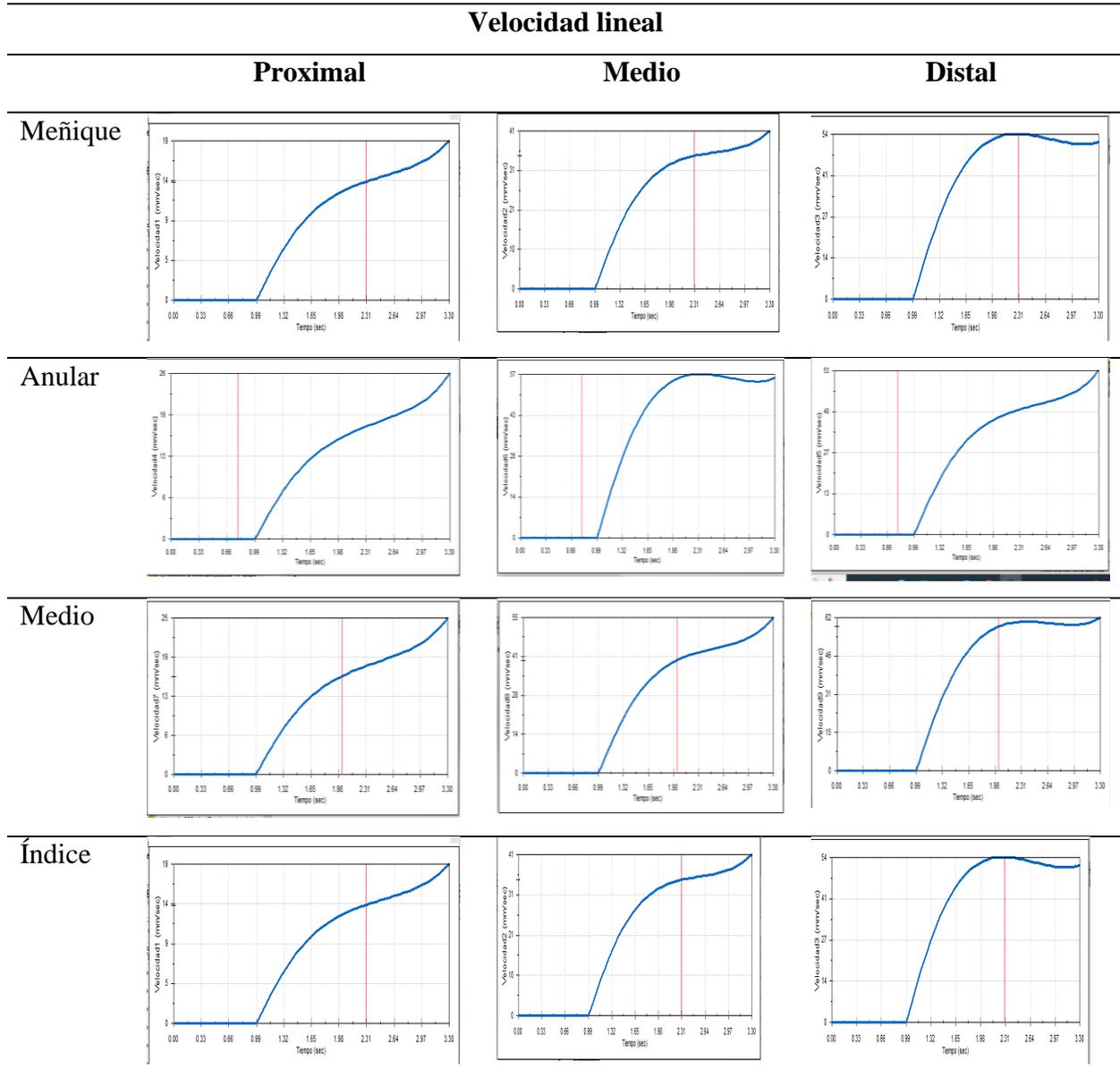
Anexo T. Dedo pulgar



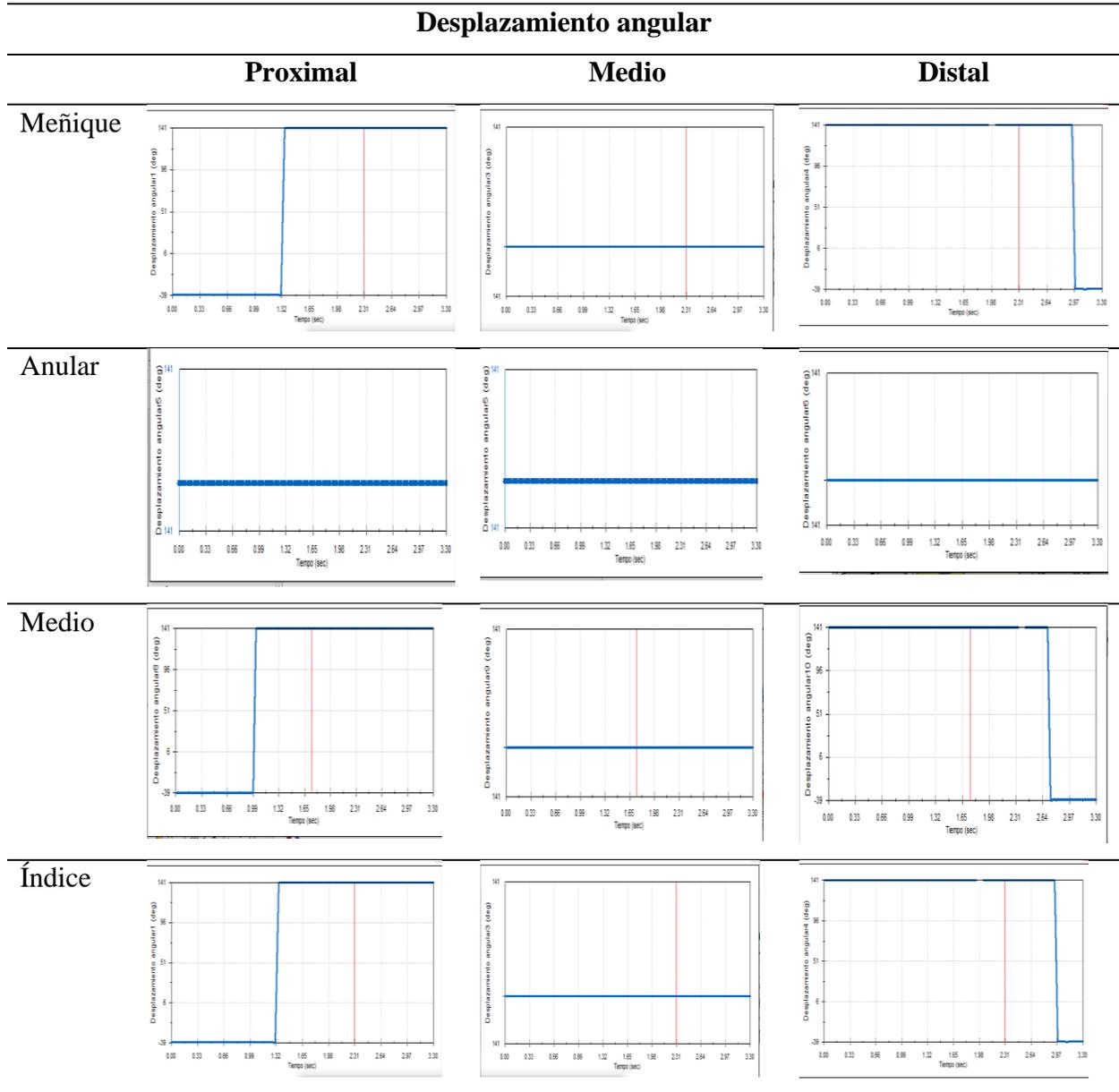
Anexo U. Grafica del desplazamiento lineal de las falanges



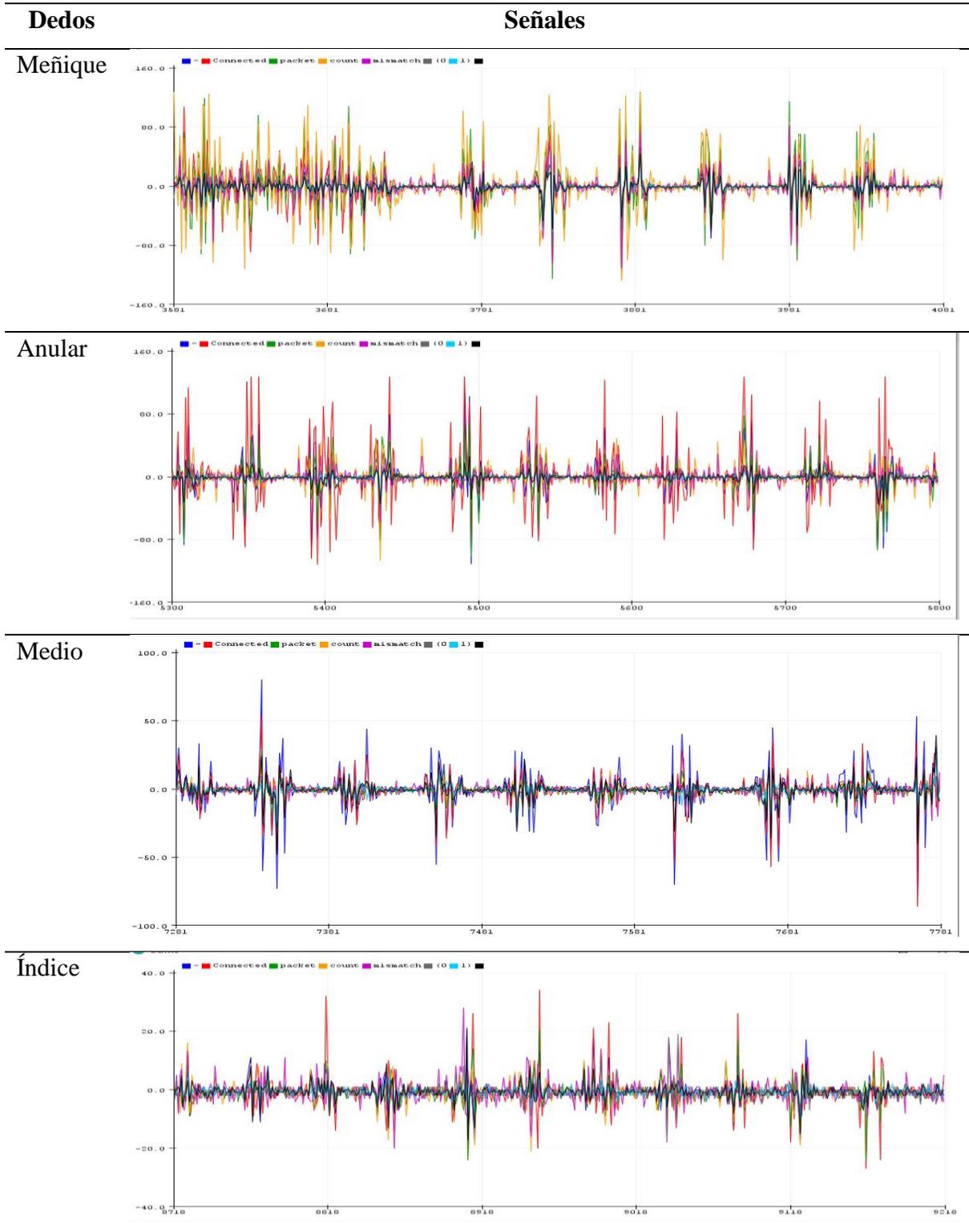
Anexo V. Grafica de la velocidad lineal de las falanges



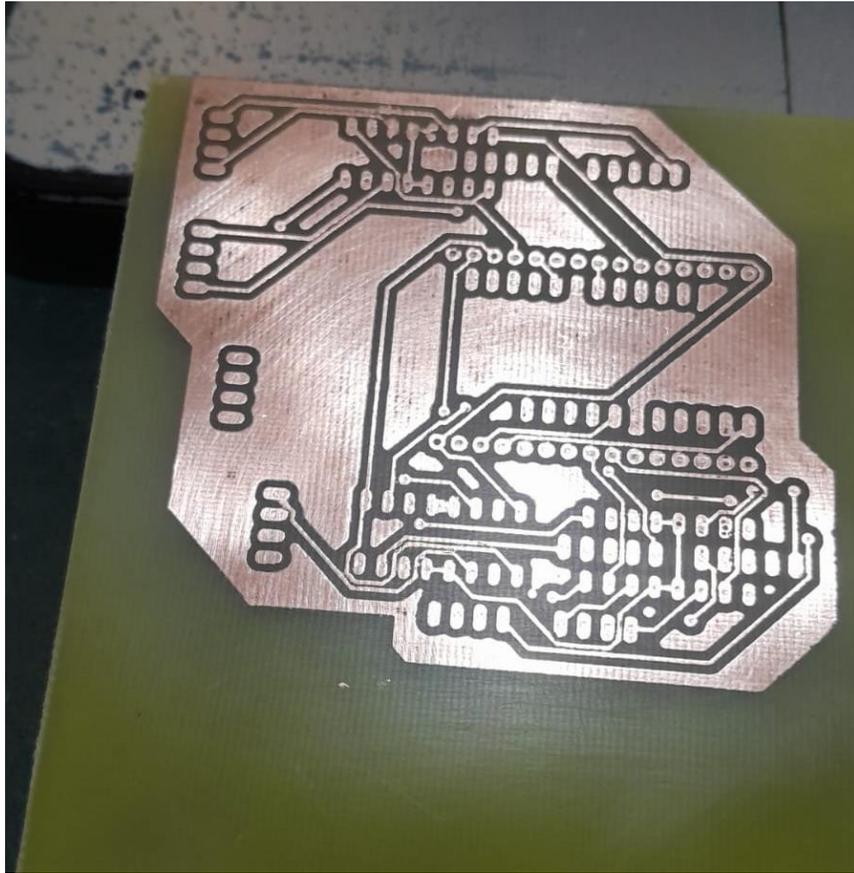
Anexo W. Grafica del desplazamiento angular de las falanges



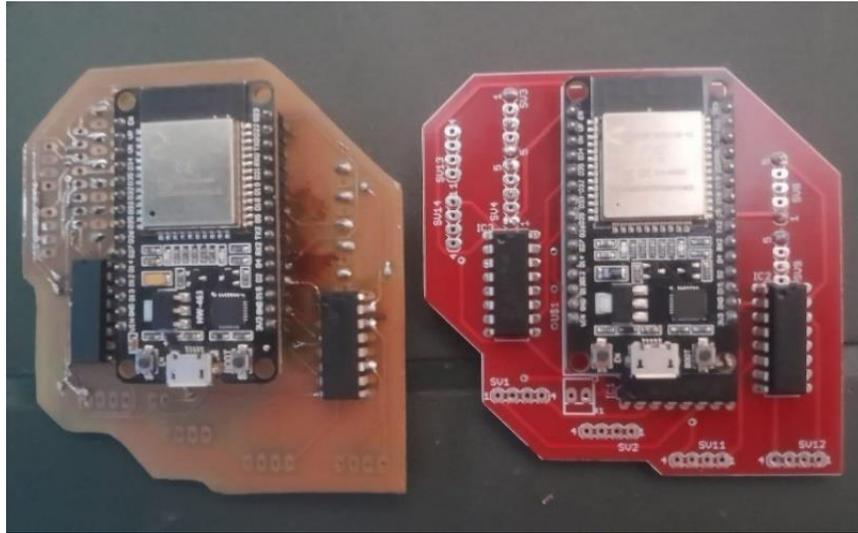
Anexo X. Gráficas para cada dedo menos el pulgar



Anexo Y. Diseño de PCV tipo planchado



Anexo Z. Diseño de la placa electrónica



Anexo AA. Código

```
#include <myo.h>
#include <math.h>
#define N 40 // Número de muestras para el filtro de media móvil
int sum_history[N] = {0}; // Almacena las últimas N sumas
int history_index = 0; // Índice del array sum_history
//pwm
#define INTEGRADO1 15 // Pin del motor 1
#define INTEGRADO2 2 // Pin del motor 2
//direccion
#define MOTOR1_DIR1_PIN 13 // Pin de dirección 1 del motor 1
#define MOTOR1_DIR2_PIN 12 // Pin de dirección 2 del motor 1
#define MOTOR2_DIR1_PIN 14 // Pin de dirección 1 del motor 2
#define MOTOR2_DIR2_PIN 26 // Pin de dirección 2 del motor 2
#define MOTOR3_DIR1_PIN 4 // Pin de dirección 1 del motor 1
#define MOTOR3_DIR2_PIN 5 // Pin de dirección 2 del motor 1
#define MOTOR4_DIR1_PIN 18 // Pin de dirección 1 del motor 2
#define MOTOR4_DIR2_PIN 19 // Pin de dirección 2 del motor 2
#define MOTOR5_DIR1_PIN 25 // Pin de dirección 1 del motor 2
#define MOTOR5_DIR2_PIN 33 // Pin de dirección 2 del motor 2
armband myo; // Myo BLE Armband

void print_emg_sample(int8_t *sample, size_t len)
{
    int sum = 0;
    for (int i = 0; i < len; i++)
    {
        sum += abs(sample[i]);
        //Serial.print(sample[i]);
        //Serial.print("\t");
    }
    sum_history[history_index] = sum;
    history_index = (history_index + 1) % N;

    int smooth_sum = 0;
    for (int i = 0; i < N; i++)
    {
        smooth_sum += sum_history[i];
    }
    smooth_sum /= N;

    Serial.print("Suma suavizada: ");
    //Serial.print(smooth_sum);
    //Serial.println();
    // Controla el PWM de los motores
```

```
int pwm_value = map(smooth_sum, 0,N*127, 0, 255); // Mapea la suma suavizada a un valor entre
0 y 255
// Controla el PWM y la dirección de los motores
Serial.print(pwm_value);
Serial.println();
if (smooth_sum > (N*4)/2) {
digitalWrite(MOTOR1_DIR1_PIN, HIGH);
digitalWrite(MOTOR1_DIR2_PIN, LOW);
digitalWrite(MOTOR2_DIR1_PIN, HIGH);
digitalWrite(MOTOR2_DIR2_PIN, LOW);
digitalWrite(MOTOR3_DIR1_PIN, HIGH);
digitalWrite(MOTOR3_DIR2_PIN, LOW);
digitalWrite(MOTOR4_DIR2_PIN, HIGH);
digitalWrite(MOTOR4_DIR1_PIN, LOW);
digitalWrite(MOTOR5_DIR1_PIN, HIGH);
//delay(500);
digitalWrite(MOTOR5_DIR2_PIN, LOW);

} else {
digitalWrite(MOTOR1_DIR1_PIN, LOW);
digitalWrite(MOTOR1_DIR2_PIN, HIGH);
digitalWrite(MOTOR2_DIR1_PIN, LOW);
digitalWrite(MOTOR2_DIR2_PIN, HIGH);
digitalWrite(MOTOR3_DIR1_PIN, LOW);
digitalWrite(MOTOR3_DIR2_PIN, HIGH);
digitalWrite(MOTOR4_DIR2_PIN, LOW);
digitalWrite(MOTOR4_DIR1_PIN, HIGH);
digitalWrite(MOTOR5_DIR1_PIN, LOW);
//delay(500);
digitalWrite(MOTOR5_DIR2_PIN, HIGH);
//delay(500);

}
//analogWrite(INTEGRADO1, pwm_value);
// analogWrite(INTEGRADO2, pwm_value);

}

void emg_callback(BLERemoteCharacteristic *pBLERemoteCharacteristic, uint8_t *pData,
size_t length, bool isNotify)
{
myohw_emg_data_t *emg_data = (myohw_emg_data_t *)pData;
print_emg_sample(emg_data->sample1, myohw_num_emg_sensors);
print_emg_sample(emg_data->sample2, myohw_num_emg_sensors);
}
```

```
void myo_connect()
{
  Serial.println("Connecting...");
  myo.connect();
  Serial.println(" - Connected");
  delay(10);

  myo.set_myo_mode(myohw_emg_mode_send_emg, // EMG mode
  myohw_imu_mode_none, // IMU mode
  myohw_classifier_mode_enabled); // Classifier mode
  myo.emg_notification(TURN_ON)->registerForNotify(emg_callback);
  myo.set_sleep_mode(myohw_sleep_mode_never_sleep);
}

void setup()
{
  pinMode(INTEGRADO1, OUTPUT);
  pinMode(INTEGRADO2, OUTPUT);
  pinMode(MOTOR1_DIR1_PIN, OUTPUT);
  pinMode(MOTOR1_DIR2_PIN, OUTPUT);
  pinMode(MOTOR2_DIR1_PIN, OUTPUT);
  pinMode(MOTOR2_DIR2_PIN, OUTPUT);
  pinMode(MOTOR3_DIR1_PIN, OUTPUT);
  pinMode(MOTOR3_DIR2_PIN, OUTPUT);
  pinMode(MOTOR4_DIR1_PIN, OUTPUT);
  pinMode(MOTOR4_DIR2_PIN, OUTPUT);
  pinMode(MOTOR5_DIR1_PIN, OUTPUT);
  pinMode(MOTOR5_DIR2_PIN, OUTPUT);

  Serial.begin(115200);
}

void loop()
{
  if (!myo.connected)
  {
    myo_connect();
  }

  delay(10);
}
```