

UNIVERSIDAD CATÓLICA SANTO TORIBIO DE MOGROVEJO

FACULTAD DE INGENIERÍA

ESCUELA DE INGENIERÍA MECÁNICA ELÉCTRICA



**Diseño y construcción de prótesis mioeléctrica con impresión 3D para
compensar funcionalidad perdida en adultos a causa de amputación
transradial**

**TESIS PARA OPTAR EL TÍTULO DE
INGENIERO MECÁNICO ELÉCTRICO**

AUTOR

Alejandra Camila Paiva Velasquez

ASESOR

Dante Omar Panta Carranza

<https://orcid.org/0000-0002-4731-263X>

Chiclayo, 2024

**Diseño y construcción de prótesis mioeléctrica con impresión
3D para compensar funcionalidad perdida en adultos a causa
de amputación transradial**

PRESENTADA POR

Alejandra Camila Paiva Velasquez

A la Facultad de Ingeniería de la
Universidad Católica Santo Toribio de Mogrovejo
para optar el título de

INGENIERO MECÁNICO ELÉCTRICO

APROBADA POR

Alejandro Segundo Vera Lazaro
PRESIDENTE

Elmer Rolando Polo Briceño
SECRETARIO

Dante Omar Panta Carranza
VOCAL

Dedicatoria

Ante todo, a Dios por permitirme sentir su presencia en los momentos más difíciles.

A mis padres, por su guía y por siempre impulsarme a tomar mis propias decisiones.

A mis amigos, por todas las experiencias compartidas.

Agradecimientos

A mi hermana y Axel, por ser los detonantes perfectos.

A quienes estuvieron desde el principio, a aquellos que se fueron en el camino y a los que llegaron en el transcurso, por todo el cariño dado en el curso de los años.

Un agradecimiento especial a mi asesor y los docentes de la escuela de Ingeniería Mecánica Eléctrica, por los conocimientos compartidos.

INFORME DE ORIGINALIDAD

19%

INDICE DE SIMILITUD

18%

FUENTES DE INTERNET

4%

PUBLICACIONES

8%

TRABAJOS DEL
ESTUDIANTE

FUENTES PRIMARIAS

1	hdl.handle.net Fuente de Internet	4%
2	idoc.pub Fuente de Internet	1%
3	tesis.pucp.edu.pe Fuente de Internet	1%
4	bionicsforeveryone.com Fuente de Internet	1%
5	www.solucioneszener.com Fuente de Internet	1%
6	paperity.org Fuente de Internet	<1%
7	core.ac.uk Fuente de Internet	<1%
8	www.scielo.org.pe Fuente de Internet	<1%
9	Almenara Masbernat, Maria, Universitat Autònoma de Barcelona. Departament de	<1%

ÍNDICE

Resumen	10
Abstract	11
1. INTRODUCCIÓN	12
1.1. Justificación	13
1.2. Hipótesis de investigación	13
1.3. Objetivos	14
1.3.1. Objetivo General	14
1.3.2. Objetivos Específicos	14
2. MARCO TEÓRICO	15
2.1. Antecedentes Empíricos	15
2.1.1. Antecedentes Internacionales	15
2.1.2. Antecedentes Nacionales	16
2.1.3. Antecedentes locales	16
2.2. Bases Teóricas-Científicas	17
2.2.1. Anatomía y fisiología de la mano	17
2.2.2. Niveles de amputación en la extremidad superior	20
2.2.3. Prótesis de miembro superior	22
2.2.4. Teoría de mecanismos	24
2.2.5. Señal sEMG	27
2.2.6. Fabricación por manufactura aditiva	30
3. DISEÑO METODOLÓGICO	31
3.1. Tipo de Investigación	31
3.2. Población y muestra	31
3.2.1. Población	31
3.2.2. Muestra	31
3.3. Operacionalización de Variables	32
3.4. Técnicas e instrumentos de recolección de datos	33
3.5. Metodología	33
3.6. Procedimientos	34
4. DIAGNÓSTICO Y EVALUACIÓN DE NECESIDADES DEL PACIENTE CON AMPUTACIÓN TRANSRADIAL	35
4.1. Situación problemática	35
4.2. Cuestionario	37
4.3. Listado de requerimientos	39
5. RESULTADOS	42
5.1. Diseño Conceptual	42
5.1.1. Identificación de problemas esenciales	42

5.1.2.	Estructuras de funciones	43
5.1.3.	Desarrollo de estructuras de trabajo.....	45
5.1.4.	Evaluación técnica económica de alternativas de solución.....	46
5.1.5.	Concepto Solución.....	47
5.2.	Sistema mecánico	49
5.2.1.	Dimensiones antropométricas de la mano	49
5.2.3.	Modelo CAD.....	53
5.3.	Sistema electrónico.....	57
5.3.1.	Sensor mioeléctrico	57
5.3.2.	Descripción de componentes	58
5.4.	Análisis estático estructural	65
5.4.1.	Propiedades mecánicas de material.....	65
5.4.2.	Sujeciones y cargas	65
5.4.3.	Resultados.....	67
5.5.	Fabricación por manufactura aditiva	69
5.5.1.	Equipo utilizado	69
5.5.2.	Proceso de manufactura	70
5.5.3.	Ensamble de prototipo.....	74
5.6.	Evaluación de funcionalidad de prototipo.....	75
5.6.1.	Pruebas de funcionalidad de algoritmo.....	75
5.6.2.	Pruebas de funcionalidad de prototipo	78
5.6.2.1.	Test de funcionalidad.....	78
5.6.2.2.	Pruebas realizadas	79
5.6.2.3.	Análisis de resultados.....	80
6.	COSTOS DE IMPLEMENTACIÓN	80
7.	CONCLUSIONES.....	82
8.	RECOMENDACIONES.....	83
9.	REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS	84
10.	ANEXOS.....	88

Lista de tablas

Tabla 1: Categorías de los mecanismos de cuatro barras	27
Tabla 2: Características clínicas y demográficas en el paciente amputado del INR	35
Tabla 3: Precios de prótesis de mano mioeléctricas	36
Tabla 4: Frecuencia y Duración de diferentes agarres según "La taxonomía GRASP"	40
Tabla 5: Lista de requerimientos.....	41
Tabla 6: Abstracción de problemas esenciales basado en la lista de requerimientos dada en la tabla 2.....	43
Tabla 7: Estructura de función principal, subfunciones y subsistemas para el diseño a desarrollar	44
Tabla 8: Matriz Morfológica.....	45
Tabla 9: Posibles alternativas de solución	46
Tabla 10: Evaluación técnica económica de las alternativas de solución.....	46
Tabla 11: Medidas de la mano	49
Tabla 12: Dimensiones utilizadas en el diseño de la prótesis	54
Tabla 13: Propiedades mecánicas del filamento Ácido Poliláctico (PLA).....	65
Tabla 14: Datos de mallado	66
Tabla 15: Resultados obtenidos con las cargas asignadas	69
Tabla 16: Especificaciones de impresión de equipo MakerBot Replicator	69
Tabla 17: Especificaciones de software MakerBot Print.....	70
Tabla 18: Cuadro resumen estimación de tiempo y material para impresión.....	72
Tabla 19: Resultados de evaluación a sujeto según test de funcionalidad.....	78
Tabla 20: Costos de implementación de prototipo	81

Lista de figuras

Figura 1: Huesos de muñeca y mano	17
Figura 2: Vista palmar de los huesos metacarpianos y carpianos de la mano derecha.....	18
Figura 3: Vista aérea de los músculos superficiales de la mano.....	18
Figura 4: La Taxonomía GRASP.....	19
Figura 5: Niveles de amputación según Schwarts	21
Figura 6: Encaje de prótesis.....	22
Figura 7: Sistema de suspensión externa	23
Figura 8: Sistema de control mecánico. Se activa con la extensión del codo.....	23
Figura 9: Dispositivo terminal tipo a) mano y b) tipo pinza-gancho.....	24
Figura 10: Uniones principales: a) Perno y b) Corredera	25
Figura 11: Uniones de orden superior: a) De leva y b) De engrane	25
Figura 12: Mecanismos y estructuras con movilidad variable.....	26
Figura 13: Categorías de mecanismos de cuatro barras.	27
Figura 14: Señal sEMG.....	28
Figura 15: Diagrama esquemático amplificador de instrumentación	29
Figura 16: a) Filtro SK Pasa bajo. b) Filtro SK Pasa alto	29
Figura 17: Tipos de fabricación por manufactura aditiva.....	30
Figura 18: Metodología de Pahl para el diseño conceptual en ingeniería	42
Figura 19: Comparación de las valoraciones técnicas y económicas de las alternativas de solución	47
Figura 20: Bosquejo a mano alzada de solución escogida.....	48
Figura 21: Medidas respectivamente en la articulación.....	50
Figura 22: Proporción aurea en el dedo medio de la mano.....	50
Figura 23: Longitud de la falange proximal del dedo modelado	51
Figura 24: Longitud de las falanges media y distal del dedo modelado.....	51
Figura 25: Longitud total del dedo modelado.....	52
Figura 26: Diagrama de mecanismo de 4 barras clase I-3 de Grashof	52
Figura 27: Longitudes de eslabones del mecanismo de 4 barras clase I-3 de Grashof.....	52
Figura 28: Rangos de rotación del mecanismo	53
Figura 29: Vista a) lateral, b) frontal y c) isométrica de palma.	54
Figura 30: Movimientos de a) extensión y b) flexión del dedo.	55
Figura 31: Vista isométrica del dedo.	55
Figura 32: a) Vista isométrica de ensamble de mano.	56
Figura 33: Dos acoples establecidos	56
Figura 34: Agarres establecidos: a) envoltura mediana, b) precisión de disco y c) trípode. ...	56
Figura 35: Ensamble de prótesis	57
Figura 36: Esquema de procesamiento mioeléctrico típico utilizado en sistemas controlados mioeléctricamente disponibles en el mercado	57
Figura 37: Circuito de sensor mioeléctrico.	58
Figura 38: Amplificador AD620AN y diagrama de conexiones.	59
Figura 39: OPAM LM358N y diagrama de conexiones.....	59
Figura 40: Servomotor Tower Pro MG996R.....	60
Figura 41: Interruptor deslizante genérico	60
Figura 42: Arduino Nano. Fuente: Elaboración propia.	61

Figura 44: Implementación del circuito de adquisición y procesamiento de sEMG en protoboard.....	61
Figura 45: Lectura de sEMG mediante el Software Arduino.	62
Figura 46: Sujeciones y cargas en modelo analizado	66
Figura 47: Mallado realizado	66
Figura 48: Esfuerzos máximos y mínimos para una carga de 5N.....	67
Figura 49: Desplazamientos máximos y mínimos para una carga de 5N.	67
Figura 50: Deformaciones unitarias máximas y mínimas para una carga de 5N.....	68
Figura 51: Factor de seguridad en el modelo para una carga de 5N.....	68
Figura 52: Impresora 3D MakerBot Replicator	69
Figura 53: Front-end MakerBot Print Software.....	70
Figura 54: Menú de ajustes de impresión en el software MakerBot Print.....	71
Figura 55: Vista previa de impresión de palma y pulgar	71
Figura 56: Transcurso de impresión 3D.....	72
Figura 57: Impresión de pulgar culminada	72
Figura 58: Impresión de palma culminada.....	73
Figura 59: Impresión de falange distal culminada	73
Figura 60: Lijado de piezas con herramienta Mototool	73
Figura 61: Lijado y pulido de piezas con lijas de distintos No de grano	74
Figura 62: Aplicación de cloruro de metileno	74
Figura 63: Ensamble de prótesis. Vista planta superior.....	75
Figura 64: Ensamble de prótesis. Vista planta inferior.....	75
Figura 65: Prueba de funcionalidad de algoritmo a partir de sEMG.	75
Figura 66: Activación de agarre N° 01: Trípode con detección de señal sEMG	76
Figura 67: Activación de agarre N° 02: Envoltura mediana con detección de señal sEMG....	77
Figura 68: Activación de agarre N° 03: De Disco con detección de señal sEMG.....	78
Figura 69: Agarre trípode con objeto	79
Figura 70: Agarre envoltura mediana	79
Figura 71: Agarre de disco.....	80

Resumen

De acuerdo con cifras presentadas por el INEI, en los últimos 8 años, la cifra de peruanos que padecen algún tipo de discapacidad se ha duplicado. Contrario a la demanda supuesta, en nuestro país los aparatos protésicos son costosos y escasos, lo que dificulta que los pacientes con pérdida del miembro superior o inferior, a causa de amputación o en casos de deficiencia congénita, tengan acceso a estos.

Ante esta realidad, se desarrolló la presente investigación teniendo por objetivo diseñar y construir una prótesis mioeléctrica con impresión 3D para compensar la pérdida de funcionalidad en adultos a causa de la amputación transradial. Para ellos, se aplicó el enfoque sistemático de Pahl et. al (2007) para diseño en ingeniería, la matriz morfológica de Zwicky, la simulación estático estructural con el software SolidWorks y el procesamiento de señales EMG para la apertura y cierre de la mano en tres agarres: trípode, envoltura mediana y precisión de disco. Esta prótesis está diseñada para ofrecer soluciones prácticas y efectivas, permitiendo a los pacientes realizar acciones cotidianas de manera más independiente.

Se diseñó y construyó un prototipo funcional capaz de realizar los agarres requeridos. El proceso comenzó por el diseño conceptual, donde se terminó por seleccionar el concepto solución empleando criterios técnicos y económicos. El sistema mecánico de este concepto fue modelado y simulado con el uso del software SolidWorks. Para el diseño del sistema electrónico se empleó el IDE Arduino, este fue utilizado en la lectura de señales EMG y programación de algoritmo de control.

Finalmente, para la construcción del prototipo se emplearon materiales de adquisición nacional por un costo total de 570 nuevos soles. Para la evaluación de funcionalidad se empleó un protocolo desarrollado a partir del protocolo AHAP, como resultado se obtuvo un dispositivo capaz de realizar los agarres trípode y envoltura mediana sin dificultad. Se comprobó de esta manera que el prototipo cumplió con los requerimientos establecidos en un inicio, siendo una solución viable para servir como tecnología de ayuda a personas con amputación transradial.

Palabras Clave: Prótesis mioeléctrica, amputación transradial, prótesis transradial, señal sEMG, impresión 3D.

Abstract

According to figures presented by the INEI, in the last 8 years, the number of Peruvians suffering from some type of disability has doubled. Contrary to the supposed demand, in our country prosthetic devices are expensive and scarce, which makes it difficult for patients with loss of the upper or lower limb, due to amputation or in cases of congenital deficiency, to have access to them.

In light of this reality, this research was developed with the aim of designing and building a 3D-printed myoelectric prosthesis to compensate for the loss of functionality in adults due to transradial amputation. For this purpose, the systematic approach of Pahl et al. (2007) for engineering design, Zwicky's morphological matrix, static structural simulation with SolidWorks software, and EMG signal processing for hand opening and closing in three types of grips: tripod, medium wrap, and disc precision, were applied. This prosthesis is designed to offer practical and effective solutions, allowing patients to perform daily tasks more independently.

A functional prototype capable of performing the required grips was designed and built. It began with the conceptual design in which the solution concept was selected using technical and economic criteria. The mechanical system of said concept was modeled and simulated with the use of SolidWorks software. For the design of the electronic system, the Arduino IDE was used, this was used in the reading of EMG signals and programming of the control algorithm.

Finally, for the construction of the prototype, national acquisition materials were used for a total cost of 570 nuevos soles. For the evaluation of functionality, a protocol developed from the AHAP protocol was used, as a result, a device capable of performing tripod grips and medium wrap without difficulty was obtained. In this way, it was verified that the prototype met the requirements established at the beginning, being a viable solution to serve as a technology to help people with transradial amputations.

Keywords: Myoelectric prosthesis, transradial amputation, transradial prosthesis, sEMG signal, 3D printing.

1. INTRODUCCIÓN

En el informe presentado por el INEI, realizado con los resultados de los Censos Nacionales 2017, se reportó que hasta ese entonces alrededor del 10,4% de la población peruana (3 051 612 personas) presentó alguna discapacidad, de la cual un 15,1% exhibió dificultad para moverse o caminar. [1] Asimismo, según cifras publicadas por el CONADIS al mes de febrero del año 2022, se registra que, del total de 338 870 inscritos en el registro nacional de la persona con discapacidad, un 81% corresponde a peruanos en mayoría de edad. [2]

En cuanto a la recolección de data y estadísticas detalladas correspondientes a peruanos amputados y su respectiva caracterización, se tiene que en nuestro país no existen estudios ni cifras exactas que especifiquen las características epidemiológicas y clínicas de los pacientes amputados. Siendo las primeras: edad, sexo, procedencia, características socioeconómicas, grado de instrucción, ocupación; y las segundas: motivo, nivel y tipo de amputación, características y complicaciones del muñón y ayudas biomecánicas. [3]

La amputación puede definirse como la pérdida parcial o total de una extremidad, sea por causas traumáticas, accidentes o lesiones, o no traumáticas, enfermedades o anomalías congénitas. La amputación no tratada genera alto impacto en el individuo, su entorno familiar y social. [4] Por lo que se resalta la importancia de la intervención protésica, la cual restaura y mejora la capacidad física, la imagen corporal, y la independencia para llevar a cabo actividades de la vida diaria con el mínimo gasto de energía adicional en los pacientes. [5]

Según la Norma UNE-EN ISO 9999:2017, las prótesis son “dispositivos que se aplican externamente y se utilizan para reemplazar completa o parcialmente una parte del cuerpo no existente o deficiente”. En el presente trabajo se estudiará la prótesis transradial, definida en la mencionada norma como “aquel dispositivo que reemplaza una parte del miembro superior, entre la articulación del codo y la articulación de la muñeca, después de una amputación o en casos de deficiencia congénita del miembro”. [6]

En los últimos años se ha investigado y conseguido grandes progresos en el desarrollo del campo protésico, esto ha permitido restaurar la funcionalidad perdida a causa de amputaciones o malformaciones congénitas, logrando incrementar la calidad de vida de los pacientes al ayudarles en la reinserción laboral y ejecución de actividades cotidianas. Sin embargo, en países “en desarrollo” el acceso a dichos avances tecnológicos es difícil y costoso. Este el caso de Perú, donde la falta de políticas y planes nacionales de ortoprotésica, rehabilitación y tecnologías de apoyo obstaculiza que la población tenga acceso a las ayudas técnicas que necesita.

Por lo tanto, se formuló el siguiente problema ¿el diseño y construcción de una prótesis mioeléctrica con impresión 3D para adultos permitirá compensar la funcionalidad perdida a causa de la amputación transradial?

1.1. Justificación

- **Tecnológica**

El avance de la tecnología en impresión 3D y la disponibilidad de herramientas como SolidWorks y Arduino ofrecen oportunidades para el diseño y construcción de dispositivos médicos personalizados y asequibles. La utilización de la impresión 3D no solo permite la creación de prototipos a bajo costo, sino que también facilita la personalización de la prótesis según las necesidades específicas de cada paciente. Además, la integración de la lectura de señales EMG y algoritmos de control confieren al dispositivo una mayor adaptabilidad, mejorando su usabilidad y eficacia.

- **Social**

La creciente incidencia de discapacidades en la población peruana y la limitada disponibilidad de prótesis asequibles plantean un problema social urgente. La investigación propuesta aborda esta problemática al presentar una solución innovadora y económica. Al utilizar materiales de adquisición nacional y mantener el costo total del proyecto a un nivel accesible, se logra generalizar el acceso a las prótesis mioeléctricas para adultos con amputación transradial. Esto contribuye directamente a mejorar la calidad de vida de las personas con discapacidades al proporcionarles una herramienta adaptada a sus necesidades.

- **Ético/Humanitario**

La presente investigación se enmarca en un contexto ético y humanitario al abordar la brecha en el acceso a tecnologías médicas para personas con discapacidades. Al proporcionar una prótesis mioeléctrica asequible y funcional, se promueve la inclusión social y la autonomía de las personas afectadas por amputaciones transradiales. Además, el uso de un enfoque sistemático en el diseño y la construcción del prototipo asegura la seguridad y eficacia del dispositivo, cumpliendo con estándares éticos en el desarrollo de tecnologías de asistencia para la salud. Esta investigación no solo busca mejorar la tecnología, sino también hacerlo de una manera ética y responsable, priorizando el bienestar de los usuarios finales.

1.2. Hipótesis de investigación

El diseño y construcción de una prótesis mioeléctrica para adultos con amputación transradial, utilizando la tecnología de impresión 3D, contribuirá significativamente a la compensación de la funcionalidad perdida.

1.3. Objetivos

1.3.1. Objetivo General

- Diseñar y construir una prótesis mioeléctrica con impresión 3D para compensar la funcionalidad perdida en adultos a causa de la amputación transradial.

1.3.2. Objetivos Específicos

- Diagnosticar la situación problemática actual de pacientes con amputación transradial.
- Diseñar conceptualmente una prótesis mioeléctrica aplicando el enfoque sistemático de Pahl et. al para diseño en ingeniería.
- Desarrollar los sistemas mecánico y electrónico utilizando la teoría de mecanismos y el IDE de Arduino.
- Realizar el análisis estático estructural de la prótesis con el uso del software CAE.
- Evaluar el desempeño del prototipo mediante el uso de un test de funcionalidad.
- Evaluar los costos vinculados con la implementación del prototipo.

2. MARCO TEÓRICO

2.1. Antecedentes Empíricos

2.1.1. Antecedentes Internacionales

En el 2019, Yoo et al. [7] publicaron el trabajo titulado “Desarrollo de una órtesis de mano mioeléctrica impresa en 3D para pacientes con lesión de la médula espinal” en la Revista de Neuroingeniería y Rehabilitación. Los autores propusieron una órtesis de mano impresa en 3D operada por señales de electromiografía (EMG). Se buscó ayudar en la función de agarre de los pacientes con SCI cervical. La arquitectura del dispositivo se diseñó utilizando el software SolidWorks y se imprimió con filamento de ácido poliláctico. Se evaluó la función de la mano, antes y después de usar la órtesis, de diez sujetos con debilidad en la mano debido a una LME cervical crónica mediante la prueba de función de la mano del Toronto Rehabilitation Institute (TRI-HFT). Además, se evaluaron las mejoras en la independencia funcional en la vida diaria y la usabilidad del dispositivo. Como resultado se registró que la órtesis desarrollada mejoró la función de la mano de los sujetos, según se determinó utilizando el TRI-HFT. Además, los participantes obtuvieron funcionalidad inmediata al comer después de usar la órtesis y la mayoría de estos quedaron satisfechos con el dispositivo según lo determinado por la prueba de usabilidad.

En el 2019, Borges et al. [8] presentaron la investigación titulada “Diseño y Desarrollo de una Prótesis Mioeléctrica de Miembro Superior con Impresión 3D: Una Alternativa de Bajo Costo”. Los autores propusieron una prótesis mioeléctrica de mano que tuvo como característica principal el bajo costo en términos de funcionalidad y estética. El desarrollo del diseño comenzó con el desarrollo de la parte electrónica de la prótesis, usando Arduino y un sensor EMG, le siguió el modelado 3D, la impresión y el acabado estético. Se obtuvo un prototipo de bajo costo en comparación con los productos disponibles comercialmente, el hardware del dispositivo incluyó un Arduino, un sensor EMG compatible y un servomotor, lo que permite activar la empuñadura después de contraer los bíceps.

En el 2021, Jung et al. [9] publicaron en la Revista de Ciencias Aplicadas su investigación titulada “Desarrollo de un sistema de prótesis de mano mioeléctrica multifuncional con un método de control de cambio de modo fácil y eficaz basado en la posición y el estado del pulgar”. El sistema propuesto incluyó una prótesis electromecánica con seis grados de libertad y un algoritmo de control simple y eficiente que permite a los amputados realizar diversos gestos con las manos y movimientos de agarre. Se comenzó diseñando la prótesis considerando la estructura anatómica y mecanismos de movimiento de los dedos humanos, posteriormente se modeló y construyó el diseño respectivo. Posteriormente, se desarrolló el controlador y el algoritmo de control. El resultado fue una prótesis electromecánica de múltiples etapas con cinco dedos, un controlador y un algoritmo de control simple y eficiente. La mano realizó varios movimientos manuales utilizando seis grados de libertad y su peso total fue de 503 g. El algoritmo propuesto fue capaz de controlar ocho movimientos de la mano de acuerdo con el estado del pulgar iniciando y agregando movimiento y el estado de flexión y extensión del pulgar usando tres comandos de control solo dados generados por dos sensores EMG.

2.1.2. Antecedentes Nacionales

En 2018, Camacho [10] desarrolló la investigación titulada: “Diseño de una prótesis biomédica del miembro superior para mejorar el desempeño de actividades cotidianas en jóvenes utilizando materiales accesibles Lima - 2018” en la Universidad Privada del Norte. Propuso un sistema electrónico de bajo costo para una prótesis transradial mioeléctrica capaz de mejorar la efectividad en la ejecución de los gestos deseados por el usuario en su prótesis de mano. Comenzó hallando el torque máximo en la ejecución de los distintos agarres planteados, siguió diseñando el modelo CAD considerando las medidas antropométricas de la mano humana, realizó la construcción del diseño usando el acrílico como material escogido, posteriormente desarrolló el sistema electrónico y lo implementó en conjunto con el sistema mecánico. Como resultado obtuvo una prótesis de mano capaz de ejecutar los agarres esférico, de cubiertos, pinza y cilíndrico.

En 2020, Llantoy [11] realizó la investigación titulada: “Diseño e Implementación del Sistema Electrónico para una prótesis transradial mioeléctrica” en la Pontificia Universidad Católica del Perú. Llantoy comenzó determinando los requerimientos de diseño, seleccionó los componentes de hardware y desarrolló el algoritmo de lógica principal, así como para el control de apertura y cierre de la mano, en el lenguaje de programación C++ y en IDE de Arduino. Posterior a la culminación del circuito electrónico, realizó pruebas con objetos de distintos pesos y geometrías para validar la capacidad de sujeción del prototipo de prótesis construido. Para la implementación del circuito electrónico se diseñó el circuito impreso de la tarjeta con dimensiones 7.5cm x 10cm, que le permitieron ser adaptable a la palma de la mano. Asimismo, con respecto al desarrollo del software, se obtuvo que el control “on-off” de posición fuerza, desarrollado a partir de ensayos y curvas de calibración de los sensores EMG, permitió sujetar y soltar objetos con un promedio de 5.29s. Los tipos de objetos en los que se apreció un mejor comportamiento de agarre fueron de plástico y madera. La construcción del diseño supuso un costo de S/. 475.22.

2.1.3. Antecedentes locales

En 2021, Chávez [12] realizó la investigación titulada: “Diseño y Construcción de una prótesis mioeléctrica antropomorfa con agarre de fuerza de bajo costo para mano en niños” en la Pontificia Universidad Católica del Perú. Propone el diseño y construcción de una prótesis mioeléctrica antropomorfa con agarre de fuerza de bajo costo para mano en niños. Para cumplir con esto, analizó la mano humana, sus agarres, movimientos y antropometría con el fin de modelar el diseño con el uso del software SolidWorks. Asimismo, diseñó el sistema electrónico valiéndose de cálculos y de el sensor MyoWare. Como resultado obtuvo una prótesis mioeléctrica para niños, capaz de realizar el agarre de fuerza esperado. El costo aproximado fue de S/. 667.

2.2. Bases Teóricas-Científicas

2.2.1. Anatomía y fisiología de la mano

2.2.1.1. Osteología de mano y muñeca

Los 19 huesos de la mano son de dos tipos: 5 metacarpianos y 14 falanges, siendo 5 distales, 4 medias y 5 proximales. Todos estos huesos se clasifican como huesos largos y tienen ejes centrales y extremos proximal y distal expandidos (epífisis). Los huesos pequeños adicionales, los sesamoideos, generalmente se encuentran en los tendones de ciertos músculos intrínsecos del pulgar. [13]

La muñeca está formada por 8 huesos del carpo, están distribuidos en dos filas (proximal y distal), cuatro en cada fila. Estos se ubican entre los huesos del antebrazo y de la mano, formando un conjunto llamado articulación carpiana. [13]

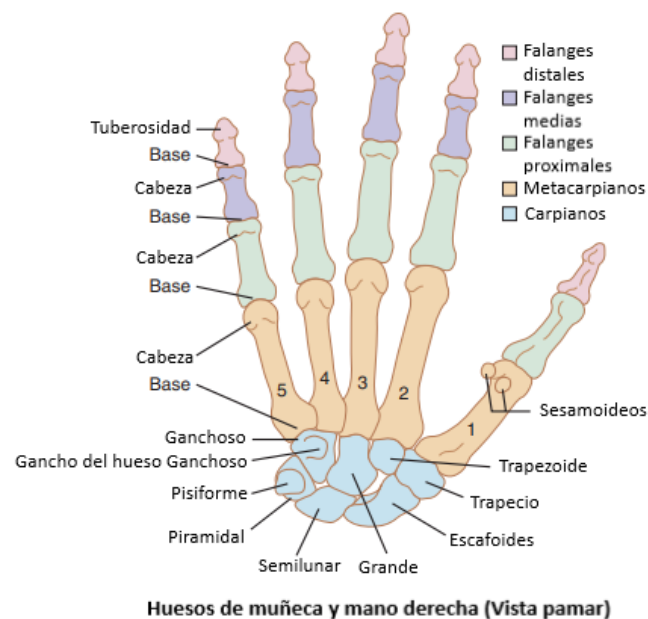


Figura 1: Huesos de muñeca y mano

Fuente: Extraído de [13]

2.2.1.2. Articulaciones de la mano

Las articulaciones carpometacarpianas (CMC) son las más proximales de la mano y se encuentran en las bases de los cuatro metacarpianos mediales y la fila distal de huesos del carpo. [13]

Se tiene un movimiento mínimo para las articulaciones de los dedos pulgar, anular y meñique, esto permite ahuecar ligeramente el lado medial de la mano y es importante en la manipulación de objetos y agarre. Por otro lado, no se permite movimiento alguno para las articulaciones de los dedos índice y medio, estos dos metacarpianos, junto con la fila distal del carpo, forman la base central rígida y estable de la mano. [13]

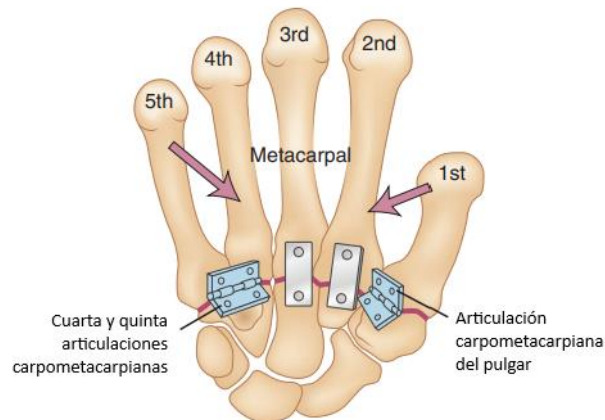


Figura 2: Vista palmar de los huesos metacarpianos y carpianos de la mano derecha

Fuente: Extraído de [13]

2.2.1.3. Músculos de la mano

2.2.1.3.1. Músculos intrínsecos

Están involucrados en los movimientos de los dedos, estos se encuentran en los compartimentos de la mano. [13]

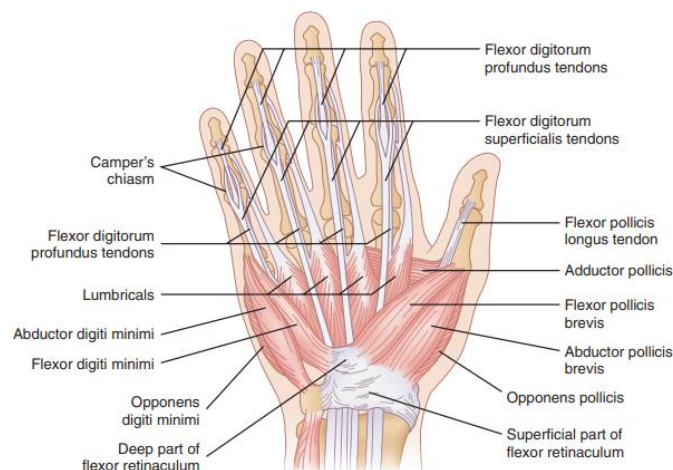
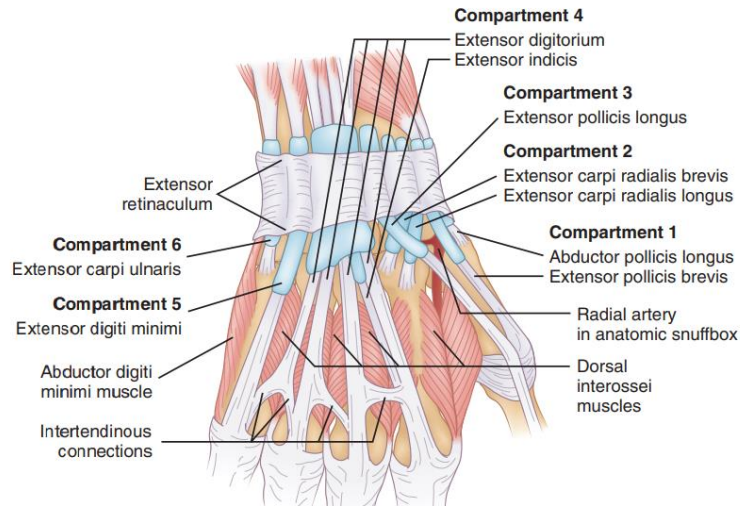


Figura 3: Vista aérea de los músculos superficiales de la mano

Fuente: Extraído de [13]

2.2.1.3.2. Músculos extrínsecos

Son aquellos músculos que surgen en el antebrazo y se insertan dentro de la mano. Estos músculos, los flexores y extensores de los dedos, tienen músculos abdominales ubicados en el antebrazo y largos tendones que cruzan la muñeca y se extienden hasta los dedos. Como a menudo están traumatizados, es importante comprender su relación a lo largo del tiempo, ya que varias estructuras adyacentes pueden lesionarse junto con los propios tendones, creando una variedad de problemas clínicos. [13]



Fuente: Extraído de [13]

2.2.1.4. Taxonomía de agarres de la mano

En la investigación realizada por Feix et. al [14] se analizaron y compararon distintas taxonomías de agarre existentes, entre las cuales estuvieron como más relevantes las taxonomías de Cutkosky, Edwards y Kapandji. Como resultado se encontraron y organizaron 33 diferentes tipos de agarres, considerando 1) tipo de oposición, 2) asignaciones del dedo virtual, 3) tipo en términos de fuerza, precisión o agarre intermedio y 4) la posición del pulgar. La síntesis de las taxonomías de agarre conocidas se tituló “The GRASP Taxonomy” y se presenta a continuación (Fig. 4).

Opp:	Power					Intermediate			Precision						
	Palm	Pad		Side		Side	Pad		Side						
VF:	3-5	2-5	2	2-3	2-4	2-5	2	3	3-4	2	2-3	2-4	2-5	3	
Thumb Abducted	1: Large Diameter	31: Ring	28: Sphere Finger	18: Extension Type	19: Distal Type	23: Adduction Grip	21: Tripod Variation	9: Palmar Pinch	8: Prismatic 2 Finger	7: Prismatic 3 Finger	6: Prismatic 4 Finger	20: Writing Tripod			
	2: Small Diameter			26: Sphere 4-Finger				24: Tip Pinch	14: Tripod	27: Quadpod	12: Precision Disk				
	3: Medium Wrap							33: Inferior Pincer			13: Precision Sphere				
	10: Power Disk														
	11: Power Sphere														
Thumb Adducted	17: Index Finger Extension	4: Adducted Thumb				16: Lateral	25: Lateral Tripod						22: Parallel Extension		
	5: Light Tool					29: Stick									
	15: Fixed Hook					32: Ventral									
	30: Palmar														

Figura 4: La Taxonomía GRASP

Fuente: Extraído de [14]

2.2.2. Niveles de amputación en la extremidad superior

Según la clasificación de Schwartz (Fig. 5) para amputaciones en el miembro superior, se tiene:

2.2.2.1. Interescapulotorácico

Son menos frecuentes en las amputaciones del miembro torácico. Solo en situaciones excepcionales y, en caso de ser necesario, se realizan tales operaciones. Debido a la extirpación de la clavícula, el peroné y el omóplato, es completamente antiestético y causa serios problemas funcionales. La prótesis es prácticamente inmóvil, sin grados de libertad, es decir que el dispositivo solo se activará por la acción de los músculos de la extremidad opuesta. [15]

2.2.2.2. Desarticulación de hombro

Se conserva la pinza omoclavicular, lo que hace que el muñón sea más estático en comparación al caso interescapulotorácico. La movilidad es mínima y acorde con el movimiento escapular, pero facilita el uso del sistema protésico, sin embargo, es de difícil adaptación. [15]

2.2.2.3. Amputación por encima de codo (Transhumeral)

Como resultado, es conservada cierta libertad de movimiento a la altura del hombro, especialmente al estirar y extender el brazo, y se pueden realizar ligeros movimientos de rotación. Si el brazo oscilante es más largo, será más fácil vestirse y comer. [15]

2.2.2.4. Desarticulación de codo

Se le conoce por ser inusual por ser considerada inútil. Los movimientos de rotación se realizan con mayor amplitud y soltura, facilitando el vestirse y alimentarse. Por lo tanto, mantiene la longitud total del húmero. [15]

2.2.2.5. Amputación por debajo de codo (Transradial)

Dependiendo de la medida en que se realizó la amputación, el muñón se vuelve funcional, puesto que, ciertos grados permitirán movimientos como pronosupinación y flexo extensión. [15]

2.2.2.6. Desarticulación de muñeca

Debe considerarse importante debido al alto porcentaje de función de la mano y el antebrazo, asimismo, su funcionalidad es alta por permitir el movimiento del codo y la elevación del antebrazo en todo el arco. Esto facilita las actividades relacionadas con vestirse, limpiarse y diversas tareas específicas en el lugar de trabajo. [15]

2.2.2.7. Amputaciones parciales de mano

2.2.7.1. Transcarpiana

Descrito en el grupo de amputación inferior al codo. Se conserva toda la función del antebrazo. Permite el uso de férulas de mano, facilitando la sujeción de objetos fijos. [15]

2.2.7.2. Transmetacarpiana

A pesar de considerarse el muñón como antiestético, proporciona la función completa del antebrazo. La compresión se puede lograr colocando un aparato ortopédico para la mano o digitalizando el primer metacarpiano cuando este se ha conservado por completo. [15]

2.2.7.3. Parcial de los dedos

Esto incluye principalmente la presencia de al menos un dedo o parte de alguno de estos. Es importante resaltar que al menos se debe conservar el pulgar, esta amputación de dedo reduce en un 60% la capacidad funcional total de la mano. [15]

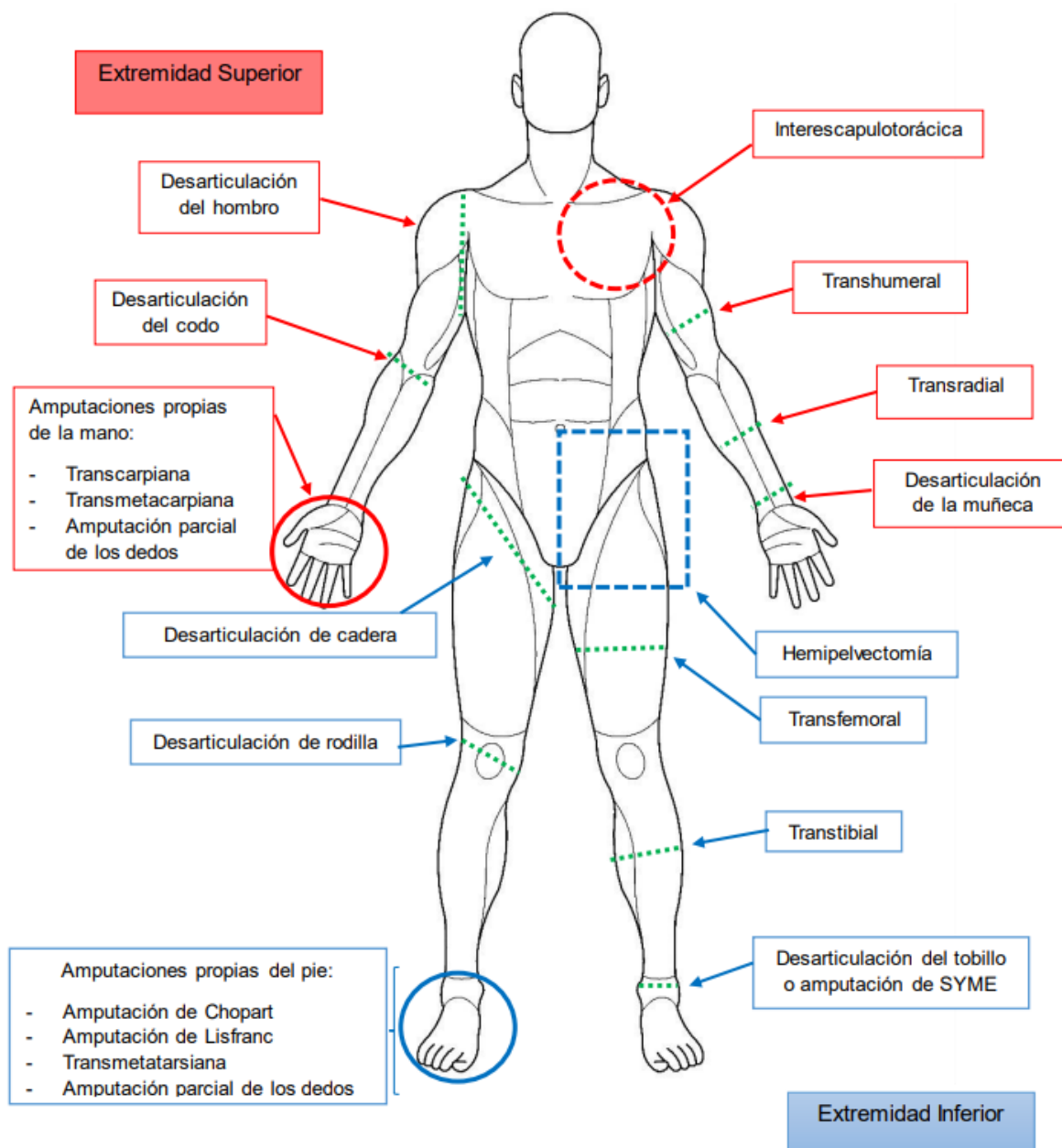


Figura 5: Niveles de amputación según Schwartz

Fuente: Elaborado por Arq. S. N. Méndez López. Extraído de [16]

2.2.3. Prótesis de miembro superior

Tienen un doble propósito: reemplazar la función perdida y lograr un buen aspecto cosmético. Si bien estos objetivos son claros, en la práctica no siempre son factibles al 100% y cada paciente establece sus propios objetivos. [17]

2.2.3.1. Clasificación según función

2.2.3.1.1. Prótesis pasivas

Su papel principal es devolver la forma estética del segmento faltante, sin excluir otras funciones relevantes, como apoyar o sujetar objetos. Son fabricadas en distintos materiales como silicona, PVC y uretano. [17]

2.2.3.1.2. Prótesis activas

Hacen un movimiento distante en forma de agarre para sostener o soltar un objeto. Según la fuente de alimentación utilizada para activarlo, existen tres tipos: prótesis mecánicas, mioeléctricas e híbridas. Las mecánicas usan el movimiento del cuerpo, las segundas usan control eléctrico, mientras que el híbrido combina los dos y se usa en amputaciones por encima del codo en las que la prótesis de codo se activa mecánica y eléctricamente. [17]

2.2.3.1.2.1. Componentes

- **Encaje**

Es el elemento que está en contacto directo con el muñón, debe ajustarse perfectamente a su forma para que el paciente pueda disfrutar de la comodidad y facilidad de manipulación de la restauración. En ningún caso debe perturbar o limitar la movilidad de la articulación afectada. [17]



Figura 6: Encaje de prótesis

Fuente: Extraído de [17]

- **Sistema de suspensión**

Encargado de fijar la prótesis al cuerpo, es un elemento importante en la biomecánica y funcionamiento de las prótesis de miembro superior. Con un buen sistema de suspensión, las personas con amputación de miembros superiores pueden moverse con libertad y sostener pesos sin temor a perder su prótesis. Hay dos formas de suspensión: suspensión interna o externa. [17]



Figura 7: Sistema de suspensión externa

Fuente: Extraído de [17]

- **Sistema de Control**

Aquel que acciona la prótesis, sea con un movimiento del cuerpo o con la acción del sistema de control eléctrico.

Las prótesis mecánicas usan los propios músculos del paciente como fuente de energía. Disponen de arneses o correas para sujetarlo de manera que el movimiento del cuerpo del amputado estire el cable que abre el terminal. [17]

Las prótesis operadas eléctricamente contienen electrodos ubicados en la pared interna de la funda protésica que están en contacto directo con el muñón. A través del sensor mioeléctrico es que se adquiere una señal sEMG, adquirida gracias a la contracción muscular del muñón, para posteriormente ser procesada y convertida en una orden digital responsable de activar un motor o motores, gracias al cual se abrirá la mano o pinza del dispositivo. Cabe resaltar que, este sistema no necesita usar correas externas, esto es una ventaja significativa en el análisis de la comodidad de la prótesis. [17]



Figura 8: Sistema de control mecánico. Se activa con la extensión del codo.

Fuente: Extraído de [17]

- **Articulación intermedia**

El grado de amputación determina cuántas articulaciones se insertan (hombro, codo, muñeca). Estas pueden ser articulaciones pasivas móviles y son fijadas en una determinada posición por otra extremidad, o articulaciones activas que se mueven por mecanismos mecánicos o eléctricos. [17]

- **Dispositivo terminal**

Elemento que reemplaza la función de la mano, puede ser pasivo o activo. Los primeros pueden asemejarse a una mano -tiene una función estética básica- o puede ser una pieza estática. Los segundos dispositivos se utilizan en prótesis mecánicas y electromecánicas, poseen forma de mano o de pinza gancho, gozan de movilidad al realizar las funciones de agarre. [17]

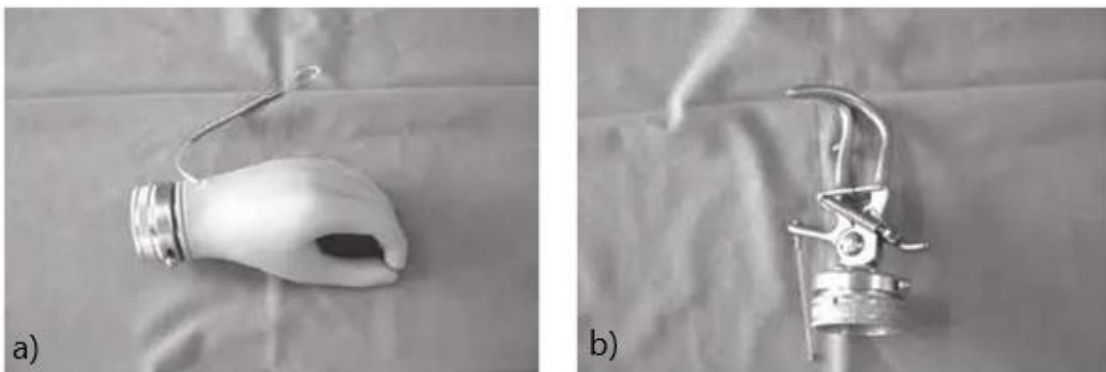


Figura 9: Dispositivo terminal tipo a) mano y b) tipo pinza-gancho.

Fuente: Extraído de [17]

2.2.4. Teoría de mecanismos

2.2.4.1. Terminología de mecanismos

- Mecanismos. Componentes conectados con el fin de transmitir movimiento y fuerza, desde una fuente de potencia hacia una salida. [18]
- Eslabonamiento. Mecanismo en el que se acoplan partes rígidas logrando construir una cadena. Los eslabones son partes separadas y cuerpos rígidos que se combinan para facilitar el movimiento y las fuerzas. Pueden ser simples o complejos. [18]
- Bancada. Referencia para los otros componentes, a menudo sin movimiento. [18]
- Eslabón simple. Cuerpo rígido con solo dos uniones a otros eslabones. [18]
- Manivela. Eslabón simple que completa una revolución alrededor de un centro fijo.
- Balancín. Eslabón simple que oscila con cierto ángulo, invirtiendo su dirección a determinados intervalos. [18]
- Unión. Conexión móvil entre los eslabones, permite el movimiento relativo entre ellos.
- Uniones principales o totales. Son las uniones de revoluta (Fig. 10): de perno o bisagra, y prismática: de corredera. [18]
- Uniones de orden superior o media unión. Juntas de movimiento complejo que generalmente involucran tanto rotación como deslizamiento (Fig. 11). Son las uniones de leva o engrane. [18]
- Cadena cerrada. Eslabonamientos en los cuales cada eslabón se conecta a dos o más. [18]

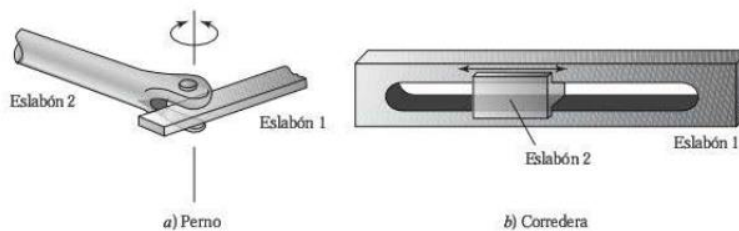


Figura 10: Uniones principales: a) Perno y b) Corredera

Fuente: Extraído de [18]

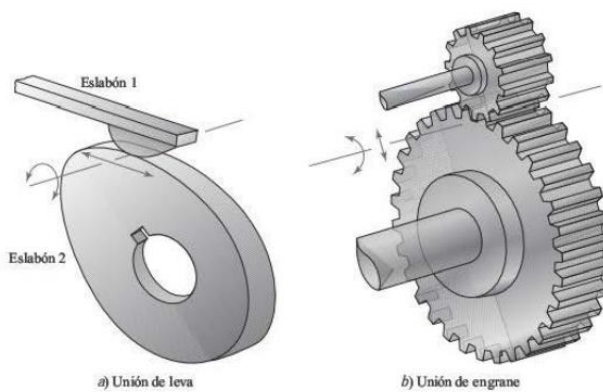


Figura 11: Uniones de orden superior: a) De leva y b) De engrane

Fuente: Extraído de [18]

2.2.4.2. Movilidad

Una propiedad importante en el análisis de mecanismos es el número de grados de libertad del eslabonamiento. Esto es la cantidad de entradas individuales requeridas para posicionar con precisión los eslabones de un mecanismo con respecto al suelo. [18]

El número de grados de libertad de un mecanismo también se conoce es llamado movilidad. Los grados de libertad para eslabonamientos planos conectados con uniones comunes se pueden calcular utilizando la ecuación de Gruebler [18]:

$$M = \text{grados de libertad} = 3(n - 1) - 2j_p - j_h$$

Donde:

n : Número total de eslabones en el mecanismo

j_p : Número total de uniones principales

j_h : Número total de uniones de orden superior



Figura 12: Mecanismos y estructuras con movilidad variable.

Fuente: Extraído de [18]

2.2.4.3. Mecanismos de cuatro barras

El eslabonamiento de cuatro barras es el más simple y común. Este es una combinación de cuatro eslabones, uno de los cuales se llama bancada y estando conectado por cuatro uniones de perno. La movilidad de un mecanismo de cuatro barras es [18]:

$$M = \text{grados de libertad} = 3(4 - 1) - 2(4) - 0 = 1$$

Este mecanismo está limitado a un solo actuador y el eslabón del eje está conectado a una fuente de alimentación conocida como eslabón de entrada o impulsor. El otro eslabón del eje, que no se puede separar del lecho, se designa como eslabón de salida. El enlace no tiene el emparejamiento de movimiento de los dos enlaces anteriores. [18]

2.2.4.4. Criterio de Grashof

La condición o criterio de Grashof es una relación que pronostica la rotación o capacidad de rotación de una inversión de enlace de 4 barras basándose únicamente en la longitud del enlace. [18]

Establece que, por lo menos un eslabón será capaz de realizar una revolución completa con respecto al plano de bancada, si se cumple:

$$S + L \leq P + Q$$

Donde:

S: Longitud de eslabón más corto

L: Longitud de eslabón más largo

P: Longitud de un eslabón restante

Q: Longitud de otro eslabón restante

Los mecanismos de cuatro barras se clasifican de acuerdo con las cinco categorías descritas a continuación:

Tabla 1: Categorías de los mecanismos de cuatro barras [18]

Caso	Criterios	Eslabón más corto	Categoría
1	$s + l < p + q$	Triple balancín	Doble manivela
2	$s + l < p + q$	Lado	Manivela-balancín
3	$s + l < p + q$	Acoplador	Doble balancín
4	$s + l = p + q$	Cualquiera	Punto de cambio
5	$s + l > p + q$	Cualquiera	Triple balancín

Fuente: Extraído de [18]

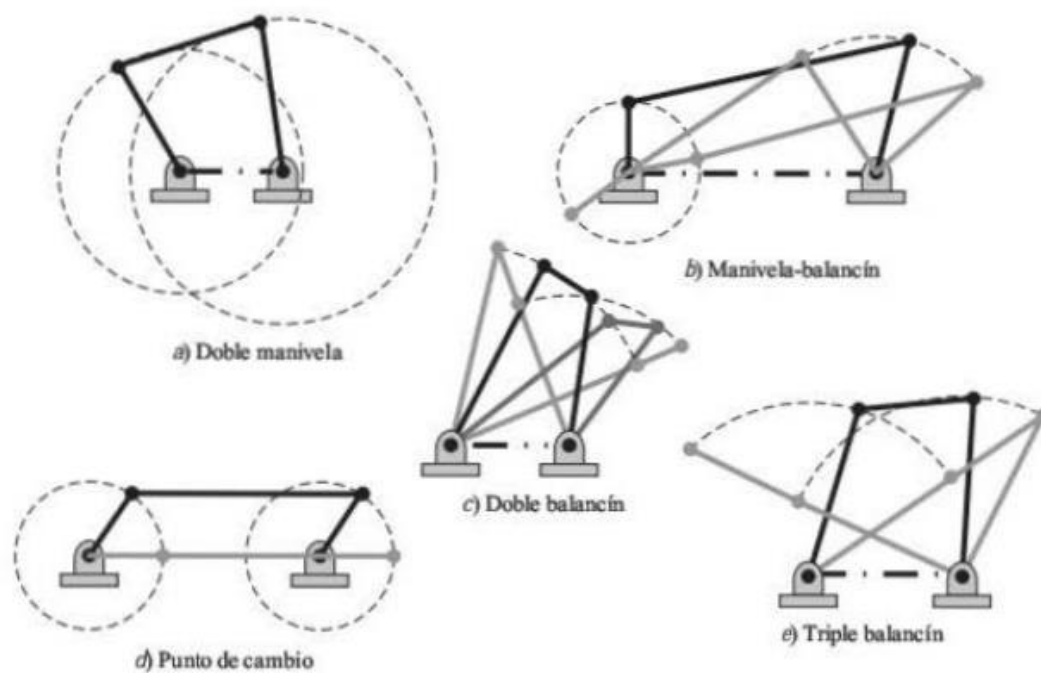


Figura 13: Categorías de mecanismos de cuatro barras. [18]

Fuente: Extraído de [18]

2.2.5. Señal sEMG

La señal EMG superficial (sEMG), por lo general, suelen estar entre +/- 5000 μV , el contenido de frecuencia varía de 6 Hz a 600 Hz, con el rango de frecuencia dominante de 20 Hz a 150 Hz. [19]

Esta señal contiene dos tipos de ruido, el ruido ambiental, causado por dispositivos electromagnéticos y con un amplio rango de frecuencias, sin embargo, la frecuencia dominante es de 50 o 60 Hz. El ruido del transductor se genera en la interfaz electrodo/piel, dicho electrodo convierte las corrientes iónicas de los músculos en corrientes eléctricas. El voltaje CC se genera debido a la diferencia de impedancia entre la superficie del electrodo y la superficie de la piel, y el voltaje CA se genera debido a la fluctuación de impedancia entre la piel y el electrodo. Se puede reducir utilizando electrodos de Ag-AgCl. [20]

Para eliminar estos ruidos, es necesario procesar la señal sEMG mediante las etapas de preamplificación, filtrado y rectificación, después de eso, la señal se vuelve utilizable y es una representación real de la fuerza de contracción muscular. [21]

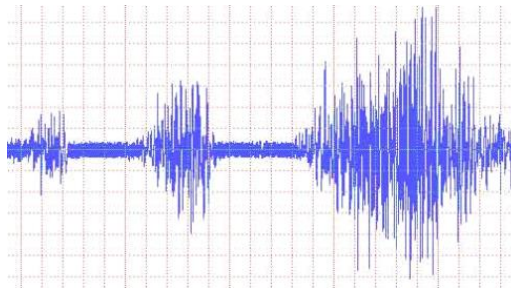


Figura 14: Señal sEMG

Fuente: Extraído de [22]

2.2.5.1. Adquisición de señales EMG

2.2.5.1.1. Electrodo

Estos son los elementos que convierten entre la corriente eléctrica del dispositivo de medición y la corriente iónica del tejido biológico. Una de las principales características es que deben tener una impedancia de entrada muy baja para reducir la tensión parásita inducida. Los electrodos más utilizados para medir fenómenos bioeléctricos son los siguientes: [23]

- Microelectrodos, usados en la medición de potenciales bioeléctricos cerca o dentro de una célula. [23]
- Electrodo superficial, miden potenciales en la superficie dérmica, se usan en ECG, EEG y EMG. [23]
- Electrodo de aguja, pasan por la piel y registran los potenciales, se usan en mediciones de EEG o EMG. [23]

También pueden ser clasificados según el material de estos:

- Electrodo de cloruro de plata (Ag-Ag-Cl), produce el potencial de conexión más bajo y más estable. Se adhieren a la piel y demandan una capa de gel. [22]
- Electrodo de oro, excelentes guías y no se mueven con facilidad. Se utilizan en el EEG. Las desventajas de usarlos sobre los de cloruro de plata radica en el costo superior, tienen un potencial de transición más alto y son muy sensibles a los artefactos. [22]
- Electrodo polímero conductor, fabricados de un material conductor y adhesivo. No requiere de geles ni adhesivos adicionales. Tampoco califican como adecuados para medidas de bajo ruido debido a su alta resistividad. Son una solución buena y económica. [22]
- Electrodo de metal o carbón, ya no se utilizan con tanta frecuencia en comparación de polímeros y el carbono, por ser estos de mayor calidad. Su ventaja es que son económicos y reciclables. Los de carbono tienen una muy alta resistividad, son más grandes y más susceptibles a las interferencias, sin embargo, son accesibles, elásticos y reutilizables. [22]

2.2.5.1.2. Sensor mioeléctrico

Es el encargado de acondicionar la señal sEMG adquirida con el uso de los electrodos antes de ser procesada con el microcontrolador, el cual también servirá para emitir las ordenes programadas con el software de programación.

2.2.5.2. Etapas de acondicionamiento de señales EMG

Según Contreras et al. [24], el acondicionamiento de la señal EMG es dividida en cuatro etapas:

1. Pre Amplificación. La amplitud de la señal aumenta debido a su baja amplitud. (50uV a 5mV) [24], para realizar dicha función se hace uso del Amplificador de Instrumentación. Este es conocido por su buen desempeño en la toma de medidas en entornos ruidosos donde es difícil registrar la señal y tiene una impedancia de salida elevada. Adecuado en la amplificación de señales de sensores como galgas extensométricas, sensores de resistencia, electrodos, etc. [22]

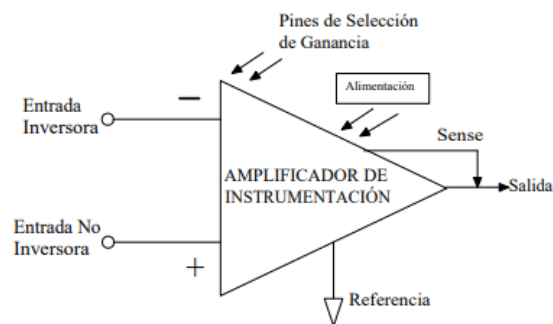


Figura 15: Diagrama esquemático amplificador de instrumentación

Fuente: Extraído de [22]

2. Filtrado. Se prepara la señal para operar en la banda de frecuencia deseada y para eliminar el ruido que afecta la señal, esta etapa incluye un filtro pasa bajos, pasa altos y un filtro Notch. [24] Las topologías de filtro más conocidas y utilizadas son: Sallen Key, realimentación múltiple, variable de estado y bicuadrática. La configuración de Sallen Key se distingue por el hecho de poseer menos componentes y, por lo tanto, produce menos ruido en el sistema, es menos confiable y más fácil de diseñar. [22]

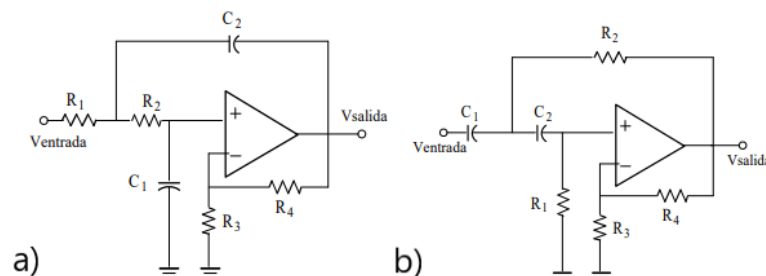


Figura 16: a) Filtro SK Pasa bajo. b) Filtro SK Pasa alto

Fuente: Extraído de [22]

3. Amplificación Final. La señal es amplificada una segunda y última vez con el uso del amplificador operacional. Posteriormente se calcula la relación señal/ruido (SNR), indica qué tan fuerte es la señal esperada con respecto al ruido. [24]
4. Rectificación. La señal es rectificada en media onda al microprocesador. [24]

2.2.6. Fabricación por manufactura aditiva

Las prótesis son fabricadas de materiales diferentes, tales como: fibra de carbono, plástico de carbono con una temperatura de fusión baja para que el plástico pueda calentarse y moldearse libremente, o doblarse, para adaptarse mejor al usuario, acero, aluminio, ácido poliláctico (PLA), Plástico de acrilonitrilo butadieno estireno (ABS) y otros plásticos como el polietileno. [25]

El material depende en gran medida del proceso de fabricación, ya que no todos los materiales se pueden fabricar de la misma manera. Un tipo de fabricación es la creación rápida de prototipos, un subconjunto de la fabricación aditiva, la cual cuenta con distintos tipos de fabricación (Fig. 9). Una de esas tecnologías es la impresión 3D. La ventaja de la impresión 3D es que se puede agregar complejidad de forma gratuita, no requiere herramientas, reduce el desperdicio, requiere menos habilidad del operador y puede imprimir algunos ensamblajes preensamblados. Estas ventajas permiten una impresión y prueba relativamente rápida y económica de diseños alternativos. [25]

El método más sencillo en la impresión 3D de prototipos es el modelado por deposición fundida (FDM). Consta de tres componentes principales: la placa de impresión, la bobina de filamento y la extrusora. Es decir, la extrusora succiona y fusiona el filamento, aplicando con precisión capa por capa de material a la cama de impresión. [25]

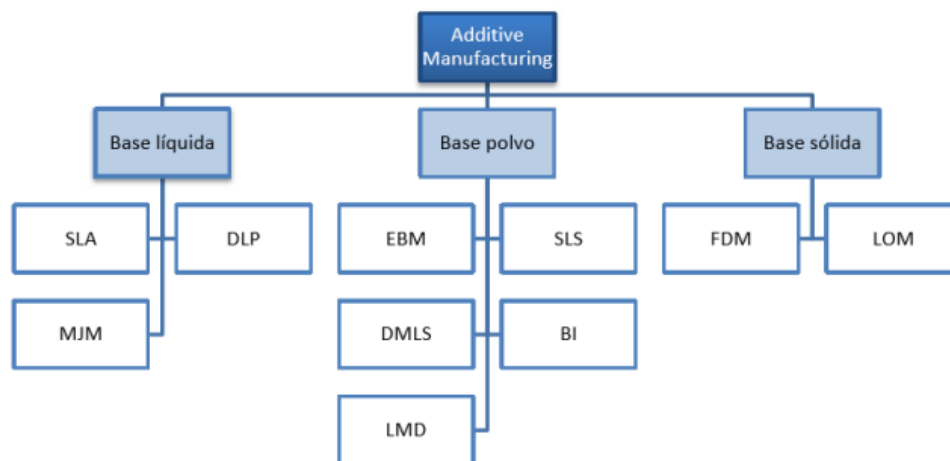


Figura 17: Tipos de fabricación por manufactura aditiva

Fuente: Extraído de [26]

2.2.6.1. Materiales usados en la impresión 3D

Hay varios polímeros, plásticos o híbridos usados para FDM. Por ejemplo:

- ABS (Acrilonitrilo Butadieno Estireno): plástico que se puede pintar y es resistente a altas temperaturas, es rígido y duro, pero aún flexible. La impresión en caliente es

fundamental cuando se aplica la pieza para lograr una buena estabilidad. Es peligroso porque no es biodegradable y requiere ventilación debido a la liberación de gases nocivos. [27]

- PLA (Poliácido Láctico): Se encuentra en ingredientes naturales y no requiere una base caliente. No soporta temperaturas superiores a los 60°C, no es fácil de pintar, pero es biodegradable por lo que no emite gases tóxicos. [27]

Además, hay otros materiales simples o híbridos como: Laybrick, Filaflex, HIPS, HDPE, PVA, PET, Nylon, etc. Se utilizan diferentes materiales cuando es necesario, porque son algunos de los mayores o menos resistencia, flexibilidad o conveniencia de usar. [27]

3. DISEÑO METODOLÓGICO

3.1. Tipo de Investigación

Según Sampieri et al. [28], un experimento puede definirse como “Situación de control en la cual se manipulan, una o más variables independientes (causas) para analizar las consecuencias de tal manipulación sobre una o más variables dependientes (efectos)”.

De igual manera, según la tipología de Campbell y Stanley (1966), los diseños experimentales están divididos en tres categorías: a) pre-experimentos, b) experimentos puros y c) cuasi-experimentos. Estas categorías se diferencian principalmente por el nivel de control y la presencia de grupos de comparación.

El diseño de la presente investigación será de tipo pre-experimental, específicamente un estudio de caso con una sola medición y sin un grupo de control o comparación. Se buscará analizar el efecto del uso de la prótesis mioeléctrica transradial en el desempeño manual, sin involucrar la intervención directa con pacientes.

Puede diagramarse como:

X O

Donde:

X: Implementación de prótesis mioeléctrica transradial.

O: Observación y evaluación del desempeño manual de la prótesis.

3.2. Población y muestra

3.2.1. Población

Prótesis activas de miembro superior disponibles en el mercado.

3.2.2. Muestra

Prótesis mioeléctrica transradial impresa en 3D.

3.3.Operacionalización de Variables

Variables	Definición Conceptual	Definición Operacional	Dimensiones	Indicadores	Items
Variable Independiente Diseño y construcción de prótesis mioeléctrica transradial	Una prótesis mioeléctrica transradial es un dispositivo aplicado externamente y utilizado para reemplazar completa o parcialmente una parte del cuerpo no existente o deficiente [6], se caracteriza por su estrategia de control mioeléctrico, en el que se detecta, procesa y utiliza una señal superficial de electromiografía (sEMG) de la extremidad afectada para activar el sistema mecánico y producir el movimiento deseado.	La prótesis mioeléctrica transradial será diseñada utilizando el enfoque sistemático de Pahl et al. y la matriz morfológica de Zwicky para el diseño conceptual. Se realizarán cálculos y simulaciones estático-estructurales con SolidWorks para el diseño mecánico, y se desarrollarán algoritmos de apertura y cierre de la mano con el IDE de Arduino. La construcción de la prótesis se llevará a cabo mediante impresión 3D, y se utilizarán componentes electrónicos disponibles en el mercado nacional para ensamblar el sistema físico electrónico. La eficacia de los algoritmos y la calidad de la construcción serán evaluadas a través de la ejecución de los agarres deseados (envoltura mediana, precisión de disco y trípole) en el sistema de control mioeléctrico.	Diagnóstico	Cuestionario	Adimensional
			Diseño Conceptual	Matriz morfológica	Selección ponderada
			Sistema mecánico	Velocidad angular	s/°
				Torque	Nm
			Análisis estático estructural	Esfuerzos	Pa
				Desplazamientos	mm
				Deformación unitaria	Adimensional
Factor de seguridad	Adimensional				
Sistema de control mioeléctrico - Software	Tiempo de respuesta	s			
Variables	Definición Conceptual	Definición Operacional	Dimensiones	Indicadores	Items
Variable Dependiente Funcionalidad perdida en adultos a causa de la amputación transradial	La amputación con nivel debajo el codo, teniendo como consecuencia la pérdida de movilidad e impedimento a la ejecución de actividades diarias.	El desempeño de la prótesis diseñada se evaluará mediante la capacidad del usuario para ejecutar tres tipos de agarres (envoltura mediana, precisión y trípole). Esta evaluación se llevará a cabo a través de un test de funcionalidad formulado en base al Protocolo de Evaluación de la Mano Antropomórfica (AHAP) [31].	Agarre: Envoltura mediana	Test Ficha de observación	Puntaje
			Agarre: Precisión de disco	Test Ficha de observación	Puntaje
			Agarre: Trípole	Test Ficha de observación	Puntaje

3.4. Técnicas e instrumentos de recolección de datos

Técnicas:

- Análisis de documentos sobre investigaciones similares realizadas, prótesis activas disponibles en el mercado y datos antropométricos.
- Comparación entre las valoraciones y preferencias personales de los pacientes amputados con los antecedentes bibliográficos, para establecer los requerimientos de diseño del prototipo.
- Experimentación al realizar las primeras pruebas de desempeño de la prótesis.
- Observación para poder determinar las fortalezas y deficiencias del prototipo implementado.

Instrumentos:

- Cuestionario de evaluación de funcionalidad y satisfacción en personas con amputación transradial (Anexo A).
- Escala adoptada en Pahl et. al según guía VDI 2225.
- Test de funcionalidad (Anexo J).

3.5. Metodología

Los objetivos se desarrollaron a partir de la ejecución de metodologías distintas, esto se detalla a continuación:

1. Diagnóstico

- Análisis de la situación problemática y las tecnologías disponibles actualmente mediante revisión bibliográfica.
- Aplicación de cuestionario en pacientes con amputación transradial usuarios y no usuarios de prótesis.

2. Diseño Conceptual

- Desarrollo de metodología de Pahl et al. [29] según pasos detallados en Fig. 18.

3. Sistema mecánico

- Extracción de dimensiones antropométricas de mano examinando antecedentes y literatura.
- Determinación de proporción entre longitud de falanges para el modelado de la mano.
- Aplicación de fundamentos de mecanismos [18] para verificar la condición de Grashof.
- Modelado CAD y simulación de rango de movimiento del mecanismo con el uso del Software SolidWorks.
- Análisis estático estructural mediante Software CAE.

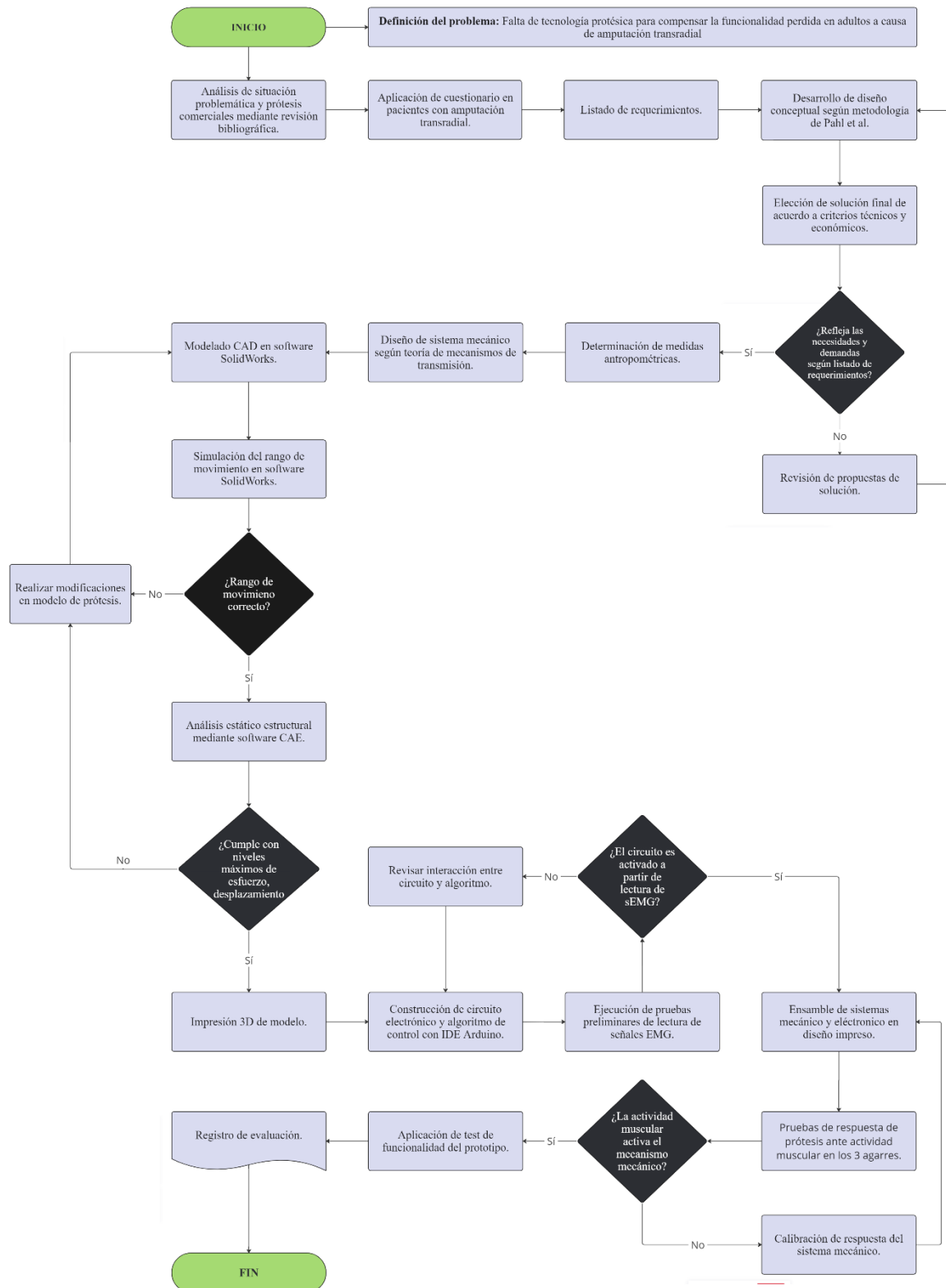
4. Sistema electrónico

- Metodología para el procesamiento de la señal mioeléctrica según Weir [30].
- Desarrollo de algoritmo de control con uso de IDE Arduino.

5. Evaluación de producto

- Se adoptó el Protocolo de Evaluación de la Mano Antropomórfica (AHAP) [31] para construir el test de funcionalidad empleado en la presente investigación.

3.6. Procedimientos



4. DIAGNÓSTICO Y EVALUACIÓN DE NECESIDADES DEL PACIENTE CON AMPUTACIÓN TRANSRADIAL

4.1. Situación problemática

Previo a establecer los requerimientos de diseño se comienza explorando la situación actual nacional del paciente amputado, así como las tecnologías actuales comerciales destinadas a satisfacer sus necesidades.

En vista a la falta de data y estadísticas detalladas correspondientes a peruanos amputados, Farro et al. en [3] buscaron determinar las características clínicas y demográficas del paciente amputado (Tabla). Se revisaron 570 historias clínicas de pacientes atendidos en un Instituto de Rehabilitación en Lima-Callao, Perú.

Como discusión relevante se tuvo que, en concordancia con investigaciones revisadas por los autores, se encontró que la mayoría de los pacientes pertenecía a los estratos socioeconómicos pobreza y pobreza extrema, con una cifra de 82,5% del total estudiado.

Tabla 2: Características clínicas y demográficas en el paciente amputado del INR

	n	%
SEXO		
Masculino	422	74,0
Femenino	148	26,0
CONDICIÓN SOCIOECONÓMICA		
No pobre	58	17,5
Pobre no extremo	189	57,1
Pobre Extremo	84	25,4
PROCEDENCIA		
Lima-Callao	267	46,8
Costa (excepto Lima-Callao)	176	30,9
Sierra	96	16,8
Selva	31	5,4
EXTREMIDAD AFECTADA		
Miembro inferior	445	78,1
Miembro superior	125	21,9
CAUSA DE AMPUTACIÓN		
No Traumática		
Angiopatía diabética	132	42,3
Neoplasia	61	19,6
Vascular	51	16,4
Infeciosa	36	11,5
Congénita	32	10,2
Traumática		
	258	45,3

Fuente: Extraído de [3]

Ante la necesidad de las personas con amputación transradial existen diversas compañías que a nivel mundial han desarrollado dispositivos que permiten recobrar la funcionalidad parcial de la mano. Por un lado, la solución común adquirida por personas de estratos menores desde hace años debido a su bajo costo es la prótesis mecánica, no obstante, esta está limitada al agarre de objetos grandes y generan movimientos toscos e imprecisos. Por otro lado, una solución más actual y con mejor desempeño es la prótesis mioeléctrica, sin embargo, su costo de adquisición es elevado e inaccesible para la mayoría de pacientes. Los rangos de precios comerciales para estos dispositivos se presentan en la siguiente tabla, desarrollada por [32].

Tabla 3: Precios de prótesis de mano mioeléctricas

Prótesis de mano mioeléctricas	Precio (USD)	Disponibilidad
Ability Hand	\$20,000 a \$30,000	USA
Adam's Hand	\$30,000 a \$40,000	Italy, USA, Alemania, Francia y España
Atom Touch	Más de \$50,000	USA (lanzamiento en 2024)
Bebionic Hand	\$30,000 a \$40,000	Mundial
Hero Arm	\$10,000 a \$20,000	USA, UK, Europa, Australia, Nueva Zelanda
i-Limb Access	\$40,000 a \$50,000	Mundial
i-Limb Ultra & Quantum	Más de \$50,000	Mundial
KalArm	\$10,000 a \$20,000	India
LUKE Arm	Más de \$50,000	USA
Manifesto Hand	\$10,000 a \$20,000	India, France, Emiratos Árabes Unidos, Malasia y Sudáfrica
MeHandA	\$30,000 a \$40,000	Rusia, Alemania, Comunidad de Estados Independientes
MeHandB	\$20,000 a \$30,000	Rusia, Alemania, Comunidad de Estados Independientes
Michelangelo Hand	Más de \$50,000	Mundial
Nexus Hand	\$20,000 a \$30,000	Mundial (24 países a nivel mundial)
OHand 2-Channel	\$10,000 a \$20,000	China
TASKA Hand	Más de \$50,000	USA, UK, Europa, Escandinavia, Canadá, Australia, Nueva Zelanda
TrueLimb	Menos de \$10,000	USA, Canadá
Vincent Evolution	\$30,000 a \$40,000	USA, Europa, Rusia
Zeus Hand	\$20,000 a \$30,000	USA, Europa, Rusia, India

Fuente: Extraído de [32]

4.2. Cuestionario

Con el estudio de la situación problemática completado, se procedió a formular el cuestionario “Evaluación de funcionalidad y satisfacción en personas con amputación transradial” (ANEXO A). Este instrumento pasó por la validación de dos expertos en las áreas de Traumatología y Ortopedia, así como de Fisioterapia y Rehabilitación. Posterior a esto se realizó la recolección de datos teniendo como muestra intencional a pacientes adultos con amputación transradial. Los criterios de inclusión fueron haber alcanzado la mayoría de edad y haber experimentado la amputación durante al menos dos años, independientemente de si eran usuarios de prótesis o no.

El objetivo fue analizar su situación actual, la satisfacción y preferencias por el uso de tecnologías protésicas, así como su capacidad para realizar tareas cotidianas como alimentación, higiene, limpieza y otras. A continuación, se presentan las respuestas y su interpretación correspondiente.

Tabla 4: Respuestas del cuestionario “Evaluación de funcionalidad y satisfacción en personas con amputación transradial” con su respectiva interpretación

Pregunta	Enc. 1	Enc. 2	Interpretación
1. ¿Alguna vez ha probado una prótesis?	Sí	No	La mayoría de los encuestados ha probado una prótesis, indicando interés o necesidad en su uso.
5. ¿Usa actualmente una prótesis?	Sí	No	La mitad de los encuestados usa actualmente una prótesis, lo que sugiere barreras que impiden el uso continuado.
7. ¿Qué tipo de prótesis usa actualmente?	Estética	N/A	Los tipos de prótesis varían, reflejando diferentes necesidades y accesibilidad. La estética y la mecánica son comunes.
8. ¿Qué rango de horas al día usa su prótesis?	0 – 4 horas	N/A	El uso de prótesis varía significativamente. La limitada duración de uso en algunos casos puede indicar problemas de comodidad o ajuste.
9. ¿Recibió entrenamiento para la manipulación de su prótesis?	Sí, un año	N/A	Hay una falta de uniformidad en el entrenamiento recibido. Algunos usuarios han recibido entrenamiento extenso, mientras que otros no han recibido ninguno.
10. ¿Experimenta alguna molestia durante el uso de su prótesis?	Sí	N/A	Las molestias durante el uso de la prótesis son comunes para algunos usuarios, lo que puede afectar su satisfacción y uso continuado.
11. Si pudiera mejorar un atributo de su prótesis, ¿cuál sería?	Ergonomía	N/A	Las mejoras deseadas varían, pero la ergonomía y el peso son preocupaciones importantes para los usuarios.
12. ¿Cuál es el costo promedio de la prótesis señalada?	0 - 500 soles	N/A	El costo de las prótesis varía, lo que sugiere una relación entre el costo y la calidad/percepción de la funcionalidad de la prótesis.
13. ¿Qué tan satisfecho está con su capacidad para ejecutar actividades de la vida diaria?	Insatisfecho	Insatisfecho	La satisfacción con la capacidad para realizar actividades diarias varía, con algunos usuarios mostrando insatisfacción debido a la funcionalidad limitada de sus prótesis.

14. ¿Qué tipo de actividades le resultan más desafiantes en el quehacer diario?	Actividades cotidianas	Actividades cotidianas	Las actividades desafiantes varían ampliamente, indicando que las prótesis deben ser versátiles y adaptables a diferentes contextos.
15. Calificación de actividades según su importancia			
Servir y consumir alimentos	4	5	La mayoría de las actividades diarias son vistas como muy importantes. La baja calificación para escribir en la computadora podría indicar una menor prioridad o un menor uso de la tecnología digital en su vida diaria.
Servir y beber líquidos	4	4	
Sostener el celular	4	4	
Escribir con lápiz o lapicero	4	3	
Escribir en la computadora	1	2	
Higiene personal (lavarse los dientes, bañarse)	4	5	
Limpieza del hogar (barrer, aspirar, trapear)	4	4	
Abrir y cerrar puertas	4	4	
Manejar dinero y tarjetas	4	3	
Vestirse y desvestirse	4	4	
16. ¿Qué mejoras le gustaría ver en los servicios o productos relacionados con las prótesis?	Mejor adaptabilidad personalizada	Mayor accesibilidad económica	Las mejoras deseadas son diversas, indicando que las necesidades y prioridades de los usuarios varían considerablemente. La adaptabilidad personalizada y la accesibilidad económica son particularmente importantes.

Fuente: Elaboración propia

Tras segmentar las respuestas, se inicia el análisis de los datos recopilados para identificar las necesidades específicas y las preferencias de los pacientes, esto con el fin de orientar el proceso de diseño hacia soluciones efectivas y satisfactorias que contribuyan a mejorar su calidad de vida. Como resultado, se elaborará un listado de requerimientos centrado en las demandas y deseos del usuario.

Análisis de Respuestas y Aspectos a Mejorar:

1. Tipo de prótesis utilizada:

Se observa una variedad en el tipo de prótesis utilizada, incluyendo prótesis estéticas, mecánicas y mioeléctricas. Esto sugiere la necesidad de un diseño de prótesis que pueda adaptarse a diferentes preferencias y necesidades individuales.

2. Duración en el uso diario:

Existe una variación significativa en la duración del uso diario de la prótesis, desde 0 hasta 12 horas. Se debe considerar un diseño que garantice la comodidad y la funcionalidad durante períodos prolongados de uso, así como la capacidad de adaptarse a diferentes niveles de actividad.

3. Manipulación de la prótesis:

La falta de uniformidad en el entrenamiento recibido destaca la importancia de proporcionar capacitación adecuada a los usuarios, así como de proporcionar un diseño de prótesis que sea intuitivo y fácil de usar. Por lo tanto, se deben incorporar mecanismos intuitivos de control y ajuste que permitan al usuario realizar cambios rápidos y precisos

según las actividades que esté realizando, lo que contribuirá a una experiencia de uso más cómoda y satisfactoria.

4. Molestias durante el uso:

Las molestias durante el uso de la prótesis son comunes para los usuarios, lo que indica la necesidad de un diseño que minimice la irritación y el malestar en la piel. Se deben utilizar materiales suaves y transpirables, así como un ajuste personalizado para reducir la incidencia de molestias. El diseño de la prótesis debe optimizar la ergonomía para proporcionar confort y funcionalidad durante su uso prolongado.

5. Mejoras deseadas

Los usuarios expresan diversas mejoras deseadas, como adaptabilidad personalizada, accesibilidad económica, durabilidad y tecnologías innovadoras. Estas áreas deben ser consideradas al establecer requisitos de diseño, priorizando características que maximicen funcionalidad, comodidad y accesibilidad. Se debe equilibrar calidad y costo para garantizar accesibilidad a un amplio rango de usuarios, explorando estrategias de diseño y fabricación que reduzcan costos sin comprometer calidad. La utilización de procesos avanzados, como la fabricación aditiva (impresión 3D), permitirá producir prótesis personalizadas con precisión y eficiencia, adaptándolas según las necesidades de cada usuario.

6. Satisfacción con la capacidad para ejecutar actividades diarias

La insatisfacción con la capacidad para ejecutar actividades diarias destaca la necesidad de un diseño de prótesis que mejore la funcionalidad y la facilidad de uso en diversas situaciones. Los desafíos en actividades cotidianas, laborales, recreativas y domésticas, resaltan la importancia de un diseño versátil y adaptable a diferentes contextos. Se deben establecer requisitos para garantizar que la prótesis pueda manejar una variedad de situaciones y entornos, proporcionando a los usuarios la capacidad de llevar una vida activa y plena.

7. Importancia de actividades específicas

La importancia asignada a actividades específicas, como servir y consumir alimentos, sostener el celular y realizar actividades de higiene personal, debe tenerse en cuenta al establecer los requisitos de diseño de la prótesis. Se deben priorizar las características que faciliten estas actividades clave para mejorar la calidad de vida de los usuarios.

4.3.Listado de requerimientos

Para complementar la evaluación de necesidades del paciente con amputación transradial obtenida mediante el cuestionario, se analizan también antecedentes bibliográficos que respaldan la frecuencia de agarres utilizados en actividades diarias y manuales en el hogar. Feix et. al [14] investigaron los parámetros de frecuencia y duración obtenidos para los 33 distintos agarres mencionados en “The Taxonomy GRASP”. Estos datos fueron adaptados de la investigación de Bullock et al. [33] en “Grasp frequency and usage in daily household and machine shop tasks”, donde se presentan los resultados de un estudio del uso prensil de la mano humana durante las actividades laborales diarias de cuatro sujetos: dos amas de casa y dos maquinistas.

Por orden de duración, se registraron los siguientes agarres (Tabla 1): envoltura mediana, con una duración de 23,8%, precisión de disco, con un 18,8%, y trípode con un 6,1%. Estos agarres serán adoptados en la presente investigación. Asimismo, con respecto a la masa del objeto a manipular se tiene que en la mayoría de los agarres se necesitan aperturas de mano inferiores o iguales a 5cm y se usan objetos con una masa menor a 500g.

Tabla 5: Frecuencia y Duración de diferentes agarres según "La taxonomía GRASP"

Grasp Nr.	Frequency%	Duration %
1	1.7	1.5
2	0.7	0.3
3	12.7	23.8
4	1.0	0.9
5	4.8	3.6
6	4.0	2.0
7	4.2	3.5
8	6.4	4.3
9	3.9	2.3
10	0.2	0.1
11	6.3	4.8
12	7.1	18.8
13	0.2	0.2
14	8.4	6.1
15	0.4	0.4
16	8.9	5.9
17	3.4	5.6
18	3.6	1.8
19	0.0	0.0
20	0.7	1.0
21	0.0	0.0
22	2.0	2.3
23	2.2	0.9
24	0.3	0.1
25	10.4	5.1
26	0.2	0.2
27	0.3	0.2
28	1.5	0.7
29	1.2	0.8
30	0.6	0.2
31	2.0	2.0
32	0.4	0.2
33	0.6	0.3

Nota: El número asignado a cada agarre corresponde a la clasificación de la fig. 3.

Fuente: Extraído de [14]

A continuación, se presenta la lista con los requerimientos por cumplir en el desarrollo del diseño de la prótesis mioeléctrica transradial. Se considerará indispensable cumplir con los requisitos calificados como necesidad (N), posteriormente se buscará satisfacer los deseos (D).

Tabla 6: Lista de requerimientos

Requerimiento	Descripción	Demanda o Deseo
Geometría	Considerando las dimensiones antropométricas aproximadas de la mano adulta.	N
	Peso del dispositivo no superior a 1kg.	N
Fuerzas	Dispositivo capaz de sujetar objetos con un diámetro mínimo de 5cm.	N
	Dispositivo capaz de levantar objetos con una masa mínima de 500g.	N
Energía	Fuente de alimentación externa.	N
Material	Acceso en mercado nacional.	N
	Bajo costo.	N
	Alta resistencia mecánica.	N
	Buen acabado superficial.	D
	Sin posibilidad de causar reacciones cutáneas.	N
Señales	Tiempo de respuesta del sistema de control (lapso entre la contracción muscular ejercida y la ejecución de la orden respectiva) inferior a 1s.	N
	Agarres a configurar: envoltura mediana, precisión de disco y trípode.	N
	Cambio de configuración de agarres a conveniencia.	N
Seguridad	Cero posibilidad de descarga eléctrica al usuario.	N
Ergonomía	Diseño fácil de adaptarse al muñón del paciente.	N
	Brindar comodidad al usuario.	N
Manufactura	Acabado superficial post-proceso de impresión 3D liso, esto disminuiría el tiempo de lijado y facilitaría el ensamblado.	D
	Diseño CAD sin geometrías que signifiquen una complicación en la impresión del diseño.	N
Operación	Manipulación sencilla.	N
	El peso del dispositivo no debe interferir con la capacidad de carga ni con la maniobrabilidad de la prótesis.	N
Mantenimiento	Fácil acceso a los componentes de reemplazo, de ser requerido.	N
Reciclado	Material ecoamigable.	D
Costo	Considerablemente inferior a las prótesis mioeléctricas del mercado.	N
Plazo de entrega	Nov-22	N

Fuente: Elaboración propia

5. RESULTADOS

5.1. Diseño Conceptual

Después del análisis realizado en el diagnóstico, se elaboró una lista de requerimientos orientada a responder a las necesidades y deseos del paciente con el objetivo de contribuir a mejoras significativas en su calidad de vida, buscando compensar la funcionalidad perdida debido a la amputación transradial. A partir de esto, se utilizó la metodología de Pahl et al. [29] para diseñar conceptualmente la prótesis mioeléctrica transradial. A continuación, se detallan los pasos a seguir.

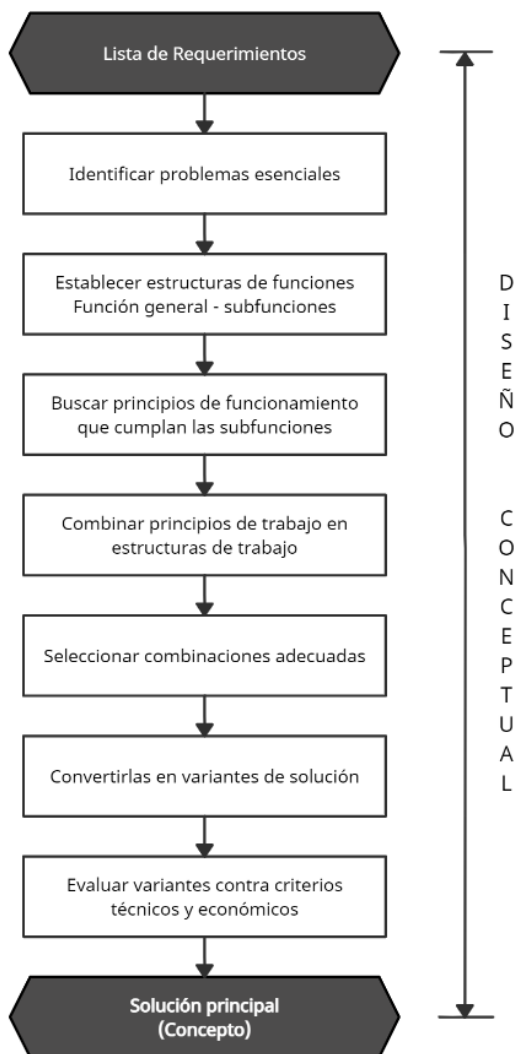


Figura 18: Metodología de Pahl para el diseño conceptual en ingeniería

Fuente: Extraído de [29]

5.1.1. Identificación de problemas esenciales

El propósito de esta etapa es examinar la lista de requerimientos teniendo en cuenta la función requerida y las restricciones esenciales, esto con el fin de abordar el problema de manera objetiva y de refinar las exigencias de diseño.

Se realizó la abstracción de problemas esenciales, siguiendo el proceso detallado por Pahl et. al [29].

Tabla 7: Abstracción de problemas esenciales basado en la lista de requerimientos dada en la tabla 2

Pasos	Descripción	Resultado
1 y 2	Eliminar preferencias personales. Omitir requisitos que no tienen relación directa con la función y las restricciones esenciales.	Peso del dispositivo: <1kg Geometría de prótesis: semejante a las dimensiones antropométricas de mano adulta. Diámetro mínimo: 5cm Carga mínima: 500g Agarres: envoltura mediana, precisión de disco y trípode. Fuente de alimentación externa. Material: alta resistencia mecánica, no debe causar reacciones cutáneas. Tiempo de respuesta del sistema de control: <1s Cambio de configuración de agarres a conveniencia. No descargas eléctricas. El diseño debe adaptarse al muñón del paciente.
3 y 4	Transformar datos cuantitativos en cualitativos y reducirlos a enunciados esenciales. Generalizar los resultados del paso anterior.	Geometría semejante a dimensiones antropométricas de mano de paciente. Peso liviano Cargas varias. Agarres varios. No reacciones cutáneas. Corto tiempo de respuesta No descargas eléctricas. El diseño debe adaptarse al muñón del paciente.
5	Formular el problema en términos de solución neutral.	Diseño liviano y antropométrico con corto tiempo de respuesta al realizar diferentes agarres con cargas variadas, de fácil adaptación y sin presentar riesgo a la salud del usuario.

Fuente: Elaboración propia

5.1.2. Estructuras de funciones

Se estructuró el sistema mecatrónico a diseñarse, fueron determinadas las subfunciones derivadas de la función general teniendo como propósito el facilitar la posterior búsqueda y análisis de posibles soluciones. Asimismo, se estructuraron también los subsistemas electrónico y mecánico, según la función de cada uno.

Tabla 8: Estructura de función principal, subfunciones y subsistemas para el diseño a desarrollar


















División	Función	Estructura
Función principal	<p>Recibir señal muscular y realizar diferentes agarres con cargas variadas.</p>	
Subfunciones	<p>Recibir, procesar y convertir en digital la señal sEMG.</p>	
	<p>Programar orden de apertura o cierre, haciendo uso de un entorno de programación.</p>	
	<p>Emitir orden de apertura o cierre por medio de un controlador.</p>	
	<p>Generar par torsor para accionar mecanismo de transmisión.</p>	
	<p>Transmitir potencia mecánica necesaria para ejecutar el movimiento deseado.</p>	
Subsistema electrónico	<p>Realizar diferentes agarres con cargas variadas, con fuente de alimentación externa.</p>	
	<p>Controlar la prótesis a partir del procesamiento de las señales sEMG adquiridas.</p>	
Subsistema mecánico	<p>Ejecutar orden emitida por el subsistema electrónico, los distintos agarres serán realizados según necesidad del usuario.</p>	

Fuente: Elaboración propia

5.1.3. Desarrollo de estructuras de trabajo

Se realizó la matriz morfológica de Zwicky (Tabla 8), en la cual se propuso distintos elementos de solución para cada subfunción. Posteriormente, se combinaron con el objetivo de explorar distintas posibles alternativas de solución que se ajustaran a la estructura de función establecida, se obtuvieron tres conceptos solución (Tabla 9), las cuales están representados por líneas de diferente color (morado, verde, rojo, mostaza y azul).

Tabla 9: Matriz Morfológica

Subfunciones		Soluciones			
		1	2	3	4
A	Recibir, procesar y convertir en digital la señal sEMG.				
					
B	Programar orden de apertura o cierre.				
					
C	Emitir orden de apertura o cierre				
					
					
D	Generar par torsor.				
					
					
E	Transmitir potencia mecánica.				
					
					
					
F	Alimentar el sistema.				
					
					

Fuente: Elaboración propia

Tabla 10: Posibles alternativas de solución

Solución	Descripción
1	Sensor EMG MyoWare - Arduino IDE - Arduino NANO - Motor CD - Cables y poleas - Batería LiPo
2	Sensor EMG MyoWare - Arduino IDE - Arduino UNO - Motor CD - Engranajes - Batería Litio
3	Sensor EMG MyoWare - Python - Raspberry Pi - Motor sin escobillas - Cables y poleas - Batería Alcaína
4	Diseño propio - Arduino IDE - Arduino UNO - Servomotor - Piñón-cremallera - Batería LiPo
5	Diseño propio - Arduino IDE - Arduino NANO - Servomotor - Mecanismo 4 barras - Batería LiPo

Fuente: Elaboración propia

5.1.4. Evaluación técnica económica de alternativas de solución

En base a los requerimientos planteados inicialmente se establecieron los criterios de evaluación técnicos y económicos. Como siguiente paso, se calificaron las 5 distintas soluciones (Tabla 10) según la escala propuesta para la evaluación de características de la guía VDI 2225 adoptada en Pahl et. al [29], dicha escala consiste en la asignación de un puntaje de 0 a 4 puntos. En cuanto a la evaluación técnica, se considerará una escala entre “Deficiente”, valor mínimo posible, y “Óptimo”, máximo posible. Por otro lado, en la evaluación económica, se tendrá una escala entre “Costoso”, puntaje mínimo, y “Económico”, puntaje máximo.

Tabla 11: Evaluación técnica económica de las alternativas de solución

Criterios de evaluación	Calificación de soluciones				
	1	2	3	4	5
Tamaño	3	2	2	2	3
Peso	2	3	1	3	3
Disponibilidad de componentes	2	2	2	2	3
Seguridad	2	1	1	3	3
Ergonomía	3	3	3	3	3
Fácil manufactura	3	2	3	1	2
Criterios técnicos					
Ensamblaje	3	2	3	2	2
Comodidad	3	3	3	3	3
Facilidad de manejo	3	3	2	3	3
Durabilidad	2	2	1	2	3
Mantenimiento	2	2	2	1	3
Impacto ambiental	3	0	1	3	3
Total	31	25	24	28	34
Calificación ponderada	0,65	0,52	0,50	0,58	0,71
Criterios económicos					
Costos directos	2	3	1	3	3
Costos indirectos	3	3	1	2	3
Total	5	6	2	5	6
Calificación ponderada	0,625	0,75	0,25	0,625	0,75

Fuente: Elaboración propia

Finalmente, se graficó la correlación entre las variables dependientes (C_T) y la independiente (C_E) haciendo uso de un gráfico de dispersión (Fig. 19).

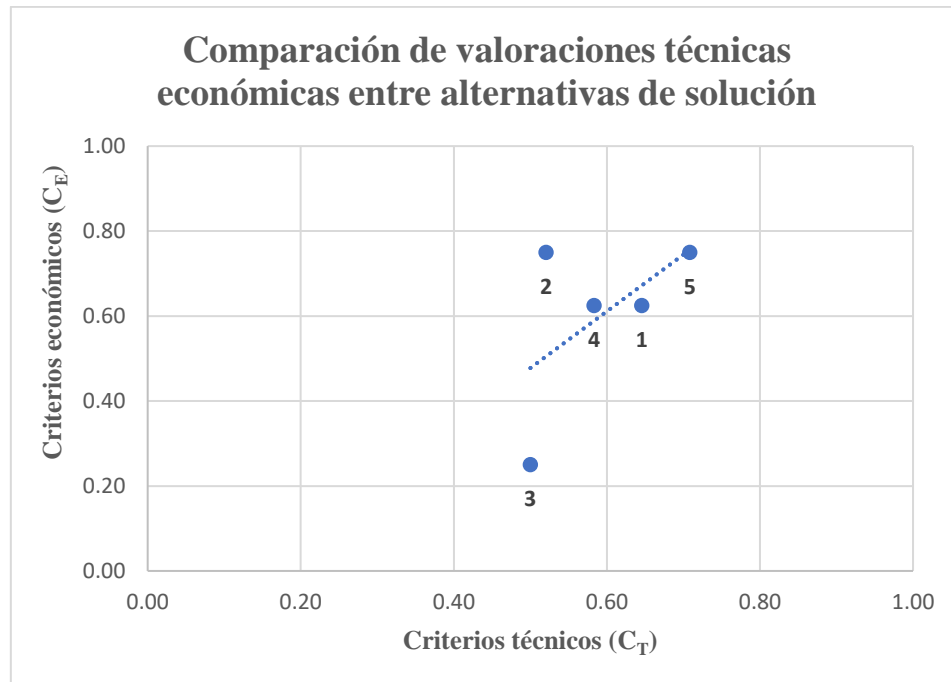


Figura 19: Comparación de las valoraciones técnicas y económicas de las alternativas de solución

Fuente: Elaboración propia

Se obtuvo un coeficiente de correlación de 0,56, lo que afirma la correlación positiva entre variables, es decir a medida que aumenta el valor técnico aumenta también el beneficio económico. Se concluye que la solución a implementarse será la solución 5 por tener esta una valía técnica y económica superior por sobre las demás alternativas de solución exploradas.

5.1.5. Concepto Solución

El funcionamiento de este diseño comienza con la adquisición de la señal muscular por medio de los electrodos superficiales colocados en la parte interna de la prótesis, esta señal es recibida y acondicionada por el sensor mioeléctrico, alimentado por una batería LiPo y ubicado en el compartimento asignado. Posteriormente el Arduino NANO utiliza las señales de llegada para emitir la orden de movimiento a uno o a los dos servomotores, según sea conveniente, alimentados por otra batería LiPo y ubicados en el dorso de la “mano” protésica. Dicha orden ocasionará la activación de los mecanismos encargados de realizar el agarre deseado.

En cuanto a la configuración mecánica de la prótesis, se tiene que para el agarre de envoltura mediana y de precisión de disco se utilizarán los 4 dedos, sin embargo, para el agarre trípode se accionará el servomotor encargado del movimiento de los dedos índice y medio en conjunto.

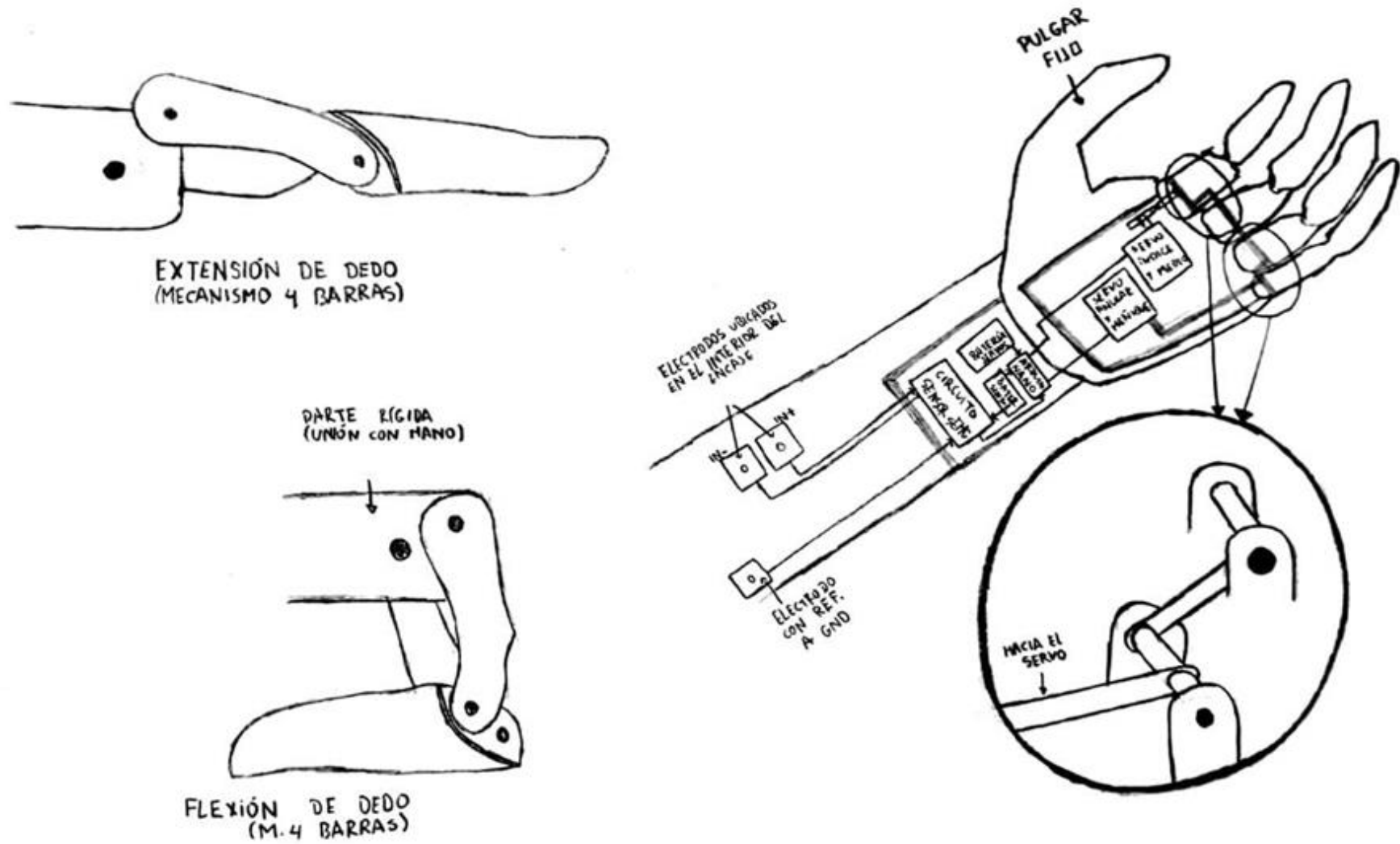


Figura 20: Bosquejo a mano alzada de solución escogida

Fuente: Elaboración propia

El diseño preliminar de la prótesis transradial se formuló mediante la inspiración y adaptación de varios diseños públicos disponibles en distintas plataformas en línea. Este enfoque se sustentó en la recopilación de información proveniente de múltiples fuentes accesibles, lo que permitió la identificación de diversos enfoques, características y soluciones técnicas relevantes para la creación de una prótesis funcional y ergonómica.

5.2. Sistema mecánico

5.2.1. Dimensiones antropométricas de la mano

Para el diseño de la arquitectura de la prótesis se tuvo en cuenta la anatomía, fisiología y biomecánica de la mano humana, esto con el propósito de tener un diseño antropomorfo. Se revisó la información publicada por Melo [34] y se extrajeron las medidas necesarias para el diseño de arquitectura de la prótesis (Fig. 21 y Tabla 11).

Tabla 12: Medidas de la mano

Item	Dimensiones (en cm)	Percentil	
		Hombres 95%	Mujeres 95%
22	Ancho del meñique en la palma de la mano	1,80	1,70
23	Ancho del meñique próximo de la yema	1,70	1,50
24	Ancho del dedo anular en la palma de la mano	2,10	1,80
25	Ancho del dedo anular próximo a la yema	1,90	1,60
26	Ancho del dedo mayor en la palma de la mano	2,30	2,00
27	Ancho del dedo mayor próximo a la yema	2,00	1,70
28	Ancho del dedo índice en la palma de la mano	2,30	2,00
29	Ancho del dedo índice próximo a la yema	2,00	1,70
30	Largo del dedo meñique	7,00	6,60
31	Largo del dedo anular	8,60	8,00
32	Largo del dedo mayor	9,20	8,50
33	Largo del dedo índice	8,30	7,60
34	Largo del dedo pulgar	7,60	6,90
35	Largo de la palma de la mano	11,70	10,80
36	Largo total de la mano	20,10	19,00
37	Ancho del dedo pulgar	2,50	2,10
38	Grosor de la mano	3,20	3,10
39	Ancho de la mano incluyendo dedo pulgar	11,60	10,10
40	Ancho de la mano excluyendo el dedo pulgar	9,30	8,50
41	Diámetro de agarre de la mano	15,40	15,70
42	Perímetro de la mano	22,90	20,70
43	Perímetro de la articulación de la muñeca	18,90	17,70

Nota: Medidas de la mano con un percentil de 95% en hombres y mujeres. El estudio recaudó información de 8000 hombres de 20 años y una muestra de control femenina realizada en Alemania por Jurgens.

Fuente: Extraído de [34]

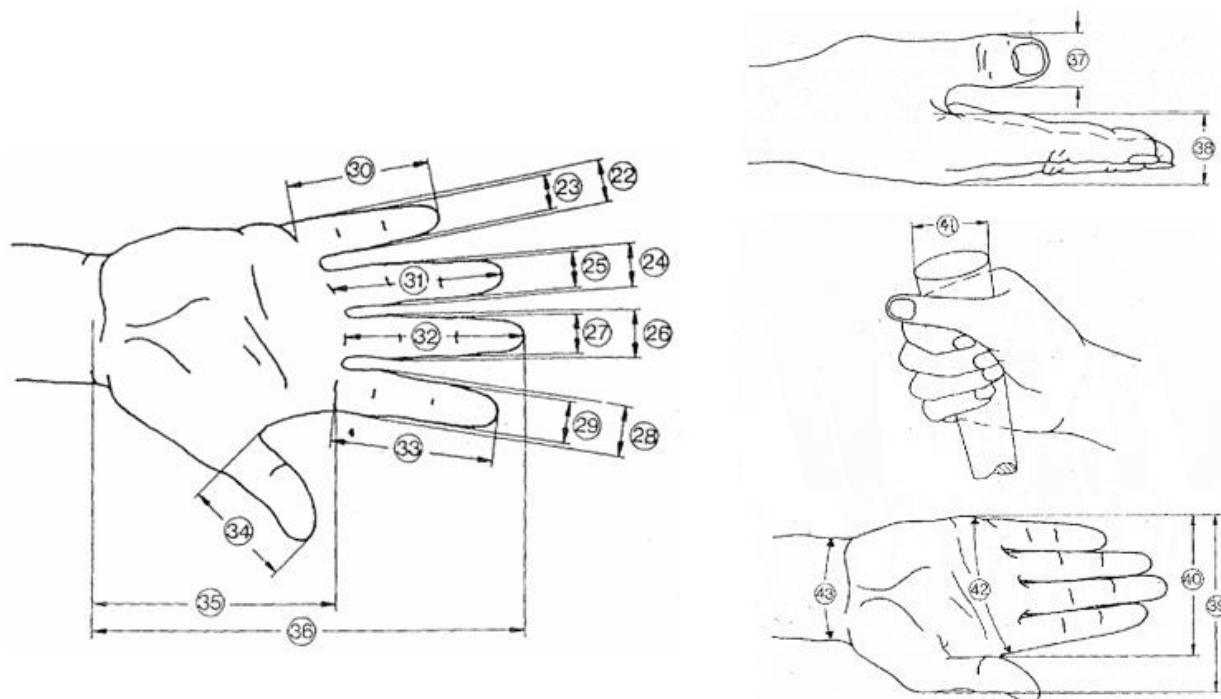


Figura 21: Medidas respectivamente en la articulación

Fuente: Extraído de [34]

5.2.2. Mecanismo de transmisión

Según [35], quienes estudiaron la relación entre la longitud de los dedos de la mano con sus falanges utilizaron la división del dedo medio en dos partes. La suma de las longitudes de las falanges media y distal se marcó como la longitud a , la longitud de la falange proximal como la b y la longitud total del dedo como $a+b$. Después de realizar mediciones a un grupo de 25 estudiantes, estimaron que la proporción $(a+b)/a$ (Fig. 22) para el dedo medio e índice es 1,89. Esta proporción se utilizará para el diseño del modelo CAD de la prótesis mioeléctrica a construir.

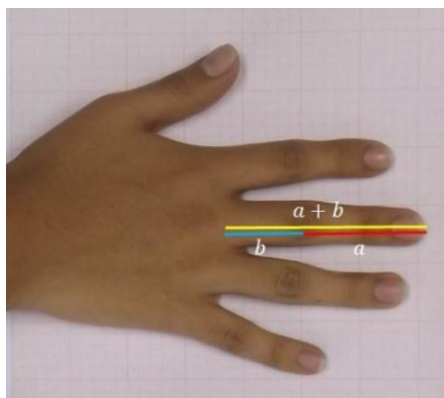


Figura 22: Proporción aurea en el dedo medio de la mano

Fuente: Extraído de [35]

Posterior a determinar las medidas de referencia para el modelado de la mano, se establece que la palma tendrá una diferencia de altura entre cada encaje de los dedos índice, medio, anular y meñique, por lo tanto, el mismo diseño de dedo se utilizará para estos cuatro. Se partirá desde el dedo índice, por ser a partir de este del que se establecerá la diferencia de alturas. Melo [34] señala que su longitud es 8,30 cm aprox.

A partir de la referencia anterior se parte de la proporción 1,89 para diseñar la medida de las falanges.

$$(a + b)/a = 1,89$$

$$8,3 \text{ cm}/a = 1,89$$

$$a = 4,39 \text{ cm}$$

$$b = 8,3 \text{ cm} - 4,39 \text{ cm} = 3,91 \text{ cm}$$

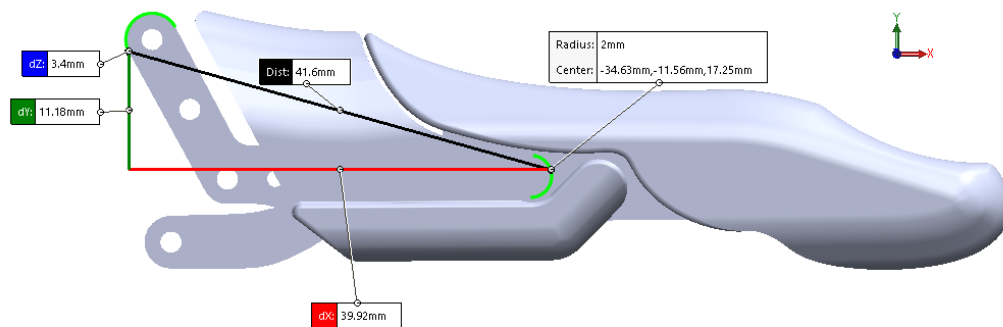


Figura 23: Longitud de la falange proximal del dedo modelado

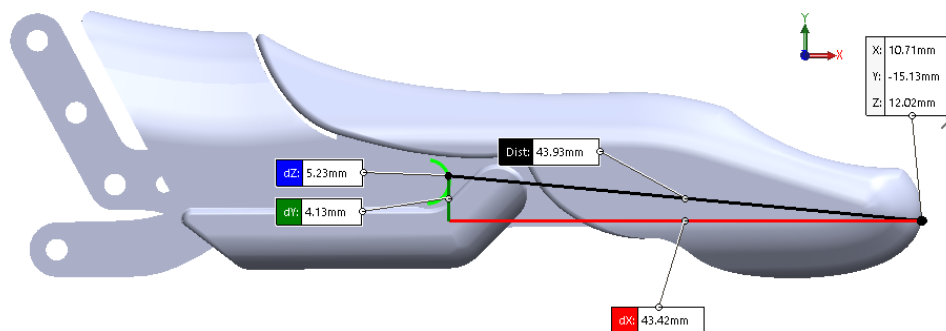


Figura 24: Longitud de las falanges media y distal del dedo modelado

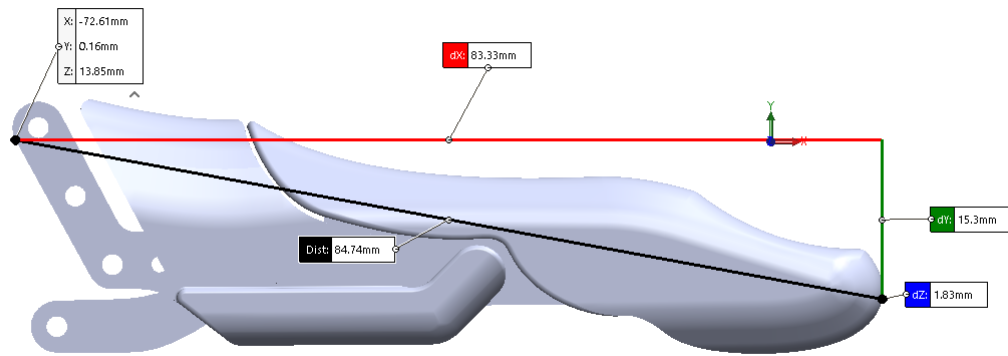


Figura 25: Longitud total del dedo modelado

Asimismo, se sigue la clase I-3 del doble balancín de Grashof, según las categorías de los mecanismos planos de cuatro barras (Tabla 1), debido a las diversas ventajas que ofrece al ser implementada en una prótesis transradial. En primer lugar, proporciona un movimiento suave y controlado que imita la naturalidad del movimiento de los dedos humanos, lo que brinda una experiencia más cómoda y funcional al usuario. Además, la resistencia a cargas laterales de este mecanismo garantiza que la prótesis pueda desempeñar actividades sin comprometer su funcionamiento. A continuación, se procede a verificar el cumplimiento del criterio de la clase I-3:

$$6,48 \text{ mm} + 35,06 \text{ mm} \leq 7,7 \text{ mm} + 34,58 \text{ mm}$$

$$41,54 \text{ mm} \leq 42,28 \text{ mm}$$

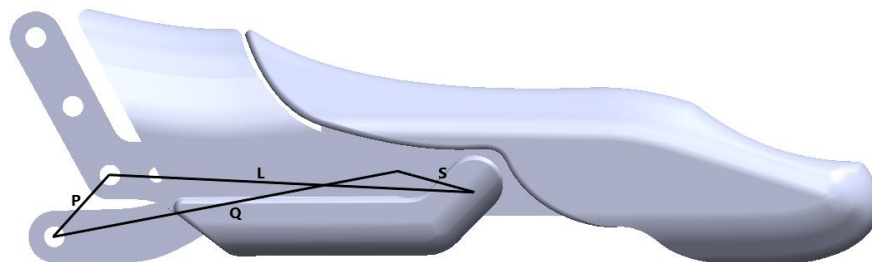


Figura 26: Diagrama de mecanismo de 4 barras clase I-3 de Grashof

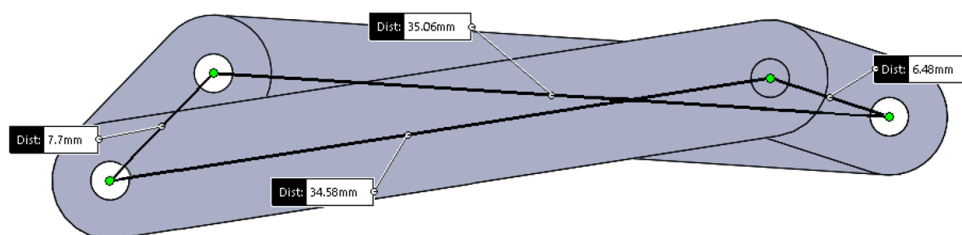


Figura 27: Longitudes de eslabones del mecanismo de 4 barras clase I-3 de Grashof

Se cumple la condición de Grashof, en esta configuración se tiene como bancada al eslabón opuesto al más corto, los eslabones L y Q actuarán como balancines, con un rango de rotación restringido. El acoplador, eslabón S, completará una revolución completa.

Cabe resaltar que, para todo mecanismo de 4 barras, el grado de libertad será uno según la resolución de la ecuación de Gruebler:

$$M = \text{grados de libertad} = 3(4 - 1) - 2(4) - 0 = 1$$

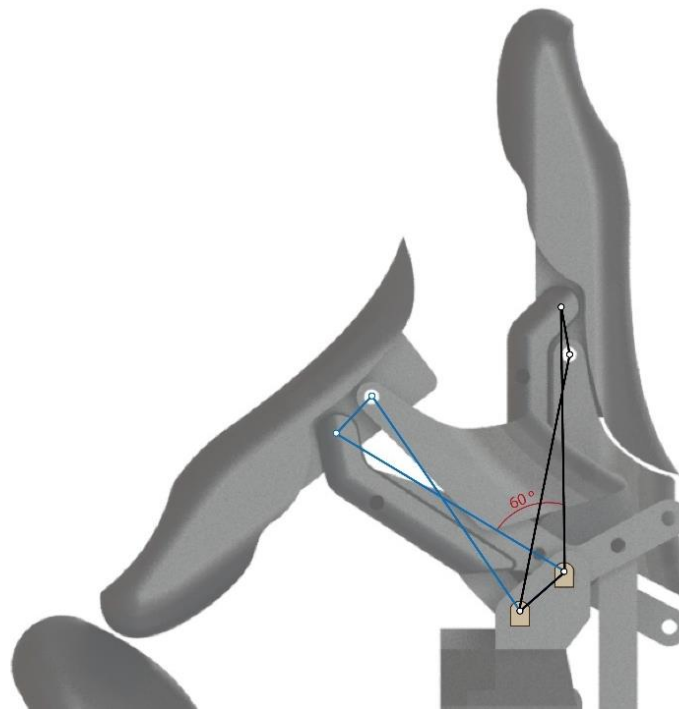


Figura 28: Rangos de rotación del mecanismo

Por último, se presenta el rango de movimiento completo del mecanismo de 4 barras diseñado para los dedos de la prótesis. En cuanto a la apertura, se establece la posición de extensión como la posición 0, mientras que el rango de cierre (flexión) durante la sujeción alcanza los 60°. Este ángulo está restringido por el pulgar en posición de abducción.

5.2.3. Modelo CAD

El diseño de la prótesis se desarrolló con uso del software SolidWorks. Se tomaron como referencia las dimensiones presentadas en la Tabla 12 y se realizaron algunas modificaciones, las medidas resultantes se muestran a continuación.

Tabla 13: Dimensiones utilizadas en el diseño de la prótesis

Dimensiones (en cm)	Prótesis transradial
Ancho del dedo meñique	2,10
Ancho del dedo anular	2,11
Ancho del dedo mayor	2,12
Ancho del dedo índice	2,13
Ancho del dedo pulgar	2,14
Largo del dedo meñique	8,42
Largo del dedo anular	8,44
Largo del dedo mayor	9,17
Largo del dedo índice	8,44
Largo del dedo pulgar	6,42
Largo de la palma de la mano	11,20
Largo total de la mano	21,20
Ancho del dedo pulgar	3,00
Grosor de la mano	31,80
Ancho de la mano excluyendo el dedo pulgar	9,55
Diámetro de la articulación de la muñeca	5,00
Largo de Socket	26,70

Fuente: Elaboración propia

La palma está compuesta por 4 encajes con una diferencia de altura descendente desde el dedo medio hasta el meñique, se construyó el pulgar fijo en una posición de abducción con intención de facilitar los agarres de envoltura media, precisión de disco y trípode.

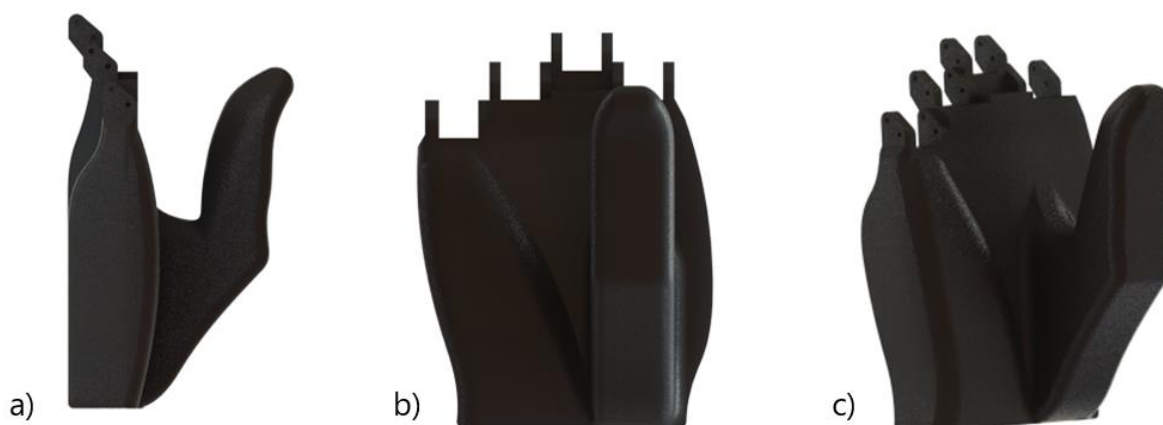


Figura 29: Vista a) lateral, b) frontal y c) isométrica de palma.

Fuente: Elaboración propia

Los dedos índices, medio, anular y meñique se diseñaron con iguales dimensiones, debido a diferencia de altura entre encaje mencionada anteriormente. Cada dedo está compuesto por 4 piezas, se tienen dos eslabones laterales, la falange proximal y la unión de falanges media y distal en una pieza. Asimismo, se aplicó el mecanismo de 4 barras diseñado para ejecutar los movimientos de flexión y extensión (Fig. 30) según sea requerido en la ejecución de los tres agarres configurados.



Figura 30: Movimientos de a) extensión y b) flexión del dedo.

Fuente: Elaboración propia



Figura 31: Vista isométrica del dedo.

Fuente: Elaboración propia

Posterior al modelado de la palma y dedos, se ensambla la mano y se prueba la activación del mecanismo de 4 barras según los agarres establecidos. Para la ejecución de estos se acoplaron los dedos en dos configuraciones (Fig. 33). El primer acople fue para los dedos índice y medio, estos se activarán únicamente con el uso del servomotor 1 al realizar el agarre trípode (Fig. 34c). El segundo fue para los dedos anular y meñique, estos se activarán con el servomotor 2. Para los agarres de envoltura mediana y de disco se activarán los dos acoples en simultáneo (Fig. 34a y 34b).



Figura 32: a) Vista isométrica de ensamble de mano.

Fuente: Elaboración propia



Figura 33: Dos acoples establecidos

Fuente: Elaboración propia

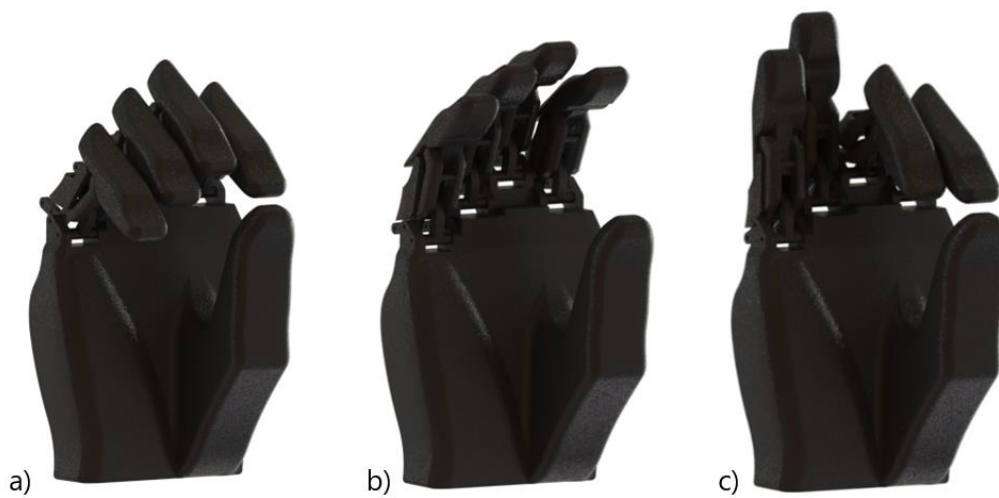


Figura 34: Agarres establecidos: a) envoltura mediana, b) precisión de disco y c) trípode.

Fuente: Elaboración propia.

Ya probado el funcionamiento de los agarres se continúa con el diseño del socket y ensamble el prototipo completo.



Figura 35: Ensamble de prótesis

Fuente: Elaboración propia

5.3. Sistema electrónico

5.3.1. Sensor mioeléctrico

El esquema utilizado en la presente investigación se fundamenta en el modelo de procesamiento para sistemas controlados mioeléctricamente propuesto por Weir [30], junto con el diagrama electrónico del sensor MyoWare [36].

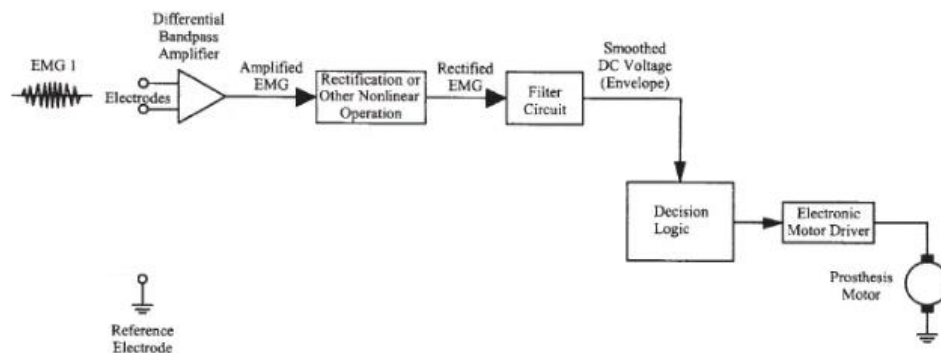


Figura 36: Esquema de procesamiento mioeléctrico típico utilizado en sistemas controlados mioeléctricamente disponibles en el mercado

Fuente: Extraído de [30].

El propósito fue modificar el esquema base mencionado para incorporar componentes nacionales en el circuito del sensor mioeléctrico, facilitando así la adquisición de materiales. El esquema final del circuito constó de 4 etapas. La primera fue la amplificación inicial de la señal electromiográfica de entrada, se siguió con el filtrado, amplificación final y rectificación para obtener como resultado una señal con un rango de 1 a 10V.

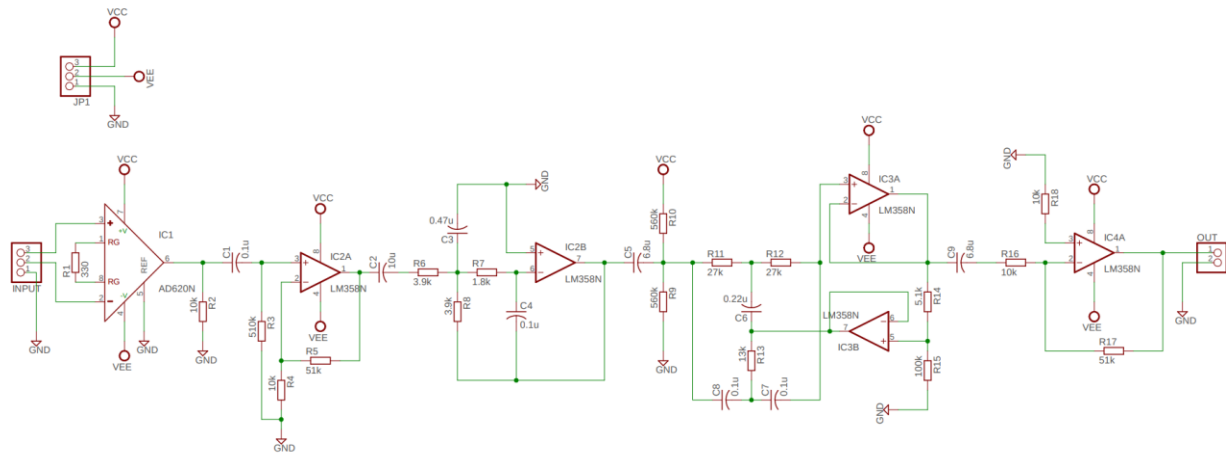


Figura 37: Circuito de sensor mioeléctrico.

Fuente: Elaboración propia.

5.3.2. Descripción de componentes

5.3.2.1. Amplificador de instrumentación

Entre los criterios de selección de este componente, se consideró primordial su capacidad para amplificar señales débiles generadas por los sensores mioeléctricos sin saturarse, garantizando así una detección precisa de los impulsos musculares. Además, se tomó en cuenta la disponibilidad local del componente y la necesidad de un tamaño compacto que facilitara su integración en el diseño de la prótesis.

Basándonos en estos criterios, se optó por el amplificador AD620AN DIP-8 de la marca ANALOG DEVICES, reconocido por su eficacia en esta aplicación. Este dispositivo tiene la función específica de incrementar la señal de entrada con una ganancia inicial de 150. Para ajustar esta ganancia, calculamos la resistencia de ganancia externa (R_G) utilizando la ecuación correspondiente y luego aproximamos su valor a 330Ω , dado que es un valor comercial estándar.

$$R_G = \frac{49,4k\Omega}{G - 1}$$

$$R_G = \frac{49,4k\Omega}{150 - 1} = 331,54\Omega$$

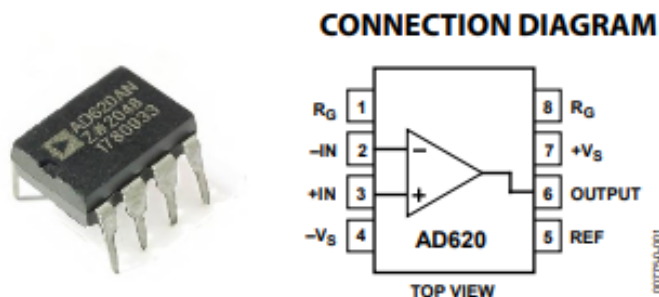


Figura 38: Amplificador AD620AN y diagrama de conexiones.

Fuente: Extraído de [37]

5.3.2.2. Amplificador operacional

Al considerar los criterios de selección para el componente del amplificador operacional se priorizó la necesidad de una baja demanda de energía para maximizar la duración de la batería y la compatibilidad con una variedad de voltajes de alimentación. En base a estos criterios, se optó por el amplificador operacional LM358N para las etapas de filtrado pasa bajos, altos y de banda y amplificación final. Este componente garantiza una amplificación precisa de las señales requeridas; además, su bajo consumo de energía contribuye a prolongar la duración de la batería de la prótesis. Por último, su disponibilidad y coste accesible facilitan su adquisición y reducen los costos de fabricación de la prótesis.

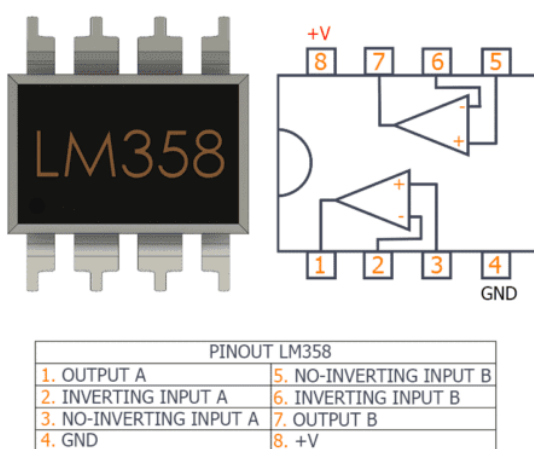


Figura 39: OPAM LM358N y diagrama de conexiones.

Fuente: Extraído de [38]

5.3.2.3. Servomotor

Se priorizó la necesidad de un alto torque para posibilitar movimientos precisos y potentes de las articulaciones de la prótesis, aspecto fundamental para garantizar su funcionalidad y capacidad de llevar a cabo tareas cotidianas con eficiencia. En este sentido, al examinar los datos de la ficha técnica, se destacó que el servomotor Tower Pro MG996R [39] presenta un torque máximo de 9.4 kgf·cm con una alimentación de 4.8V, lo que asegura la potencia requerida para mover los componentes de la prótesis con eficacia. Además, se valoró la necesidad de un servomotor que ofrezca un control preciso sobre la posición angular, lo

que garantiza movimientos suaves y naturales para proporcionar una experiencia cómoda al usuario. También se consideró la importancia de la compatibilidad del servomotor con sistemas electrónicos, priorizando aquellos que se integren fácilmente con microcontroladores como Arduino. Por último, se tuvo en cuenta la disponibilidad y el coste del servomotor para asegurar una opción accesible y ampliamente disponible en el mercado.



Figura 40: Servomotor Tower Pro MG996R. Fuente: Elaboración propia.

5.3.2.4. Interruptor Deslizante

Estos interruptores proporcionan un agarre firme y seguro, lo que reduce el riesgo de deslizamiento o movimiento no deseado durante su manipulación por parte del usuario. En este caso, se requirió un interruptor para cambiar la configuración 1 (envoltura mediana y precisión de disco) y 2 (trípode) de agarres según lo solicite el usuario. Se seleccionó el interruptor deslizante genérico.

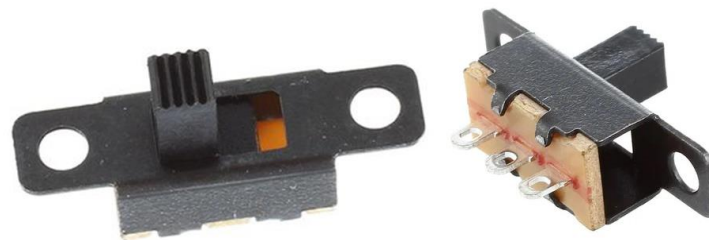


Figura 41: Interruptor deslizante genérico [40]

5.3.2.5. Arduino Nano

En primer lugar, se valoró la necesidad de una placa de desarrollo ligera que pudiera integrarse fácilmente en el diseño de la prótesis sin ocupar demasiado espacio ni agregar peso adicional. La facilidad de programación y compatibilidad con una amplia variedad de componentes electrónicos fue otro aspecto clave. En base a estos criterios, el Arduino Nano se destacó como la elección ideal, proporcionando tamaño compacto, facilidad de programación, versatilidad y economía para aplicaciones en prótesis transradiales mioeléctricas.

Este componente se empleó en la lectura de señales sEMG, programación del algoritmo de apertura y cierre de la mano y control de esta por medio del accionamiento de los servomotores.

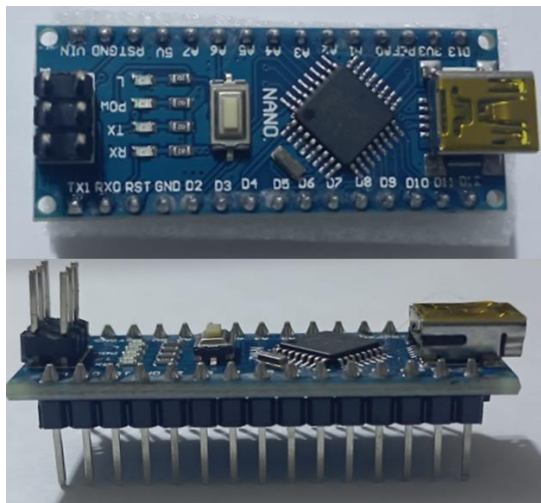


Figura 42: Arduino Nano.

Fuente: Elaboración propia.

5.3.3. Implementación del circuito

Como prueba preliminar se construyó el circuito anterior en una placa de pruebas (Fig. 30) y se realizó el ensayo de adquisición de sEMG en el software Arduino (Fig. 31).

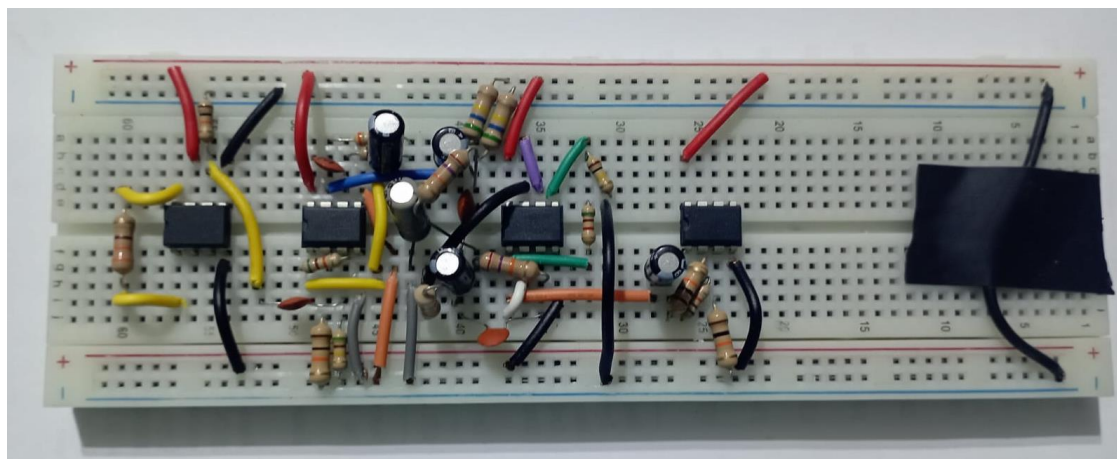


Figura 43: Implementación del circuito de adquisición y procesamiento de sEMG en protoboard.

Fuente: Elaboración propia.

Después de haber implementado el circuito antes mencionado, se utilizó el Arduino NANO y el software Arduino para leer la señal sEMG procesada (Fig. 44). Para esto se empleó el código presentado a continuación, desarrollado en la herramienta IDE de Arduino.

```

void setup() {
  // put your setup code here, to run once:
  Serial.begin(9600);
}

void loop() {
  // put your main code here, to run repeatedly:
  float sensorValue = analogRead(A0);
  float milivolt = (sensorValue/1023)*5;

  Serial.print("sensorValue:");
  Serial.println(sensorValue);

  Serial.print("Voltage:");
  Serial.println(milivolt*500);

  delay(1);
}

```

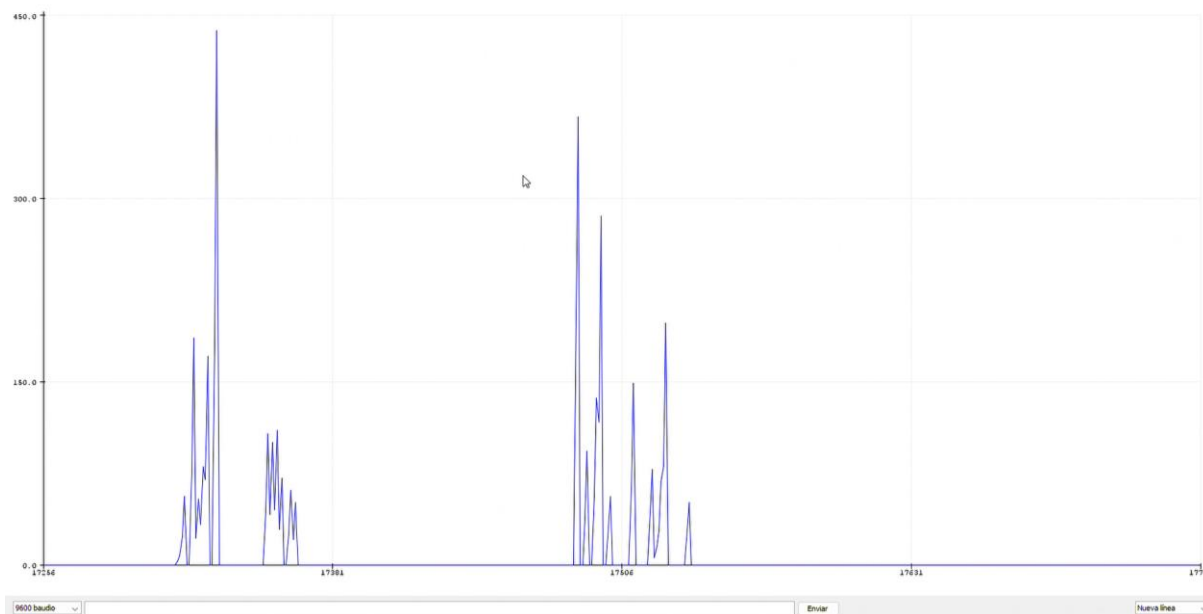


Figura 44: Lectura de sEMG mediante el Software Arduino.

Fuente: Elaboración propia.

5.3.4. Algoritmo de control

Se comenzó haciendo uso de la galería ofrecida por Arduino para declarar la variable servo, así como también fue declarada la señal de entrada sEMG obtenida por medio del sensor mioeléctrico. Posterior a esto se declararon los dos servomotores.

```

#include <Servo.h>
int sensorValue = analogRead(A0);

//SERVOMOTOR 1
  Servo servoMotor_1;
  bool servoMotor_1_abrir=true;
//SERVOMOTOR 1

//SERVOMOTOR 2
  Servo servoMotor_2;
  bool servoMotor_2_abrir=true;
//SERVOMOTOR 2
  bool servos_abrir=true;

```

Una vez leída la señal muscular, se establece un umbral mínimo de 200.

```

//Umbral mínimo para señal EMG
int detectarEn=200;

```

Se continúa con la declaración de puertos del switch, en este caso fueron 3 por ser un switch de 3 posiciones.

```

// Constantes según #pines switch
int L1 = 5;
int L2 = 6;
int L3 = 7;
int L1state;
int L2state;
int L3state;

```

En el programa inicial (lectura única) se inicializan los pines del switch como entrada y los puertos para los servomotores 1 y 2.

```

void setup() {
  pinMode(L1, INPUT);
  pinMode(L2, INPUT);
  pinMode(L3, INPUT);

  Serial.begin(9600);
  servoMotor_1.attach(2);
  servoMotor_2.attach(3);
  servoMotor_1.write(0);
  servoMotor_2.write(0);
}

```

En el bucle del programa se comenzará con la lectura de la señal EMG por cada acción a realizarse y se seguirá con la programación de líneas para la apertura y cierre para el agarre 1: Trípode.

```
void loop() {
  int sensorValue = analogRead(A0);
  sensorValue=sensorValue<160 ? 0 : sensorValue;
  int mover_servo_1 = 0;
  int mover_servo_2 = 0;
  int mover_servos = 0;
  bool action_done=false;

  if(sensorValue>=detectarEn){
    if (digitalRead(L1) == HIGH && digitalRead(L2) != HIGH && digitalRead(L3) != HIGH){
      //prendido solo 1
      mover_servo_1=40;
      for (int i = 0; i <= mover_servo_1; i++)
      {
        if(servoMotor_1_abrir){
          servoMotor_1.write(i);
        }else{
          if(!servoMotor_1_abrir){
            servoMotor_1.write(mover_servo_1-i);
          }
        }
        delay(10);
      }
      servoMotor_1_abrir=!servoMotor_1_abrir;
    }
    else if (digitalRead(L1) != HIGH && digitalRead(L2) == HIGH && digitalRead(L3) != HIGH)
    {
```

De igual manera se programan las líneas de control para los agarres 2 y 3, envoltura mediana y de disco, respectivamente.

```
//prendido solo 2
mover_servos=50;
for (int i = 0; i <= mover_servos; i++)
{
  if(servos_abrir){
    servoMotor_1.write(i);
    servoMotor_2.write(i);
  }else{
    servoMotor_1.write(mover_servos-i);
    servoMotor_2.write(mover_servos-i);
  }
  delay(10);
}
servos_abrir=!servos_abrir;
}
else if (digitalRead(L1) != HIGH && digitalRead(L2) != HIGH && digitalRead(L3) == HIGH)
{
```

```

//prendido solo 3
mover_servos=40;
for (int i = 0; i <= mover_servos; i++)
{
  if(servos_abrir){
    servoMotor_2.write(i);
  }else{
    servoMotor_2.write(mover_servos-i);
  }
  delay(10);
}
servos_abrir=!servos_abrir;
}

Serial.println(sensorValue);
delay(10);
}

```

5.4. Análisis estático estructural

5.4.1. Propiedades mecánicas de material

Por requerimientos de impresión se empleó el filamento ácido poliláctico (PLA+), entre las propiedades más relevantes de este material están sus excelentes propiedades mecánicas [41] y [42], acabado superficial superior a otros filamentos y su origen ecológico. Las propiedades obtenidas con el software CES EduPack se presentan en la siguiente tabla.

Tabla 14: Propiedades mecánicas del filamento Ácido Poliláctico (PLA)

Propiedades	Unidades	Valor
Módulo Elástico	MPa	3 300
Coefficiente de Poisson	-	0,38
Módulo cortante	MPa	55
Densidad de masa	kg/m ³	1 240
Límite de tracción	MPa	47
Límite de compresión	MPa	66
Límite elástico	MPa	83
Coef. Expansión Térmica	μstrain/°C	126
Conductividad Térmica	W/m.°C	0,13
Calor específico	J/kg.°C	1 180

5.4.2. Sujeciones y cargas

Se tomó como referencia el estudio CAE realizado por Hernández [43], en el cual se consideró conveniente analizar la resistencia de la falange proximal sometida a esfuerzos debido a la interacción generada con el objeto sujeto. Se reconoce que el componente de la prótesis encargado de cumplir con esta función es el eslabón, el cual juega un papel fundamental al transmitir la potencia generada por el sistema mecánico accionado mediante servomotores. El objetivo del análisis fue determinar si las piezas que conforman las falanges y palma son capaces de resistir la ejecución de un agarre de potencia estable sobre un objeto de 1 kg.

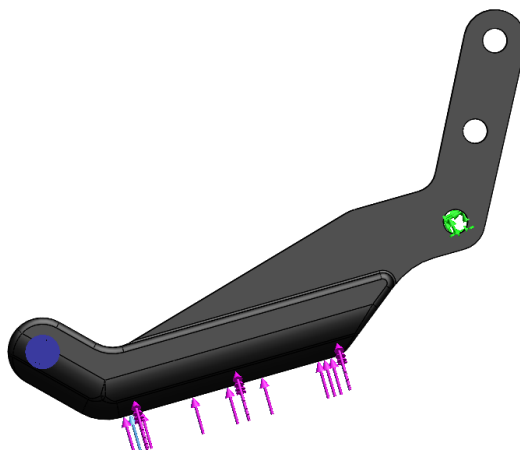


Figura 45: Sujeciones y cargas en modelo analizado (Pieza eslabón)

Por lo cual, en el presente trabajo se analizó el eslabón por cumplir con la función de la falange proximal, unir la palma con la falange media; es decir, es la pieza que soporta mayor esfuerzo en el momento de realizarse el agarre de fuerza. Para el análisis se consideraron masas de 250g, 500g, 1kg y 1.5kg, siendo respectivamente 2,5N, 5N, 10N y 15N como representación de los objetos a utilizarse.

Para el perno entre eslabón y palma se asignaron condiciones de contacto rígido en la posición de máxima apertura (5 cm). Para la unión entre eslabón y falange distal se asignó contacto de tipo pasador, pues este estará sometido a rotación.

Datos de mallado

Tabla 15: Datos de mallado

Parámetros	Resultados
Tipo de malla	Malla sólida
Mallado utilizado	Malla estándar
Puntos Jacobianos	16 puntos
Tamaño del elemento	0,691262 mm
Tolerancia	0,034563 mm
Calidad de malla	Elementos cuadráticos de alto orden
Número de nodos	91 492
Número total de elementos	59 877
Cociente máximo de aspectos	8,9345
Porcentaje de elementos con cociente de aspecto < 3	99,5
Porcentaje de elementos con cociente de aspecto > 10	0
% de elementos distorsionados	0
Tiempo para completar la malla (s)	6

Fuente: Elaboración propia.

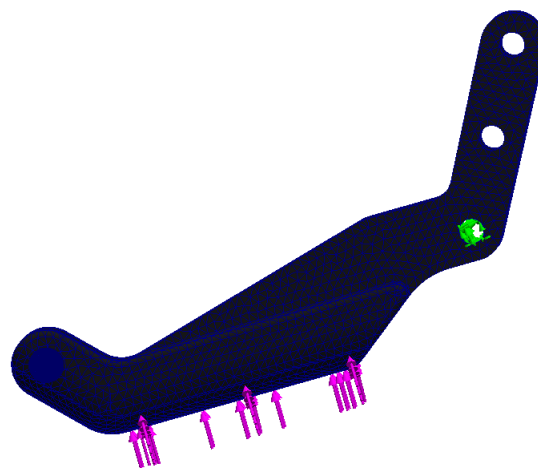


Figura 46: Mallado realizado

5.4.3. Resultados

A continuación, se presentan los resultados obtenidos con una carga aplicada de 5N con uso del software SolidWorks Simulation.

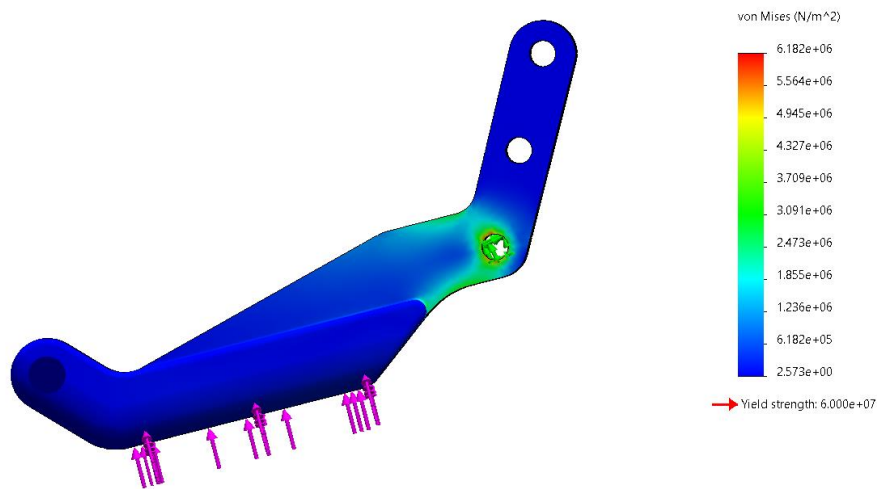


Figura 47: Esfuerzos máximos y mínimos para una carga de 5N

En la figura 47 se observa la distribución de esfuerzos en el modelo simulado con una carga distribuida de 5N, el esfuerzo máximo obtenido fue de 6,182 MPa con ubicación en el orificio del eslabón que conecta con la palma por medio de un perno debido a la concentración de esfuerzos.

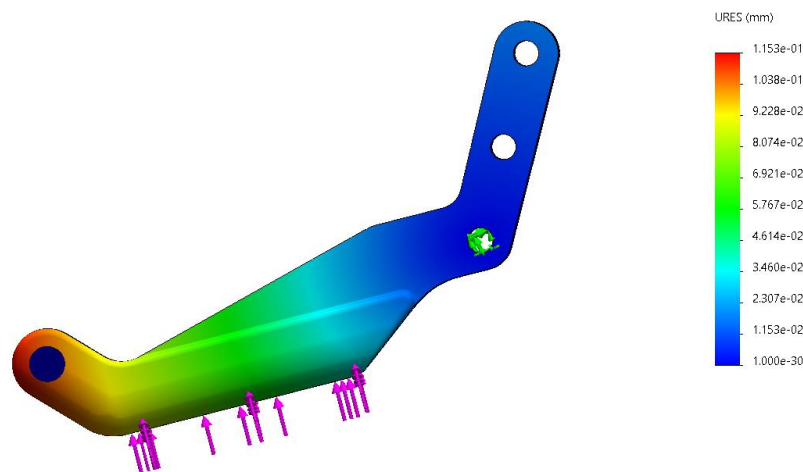


Figura 48: Desplazamientos máximos y mínimos para una carga de 5N.

La figura 48 muestra la variación de desplazamientos obtenidos, se aprecia que el mayor desplazamiento se dio en la unión de la pieza con la falange distal, este fue de 0,1153mm. Por ser inferior a 0,5mm se considera aceptable.

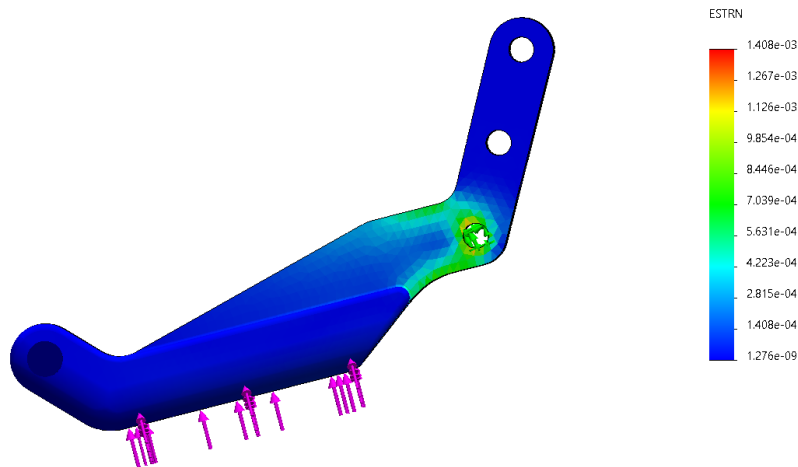


Figura 49: Deformaciones unitarias máximas y mínimas para una carga de 5N.

La figura 49 retrata las deformaciones unitarias que sufrirá el modelo al aplicársele la carga señalada, la deformación unitaria máxima obtenida fue de 0,0014, por ser un valor bajo, se afirma que el modelo no se deformará de forma permanente.

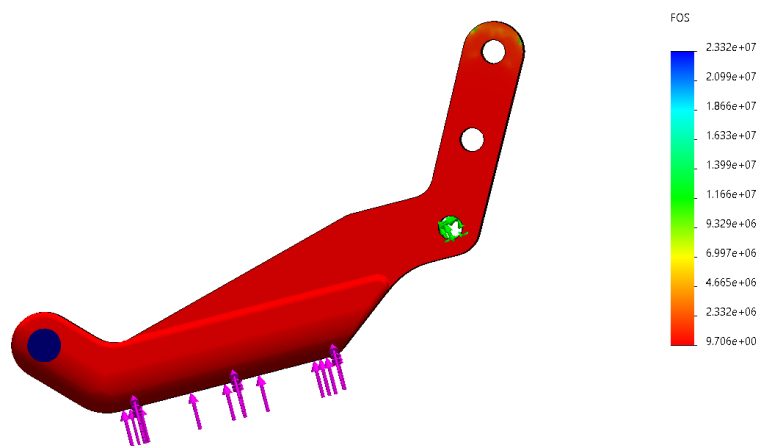


Figura 50: Factor de seguridad en el modelo para una carga de 5N.

El modelo fue sometido a distintas cargas para evaluar su comportamiento conforme incrementa el peso del objeto, esto permitió realizar una comparación de resultados entre los desplazamientos a obtenerse con la aplicación de cargas más pesadas. Los resultados obtenidos por cada carga utilizada se registraron en la tabla 14. Se comprobó que el diseño propuesto tuvo un desempeño satisfactorio, se obtuvieron esfuerzos máximos menores al límite de fluencia del material asignado, para la mayor carga considerada inicialmente como requerimiento de diseño (5N).

Tabla 16: Resultados obtenidos con las cargas asignadas

Carga (N)	2,5	5	10	15
Esfuerzo Máximo (MPa)	3,0910	6,1820	11,9200	17,8700
Desplazamiento (mm)	0,0576	0,1153	0,2307	0,3461
Deformaciones unitarias	0,0007	0,0014	0,0027	0,0041
Factor de seguridad	19,4100	9,7060	5,0350	3,3570

Fuente: Elaboración propia.

5.5. Fabricación por manufactura aditiva

5.5.1. Equipo utilizado

Para la fabricación de las piezas se utilizó la impresora 3D MakerBot Replicator, entre sus especificaciones técnicas se tiene que la tecnología de impresión es por deposición fundida, la cama de impresión cuenta con un área disponible de 29,5 L x 19,5 W x 16,5 H cm, es compatible con diferentes filamentos y extrusores, tiene conectividad por USB, Ethernet y Wifi, entre otras características presentadas a continuación.

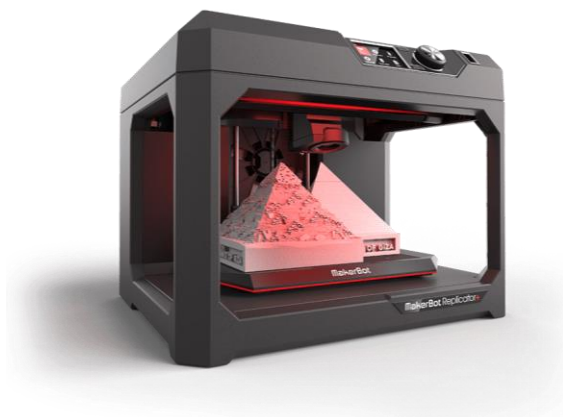


Figura 51: Impresora 3D MakerBot Replicator

Fuente: Extraído de [44]

Tabla 17: Especificaciones de impresión de equipo MakerBot Replicator

ESPECIFICACIONES DE IMPRESIÓN	
Tecnología de impresión	Modelado por deposición fundida
Volumen de construcción	29.5 cm x 19.5 cm x 16.5 cm
Diámetro de material	1.75mm
Compatibilidad de material	Material PLA de MakerBot
	Material resistente de MakerBot
Compatibilidad de extrusor	Materiales adicionales como relleno de bronce, relleno de cobre y relleno de madera
	Smart Extruder+
Diámetro de boquilla	Tough Smart Extruder+
	Experimental Extruder
	0.4 mm

Fuente: Extraído de [44]

La impresora mencionada es operada con el uso exclusivo del software propio de la empresa Makerbot Industries, llamado “MakerBot Print Software”. Cabe resaltar que este software es compatible con versiones de escritorio y móvil, presenta una interfaz amigable y de fácil manejo para el usuario.

Tabla 18: Especificaciones de software MakerBot Print

ESPECIFICACIONES DE SOFTWARE	
Paquete de software	MakerBot Print Software MakerBot Mobile
Tipo de archivos soportados	STL, OBJ
Sistemas Operativos	Windows (7, 10) Mac OS X (10.9+)

Fuente: Extraído de [44]

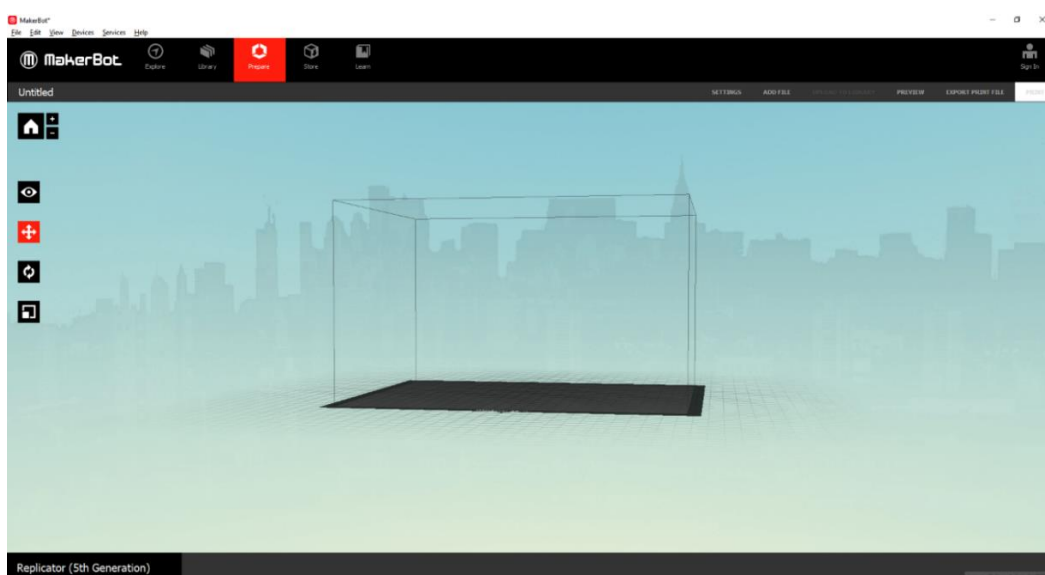


Figura 52: Front-end MakerBot Print Software

5.5.2. Proceso de manufactura

- **Ajustes de impresión**

El primer paso en el proceso de fabricación es comenzar por ajustar las configuraciones de impresión de acuerdo con los requerimientos determinados. Entre dichos ajustes se tiene la densidad, altura de capa y patrón de relleno, la elección de soporte, si la geometría de la pieza lo requiere, velocidad de impresión, ajustes de extrusor, entre otros.

En cuanto a los parámetros de relleno, se asignó una densidad del 70%, a excepción de las piezas que componen los dedos, en estas se utilizó una densidad del 80%. El resto de las variables fueron iguales en todos los casos y fueron asignadas por el personal encargado de la impresión del prototipo.

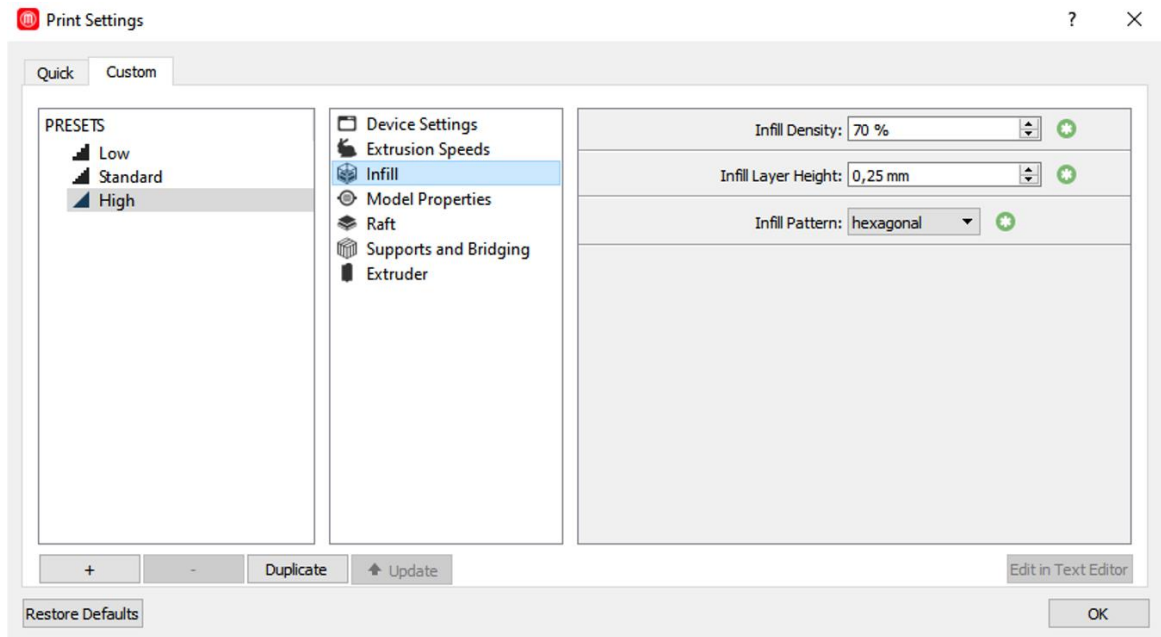


Figura 53: Menú de ajustes de impresión en el software MakerBot Print

- **Vista previa**

Como siguiente paso estuvo la visualización de la vista previa de impresión, en esta se puede apreciar la cantidad de material a utilizar, el tiempo y el proceso por capas.

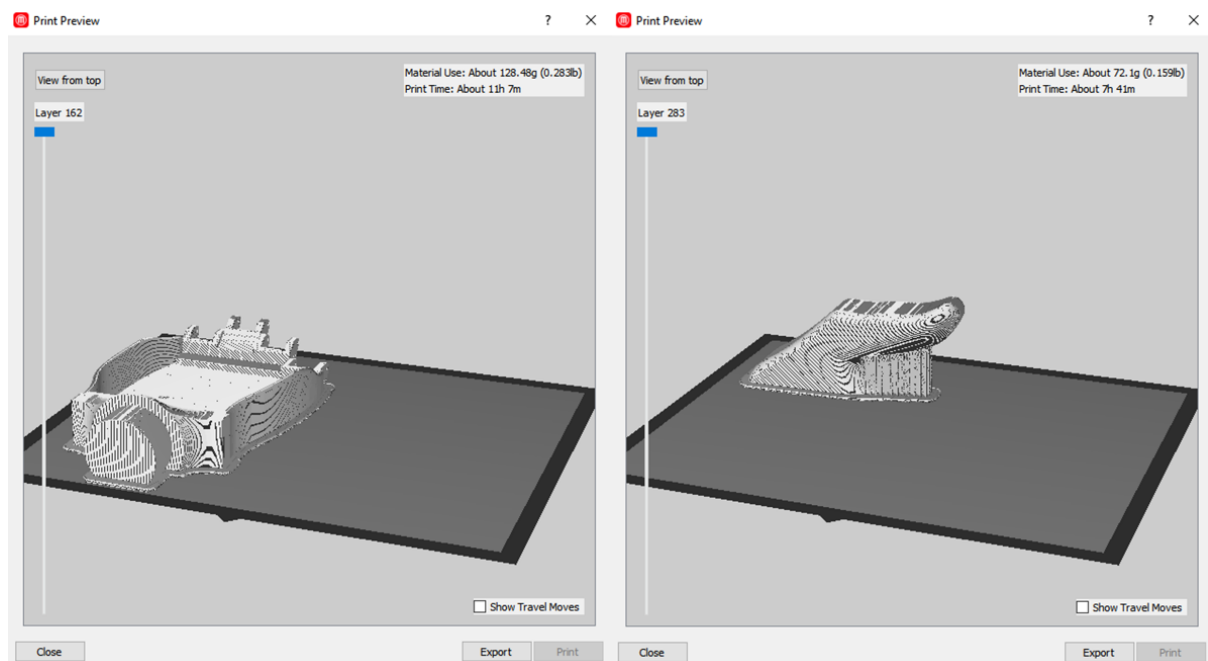


Figura 54: Vista previa de impresión de palma y pulgar

Se realizó la vista previa para todas las piezas a imprimirse, el resumen se muestra en la siguiente tabla.

Tabla 19: Cuadro resumen estimación de tiempo y material para impresión

PIEZAS		DENSIDAD MATERIAL		TIEMPO	MATERIAL A USAR
MANO	PALMA	70%	PLA+	11 h 7 min	128,48 g
	DEDO PULGAR	70%	PLA+	7h 41 min	72,10 g
	DEDOS ÍNDICE, MEDIO, ANULAR Y MEÑIQUE	80%	PLA+	8h 18 min	97 g
SOCKET	PARTE 1 (ENCAJE CON MANO)	70%	PLA+	13h 30 min	117,56 g
	PARTE 2 (ENCAJE CON PARTE 1)	70%	PLA+	10 h 11 min	113,20 g
TOTAL				50 h 47 min	528,34 g

Fuente: Elaboración propia

- **Impresión de piezas**

Después de haber configurado correctamente los ajustes de impresión se procede a fabricar las piezas detalladas en el apartado anterior con el uso del equipo MakerBot Replicator.



Figura 55: Transcurso de impresión 3D

Cumplido el tiempo de impresión se retiran las piezas, prestando atención en retirar con cuidado el soporte generado.

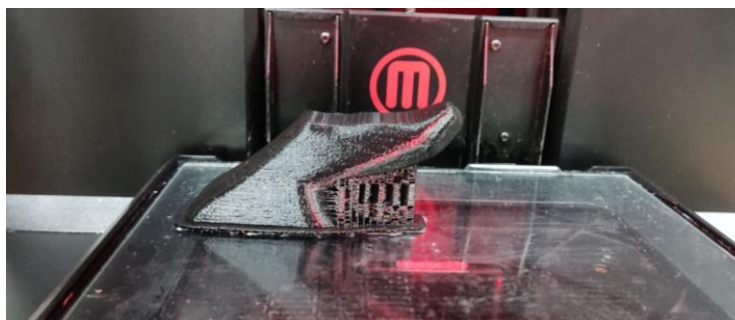


Figura 56: Impresión de pulgar culminada

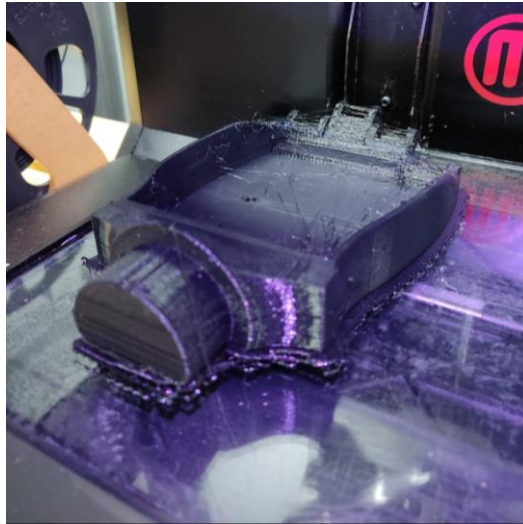


Figura 57: Impresión de palma culminada

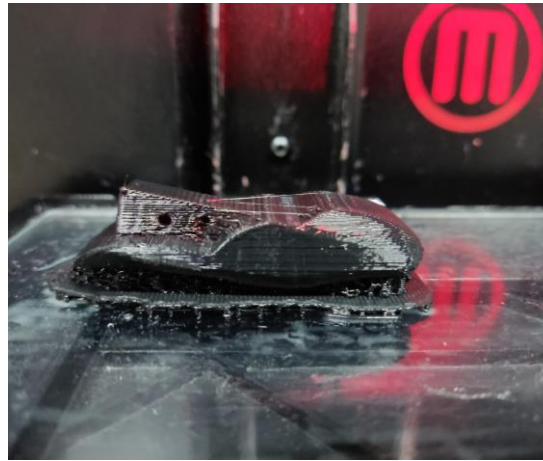


Figura 58: Impresión de falange distal culminada

Se buscó lograr un acabado superficial libre de asperezas e imperfecciones, para esto se empleó la herramienta Mototool y lijas de distintos números. En el lijado se utilizaron los números de grano de manera progresiva, es decir desde una con denominación gruesa hasta terminar con una de denominación fina, esta última sirvió para realizar el pulido.



Figura 59: Lijado de piezas con herramienta Mototool



Figura 60: Lijado y pulido de piezas con lijas de distintos No de grano

Posterior a la eliminación de imperfecciones, se utiliza cloruro de metileno para conseguir una superficie brillante y lisa.



Figura 61: Aplicación de cloruro de metileno

El resultado de este proceso es el conjunto de piezas con mejor acabado superficial y listas para ensamblar.

5.5.3. Ensamble de prototipo

Se inició realizando el ensamble de cada dedo de la mano y verificando la movilidad de estos, después se les acopló con la palma y entre ellos teniendo como criterio la ejecución de los agarres mencionados anteriormente. Finalmente, se evaluó y comprobó la movilidad de los dos pares de dedos acoplados y se terminó por unir la mano con el socket.

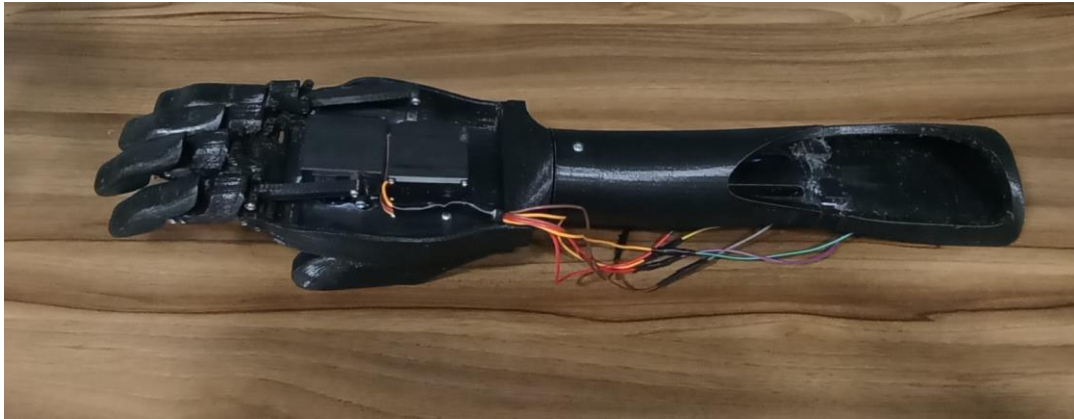


Figura 62: Ensamble de prótesis. Vista planta superior.



Figura 63: Ensamble de prótesis. Vista planta inferior.

5.6. Evaluación de funcionalidad de prototipo

5.6.1. Pruebas de funcionalidad de algoritmo

Posterior a la construcción de circuito del sensor mioeléctrico y programación de algoritmo de cierre y apertura de la mano para los 3 agarres, se puso en marcha las pruebas por cada agarre. Dichas pruebas constaron en el accionamiento controlado de los servomotores 1 y 2 con la apertura y cierre de la mano del sujeto.

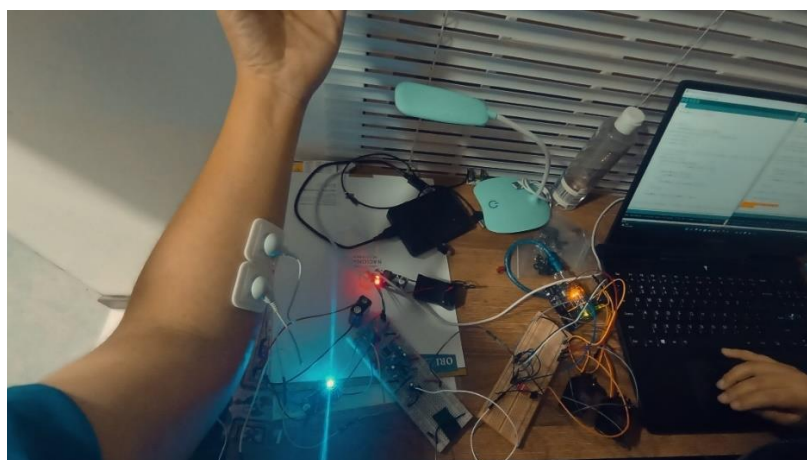


Figura 64: Prueba de funcionalidad de algoritmo a partir de sEMG.

Fuente: Elaboración propia.

Como primera prueba se tiene el agarre N° 1: Trípode, en esta se configuró el servomotor 01 para realizar un giro de 50 grados sexagesimales. En la Fig. 66 se observa la activación al detectarse una señal sEMG y la desactivación al volver a detectar dicha señal.

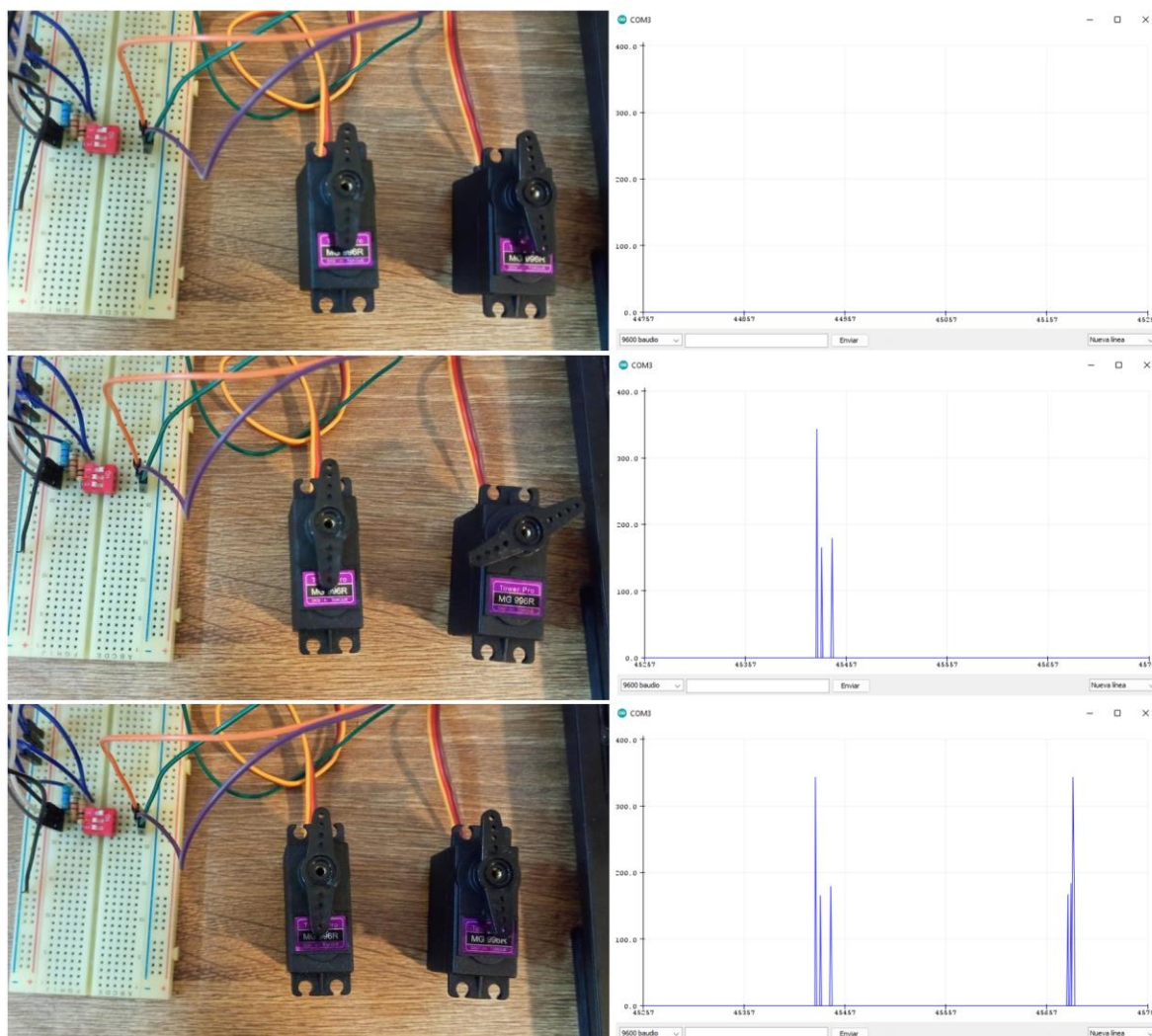


Figura 65: Activación de agarre N° 01: Trípode con detección de señal sEMG

Fuente: Elaboración propia.

Como segunda prueba se tiene el agarre N° 02: Envoltura mediana, en esta se configuraron los servomotores 01 y 02 para realizar un giro de 40 grados sexagesimales. En la Fig. 67 se observa la activación y desactivación del dispositivo.

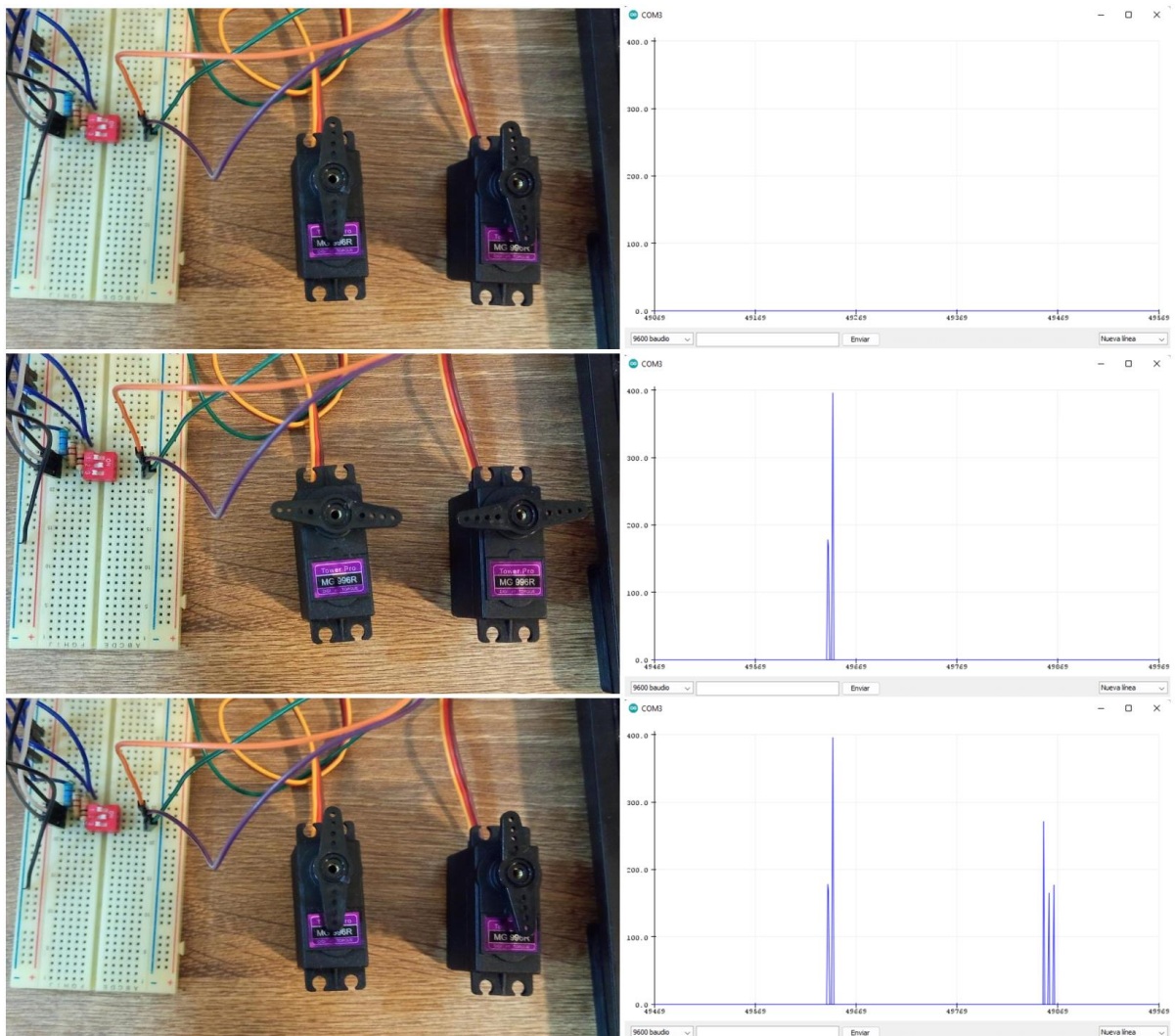


Figura 66: Activación de agarre N° 02: Envoltura mediana con detección de señal sEMG

Fuente: Elaboración propia.

Como tercera prueba se tiene el agarre N° 03: De Disco, en esta se configuraron los servomotores 01 y 02 para realizar un giro de 50 grados sexagesimales. En la Fig. 68 se observa la activación y desactivación del dispositivo.

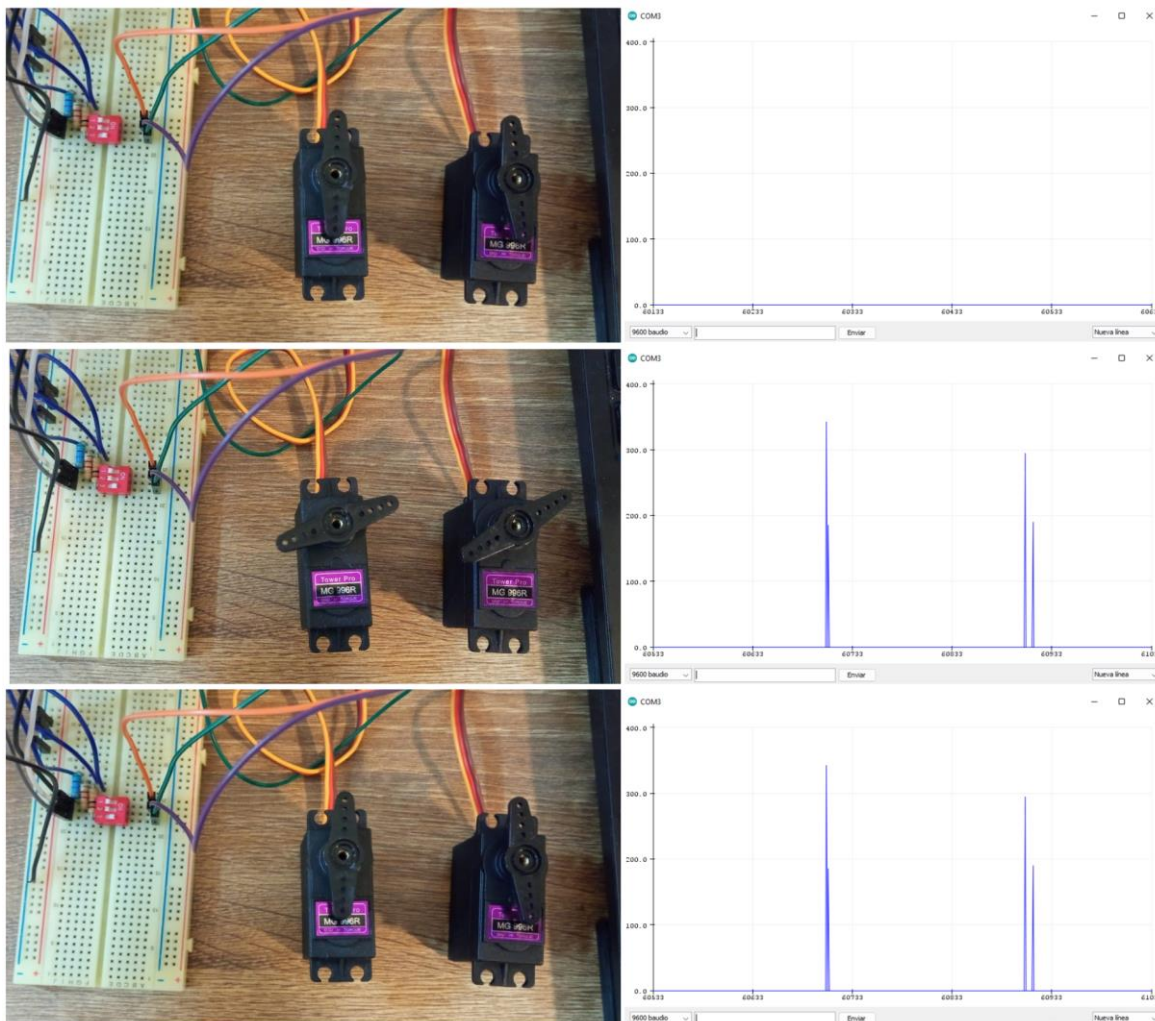


Figura 67: Activación de agarre N° 03: De Disco con detección de señal sEMG

Fuente: Elaboración propia.

5.6.2. Pruebas de funcionalidad de prototipo

5.6.2.1. Test de funcionalidad

Se empleó el test de funcionalidad presentado en el anexo E, este se construyó en base al Protocolo de Evaluación de la Mano Antropomórfica (AHAP) [31] y la lista de objetos de la investigación de manipulación robótica de Yale-CMU-Berkeley [45]. Los resultados de la evaluación se presentan en la siguiente tabla.

Tabla 20: Resultados de evaluación a sujeto según test de funcionalidad

COD	Tipo de agarre	Clase	Objeto	Puntuación	
				Paso 4	Paso 5
01	Trípode	Alimentos	Huevo	1	1
02		Forma	Pelota	1	1
04	Envoltura mediana	Tareas	Botella pequeña	1	1
05		Tareas	Botella mediana	1	1
06	Disco	Tareas	Celular	0.5	0
07		Cocina	Plato	0	0

Fuente: Elaboración propia.

5.6.2.2. Pruebas realizadas

Posterior a la fabricación y ensamble del prototipo se realiza la evaluación de desempeño del prototipo, siguiendo el protocolo mencionado anteriormente. Las evidencias fotográficas se muestran a continuación.

Es importante mencionar que la prueba del dispositivo fue ejecutada por un sujeto sin discapacidades físicas, esto porque se busca evitar que la señal genere conflictos con la acción de los mecanismos. Además, la prueba se enfocó en evaluar los aspectos mecánicos del diseño y compararlos con funciones básicas de la mano humana.



Figura 68: Agarre trípode con objeto

Fuente: Elaboración propia.

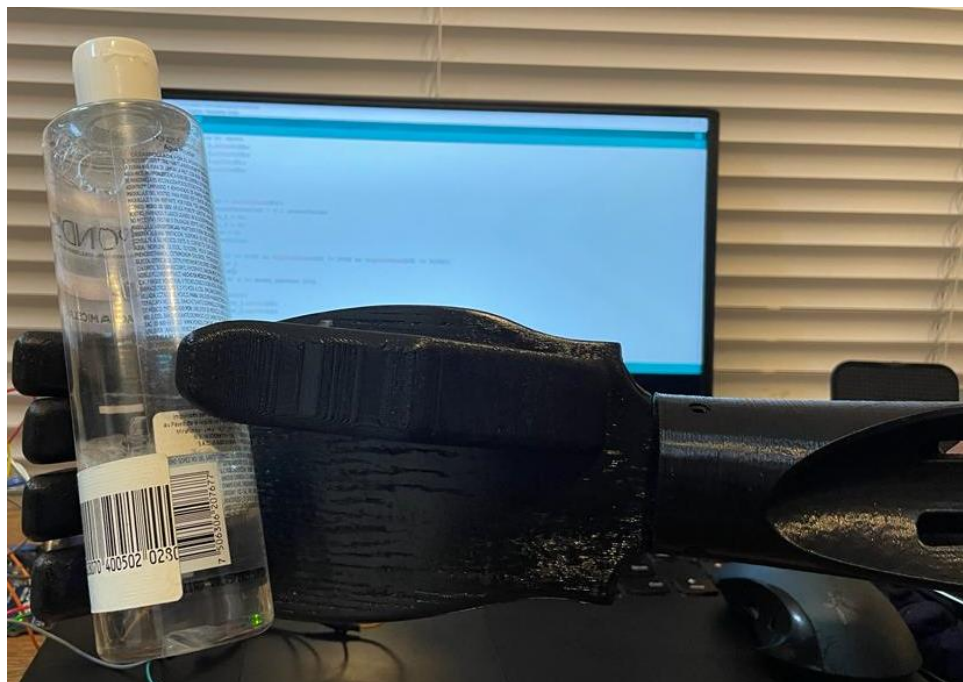


Figura 69: Agarre envoltura mediana

Fuente: Elaboración propia.



Figura 70: Agarre de disco

Fuente: Elaboración propia.

5.6.2.3. Análisis de resultados

Para los agarres trípode y envoltura mediana se tuvo una correcta ejecución en ambas tareas realizadas, sin embargo, para el agarre de disco hay un límite de apertura de mano, por lo que este agarre no es apto para objetos de medianas dimensiones. Cabe resaltar, que en el desarrollo de la prueba los objetos fueron sujetos con la fuerza suficiente para ser levantados sin caerse de la mano.

6. COSTOS DE IMPLEMENTACIÓN

Al comparar el costo total de implementación del prototipo, que incluye tanto los componentes utilizados como la mano de obra necesaria, con el precio de prótesis mioeléctricas comerciales (Tabla 15), se evidencia una diferencia notable. Esta comparación revela que el valor asociado al diseño propuesto es considerablemente inferior, confirmando así que su desarrollo es económicamente accesible.

Además, la implementación de esta prótesis con diversas configuraciones de uso no solo brinda beneficios económicos, sino que también otorga ventajas prácticas y funcionales. Su capacidad para adaptarse a diferentes necesidades de los usuarios puede mejorar la experiencia general de uso, ofreciendo una solución más personalizada y práctica para aquellos que la utilizan. Estos aspectos no solo mejoran la accesibilidad y la funcionalidad del producto, sino que también promueven un aumento en la autonomía y calidad de vida de los usuarios. A continuación, se presentan los costos de implementación del prototipo de prótesis mioeléctrica desarrollado.

6.1. Costos de componentes y herramientas

Se tuvo en cuenta la suma de los costos de los componentes utilizados, los cuales fueron adquiridos a nivel nacional, así como del costo de la impresión 3D y de las herramientas empleadas para el ensamble de los sistemas mecánico y electrónico. En total, el costo de los componentes y herramientas necesarias para la construcción del prototipo asciende a 570,77 nuevos soles (152.5 USD).

Tabla 21: Costos de implementación de prototipo

COD DESCRIPCIÓN	CANTIDAD	PRECIO UNITARIO	PRECIO TOTAL
1 COMPONENTE ELECTRÓNICOS			S/. 218,60
1.1 ARDUINO NANO V3.0 C/CABLE	1 un	S/. 35,00	S/. 35,00
1.2 CONVERTOR AC-DC LM2596	3 un	S/. 7,00	S/. 21,00
1.3 AMPLIFICADOR DE INSTRUMENTACIÓN AD620 DIP-8	1 un	S/. 28,00	S/. 28,00
1.4 AMPLIFICADOR OPERACIONAL DUAL LM358 DIP-8	3 un	S/. 1,20	S/. 3,60
1.5 SERVOMOTOR TOWER PRO MG996R 9.4KG/CM	2 un	S/. 28,00	S/. 56,00
1.6 RESISTENCIAS VARIAS	30 un	S/. 0,10	S/. 3,00
1.7 CONDENSADORES VARIOS	30 un	S/. 0,20	S/. 6,00
1.8 JUMPER HEMBRA-MACHO SET 40UN - 15CM	1 un	S/. 5,00	S/. 5,00
1.9 PROTOBOARD 830 PUNTOS	1 un	S/. 10,00	S/. 10,00
1.1 JUMPER HEMBRA-HEMBRA SET 10UN - 15CM	2 un	S/. 3,00	S/. 6,00
1.11 BATERÍA 9V DURACELL	3 un	S/. 15,00	S/. 45,00
2 IMPRESIÓN 3D			S/. 320,17
2.1 IMPRESIÓN DE PIEZAS	528,34 g	S/. 0,50	S/. 264,17
2.2 TORNILLERÍA VARIA 2MMØ			S/. 40,00
2.3 LIJAS DISTINTOS #	3 un	S/. 2,00	S/. 6,00
2.4 CLORURO DE METILENO BOTELLA 500ML	1 un	S/. 10,00	S/. 10,00
3 HERRAMIENTAS			S/. 32,00
3.1 ALICATE	1 un	S/. 5,00	S/. 5,00
3.2 CÚTER	1 un	S/. 3,00	S/. 3,00
3.3 CINTA DIELECTRICA	1 un	S/. 3,00	S/. 3,00
3.4 PISTOLA SOLDAR	1 un	S/. 11,00	S/. 11,00
3.5 CAUTÍN	1 un	S/. 4,00	S/. 4,00
3.6 DESTORNILLADOR	1 un	S/. 6,00	S/. 6,00
TOTAL			S/. 570,77

Fuente: Elaboración propia.

6.2. Costo de mano de obra

Se calculó el costo de mano de obra considerando los tiempos necesarios para cada etapa del proceso de construcción del prototipo, que incluyen el modelado completo de la prótesis, el tiempo de impresión 3D, el ensamblaje mecánico y electrónico, así como las pruebas de funcionalidad tanto de manera independiente como conjunta de ambos sistemas. Se estima que el tiempo total requerido para la construcción y evaluación del prototipo es de aproximadamente 10 días hábiles. Además, se considera que este período corresponde aprox. a un sueldo mínimo, dado que el responsable del proceso es un técnico profesional.

Tabla 22: Costos de mano de obra

COD	Descripción	Cantidad	Unidad	Costo unitario	Costo total
1	Mano de obra personal técnico	80	h.h	S/ 12.50	S/ 1,000.00

Fuente: Elaboración propia.

7. CONCLUSIONES

- El análisis de las respuestas del cuestionario y la revisión bibliográfica permitió diagnosticar la situación problemática de los pacientes con amputación transradial, quienes señalaron insatisfacción con su limitada capacidad para ejecutar actividades cotidianas tales como alimentación, higiene y limpieza. Se identificaron diversas áreas de mejora en el diseño y uso de prótesis, destacándose la urgencia de desarrollar dispositivos que se adapten a las necesidades y preferencias de los pacientes. Las mejoras deseadas más relevantes incluyeron adaptabilidad personalizada, accesibilidad económica, durabilidad, ergonomía, facilidad de operación y versatilidad en su uso.
- El diseño conceptual de la prótesis mioeléctrica se desarrolló aplicando el enfoque sistemático de Pahl et al. y la matriz morfológica de Zwicky, se exploraron y evaluaron diferentes soluciones y se terminó seleccionando la más óptima en base a criterios técnicos y económicos. El concepto final incluyó un sistema de adquisición de señales musculares mediante electrodos superficiales, procesadas por un sensor mioeléctrico y controladas con Arduino, responsable de activar los servomotores para realizar los agarres deseados: trípode, envoltura mediana y precisión de disco. Esta configuración buscó asegurar un dispositivo funcional capaz de servir a los pacientes con amputación transradial en sus quehaceres diarios, proporcionando un control preciso y natural que mejoraría significativamente su calidad de vida y autonomía.
- El desarrollo del sistema mecánico de la prótesis mioeléctrica transradial se llevó a cabo utilizando la teoría de mecanismos, específicamente la clase I-3 del doble balancín de Grashof, lo que permitió diseñar un sistema de transmisión capaz de imitar el movimiento natural de los dedos humanos. A través del análisis de la proporción de las longitudes de las falanges, se establecieron dimensiones anatómicamente correctas para el modelado CAD y posterior impresión 3D en filamento PLA a escala 1:1. La integración del mecanismo de cuatro barras aseguró un movimiento suave y controlado, capaz de cumplir con la sujeción y carga de distintos objetos.

En cuanto al sistema electrónico, después de la fase de construcción del circuito del sensor mioeléctrico y la programación del algoritmo para el control de apertura y cierre de la mano, se procedió a realizar pruebas específicas para los tres agarres. En cada prueba, se configuraron los servomotores según las necesidades para cada configuración, los resultados obtenidos validaron la capacidad del sistema para ejecutar efectivamente los tres tipos de agarre mediante la activación y desactivación del sistema mecánico a partir de las señales sEMG.

- El diseño fue modelado y simulado en el software SolidWorks, los resultados del análisis estático estructural a la pieza eslabón bajo una carga de 5N fueron esfuerzos máximos inferiores al límite de fluencia, un desplazamiento de 0.11mm, así como un factor de seguridad mínimo superior a 9. Se comprobó de esta manera que el diseño propuesto es funcional y seguro, pues soporta pesos superiores al de los objetos a manipularse en las tareas cotidianas pensadas.

- La evaluación del prototipo a través del test de funcionalidad evidenció su cumplimiento con los requerimientos establecidos, abordando de manera efectiva las necesidades y demandas previamente diagnosticadas. Se comprobó su eficacia en la realización de distintas tareas que involucraron los agarres trípode y envoltura mediana. No obstante, se identificó una limitación en el agarre de disco, siendo adecuado solo para objetos pequeños con una masa máxima de 500g y un diámetro inferior a 5 cm. El prototipo también demostró su capacidad para sostener los objetos manipulados con firmeza, garantizando así su robustez y habilidad de operación. La funcionalidad perdida se considera compensada, dado que la capacidad para manipular objetos mediante los tres tipos de agarres cubre las actividades diarias básicas de un adulto, como alimentarse utilizando utensilios de cocina, realizar tareas de higiene personal, sostener objetos pequeños y medianos, llevar a cabo labores de limpieza y manipular herramientas básicas, lo que asegura autonomía en los quehaceres cotidianos.
- Se estimó el costo total del desarrollo de la prótesis mioeléctrica, demostrando que el diseño propuesto es significativamente más económico que las prótesis mioeléctricas comerciales. El costo total de componentes y herramientas fue de 570,77 nuevos soles (152.5 USD), excluyendo la mano de obra, que se estima en aproximadamente un sueldo mínimo debido al tiempo y nivel de complejidad del trabajo. El tiempo de construcción fue de 10 días hábiles. Esto confirma que el diseño no solo es económicamente viable, sino también ejecutable, ofreciendo así una solución asequible y funcional para personas con amputación transradial. Por último, se concluye que estos beneficios económicos y personales representan un avance significativo hacia la mejora de la tecnología protésica, al brindar una solución de calidad a un costo accesible.

8. RECOMENDACIONES

- ✓ Investigar el uso de materiales avanzados de impresión 3D, como filamentos compuestos y polímeros de alta tecnología, con el objetivo de incrementar la resistencia, durabilidad y flexibilidad de las prótesis mioeléctricas.
- ✓ Explorar la integración de inteligencia artificial y machine learning para mejorar el procesamiento de señales EMG, optimizar los algoritmos de control, y adaptar la respuesta de la prótesis a los patrones de uso y necesidades específicas de cada usuario.
- ✓ Desarrollar métodos avanzados de personalización de prótesis mediante el uso de escaneos 3D, permitiendo una adaptación precisa a las características anatómicas individuales de los usuarios.
- ✓ Incorporar sensores adicionales, tales como sensores de fuerza, presión y temperatura, para proporcionar una retroalimentación más detallada y mejorar el control y la funcionalidad de la prótesis.
- ✓ Realizar pruebas de desgaste y fatiga para evaluar la durabilidad y vida útil de la prótesis en condiciones de uso prolongado, asegurando así su fiabilidad y seguridad a largo plazo.

9. REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- [1] INEI, «Perfil Socio demográfico del Perú 2017 (Resultados de los Censos Nacionales XII de Población, VII de Vivienda y III de Comunidades Indígenas),» Lima, 2018.
- [2] CONADIS, «Informe Estadístico del Registro Nacional de la Persona con Discapacidad - Reporte Febrero 2022,» Lima, 2022.
- [3] L. Farro, R. Tapia, L. Bautista, R. Montalvo y H. Iriarte, «Características clínicas y demográficas del paciente amputado,» *Revista Médica Herediana*, vol. 23, n° 4, pp. 240-243, 2012.
- [4] E. V. V. Sánchez, *Los amputados y su rehabilitación. Un reto para el Estado*, México: Academia Nacional de Medicina de México (ANMM), 2016.
- [5] F. G. D. S. I. d. S. C. C. L. B. K. F. D. Silva ADM, «Functional capacity of elderly with lower-limb amputation after prosthesis rehabilitation: a longitudinal study.,» *Disabil Rehabil Assist Technol.* , vol. 0, n° 0, pp. 1-5, 2019.
- [6] *Productos de apoyo para personas con discapacidad. Clasificación y terminología, Norma UNE-EN ISO 9999:2017..*
- [7] S. L. J. K. C. P. y. B. L. Hyun-Joon Yoo, «Development of 3D-printed myoelectric hand orthosis for patients with spinal cord injury,» *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, vol. 16, n° 162, pp. 1-14, 2019.
- [8] B. B. d. Silva, R. N. Porsani, L. A. V. Hellmeister y F. O. M. y. L. C. Paschoarelli, «Design and Development of a Myoelectric Upper Limb Prosthesis with 3D Printing: A Low-Cost Alternative,» *Advances in Additive Manufacturing, Modeling Systems and 3D Prototyping. AHFE 2019.*, vol. 975, pp. 318-327, 2020.
- [9] S.-Y. Jung, S.-G. Kim, J.-H. Kim y S.-H. Park, «Development of Multifunctional Myoelectric Hand Prosthesis System with Easy and Effective Mode Change Control Method Based on the Thumb Position and State,» *Applied Sciences*, vol. 11, n° 16:7295, 2021.
- [10] M. A. C. Villanueva, «DISEÑO DE UNA PRÓTESIS BIOMÉDICA DEL MIEMBRO SUPERIOR PARA MEJORAR EL DESEMPEÑO DE ACTIVIDADES COTIDIANAS EN JÓVENES UTILIZANDO MATERIALES ACCESIBLES LIMA - 2018,» Universidad Privada del Norte, Lima, 2018.
- [11] A. J. L. Sánchez, «Diseño e Implementación del Sistema Electrónico para una prótesis transradial mioeléctrica,» Universidad Pontificia Católica del Perú, Lima, 2020.

- [12] E. C. CORDOVA, «DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE UNA PRÓTESIS MIOELÉCTRICA,» Universidad Católica Santo Toribio de Mogrovejo, Chiclayo, 2021.
- [13] T. M. Skirven, A. L. Osterman, J. M. Fedorczyk y P. C. Amadio, *Rehabilitation of the Hand and Upper Extremity*, Philadelphia: Mosby, 2011.
- [14] T. Feix, J. Romero, H.-B. Schmiedmayer, A. M. Dollar y y. K. Danica, «The GRASP Taxonomy of Human Grasp Types,» *IEEE TRANSACTIONS ON HUMAN-MACHINE SYSTEMS*, vol. 46, n° 01, pp. 66-77, 2016.
- [15] L. A. Cifuentes M, «Prótesis en amputados,» de *Manual de órtesis y prótesis*, Quito, 1990, pp. 203-233.
- [16] C. E. Contreras y E. R. M. López, «CARACTERIZACIÓN DEL PACIENTE CON AMPUTACIÓN,» Universidad de San Carlos de Guatemala, Guatemala, 2018.
- [17] R. Zambudio Periado, «Introducción a las prótesis de miembro superior,» de *Prótesis, órtesis y ayudas técnicas*, Barcelona, GEA consultoría editorial, s.l., 2009, pp. 137-142.
- [18] D. H. Myszka, *Maquinas y mecanismos*, Mexico, 2012.
- [19] J. B. y. C. J. D. Luca, *Muscles Alive, Their Functions. Revealed by Electromyography*.
- [20] B. Gerdle, S. Karlsson y S. D. y. M. Djupsjöbacka, *Acquisition, Processing and Analysis of the Surface Electromyogram*, Berlín: Windhorst U y Johansson H. Springer Verlag, 1999.
- [21] R. NScott, «An Introduction to Myoelectric Protheses,» University of New Brunswick, Institute of BiomedicalEngineering, Frederickton, 1984.
- [22] L. A. Osorio, «Acondicionamiento de Señales Bioeléctricas,» Universidad Tecnológica de Pereira, Pereira, 2007.
- [23] M. E. Moncada, M. d. P. Saldarriaga, A. F. Bravo y C. R. Pinedo, «Medición de Impedancia Eléctrica en Tejido Biológico,» *Rev. Tecno Lógicas*, n° 25, pp. 51-76, 2010.
- [24] D. Contretas, A. Ramírez, F. Gallegos y I. Bazán, «Prototipo de una Prótesis Mioeléctrica para la Emulación de una Articulación de Codo,» *Revista Mexicana de Ingeniería Biomédica*, vol. 36, n° 1, pp. 77-92, 2015.
- [25] X. R. Campillo, «PROYECTO DE DISEÑO DE PIEZAS MODELADAS CON UNA IMPRESORA 3D PARA LA REALIZACIÓN DE PRÁCTICAS DE LABORATORIO DE LA ASIGNATURA DE RESISTENCIA DE

- MATERIALES Y TEORÍA DE ESTRUCTURAS,» Universidad Politécnica de Cataluña, Cataluña, 2018.
- [26] N. Fram-Schwartz, «Different Types of Additive,» 2 11 2015. [En línea]. Available: <https://www.linkedin.com/pulse/different-types-additive-manufacturing-noah-fram-schwartz/>. [Último acceso: 2022 05 16].
- [27] J. E. S. Bejarano, «Impresoras 3D la nueva era tecnológica,» Universidad Santiago De Cali, Cali, 2019.
- [28] R. H. Sampieri, C. F. Collado y P. B. Lucio, Metodología de la Investigación, México: Mc Graw Hill, 2003.
- [29] G. Pah, W. Beitz, J. Feldhusen y K.-H. Grote, Engineering Design: A Systematic Approach, London: Springer, 2007.
- [30] R. F. f. Weir, «DESIGN OF ARTIFICIAL ARMS AND HANDS FOR PROSTHETIC APPLICATIONS,» de *STANDARD HANDBOOK OF BIOMEDICAL ENGINEERING AND DESIGN*, New York, The McGraw-Hill Companies, Inc., 2004, pp. 32.1-32.61.
- [31] I. Llop-Harillo, A. Pérez-González, J. Starke y T. Asfour, «The Anthropomorphic Hand Assessment Protocol (AHAP),» *Robotics and Autonomous Systems*, vol. 121, n° 103259, 2019.
- [32] W. Williams, «Bionics for Everyone,» 24 02 2021. [En línea]. Available: <https://bionicsforeveryone.com/bionic-hand-price-list/>. [Último acceso: 29 09 2022].
- [33] I. M. Bullock, J. Z. Zheng, S. D. L. Rosa, C. Guertler y A. M. Dollar, «Grasp Frequency and Usage in DailyHousehold and Machine Shop Tasks,» *IEEE TRANSACTIONS ON HAPTICS*, vol. 6, n° 3, pp. 296-308, 2013.
- [34] J. L. Melo, «ERGONOMÍA PRÁCTICA: GUÍA PARA LA EVALUACIÓN ERGONÓMICA DE UN PUESTO DE TRABAJO,» Fundación MAPFRE, Buenos Aires, 2009.
- [35] M. d. P. M. A. Alejandro González y Hernández, «Arte y Ciencia: Proporción de los dedos de la mano,» *Latin-American Journal of Physics Education*, vol. 11, n° 2, pp. 2328-1 -28328, 2017.
- [36] B. E. Kaminski, *Muscle Sensor V3*, 2012.
- [37] Analog Devices, «ANALOG DEVICES,» [En línea]. Available: <https://www.analog.com/en/products/ad620.html#product-overview>. [Último acceso: 30 06 2022].

- [38] UNIT electronics, «UNIT electronics,» [En línea]. Available: <https://uelectronics.com/producto/lm358n-amplificador-operacional-pdip%E2%88%928/>. [Último acceso: 30 06 2022].
- [39] alldatasheet, «alldatasheet,» [En línea]. Available: <https://pdf1.alldatasheet.com/datasheet-pdf/view/1131873/ETC2/MG996R.html>. [Último acceso: 10 06 2022].
- [40] Linio Perú, «Linio,» [En línea]. Available: <https://www.linio.com.pe/p/20pcs-5v-03-a-mini-interruptor-deslizante-spdt-negro-de-taman-o-para-p-lg00wv>. [Último acceso: 30 06 2022].
- [41] J.-M. R. L. J. T.-R. O. G.-G. G. R. R. J. Travieso-Rodriguez JA, «Mechanical Properties of 3D-Printing Polylactic Acid Parts subjected to Bending Stress and Fatigue Testing,» *Materials*, vol. 12, n° 23, p. 3859, 2019.
- [42] Ultimaker, *Ficha de datos técnicos PLA*, 2017.
- [43] D. HERNÁNDEZ VALENCIA, «DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE UNA PRÓTESIS DE MANO CON AGARRE DE POTENCIA,» UNIVERSIDAD AUTÓNOMA DE BUCARAMANGA, BUCARAMANGA, 2021.
- [44] M. Industries, «MakerBot,» 2016. [En línea]. Available: <https://www.makerbot.com/3d-printers/replicator/>. [Último acceso: 29 09 2022].
- [45] A. W. A. S. S. S. P. A. a. A. M. D. B. Calli, «Benchmarking in Manipulation Research: Using the Yale-CMU-Berkeley Object and Model Set,» *IEEE Robotics & Automation Magazine*, vol. 22, n° 3, pp. 36-52, 2015.
- [46] C. Currie, C. Downey, A. R. Nistler, D. McDonald, G. Port, J. Sabatino y S. Souto, «Design and Development of a Myoelectric Transradial Prosthesis,» Worcester Polytechnic Institute, Massachusetts, 2017.

10. ANEXOS

Anexo A: Cuestionario para el diagnóstico y evaluación de necesidades del paciente con amputación transradial

EVALUACIÓN DE FUNCIONALIDAD Y SATISFACCIÓN EN PERSONAS CON AMPUTACIÓN TRANSRADIAL

El presente estudio forma parte de la exploración de la problemática del proyecto de grado titulado “*Diseño y construcción de prótesis mioeléctrica con impresión 3d para compensar funcionalidad perdida en adultos a causa de amputación transradial*”. El objetivo es evaluar la situación de personas con amputación transradial para establecer un listado de requerimientos que cumplan con las necesidades básicas de dichos usuarios. Las variables exploradas son la capacidad y el grado de satisfacción del desempeño de actividades de la vida diaria.

Usted es invitado a participar en el presente cuestionario porque cumple los criterios de inclusión del estudio, que, en este caso, es ser adulto con amputación transradial usuario y no usuario de prótesis. La participación en este estudio es completamente voluntaria. Los resultados de este estudio se utilizarán en el proyecto de grado mencionado, asimismo podrán ser remitidos a publicaciones científicas para su difusión. Se agradece de antemano por su colaboración.

Nombre: _____ **DNI:** _____

Edad: _____ **Sexo:** Femenino Masculino **Ocupación:** _____

Mano dominante antes de la amputación: Izquierda Derecha

Lado de amputación: Izquierda Derecha

1. ¿Alguna vez ha probado una prótesis?

- Sí
 No

2. Si respondió “No”, ¿cuál es la principal razón?

- Costo
 Incomodidad
 Falta de funcionalidad
 Preferencia personal
 Otro: _____

(Pase a la pregunta 11)

3. ¿Utiliza actualmente una prótesis?

- Sí
 No

4. Si respondió “No”, ¿cuál fue la razón principal para dejar de usarla?

- Incomodidad
 Falta de funcionalidad
 Problemas de ajuste
 Alto costo de mantenimiento
 Pesadez
 Preferencia personal
 Otro: _____

(Pase a la pregunta 11)

5. ¿Qué tipo de prótesis usa actualmente?

- Estética (mejora la apariencia, pero no tiene funcionalidad)
- Mecánica (utiliza articulaciones o sistemas de poleas)
- Mioeléctrica (utiliza señales de electromiografía para producir el movimiento deseado)
- Biónica (utiliza sensores para imitar funciones biológicas. Ej. Sensor de temperatura)

6. ¿Qué rango de horas al día usa su prótesis?

- 0 – 4 horas
- 4 – 8 horas
- 8 – 12 horas
- 12 – 16 horas

7. ¿Recibió entrenamiento para la manipulación de su prótesis?

- Sí ¿Cuánto tiempo? _____
- No

8. ¿Experimenta alguna molestia durante el uso de su prótesis? (Ejemplo: enrojecimiento, picazón, dolor o ardor en la piel)

- Sí
- No

9. Si pudiera mejorar un atributo de su prótesis, ¿cuál sería?

- Costo
- Durabilidad
- Ergonomía (comodidad en su uso)
- Peso
- Precisión (capacidad para sostener objetos pequeños Ej. Llaves, hojas, monedas)
- Estética
- Funcionalidad en diferentes entornos (agua, calor, frío)

10. ¿Cuál es el costo promedio de su prótesis?

- 0 - 500 soles
- 500 – 1000 soles
- 1000 – 2000 soles
- 2000 – 3000 soles
- + 3000 soles

11. ¿Qué tan satisfecho está con su capacidad para ejecutar actividades de la vida diaria?

- Muy satisfecho
- Medianamente satisfecho
- Poco satisfecho
- Insatisfecho

12. ¿Qué actividades le resultan más desafiantes en el quehacer diario?

- Actividades cotidianas (lavarse, vestirse, comer)
- Actividades laborales
- Actividades recreativas
- Actividades domésticas (limpieza, cocina)
- Otro: _____

13. Califique las siguientes actividades del 1 al 5 según su nivel de importancia, donde 1 representa la menor importancia y 5 la mayor:

Indique su calificación frente a las siguientes actividades: (1 = sin importancia; 2 = medianamente importante; 3 = indiferente; 4 = importante; 5 = muy importante)	Valoración				
	1	2	3	4	5
Servir y consumir alimentos					
Servir y beber líquidos					
Sostener el celular					
Escribir con lápiz o lapicero					
Escribir en la computadora					
Higiene personal (Lavarse los dientes, bañarse)					
Limpieza del hogar (Barrer, aspirar, trapear)					
Abrir y cerrar puertas					
Manejar dinero y tarjetas					
Vestirse y desvestirse					

14. ¿Qué mejoras le gustaría ver en los servicios o productos relacionados con las prótesis?

- Mayor accesibilidad económica
- Mejor adaptación personalizada (que se ajuste mejor a sus necesidades y su cuerpo)
- Mayor durabilidad
- Mejora en la estética (apariencia más natural)
- Mayor facilidad de uso y control
- Reducción en el peso
- Mejor entrenamiento y educación para el uso de las prótesis
- Otro: _____

JUICIO DE EXPERTOS
(Validación de instrumento de recolección de datos)

Título del proyecto de tesis	Diseño y construcción de prótesis mioeléctrica con impresión 3d para compensar funcionalidad perdida en adultos a causa de amputación transradial							
Tipo de instrumento a validar	Cuestionario							
Denominación del instrumento	Evaluación de funcionalidad y satisfacción en personas con amputación transradial							
Indique su grado de acuerdo frente a las siguientes afirmaciones: (1 = totalmente en desacuerdo; 2 = en desacuerdo; 3 = indiferente; 4 = de acuerdo; 5 = totalmente de acuerdo)				Grado de acuerdo				
				1	2	3	4	5
ADECUACIÓN • Las preguntas se comprenden con facilidad (precisas, no ambiguas, acorde al nivel de información y lenguaje del encuestado).								X
PERTINENCIA • Contribuye a recoger información relevante para la investigación.								X
CLARIDAD • La redacción de las preguntas e instrucción del instrumento son adecuadas y se comprenden con facilidad.								X
METODOLOGÍA • El instrumento elaborado responde al objetivo de la investigación.								X
SUFICIENCIA • Las preguntas presentadas son suficientes para la medición de la variable estudiada.								X
EXPERTICIA • Existe una relación del conocimiento del autor con el contenido del instrumento.								X
ORGANIZACIÓN • Existe una secuencia lógica y ordenada en las preguntas.								X
COHERENCIA • Las preguntas tienen relación con el título y las variables de la investigación.								X
APLICACIÓN • Los datos permiten un tratamiento e interpretación pertinente.								X
ACTUALIDAD • Es adecuado al avance científico y tecnológico del estudio de la variable.								X
Identificación de experto								
Nombre y apellidos								
Filiación				MEDIA TRAUMATOLOGÍA Y ORTOPEDIA				
DNI				08553307				
Fecha de validación				13/05/2024				
Firma								

Dr. Victor José Saúl Delgado
de este cuestionario.
CMP. 17881 - R.N.E. 30986

Muchas gracias por su valiosa contribución a la validación de este cuestionario.



CONSTANCIA DE VALIDACIÓN POR JUICIO DE EXPERTOS

Quien suscribe, VICTOR JOSE SIGIL DELGADO, con experticia en el área especializada de TRAUMATOLOGIA Y ORTO^{PE}EDIA, mediante la presente hago constar que el instrumento utilizado para la recolección de datos del informe de tesis para obtener el título de **Ingeniero Mecánico Eléctrico**, titulado **“Diseño y construcción de prótesis mioeléctrica con impresión 3d para compensar funcionalidad perdida en adultos a causa de amputación transradial”** reúne los requisitos suficientes y necesarios para ser considerados válidos y confiables y, por tanto, aptos para ser aplicados en el logro de los objetivos que se plantearon en la investigación.

Atentamente,

A handwritten signature in blue ink, appearing to read 'V. Sigil D.', is written over a horizontal line.

FIRMA DEL JUEZ EXPERTO



DNI: 08553304

A handwritten signature in blue ink, appearing to read 'V. Sigil D.', is written over a horizontal line.

Dr. Víctor José Sigil Delgado
TRAUMATOLOGÍA Y ORTOPEDIA
CMP. 17681 - R.N.E. 30986

Chiclayo, 13 de mayo de 2024

JUICIO DE EXPERTOS
(Validación de instrumento de recolección de datos)

Título del proyecto de tesis	Diseño y construcción de prótesis mioeléctrica con impresión 3d para compensar funcionalidad perdida en adultos a causa de amputación transradial				
Tipo de instrumento a validar	Cuestionario				
Denominación del instrumento	Evaluación de funcionalidad y satisfacción en personas con amputación transradial				
Indique su grado de acuerdo frente a las siguientes afirmaciones: (1 = totalmente en desacuerdo; 2 = en desacuerdo; 3 = indiferente; 4 = de acuerdo; 5 = totalmente de acuerdo)	Grado de acuerdo				
	1	2	3	4	5
ADECUACIÓN • Las preguntas se comprenden con facilidad (precisas, no ambiguas, acorde al nivel de información y lenguaje del encuestado).					X
PERTINENCIA • Contribuye a recoger información relevante para la investigación.					X
CLARIDAD • La redacción de las preguntas e instrucción del instrumento son adecuadas y se comprenden con facilidad.					X
METODOLOGÍA • El instrumento elaborado responde al objetivo de la investigación.					X
SUFICIENCIA • Las preguntas presentadas son suficientes para la medición de la variable estudiada.					X
EXPERTICIA • Existe una relación del conocimiento del autor con el contenido del instrumento.					X
ORGANIZACIÓN • Existe una secuencia lógica y ordenada en las preguntas.					X
COHERENCIA • Las preguntas tienen relación con el título y las variables de la investigación.					X
APLICACIÓN • Los datos permiten un tratamiento e interpretación pertinente.					X
ACTUALIDAD • Es adecuado al avance científico y tecnológico del estudio de la variable.					X
Identificación de experto					
Nombre y apellidos	Enrique Flores Vidarte				
Filiación	Tecnólogo Médico - Esp. Terapia Física y Rehabilitación				
DNI	16746317				
Fecha de validación					
Firma	  ENRIQUE FLORES VIDARTE <small>Exp. FISIOTERAPIA Y REHABILITACIÓN</small>				


Muchas gracias por su valiosa contribución a la validación de este cuestionario.



CONSTANCIA DE VALIDACIÓN POR JUICIO DE EXPERTOS

Quien suscribe, Enrique Flores Vidarte, con experticia en el área especializada de Fisiología y Rehabilitación, mediante la presente hago constar que el instrumento utilizado para la recolección de datos del informe de tesis para obtener el título de **Ingeniero Mecánico Eléctrico**, titulado **“Diseño y construcción de prótesis mioeléctrica con impresión 3d para compensar funcionalidad perdida en adultos a causa de amputación transradial”** reúne los requisitos suficientes y necesarios para ser considerados válidos y confiables y, por tanto, aptos para ser aplicados en el logro de los objetivos que se plantearon en la investigación.

Atentamente,


FISIO-MEDIC
ENRIQUE FLORES VIDARTE
 L.S. EN FISIOTERAPIA Y REHABILITACION
 E.F.M.P. N° 4065
FIRMA DEL JUEZ EXPERTO
 DNI: 16746317

Chiclayo, 13 de mayo de 2024

EVALUACIÓN DE FUNCIONALIDAD Y SATISFACCIÓN EN PERSONAS CON AMPUTACIÓN TRANSRADIAL

El presente estudio forma parte de la exploración de la problemática del proyecto de grado titulado "Diseño y construcción de prótesis mioeléctrica con impresión 3d para compensar funcionalidad perdida en adultos a causa de amputación transradial". El objetivo es evaluar la situación de personas con amputación transradial para establecer un listado de requerimientos que cumplan con las necesidades básicas de dichos usuarios. Las variables exploradas son la capacidad y el grado de satisfacción del desempeño de actividades de la vida diaria.

Usted es invitado a participar en el presente cuestionario porque cumple los criterios de inclusión del estudio, que, en este caso, es ser adulto con amputación transradial usuario y no usuario de prótesis. La participación en este estudio es completamente voluntaria. Los resultados de este estudio se utilizarán en el proyecto de grado mencionado, asimismo podrán ser remitidos a publicaciones científicas para su difusión. Se agradece de antemano por su colaboración.

Nombre: Pablo Filiberfo Chacaltana Hernández DNI: 21492819

Edad: 59 Sexo: Femenino Masculino Ocupación: Jubilado por Invalidez

Mano dominante antes de la amputación: Izquierda Derecha

Lado de amputación: Izquierda Derecha

1. ¿Alguna vez ha probado una prótesis?

- Sí
 No

2. Si respondió "No", ¿cuál es la principal razón?

- Costo
 Incomodidad
 Falta de funcionalidad
 Preferencia personal
 Otro: _____

(Pase a la pregunta 11)

3. ¿Utiliza actualmente una prótesis?

- Sí
 No

4. Si respondió "No", ¿cuál fue la razón principal para dejar de usarla?

- Incomodidad
 Falta de funcionalidad
 Problemas de ajuste
 Alto costo de mantenimiento
 Pesadez
 Preferencia personal
 Otro: _____

(Pase a la pregunta 11)

5. ¿Qué tipo de prótesis usa actualmente?

- Estética (mejora la apariencia, pero no tiene funcionalidad)
- Mecánica (utiliza articulaciones o sistemas de poleas)
- Mioeléctrica (utiliza señales de electromiografía para producir el movimiento deseado)
- Biónica (utiliza sensores para imitar funciones biológicas. Ej. Sensor de temperatura)

6. ¿Qué rango de horas al día usa su prótesis?

- 0 – 4 horas
- 4 – 8 horas
- 8 – 12 horas
- 12 – 16 horas

7. ¿Recibió entrenamiento para la manipulación de su prótesis?

- Sí ¿Cuánto tiempo? 1 AÑO
- No

8. ¿Experimenta alguna molestia durante el uso de su prótesis? (Ejemplo: enrojecimiento, picazón, dolor o ardor en la piel)

- Sí
- No

9. Si pudiera mejorar un atributo de su prótesis, ¿cuál sería?

- Costo
- Durabilidad
- Ergonomía (comodidad en su uso)
- Peso
- Precisión (capacidad para sostener objetos pequeños Ej. Llaves, hojas, monedas)
- Estética
- Funcionalidad en diferentes entornos (agua, calor, frío)

10. ¿Cuál es el costo promedio de su prótesis?

- 0 - 500 soles
- 500 – 1000 soles
- 1000 – 2000 soles
- 2000 – 3000 soles
- + 3000 soles

11. ¿Qué tan satisfecho está con su capacidad para ejecutar actividades de la vida diaria?

- Muy satisfecho
- Medianamente satisfecho
- Poco satisfecho
- Insatisfecho

12. ¿Qué actividades le resultan más desafiantes en el quehacer diario?

- Actividades cotidianas (lavarse, vestirse, comer)
- Actividades laborales
- Actividades recreativas
- Actividades domésticas (limpieza, cocina)
- Otro: _____

13. Califique las siguientes actividades del 1 al 5 según su nivel de importancia, donde 1 representa la menor importancia y 5 la mayor:

Indique su calificación frente a las siguientes actividades: (1 = sin importancia; 2 = medianamente importante; 3 = indiferente; 4 = importante; 5 = muy importante)	Valoración				
	1	2	3	4	5
Servir y consumir alimentos				X	
Servir y beber líquidos				X	
Sostener el celular				X	
Escribir con lápiz o lapicero				X	
Escribir en la computadora	X				
Higiene personal (Lavarse los dientes, bañarse)				X	
Limpieza del hogar (Barrer, aspirar, trapear)				X	
Abrir y cerrar puertas				X	
Manejar dinero y tarjetas				X	
Vestirse y desvestirse				X	

14. ¿Qué mejoras le gustaría ver en los servicios o productos relacionados con las prótesis?

- Mayor accesibilidad económica
- Mejor adaptación personalizada (que se ajuste mejor a sus necesidades y su cuerpo)
- Mayor durabilidad
- Mejora en la estética (apariencia más natural)
- Mayor facilidad de uso y control
- Reducción en el peso
- Mejor entrenamiento y educación para el uso de las prótesis
- Otro: _____

EVALUACIÓN DE FUNCIONALIDAD Y SATISFACCIÓN EN PERSONAS CON AMPUTACIÓN TRANSRADIAL

El presente estudio forma parte de la exploración de la problemática del proyecto de grado titulado "Diseño y construcción de prótesis mioeléctrica con impresión 3d para compensar funcionalidad perdida en adultos a causa de amputación transradial". El objetivo es evaluar la situación de personas con amputación transradial para establecer un listado de requerimientos que cumplan con las necesidades básicas de dichos usuarios. Las variables exploradas son la capacidad y el grado de satisfacción del desempeño de actividades de la vida diaria.

Usted es invitado a participar en el presente cuestionario porque cumple los criterios de inclusión del estudio, que, en este caso, es ser adulto con amputación transradial. La participación en este estudio es completamente voluntaria. Los resultados de este estudio se utilizarán en el proyecto de grado mencionado, asimismo podrán ser remitidos a publicaciones científicas para su difusión. Se agradece de antemano por su colaboración.

Nombre: EDWARD JULIAN MEDINA MENDOZA

DNI: 45583209

Edad: 38

Sexo: Femenino Masculino

Ocupación: ADMINISTRADOR

Mano dominante antes de la amputación: Izquierda Derecha

Lado de amputación: Izquierda Derecha

1. ¿Alguna vez ha probado una prótesis?

Sí

No

2. Si respondió "No", ¿cuál es la principal razón?

Costo

Incomodidad

Falta de funcionalidad

Preferencia personal

Otro: _____

(Pase a la pregunta 11)

3. ¿Utiliza actualmente una prótesis?

Sí

No

4. Si respondió "No", ¿cuál fue la razón principal para dejar de usarla?

Incomodidad

Falta de funcionalidad

Problemas de ajuste

Alto costo de mantenimiento

Pesadez

Preferencia personal

Otro: _____

(Pase a la pregunta 11)

5. ¿Qué tipo de prótesis usa actualmente?

- Estética (mejora la apariencia, pero no tiene funcionalidad)
- Mecánica (utiliza articulaciones o sistemas de poleas)
- Mioeléctrica (utiliza señales de electromiografía para producir el movimiento deseado)
- Biónica (utiliza sensores para imitar funciones biológicas. Ej. Sensor de temperatura)

6. ¿Qué rango de horas al día usa su prótesis?

- 0 – 4 horas
- 4 – 8 horas
- 8 – 12 horas
- 12 – 16 horas

7. ¿Recibió entrenamiento para la manipulación de su prótesis?

- Sí ¿Cuánto tiempo? _____
- No

8. ¿Experimenta alguna molestia durante el uso de su prótesis? (Ejemplo: enrojecimiento, picazón, dolor o ardor en la piel)

- Sí
- No

9. Si pudiera mejorar un atributo de su prótesis, ¿cuál sería?

- Costo
- Durabilidad
- Ergonomía (comodidad en su uso)
- Peso
- Precisión (capacidad para sostener objetos pequeños Ej. Llaves, hojas, monedas)
- Estética
- Funcionalidad en diferentes entornos (agua, calor, frío)

10. ¿Cuál es el costo promedio de su prótesis?

- 0 - 500 soles
- 500 – 1000 soles
- 1000 – 2000 soles
- 2000 – 3000 soles
- + 3000 soles

11. ¿Qué tan satisfecho está con su capacidad para ejecutar actividades de la vida diaria?

- Muy satisfecho
- Medianamente satisfecho
- Poco satisfecho
- Insatisfecho

12. ¿Qué actividades le resultan más desafiantes en el quehacer diario?

- Actividades cotidianas (lavarse, vestirse, comer)
- Actividades laborales
- Actividades recreativas
- Actividades domésticas (limpieza, cocina)
- Otro: _____

13. Califique las siguientes actividades del 1 al 5 según su nivel de importancia, donde 1 representa la menor importancia y 5 la mayor:

Indique su calificación frente a las siguientes actividades: (1 = sin importancia; 2 = medianamente importante; 3 = indiferente; 4 = importante; 5 = muy importante)	Valoración				
	1	2	3	4	5
Servir y consumir alimentos				X	
Servir y beber líquidos				X	
Sostener el celular				X	
Escribir con lápiz o lapicero				X	
Escribir en la computadora	X				
Higiene personal (Lavarse los dientes, bañarse)				X	
Limpieza del hogar (Barrer, aspirar, trapear)				X	
Abrir y cerrar puertas				X	
Manejar dinero y tarjetas				X	
Vestirse y desvestirse				X	

14. ¿Qué mejoras le gustaría ver en los servicios o productos relacionados con las prótesis?

- Mayor accesibilidad económica
- Mejor adaptación personalizada al usuario (que se ajuste mejor a sus necesidades y su cuerpo)
- Mayor durabilidad
- Mejora en la estética (apariencia más natural)
- Mayor facilidad de uso y control
- Reducción en el peso
- Mejor entrenamiento y educación para el uso de las prótesis
- Otro: _____



Low Cost, Low Power Instrumentation Amplifier

AD620

FEATURES

EASY TO USE

Gain Set with One External Resistor
(Gain Range 1 to 1000)

Wide Power Supply Range (± 2.3 V to ± 18 V)
Higher Performance than Three Op Amp IA Designs Available in 8-Lead DIP and SOIC Packaging
Low Power, 1.3 mA max Supply Current

EXCELLENT DC PERFORMANCE ("B GRADE")

50 μ V max, Input Offset Voltage
0.6 μ V/ $^{\circ}$ C max, Input Offset Drift
1.0 nA max, Input Bias Current
100 dB min Common-Mode Rejection Ratio ($G = 10$)

LOW NOISE

9 nV/ $\sqrt{\text{Hz}}$, @ 1 kHz, Input Voltage Noise
0.28 μ V p-p Noise (0.1 Hz to 10 Hz)

EXCELLENT AC SPECIFICATIONS

120 kHz Bandwidth ($G = 100$)
15 μ s Settling Time to 0.01%

APPLICATIONS

Weigh Scales
ECG and Medical Instrumentation
Transducer Interface
Data Acquisition Systems
Industrial Process Controls
Battery Powered and Portable Equipment

PRODUCT DESCRIPTION

The AD620 is a low cost, high accuracy instrumentation amplifier that requires only one external resistor to set gains of 1 to

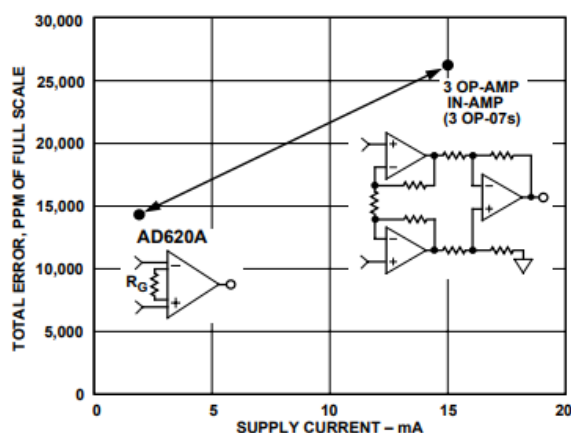


Figure 1. Three Op Amp IA Designs vs. AD620

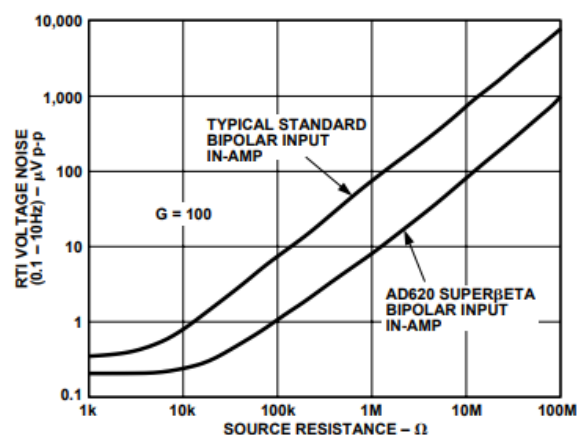
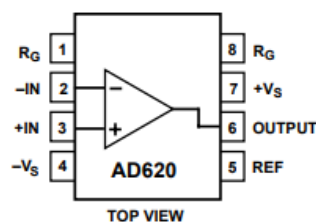


Figure 2. Total Voltage Noise vs. Source Resistance

CONNECTION DIAGRAM

8-Lead Plastic Mini-DIP (N), Cerdip (Q)
and SOIC (R) Packages



1000. Furthermore, the AD620 features 8-lead SOIC and DIP packaging that is smaller than discrete designs, and offers lower power (only 1.3 mA max supply current), making it a good fit for battery powered, portable (or remote) applications.

The AD620, with its high accuracy of 40 ppm maximum nonlinearity, low offset voltage of 50 μ V max and offset drift of 0.6 μ V/ $^{\circ}$ C max, is ideal for use in precision data acquisition systems, such as weigh scales and transducer interfaces. Furthermore, the low noise, low input bias current, and low power of the AD620 make it well suited for medical applications such as ECG and noninvasive blood pressure monitors.

The low input bias current of 1.0 nA max is made possible with the use of Superbeta processing in the input stage. The AD620 works well as a preamplifier due to its low input voltage noise of 9 nV/ $\sqrt{\text{Hz}}$ at 1 kHz, 0.28 μ V p-p in the 0.1 Hz to 10 Hz band, 0.1 pA/ $\sqrt{\text{Hz}}$ input current noise. Also, the AD620 is well suited for multiplexed applications with its settling time of 15 μ s to 0.01% and its cost is low enough to enable designs with one in-amp per channel.

REV. E

Information furnished by Analog Devices is believed to be accurate and reliable. However, no responsibility is assumed by Analog Devices for its use, nor for any infringements of patents or other rights of third parties which may result from its use. No license is granted by implication or otherwise under any patent or patent rights of Analog Devices.

One Technology Way, P.O. Box 9106, Norwood, MA 02062-9106, U.S.A.
Tel: 781/329-4700 World Wide Web Site: <http://www.analog.com>
Fax: 781/326-8703 © Analog Devices, Inc., 1999



LM158-N, LM258-N, LM2904-N, LM358-N

www.ti.com

SNOSBT3H – JANUARY 2000 – REVISED MARCH 2013

LM158/LM258/LM358/LM2904 Low Power Dual Operational Amplifiers

Check for Samples: [LM158-N](#), [LM258-N](#), [LM2904-N](#), [LM358-N](#)

FEATURES

- Available in 8-Bump DSBGA Chip-Sized Package, (See AN-1112 ([SNVA009](#)))
- Internally Frequency Compensated for Unity Gain
- Large DC Voltage Gain: 100 dB
- Wide Bandwidth (Unity Gain): 1 MHz (Temperature Compensated)
- Wide Power Supply Range:
 - Single Supply: 3V to 32V
 - Or Dual Supplies: $\pm 1.5V$ to $\pm 16V$
- Very Low Supply Current Drain (500 μA)—Essentially Independent of Supply Voltage
- Low Input Offset Voltage: 2 mV
- Input Common-Mode Voltage Range Includes Ground
- Differential Input Voltage Range Equal to the Power Supply Voltage
- Large Output Voltage Swing

UNIQUE CHARACTERISTICS

- In the Linear Mode the Input Common-Mode Voltage Range Includes Ground and the Output Voltage Can Also Swing to Ground, even though Operated from Only a Single Power Supply Voltage.
- The Unity Gain Cross Frequency is Temperature Compensated.
- The Input Bias Current is also Temperature Compensated.

ADVANTAGES

- Two Internally Compensated Op Amps
- Eliminates Need for Dual Supplies
- Allows Direct Sensing Near GND and V_{OUT} Also Goes to GND
- Compatible with All Forms of Logic
- Power Drain Suitable for Battery Operation

DESCRIPTION

The LM158 series consists of two independent, high gain, internally frequency compensated operational amplifiers which were designed specifically to operate from a single power supply over a wide range of voltages. Operation from split power supplies is also possible and the low power supply current drain is independent of the magnitude of the power supply voltage.

Application areas include transducer amplifiers, dc gain blocks and all the conventional op amp circuits which now can be more easily implemented in single power supply systems. For example, the LM158 series can be directly operated off of the standard +5V power supply voltage which is used in digital systems and will easily provide the required interface electronics without requiring the additional $\pm 15V$ power supplies.

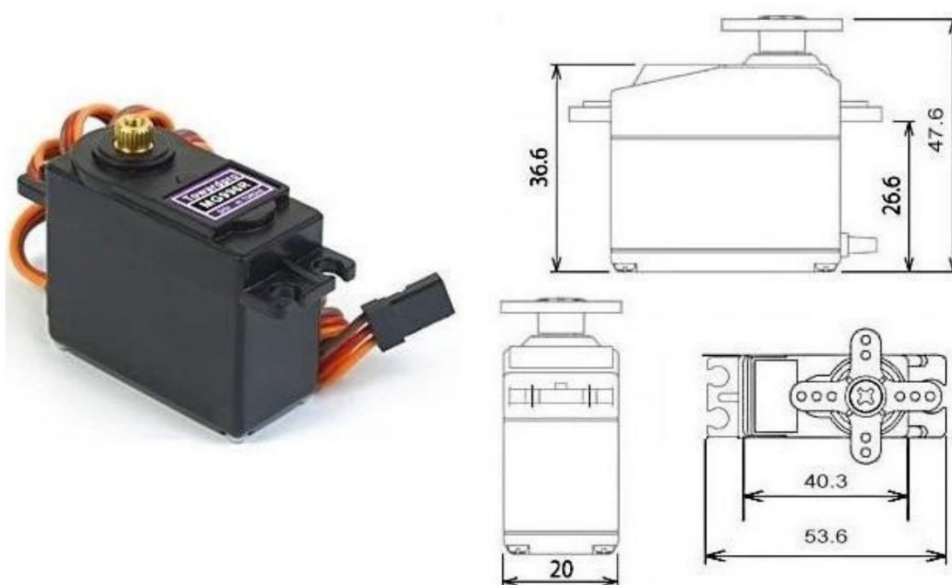
The LM358 and LM2904 are available in a chip sized package (8-Bump DSBGA) using TI's DSBGA package technology.



Please be aware that an important notice concerning availability, standard warranty, and use in critical applications of Texas Instruments semiconductor products and disclaimers thereto appears at the end of this data sheet.

All trademarks are the property of their respective owners.

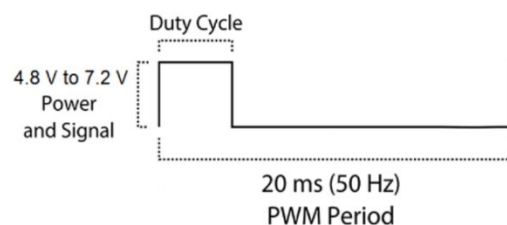
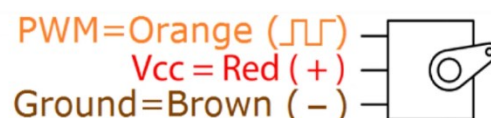
MG996R High Torque Metal Gear Dual Ball Bearing Servo



This high-torque standard servo can rotate approximately 120 degrees (60 in each direction). You can use any servo code, hardware or library to control these servos, so it's great for beginners who want to make stuff move without building a motor controller with feedback & gear box, especially since it will fit in small places.

Specifications

- Weight: 55 g
- Dimension: 40.7 x 19.7 x 42.9 mm approx.
- Stall torque: 9.4 kgf·cm (4.8 V), 11 kgf·cm (6 V)
- Operating speed: 0.17 s/60° (4.8 V), 0.14 s/60° (6 V)
- Operating voltage: 4.8 V a 7.2 V
- Running Current 500 mA – 900 mA (6V)
- Stall Current 2.5 A (6V)
- Dead band width: 5 μ s
- Stable and shock proof double ball bearing design
- Temperature range: 0 °C – 55 °C



Anexo I: Algoritmo de control

```
//Código APERTURA Y CIERRE DE MANO PARA LOS 3 AGARRES CONFIGURADOS//
#include <Servo.h>
int sensorValue = analogRead(A0);
//SERVOMOTOR 1
Servo servoMotor_1;
bool servoMotor_1_abrir=true;
//SERVOMOTOR 2
Servo servoMotor_2;
bool servoMotor_2_abrir=true;
bool servos_abrir=true;
int detectarEn=200;
// DECLARACION DE CONSTANTES
int L1 = 5;
int L2 = 6;
int L3 = 7;
int L1state;
int L2state;
int L3state;
void setup() {
// INICIALIZAR LOS PINES COMO ENTRADAS
pinMode(L1, INPUT);
pinMode(L2, INPUT);
pinMode(L3, INPUT);
Serial.begin(9600);
// INICIAR EL SERVO
servoMotor_1.attach(2);
servoMotor_2.attach(3);
servoMotor_1.write(0);
servoMotor_2.write(0);
}
```

```

void loop() {
  int sensorValue = analogRead(A0);
  sensorValue=sensorValue<100 ? 0 : sensorValue;
  int mover_servo_1 = 0;
  int mover_servo_2 = 0;
  int mover_servos = 0;
  bool action_done=false;
  if(sensorValue>=detectarEn){
    if (digitalRead(L1) == HIGH && digitalRead(L2) != HIGH && digitalRead(L3) != HIGH){
      //Encendido solo agarre 1-TRIPODE
      mover_servo_1=50;
      for (int i = 0; i <= mover_servo_1; i++)
      {
        if(servoMotor_1_abrir){
          servoMotor_1.write(i);
        }else{
          if(!servoMotor_1_abrir){
            servoMotor_1.write(mover_servo_1-i);
          }
        }
      }
      delay(5);
    }
    servoMotor_1_abrir=!servoMotor_1_abrir;
  }
  else if (digitalRead(L1) != HIGH && digitalRead(L2) == HIGH && digitalRead(L3) != HIGH)
  {
    //ENCENDIDO SOLO AGARRE 2-ESFERICO
    mover_servos=40;
    for (int i = 0; i <= mover_servos; i++)
    {
      if(servos_abrir){

```



```
servoMotor_1_abrir=true;
servos_abrir=true;
}
}
Serial.println(sensorValue);
delay(10);
}
```


Test de funcionalidad

Evaluación de Desempeño de Prótesis Mioeléctrica Construida

El presente test de funcionalidad se realizó siguiendo los pasos indicados por el protocolo de Evaluación de la Mano Antropomórfica (AHAP), instrumento validado estadísticamente y actualmente utilizado en diversas investigaciones para evaluar y comparar el desempeño de diferentes prótesis biónicas de mano. Para su realización se utilizaron objetos de uso común clasificados según la lista de objetos de la investigación de manipulación robótica de Yale-CMU-Berkeley.

En primera instancia, se presentan los pasos de colocación y puesta en marcha del dispositivo en el sujeto de prueba. Posteriormente se muestran los pasos del protocolo AHAP, tareas a realizar y forma de evaluación de la prueba.

1. Puesta en marcha de dispositivo

1. El operador limpia la zona, aplica gel conductivo y espera 15 minutos de secado.
2. Se coloca los electrodos superficiales al usuario, los dos electrodos de lectura se posicionan con una distancia de 2cm (de punto central a punto central) sobre el flexor radial del carpo y el electrodo de referencia se coloca sobre el olécranon del cúbito (codo).
3. Se solicita al usuario que abra y cierre la mano, de esta manera se comprueba la lectura de señales con el algoritmo de lectura en IDE Arduino.

2. Protocolo AHAP

A. Pasos

1. El operador enseña los objetos y explica la correcta postura de agarre/ tarea a desarrollar.
2. El operador ayuda al sujeto a practicar el agarre/tarea durante un minuto.
3. El operador entrega al usuario el objeto necesario para la prueba.
4. El sujeto realiza las tareas con la palma señalando hacia arriba. El operador suelta el objeto tan pronto como la prótesis lo haya sujetado. El sujeto debe mantener el agarre por 3 segundos. Pasar inmediatamente al paso 5. Los pasos 4 y 5 deben repetirse 3 veces por objeto.
5. Aún manteniendo el agarre, el sujeto rota la mano despacio de manera natural hasta tener la palma con dirección hacia abajo (180°) y mantiene el agarre durante tres segundos.
6. El sujeto suelta el objeto, el cual debe ser tomado por el operador.

B. Posturas

- **Agarre trípode:** Se considera correcto si hay contacto entre objeto, el lado radial del dedo medio y por el lado palmar de las falanges distales del pulgar y el índice.
- **Agarre cilíndrico:** Se considera correcto si hay contacto entre objeto y las caras palmares del pulgar, todas las falanges de al menos tres dedos largos y la palma.
- **Agarre de disco:** Se considera correcto si hay contacto entre objeto y el lado palmar de las falanges distales de los cinco dedos de la mano.

C. Sistema de puntuación del protocolo AHAP

Se calificará cada tarea según el criterio presentado a continuación, para esto se debe tener en cuenta los pasos y posturas especificadas previamente.

Tabla 23: Sistema de puntuación de protocolo AHAP

Paso	Criterio	Puntaje asignado
4	La postura de agarre es coincidente con la especificada.	1
	La postura de agarre es diferente a la especificada.	0.5
	No se consigue ejecutar la tarea.	0
5	No se detecta movimiento visible del objeto con respecto a la mano.	1
	El objeto se mueve con respecto a la mano, pero no se cae.	0.5
	El objeto se cae.	0

D. Tipos de agarres y objetos

Los objetos se escogieron pensando en tareas cotidianas y se clasificaron según tipos de agarres y clases.

Tabla 24: Objetos a usarse en los test clasificados por agarre y clase

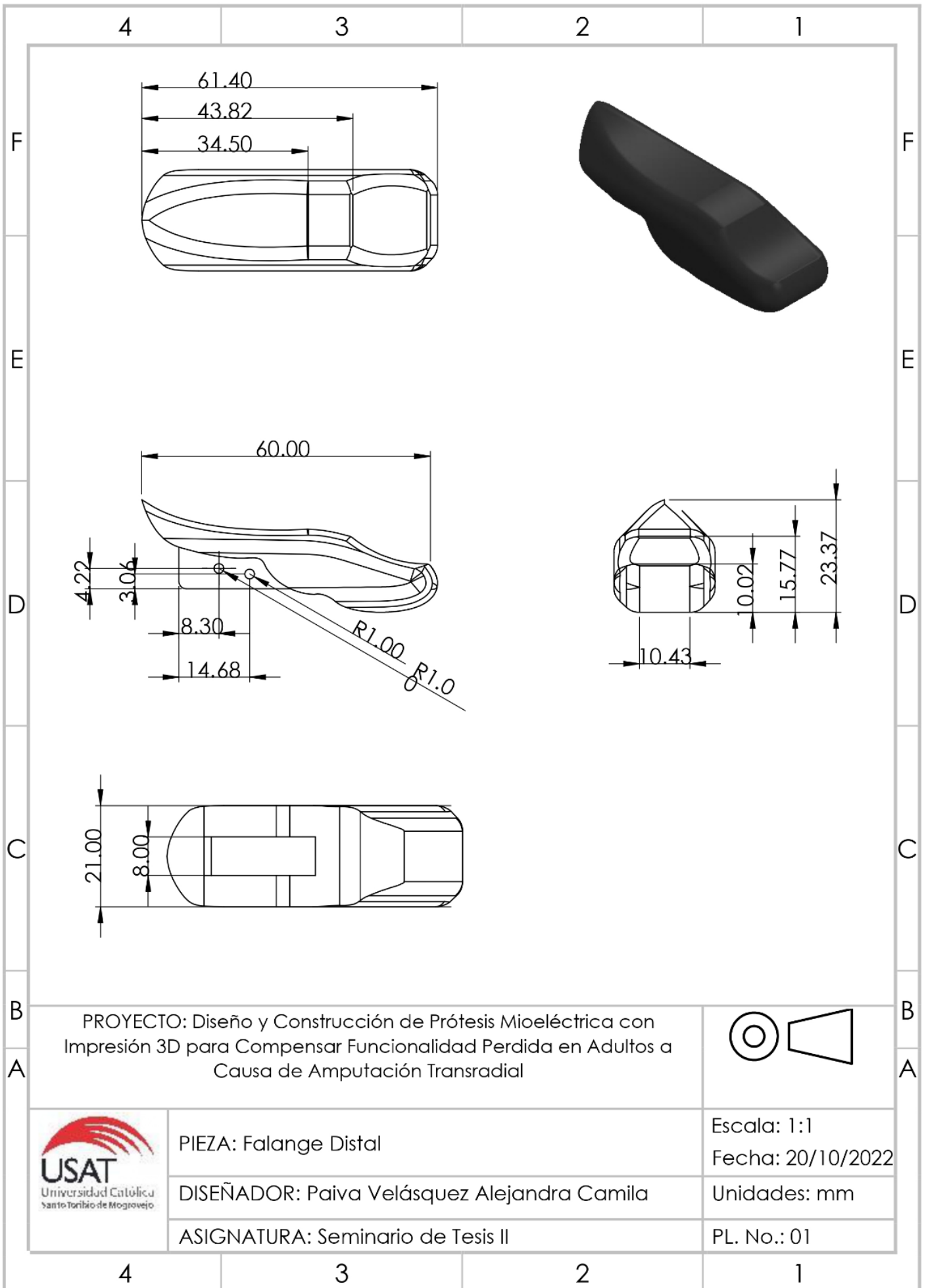
COD	Tipo de agarre	Clase	Objeto
01	Trípode	Alimentos	Huevo
02		Forma	Pelota
04	Envoltura mediana	Tareas	Botella pequeña
05		Tareas	Botella mediana
06	Disco	Tareas	Celular
07		Cocina	Plato

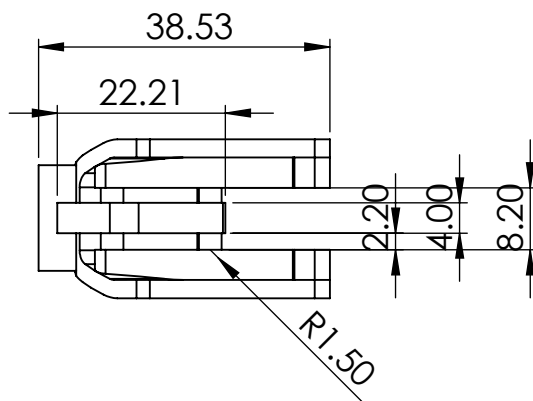
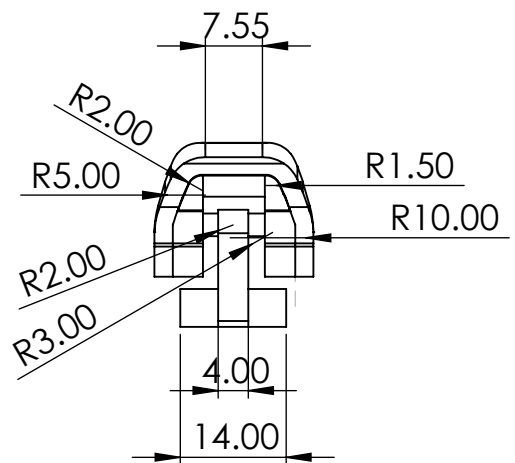
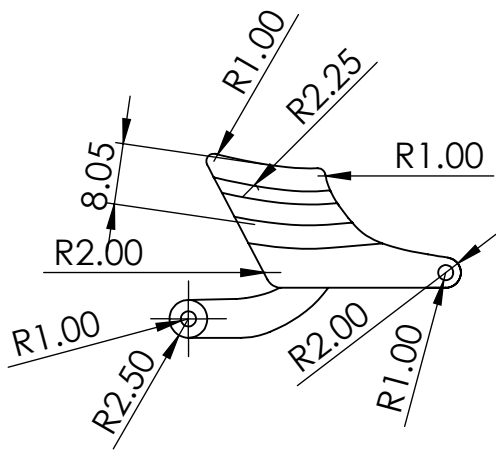
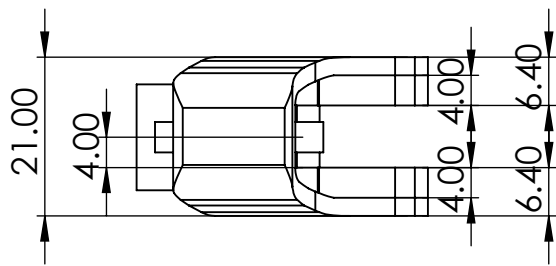
E. Resultados

Se presenta la tabla a completarse por el operador al evaluar el desempeño del sujeto.

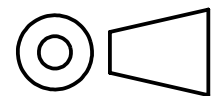
Tabla 25: Información a completar posterior a la prueba realizada

COD	Tipo de agarre	Clase	Objeto	Puntuación	
				Paso 4	Paso 5
01	Trípode	Alimentos	Huevo		
02		Forma	Pelota		
04	Envoltura mediana	Tareas	Botella pequeña		
05		Tareas	Botella mediana		
06	Disco	Tareas	Celular		
07		Cocina	Plato		





PROYECTO: Diseño y Construcción de Prótesis Mioeléctrica con Impresión 3D para Compensar Funcionalidad Perdida en Adultos a Causa de Amputación Transradial



Escala: 1:1
Fecha: 20/10/2022



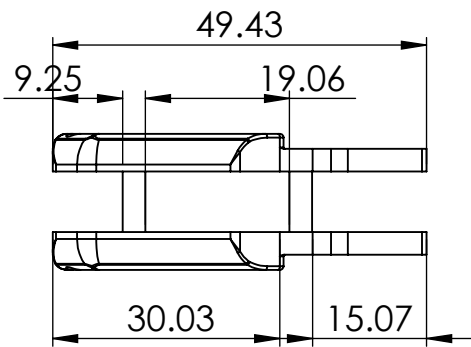
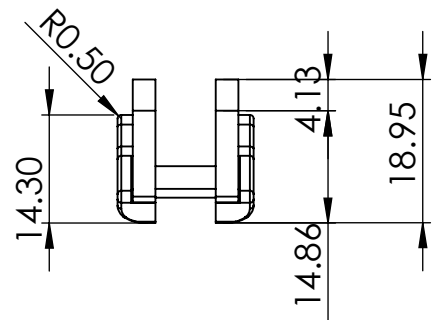
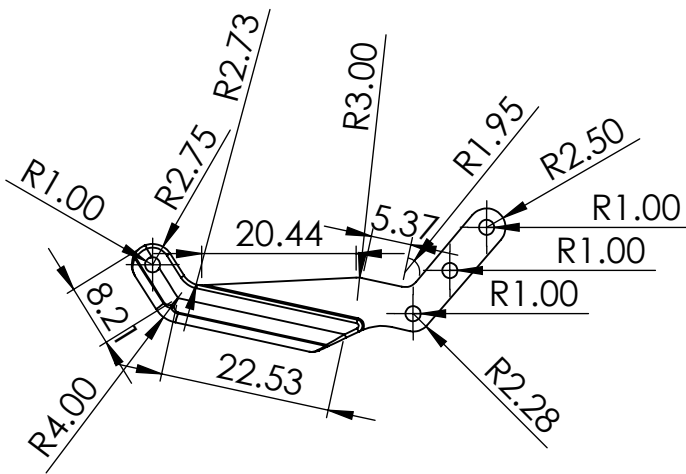
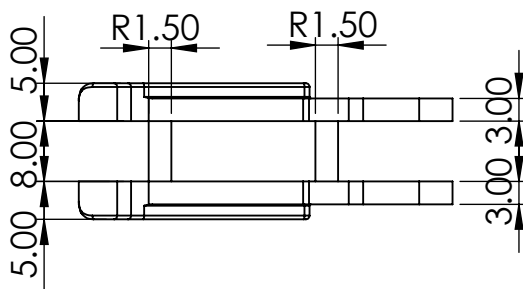
PIEZA: Falange Proximal

DISEÑADOR: Paiva Velásquez Alejandra Camila

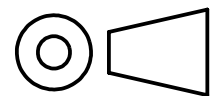
ASIGNATURA: Seminario de Tesis II

Unidades: mm

PL. No.: 02



PROYECTO: Diseño y Construcción de Prótesis Mioeléctrica con Impresión 3D para Compensar Funcionalidad Perdida en Adultos a Causa de Amputación Transradial



Escala: 1:1
Fecha: 20/10/2022

Unidades: mm

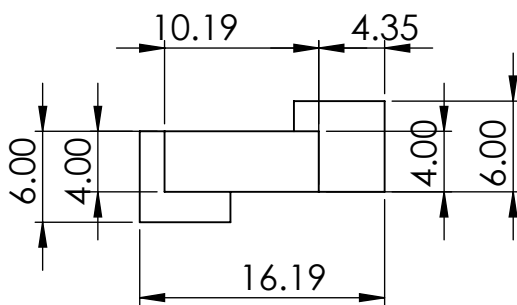
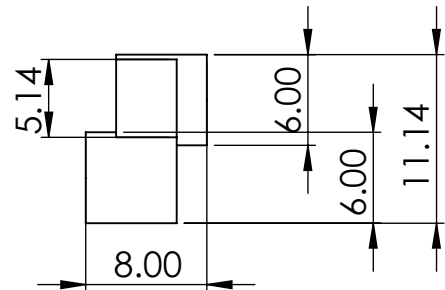
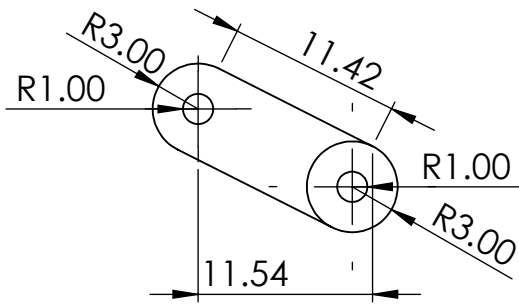
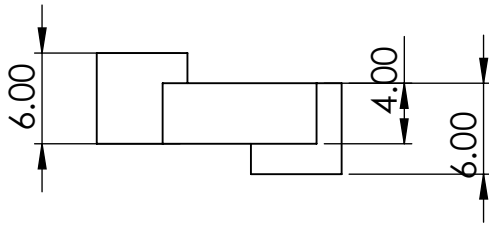
PL. No.: 03



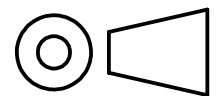
PIEZA: Eslabón Dedo

DISEÑADOR: Paiva Velásquez Alejandra Camila

ASIGNATURA: Seminario de Tesis II



PROYECTO: Diseño y Construcción de Prótesis Mioeléctrica con Impresión 3D para Compensar Funcionalidad Perdida en Adultos a Causa de Amputación Transradial



Escala: 1:1
Fecha: 20/10/2022



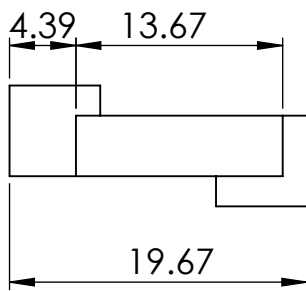
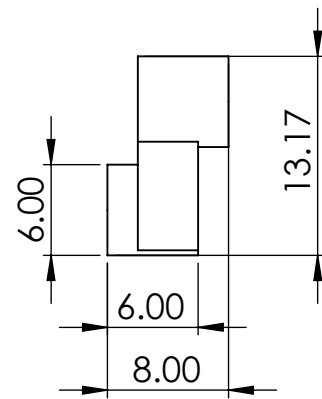
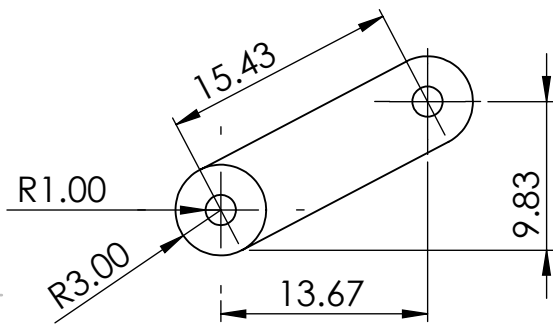
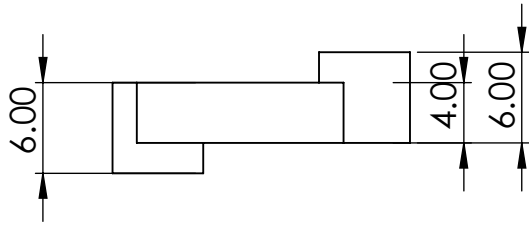
PIEZA: Unión Dedos Índice y Medio

DISEÑADOR: Paiva Velásquez Alejandra Camila

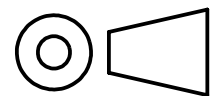
ASIGNATURA: Seminario de Tesis II

Unidades: mm

PL. No.: 04



PROYECTO: Diseño y Construcción de Prótesis Mioeléctrica con Impresión 3D para Compensar Funcionalidad Perdida en Adultos a Causa de Amputación Transradial



Escala: 1:1

Fecha: 20/10/2022

Unidades: mm

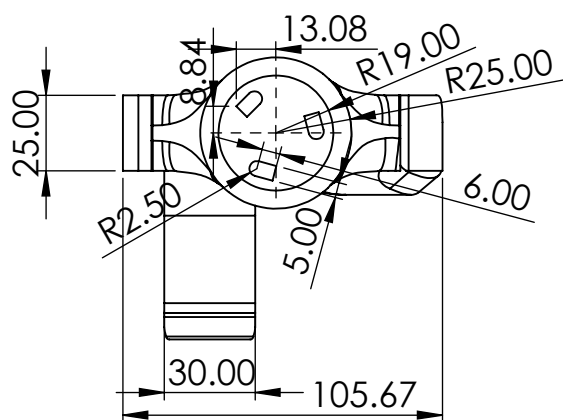
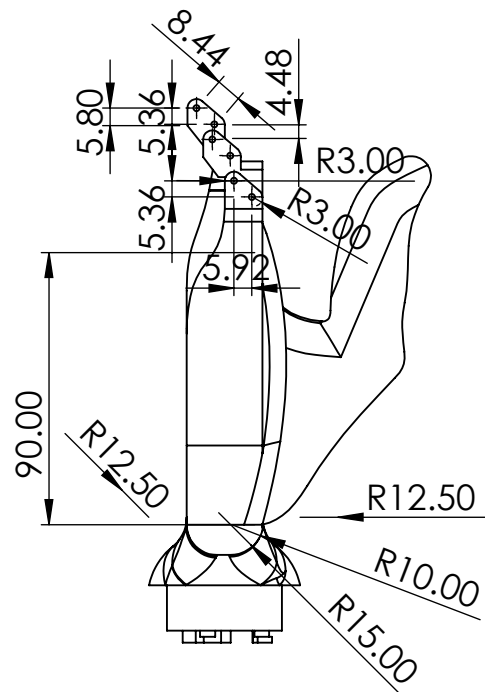
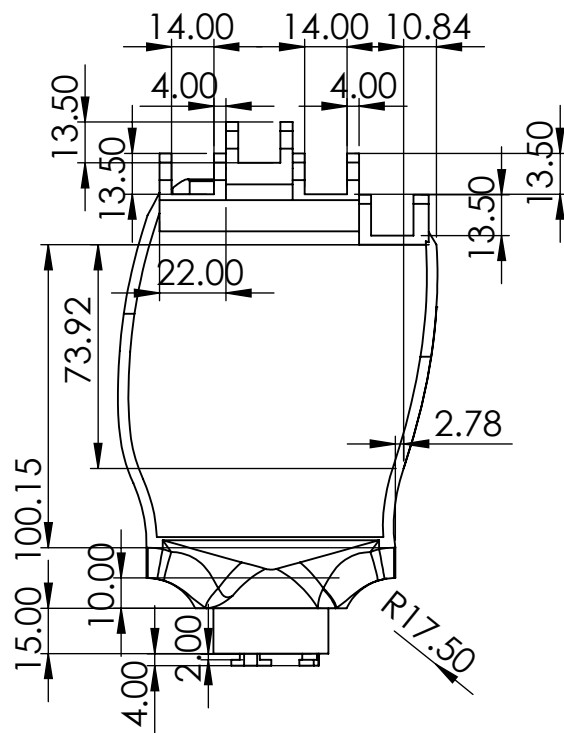
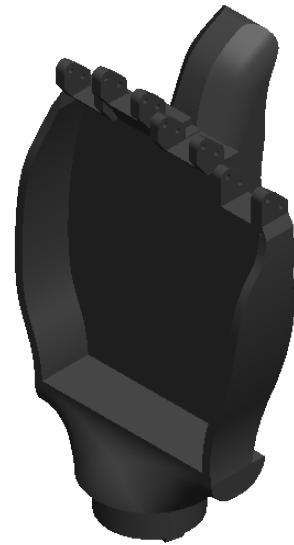
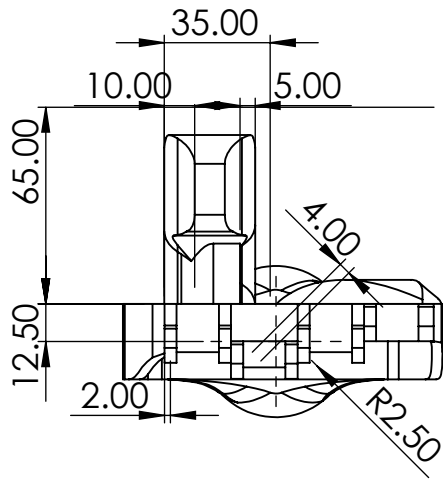
PL. No.: 05



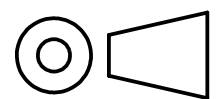
PIEZA: Unión Dedos Anular y Menique

DISEÑADOR: Paiva Velásquez Alejandra Camila

ASIGNATURA: Seminario de Tesis II



PROYECTO: Diseño y Construcción de Prótesis Mioeléctrica con Impresión 3D para Compensar Funcionalidad Perdida en Adultos a Causa de Amputación Transradial



PIEZA: Palma

DISEÑADOR: Paiva Velásquez Alejandra Camila

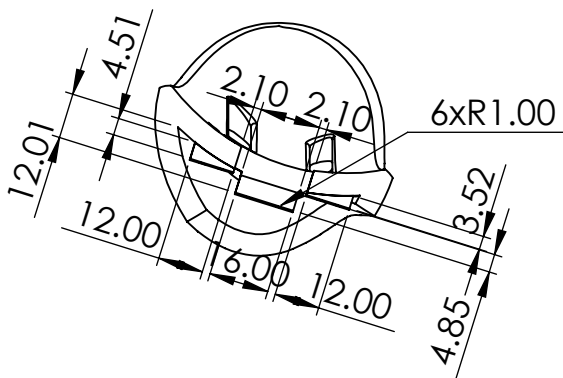
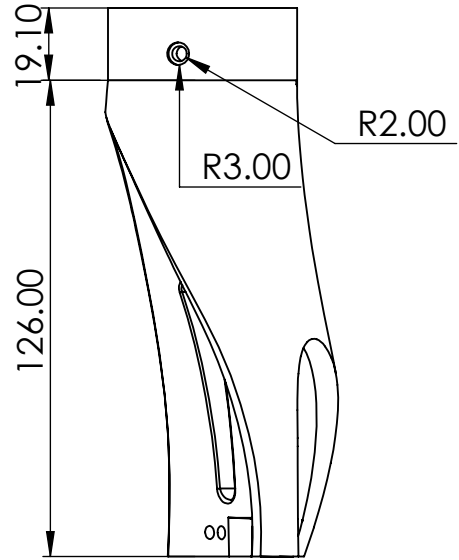
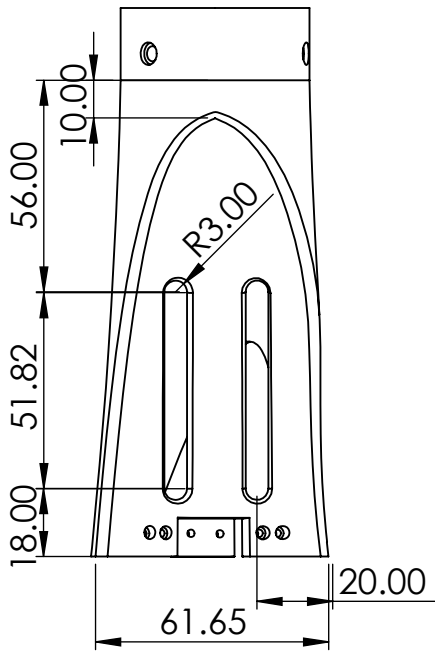
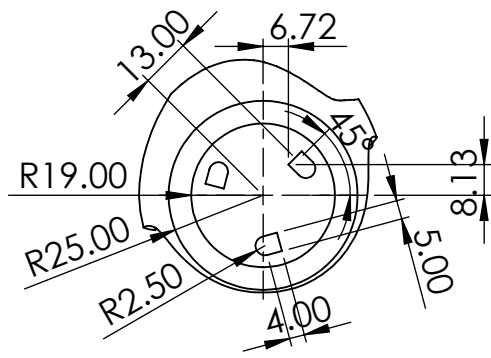
ASIGNATURA: Seminario de Tesis II

Escala: 1:1

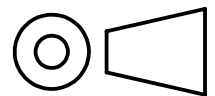
Fecha: 20/10/2022

Unidades: mm

PL. No.: 06



PROYECTO: Diseño y Construcción de Prótesis Mioeléctrica con Impresión 3D para Compensar Funcionalidad Perdida en Adultos a Causa de Amputación Transradial



Escala: 1:1
Fecha: 20/10/2022

Unidades: mm

PL. No.: 07



PIEZA: Socket _ Parte 1

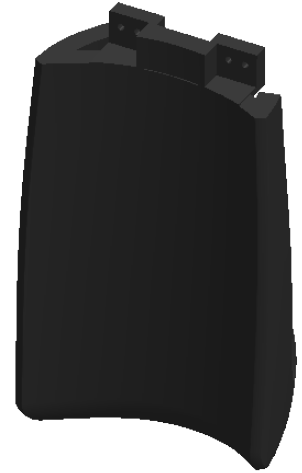
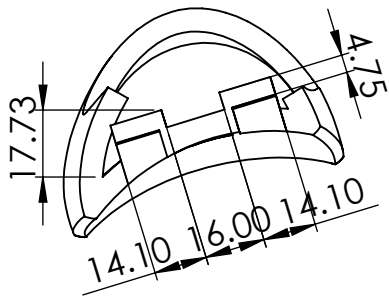
DISEÑADOR: Paiva Velásquez Alejandra Camila

ASIGNATURA: Seminario de Tesis II

4 3 2 1

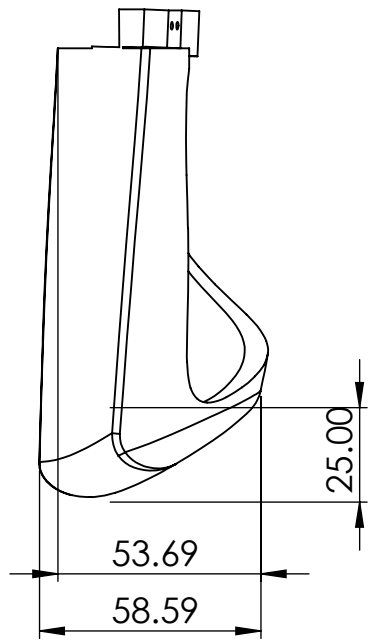
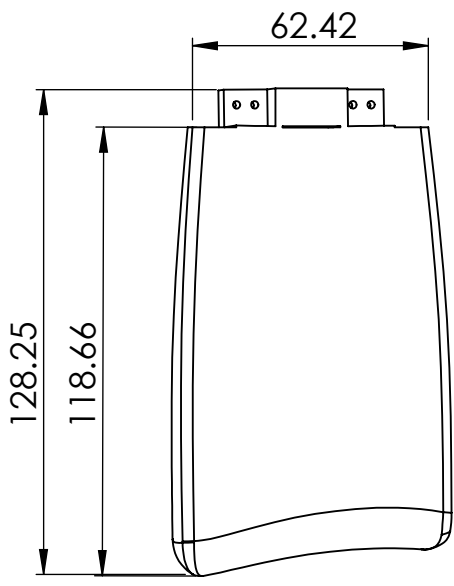
F

F



E

E

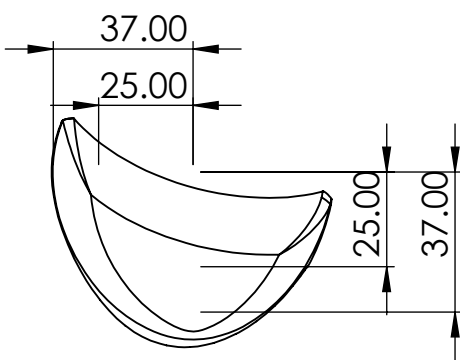


D

D

C

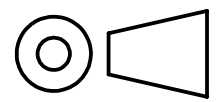
C



B

B

PROYECTO: Diseño y Construcción de Prótesis Mioeléctrica con Impresión 3D para Compensar Funcionalidad Perdida en Adultos a Causa de Amputación Transradial



A

A



PIEZA: Socket _ Parte 2

Escala: 1:1
Fecha: 20/10/2022

DISEÑADOR: Paiva Velásquez Alejandra Camila

Unidades: mm

ASIGNATURA: Seminario de Tesis II

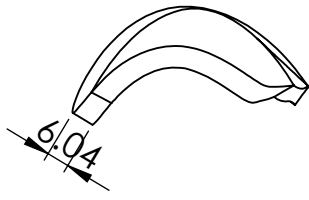
PL. No.: 08

4 3 2 1

4 3 2 1

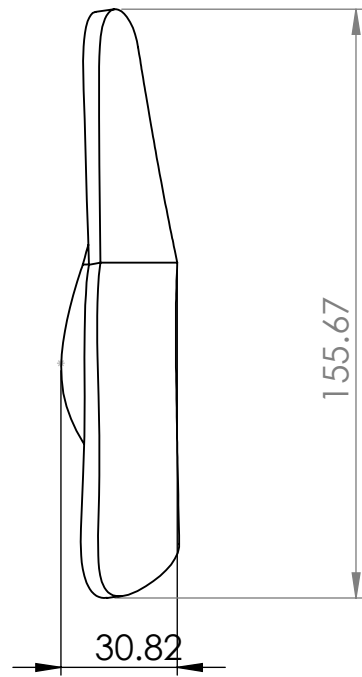
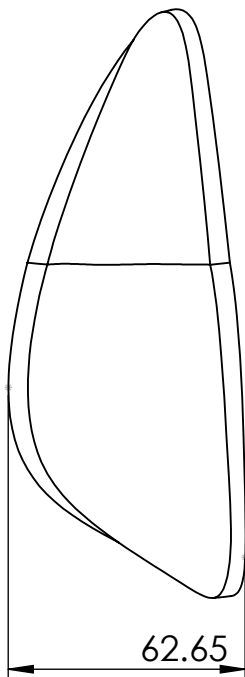
F

F



E

E

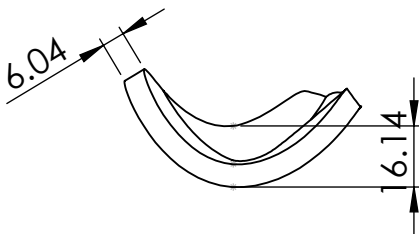


D

D

C

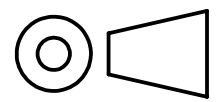
C



B

B

PROYECTO: Diseño y Construcción de Prótesis Mioeléctrica con Impresión 3D para Compensar Funcionalidad Perdida en Adultos a Causa de Amputación Transradial



A

A



PIEZA: Tapa Socket

Escala: 1:1
Fecha: 20/10/2022

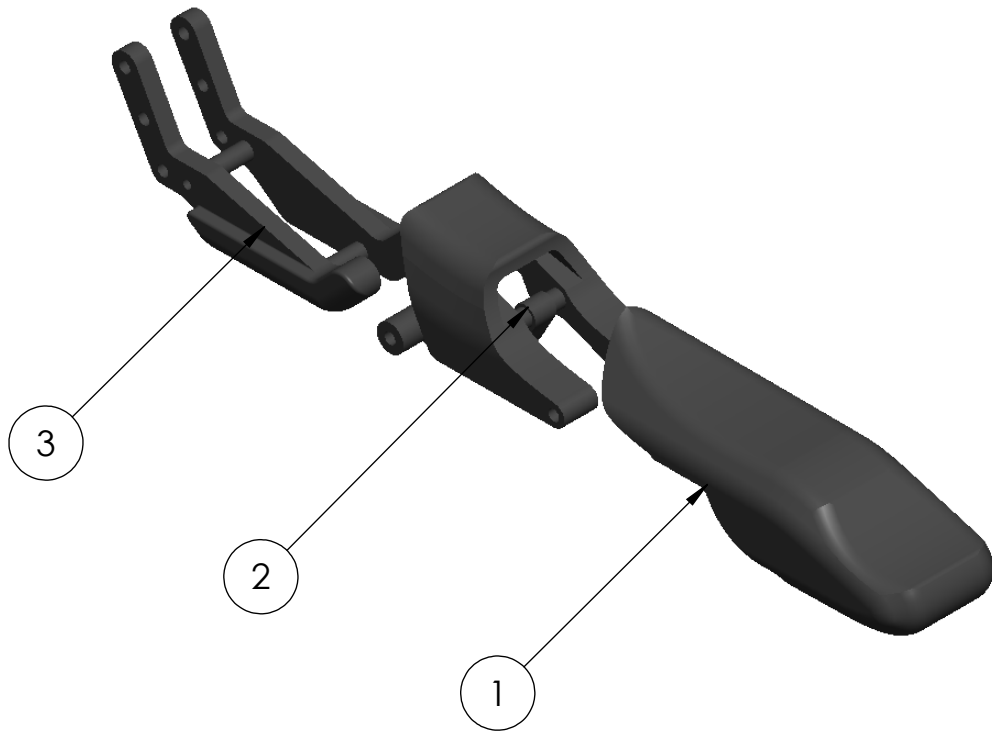
DISEÑADOR: Paiva Velásquez Alejandra Camila

Unidades: mm

ASIGNATURA: Seminario de Tesis II

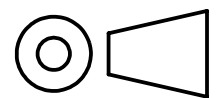
PL. No.: 09

4 3 2 1



Elemento N°	Nombre de Pieza	Cantidad	Plano N°
1	Falange Distal	1	01
2	Falange Proximal	1	02
3	Eslabón	1	03

PROYECTO: Diseño y Construcción de Prótesis Mioeléctrica con Impresión 3D para Compensar Funcionalidad Perdida en Adultos a Causa de Amputación Transradial



DESCRIPCIÓN: Vista Explosionada Ensamble Dedo

DISEÑADOR: Paiva Velásquez Alejandra Camila

ASIGNATURA: Seminario de Tesis II

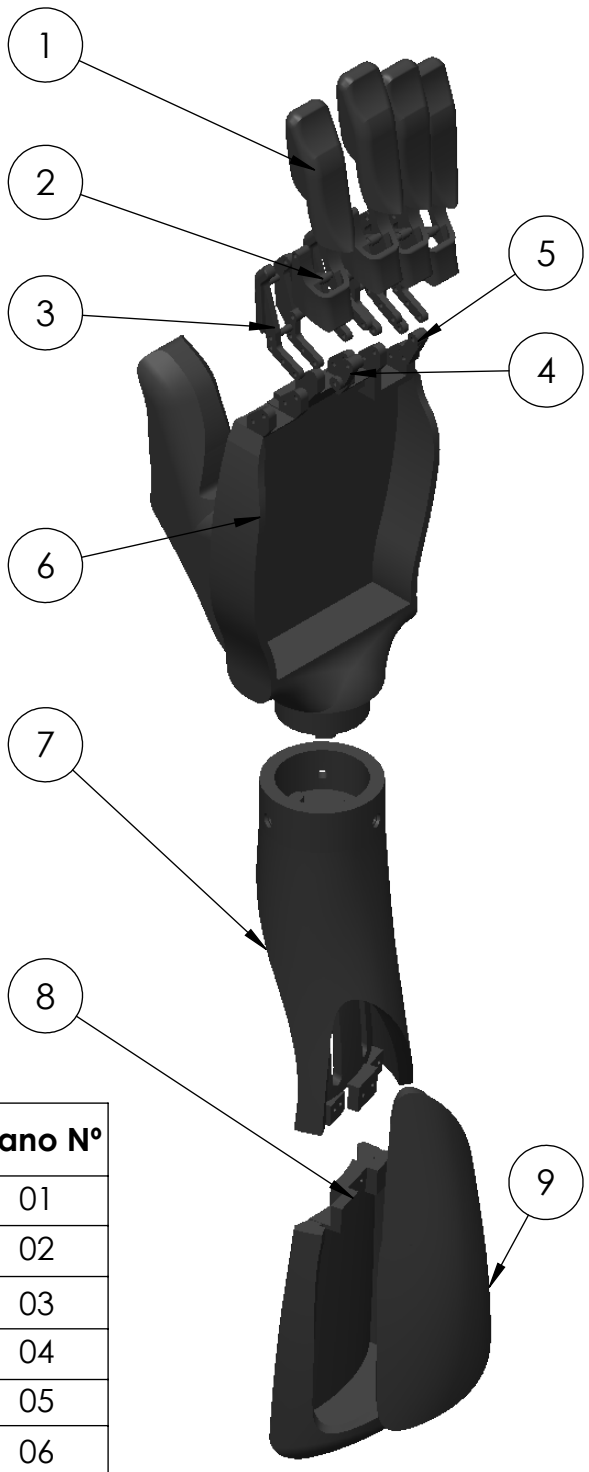
Escala: 1:1

Fecha: 20/10/2022

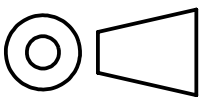
Unidades: mm

PL. No.: 10

Elemento N°	Nombre de Pieza	Cantidad	Plano N°
1	Falange Distal	4	01
2	Falange Proximal	4	02
3	Eslabón	4	03
4	Unión I y M	1	04
5	Unión A y M	1	05
6	Palma	1	06
7	Socket_Parte 1	1	07
8	Socket_Parte 2	1	08
9	Tapa Socket	1	09



PROYECTO: Diseño y Construcción de Prótesis Mioeléctrica con Impresión 3D para Compensar Funcionalidad Perdida en Adultos a Causa de Amputación Transradial



Escala: 1:1
 Fecha: 20/10/2022
 Unidades: mm
 PL. No.: 11



DESCRIPCIÓN: Vista explosionada Ensamble Prótesis
 DISEÑADOR: Paiva Velásquez Alejandra Camila
 ASIGNATURA: Seminario de Tesis II