



Universidad Nacional Mayor de San Marcos

Universidad del Perú. Decana de América

Facultad de Ingeniería Electrónica y Eléctrica

Escuela Profesional de Ingeniería Electrónica

**Desarrollo de una prótesis de mano parcial avanzada
con control mioeléctrico de fabricación local**

TRABAJO DE SUFICIENCIA PROFESIONAL

Para optar el Título Profesional de Ingeniero Electrónico

AUTOR

Noé COLLA MUÑOZ

ASESOR

Mg. Jean Carlos MALCA FERNANDEZ

Lima, Perú

2024



Reconocimiento - No Comercial - Compartir Igual - Sin restricciones adicionales

<https://creativecommons.org/licenses/by-nc-sa/4.0/>

Usted puede distribuir, remezclar, retocar, y crear a partir del documento original de modo no comercial, siempre y cuando se dé crédito al autor del documento y se licencien las nuevas creaciones bajo las mismas condiciones. No se permite aplicar términos legales o medidas tecnológicas que restrinjan legalmente a otros a hacer cualquier cosa que permita esta licencia.

Referencia bibliográfica

Colla, M. (2024). *Desarrollo de una prótesis de mano parcial avanzada con control mioeléctrico de fabricación local*. [Trabajo de suficiencia profesional de pregrado, Universidad Nacional Mayor de San Marcos, Facultad de Electrónica y Eléctrica, Escuela Profesional de Ingeniería Electrónica]. Repositorio institucional Cybertesis UNMSM.

Metadatos complementarios

Datos de autor	
Nombres y apellidos	Noé Colla Muñoz
Tipo de documento de identidad	DNI
Número de documento de identidad	47108476
URL de ORCID	No Aplica
Datos de asesor	
Nombres y apellidos	Jean Carlos Malca Fernandez
Tipo de documento de identidad	DNI
Número de documento de identidad	45535181
URL de ORCID	https://orcid.org/0000-0001-5633-5182
Datos del jurado	
Presidente del jurado	
Nombres y apellidos	Manuel Francisco Bermeo Noriega
Tipo de documento	DNI
Número de documento de identidad	08437735
Miembro del jurado 1	
Nombres y apellidos	Jesus Otto Villanueva Napurí
Tipo de documento	DNI
Número de documento de identidad	25726864
Miembro del jurado 2	
Nombres y apellidos	Oscar Armando Casimiro Pariasca
Tipo de documento	DNI
Número de documento de identidad	06592392
Datos de investigación	
Línea de investigación	C.0.6.3 Instrumentación biomédica
Grupo de investigación	No Aplica
Agencia de financiamiento	No Aplica

Ubicación geográfica de la investigación	Edificio: KYP Bioingeniería País: Perú Departamento: Lima Provincia: Lima Distrito: Los Olivos Manzana y lote: Mz. A Lt. 35 Calle: Max Palma Arrué 119 Latitud: -11.99298 Longitud: -77.0703014
Año o rango de años en que se realizó la investigación	Octubre 2022 – Julio 2023
URL de disciplinas OCDE	Ingeniería eléctrica, Ingeniería electrónica https://purl.org/pe-repo/ocde/ford#2.02.01 Robótica, Control automático https://purl.org/pe-repo/ocde/ford#2.02.02 Ingeniería médica https://purl.org/pe-repo/ocde/ford#2.06.01



UNIVERSIDAD NACIONAL MAYOR DE SAN MARCOS
(Universidad del Perú, DECANA DE AMÉRICA)
FACULTAD DE INGENIERÍA ELECTRÓNICA Y ELÉCTRICA
Teléfono 619-7000 Anexo 4226
Calle Germán Amezaga 375 - Lima 1 - Perú



ACTA DE SUSTENTACIÓN TRABAJO DE SUFICIENCIA PROFESIONAL

ACTA N°043/FIEE-CTGT/2024

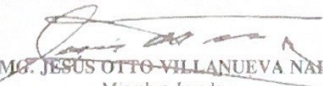
Los suscritos Miembros del Jurado, docentes permanentes de las Escuelas Profesionales de la Facultad de Ingeniería Electrónica y Eléctrica, reunidos en la fecha 03 de junio del 2024, como presidente de Jurado el **MG. MANUEL FRANCISCO BERMEO NORIEGA**, integrado por el Miembro de Jurado el **ING. OSCAR ARMANDO CASIMIRO PARIASCA**, el Miembro de Jurado **MG. JESÚS OTTO VILLANUEVA NAPURÍ** y Miembro Asesor el **MG. JEAN CARLOS MALCA FERNANDEZ**.

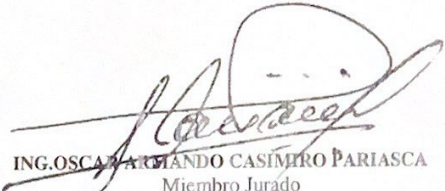
Después de escuchar la Sustentación Presencial del Trabajo de Suficiencia Profesional de la Bachiller **NOÉ COLLA MUÑOZ** con código N° **15190004** que para optar el Título Profesional de Ingeniero Electrónico sustentó el Trabajo de Suficiencia Profesional titulado **DESARROLLO DE UNA PRÓTESIS DE MANO PARCIAL AVANZADA CON CONTROL MIOELÉCTRICO DE FABRICACIÓN LOCAL**.

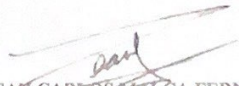
El jurado examinador procedió a formular las preguntas reglamentarias y, luego de una deliberación en privado, decidió otorgarle el calificativo de ...*Distinto*... (A.S.).

Ciudad Universitaria, 03 de junio del 2024


MG. MANUEL FRANCISCO BERMEO NORIEGA
Presidente Jurado


MG. JESÚS OTTO VILLANUEVA NAPURÍ
Miembro Jurado


ING. OSCAR ARMANDO CASIMIRO PARIASCA
Miembro Jurado


MG. JEAN CARLOS MALCA FERNANDEZ
Miembro Asesor



Universidad Nacional Mayor de San Marcos

Universidad del Perú. Decana de América

Vicerrectorado de Investigación y Posgrado



CERTIFICADO DE SIMILITUD

Yo **MG. JEAN CARLOS MALCA FERNANDEZ** mi condición de asesor acreditado con el Acta de Sustentación de Trabajo de Suficiencia Profesional: **DESARROLLO DE UNA PRÓTESIS DE MANO PARCIAL AVANZADA CON CONTROL MIOELÉCTRICO DE FABRICACIÓN LOCAL** presentado por el bachiller **NOÉ COLLA MUÑOZ**, para optar al título profesional de Ingeniero Electrónico. CERTIFICO que se ha cumplido con lo establecido en la Directiva de Originalidad y de Similitud de Trabajos Académicos, de Investigación y Producción Intelectual. Según la revisión, análisis y evaluación mediante el software de similitud textual, el documento evaluado cuenta con el porcentaje de 5% de similitud, nivel **PERMITIDO** para continuar con los trámites correspondientes y para su **publicación en el repositorio institucional**. Se emite el presente certificado en cumplimiento de lo establecido en las normas vigentes, como uno de los requisitos para la obtención del grado correspondiente.

Firma del Asesor

DNI: 45535181

Nombres y apellidos del asesor

Mg. Jean Carlos Malca Fernandez



DEDICATORIA

Este trabajo está dedicado a mis padres Efraín y Julia, a mis hermanas Fidela, Edith y Elva, a mi pareja Analy y a mi amado hijo Ethan, quienes han sido mi constante apoyo, brindándome fuerza y motivación a lo largo de mi carrera. Su apoyo ha sido fundamental para este logro y será crucial en los nuevos pasos que emprenderé en esta etapa profesional.

AGRADECIMIENTOS

Quiero expresar mi profundo agradecimiento a mis padres, hermanas y cuñados por su apoyo incondicional a lo largo de mi trayectoria. Su constante aliento ha sido fundamental en cada paso que he dado.

A mi pareja e hijo, les agradezco por ser mi inspiración constante y mi apoyo moral. Su amor ha sido el motor que impulsa mi crecimiento profesional.

Expreso mi gratitud a la empresa KYP Bioingen S.A.C. y al gerente por brindarme la oportunidad de participar en diversos proyectos de innovación y desarrollo. Agradezco enormemente a todo el equipo de la empresa por su colaboración y apoyo.

Quiero reconocer a la Universidad Nacional Mayor de San Marcos y a mis profesores por su invaluable orientación y enseñanzas que han contribuido significativamente a mi formación como ingeniero. Especialmente agradezco a mi asesor por su guía y dedicación.

RESUMEN

Este proyecto se enfoca en desarrollar una prótesis de mano parcial controlada por sensores mioeléctricos para resolver un vacío tecnológico en las prótesis electrónicas peruanas. Busca proporcionar una alternativa local, evitando los costos y retrasos de importación de prótesis biónicas. Se utiliza tecnología 3D para crear componentes personalizados como el encaje de socket, falanges y brazalete, asegurando un ajuste preciso y adaptado al usuario. Además, se emplea una combinación especial de resina y fibra de carbono en el socket para mejorar durabilidad y acabado.

El desarrollo incluye un sistema de control integral y adquisición de señales electromiográficas con ajustes específicos, como la sensibilidad del EMG o la fuerza de agarre de las falanges, en respuesta a las necesidades del usuario. La evaluación en actividades diarias ha mostrado avances significativos, permitiendo adaptar la prótesis para mejorar su comodidad y utilidad.

Los resultados obtenidos destacan la notable adaptabilidad y precisión de la prótesis, abriendo nuevas perspectivas en la producción local. Este proyecto busca mejorar la calidad de vida de las personas con discapacidad en el país y fomentar el desarrollo tecnológico y la autonomía en la fabricación de prótesis electrónicas.

Palabras clave: prótesis de mano, prótesis mioeléctrica, sensores mioeléctricos, tecnología 3D en prótesis.

ABSTRACT

This project focuses on developing a partial hand prosthesis controlled by myoelectric sensors to address a technological gap in Peruvian electronic prosthetics. It aims to provide a local alternative, avoiding the costs and delays associated with importing bionic prosthetics. 3D technology is employed to create customized components such as the socket, phalanges, and brace, ensuring a precise and user-adapted fit. Furthermore, a special combination of resin and carbon fiber is used in the socket to enhance durability and finishing.

The development includes an integrated control system and electromyographic signal acquisition with specific adjustments, such as EMG sensitivity or phalanges' gripping force, in response to user needs. Daily activity evaluations have shown significant progress, allowing adjustments to enhance the prosthesis for improved comfort and utility.

The obtained results highlight the remarkable adaptability and precision of the prosthesis, opening new perspectives in local production. This project aims to enhance the quality of life for disabled individuals in the country and foster technological development and autonomy in electronic prosthetic manufacturing.

Keywords: hand prosthetics, myoelectric prosthetics, myoelectric sensors, 3D technology in prosthetics.

TABLA DE CONTENIDO

RESUMEN	iv
ABSTRACT	v
TABLA DE CONTENIDO	vi
LISTA DE FIGURAS	viii
LISTA DE TABLAS	x
CAPÍTULO I: INTRODUCCIÓN	11
CAPÍTULO II: INFORMACIÓN DEL LUGAR DONDE SE DESARROLLÓ LA ACTIVIDAD	12
2.1 Institución – actividad que desarrolla	12
2.2 Periodo de duración de la actividad	12
2.3 Finalidad y objetivos de la entidad	12
2.4 Razón social	13
2.5 Dirección postal	13
2.6 Correo electrónico del profesional a cargo	13
CAPÍTULO III: DESCRIPCIÓN DE LA ACTIVIDAD	14
3.1 Organización de la actividad	14
3.2 Finalidad y objetivos de la actividad	17
3.2.1 Finalidad	17
3.2.2 Objetivos	17
3.3 Problemática	18
3.3.1 Problema general	18
3.3.2 Problemas específicos	18

3.3.3	Justificación e importancia de la investigación	19
3.4	Metodología	21
3.4.1	Bases teóricas.....	21
3.4.2	Marco conceptual	23
3.5	Procedimiento.....	31
3.5.1	Captación del paciente.....	31
3.5.2	Toma de medidas y escaneo 3D.....	33
3.5.3	Diseño y desarrollo del sistema de control integral	36
3.5.4	Diseño, fabricación de componentes y ensamble de la prótesis 60	
3.6	Resultado de la actividad.....	74
CAPÍTULO IV: CONCLUSIONES		75
4.1	Justificación	75
4.1.1	Evaluación económica	75
4.2	Descripción de la implementación	77
4.3	Conclusiones	82
CAPÍTULO V: RECOMENDACIONES.....		84
CAPÍTULO VI: BIBLIOGRAFÍA.....		85
CAPÍTULO VII: ANEXOS.....		88

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 Diagrama de GANTT para el desarrollo de una prótesis de mano parcial con control mioeléctrico	15
Figura 2 Anatomía de la mano	24
Figura 3 Niveles de amputaciones de miembro superior	25
Figura 4 Esquema Simplificado del INA128 y fórmula para el cálculo de ganancia	30
Figura 5 Muñón del paciente.....	32
Figura 6 Ficha de medidas tomadas del paciente.....	34
Figura 7 Escáner 3D, Structure Sensor Mark II, conectado a un iPad	35
Figura 8 Escaneo de la mano y el muñón	36
Figura 9 Diagrama de bloques del diseño conceptual de la placa principal de control	38
Figura 10 Módulo ESP32-S3-WROOM-1.....	39
Figura 11 Dimensiones de los micromotorreductores metálicos con escobillas de carbón (HPCB).....	40
Figura 12 Diagrama esquemático controlador de motor DRV8838	43
Figura 13 Circuito de aplicación típica en modo de carga para batería de 2 celdas	44
Figura 14 Circuito de operación típica del sensor MPU-6050	46
Figura 15 Layout de la placa de la placa de control	47
Figura 16 Vista en 3D de la placa de control	48
Figura 17 Orden de fabricación de PCB y soldadura de componentes electrónicos solicitada a la empresa JLCPCB.....	49
Figura 18 Placa electrónica ensamblada con componentes importados pendientes de soldadura.....	50
Figura 19 Placa de control completamente ensamblada con todos sus componentes soldados	50
Figura 20 Verificación de carga con baterías LiPO y Litio-Ion	51
Figura 21 Diagrama de bloques del sensor EMG	53

Figura 22 Ensamblaje de componentes en protoboard y prueba de funcionamiento del sensor EMG	54
Figura 23 Sensor EMG fabricado por el método de planchado.....	55
Figura 24 Diseño del Layout del sensor EMG en el software Easyeda.....	56
Figura 25 Vista 3D del sensor EMG diseñado en el software Easyeda	57
Figura 26 Vista superior e inferior del sensor EMG fabricado	57
Figura 27 Señal mioeléctrica capturada por el sensor EMG desarrollado ..	58
Figura 28 Diagrama de flujo del algoritmo de control.....	60
Figura 29 Expediente de la patente de diseño industrial de la falange biónica	61
Figura 30 Representación visual del diseño de la falange biónica en Fusion 360.....	62
Figura 31 Fabricación de falanges proximal y medial-distal mediante tecnología de impresión con resina de Nylon	63
Figura 32 Proceso de ensamblaje de la falange biónica	64
Figura 33 Representación visual del diseño del brazalete en Fusion 360 ..	65
Figura 34 Fotografía del brazalete y la cubierta del sensor EMG con su montaje en el brazalete.....	66
Figura 35 Representación visual del diseño del encaje en MeshMixer.....	67
Figura 36 Impresión en 3D del encaje preliminar.....	68
Figura 37 Pruebas de ajuste del encaje en el paciente.....	69
Figura 38 Representación visual del diseño del socket final en Fusion 360	70
Figura 39 Prueba de ajuste del socket y alineación de las falanges	71
Figura 40 Proceso de recubrimiento del socket con resina y láminas de fibra de carbono	72
Figura 41 Ensamblaje de las falanges en el socket, fundas de silicona y correa de sujeción.....	73
Figura 42 Pruebas de uso en actividades cotidianas	79
Figura 43 Prótesis electrónica con todos sus componentes lista para su entrega.....	81
Figura 44 Paciente expresando satisfacción y comodidad al usar la prótesis	82

LISTA DE TABLAS

Tabla 1 Especificaciones del Motorreductor de metal micro HPCB 6V 100:1 Pololu	41
Tabla 2 Especificaciones del controlador de motor DRV8838 Pololu	42
Tabla 3 Comparación de precios de prótesis con marcas comerciales	77

CAPÍTULO I: INTRODUCCIÓN

El avance continuo en el campo de las prótesis ha transformado la vida de las personas con amputaciones. Este proyecto se enfoca en el desarrollo de una prótesis de mano parcial controlada mediante sensores mioeléctricos el cual surge ante la evidente necesidad de ofrecer opciones avanzadas y funcionales para aquellos con amputaciones de mano, dado el limitado acceso en el mercado nacional a prótesis biónicas de este tipo. A nivel global, pocas empresas se dedican al desarrollo de prótesis electrónicas para estas amputaciones, priorizando mayormente las amputaciones transradiales.

En un contexto peruano, de acuerdo con el Instituto Nacional de Estadística e Informática (2017) una parte considerable de la población con discapacidad enfrenta limitaciones en el movimiento y uso de brazos y piernas, ocupando el segundo puesto con 485 211 personas evidenciando la relevancia de este proyecto. El propósito de este trabajo es llenar el vacío tecnológico y ofrecer soluciones innovadoras en prótesis biónicas de mano parcial, evitando los altos costos y retrasos asociados a la importación de dispositivos extranjeros, aspirando a convertir la empresa en un referente en este campo y mejorar la calidad de vida de la comunidad peruana con discapacidad.

Este trabajo inicia con la evaluación del paciente para garantizar que sea un candidato ideal para el proyecto. Posteriormente, se procede a obtener datos sobre la forma y medida del muñón del paciente. Continuando con el proceso, se lleva a cabo la elaboración del sistema de control, que incluye la placa de control, el sensor EMG y el algoritmo de control. A continuación, se avanza con el diseño y la fabricación de todos los componentes necesarios para la prótesis, lo que da lugar al ensamblaje tanto de los componentes físicos como de la electrónica asociada. Finalmente, se realizan pruebas de uso de la prótesis con el paciente en actividades cotidianas, ajustando la señal EMG según las necesidades del paciente, culminando con la entrega final de la prótesis.

CAPÍTULO II: INFORMACIÓN DEL LUGAR DONDE SE DESARROLLÓ LA ACTIVIDAD

2.1 Institución – actividad que desarrolla

KYP Bioingeniería es una empresa peruana que se dedica al desarrollo de prótesis para las personas con discapacidad física, en específico para personas con amputaciones de miembros inferiores y superiores.

La empresa ofrece prótesis funcionales y estéticas, entre las cuales están: prótesis transtibial, transfemoral, desarticulada de cadera, chopart, de mano parcial, transradial, transhumeral y desarticulado de muñeca.

2.2 Periodo de duración de la actividad

El desarrollo del proyecto tuvo una duración de 9 meses, desde octubre del 2022 a julio del 2023.

2.3 Finalidad y objetivos de la entidad

La misión de KYP Bioingeniería, es poder ser el primer ente referencial en el Perú como los desarrolladores de prótesis de miembros inferiores y superiores económicas, para personas con discapacidad, brindando prótesis cómodas, duraderas y de alta tecnología con productos propios e innovadores.

KYP Bioingeniería tiene como visión de mejorar la calidad de vida de las personas con discapacidad física, brindando prótesis 100% personalizadas. Así también, ser reconocida a nivel nacional como una de las pocas empresas que fabrica sus accesorios e implementos propios para las

prótesis, ofreciendo a su público prótesis accesibles en un mercado gravoso en prótesis externas de miembros superiores e inferiores.

2.4 Razón social

KYP BIOINGEN S.A.C.

2.5 Dirección postal

Calle Max Palma Arrúe 119, Los Olivos, Lima, Perú

2.6 Correo electrónico del profesional a cargo

Percy Maguiña Vargas

Gerente General

percymaguina@kypbioingenieria.com

CAPÍTULO III: DESCRIPCIÓN DE LA ACTIVIDAD

3.1 Organización de la actividad

Para el desarrollo del proyecto se tienen en cuenta las siguientes etapas generales:

Presentación de propuesta de proyecto

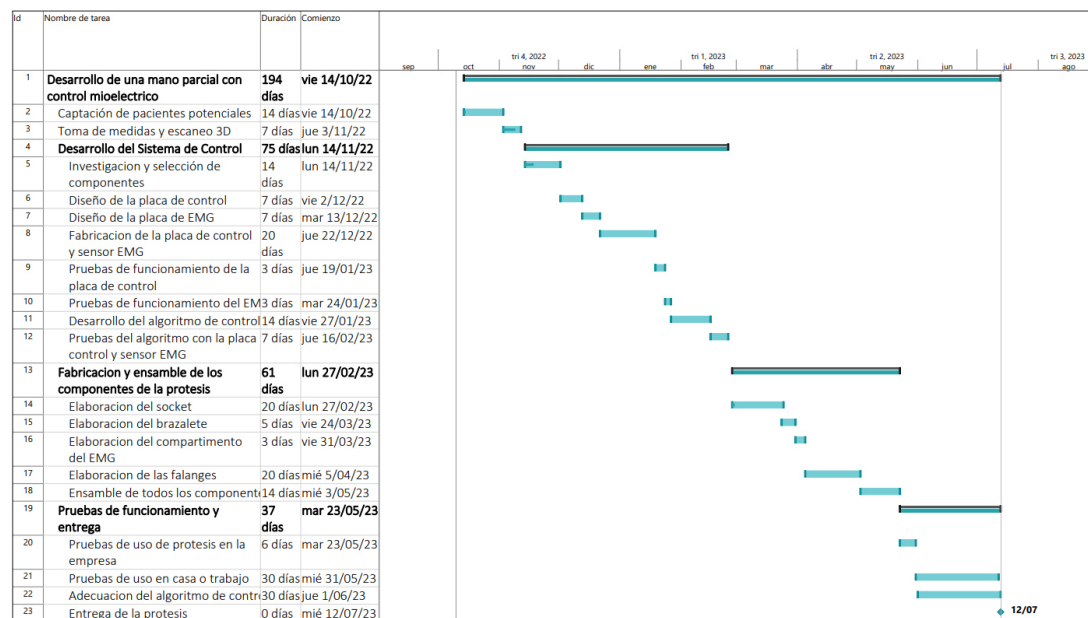
Esta etapa inicial involucra la presentación de una propuesta al Departamento de Investigación y Desarrollo Tecnológico para la creación de una prótesis de mano parcial controlada por sensores mioeléctricos. Esta iniciativa responde a la creciente demanda de soluciones innovadoras en el ámbito global de las prótesis, abordando la necesidad de proporcionar una alternativa avanzada y funcional para mejorar la calidad de vida de personas con amputaciones parciales en la mano en nuestro país.

La selección de este proyecto se basa en su potencial para integrar tecnología de vanguardia y ofrecer una solución efectiva y accesible a los usuarios. Además, representa una oportunidad significativa para que la empresa se destaque como pionera en el desarrollo de prótesis mioeléctricas para este tipo de amputaciones.

En esta sección se proporciona una descripción detallada de la planificación completa del proyecto, destacando hitos y fechas fundamentales para llevar a cabo las distintas tareas. La Figura 1 muestra el diagrama de Gantt propuesto, brindando una representación visual de la cronología y secuencia de las actividades planificadas.

Figura 1

Diagrama de GANTT para el desarrollo de una prótesis de mano parcial con control mioeléctrico



Nota. Elaboración propia

Ejecución del proyecto

El proceso de prototipación para pacientes con amputaciones parciales de mano sigue un enfoque estructurado y meticuloso. Comienza con la evaluación del paciente para determinar la viabilidad de adaptar la prótesis, considerando el nivel de amputación, priorizando aquellos pacientes con la muñeca intacta y la ausencia de uno a cinco dedos sin falanges residuales.

Posteriormente, se realiza la toma de molde utilizando escaneo 3D para obtener las dimensiones precisas del muñón. Luego, se elabora el encaje en 3D y se realizan múltiples pruebas de ajuste del socket, refinando los detalles para lograr un ajuste exacto y cómodo. El proceso de fabricación de la prótesis implica el diseño e impresión 3D de componentes clave como

falanges, brazaletes y sockets, además de la creación de placas electrónicas para el control y los sensores.

La programación se adapta individualmente según las necesidades de cada paciente, permitiendo un control independiente de los dedos o su operación conjunta mediante contracciones musculares voluntarias.

Este proceso estructurado garantiza una adaptación precisa y personalizada de la prótesis a las necesidades específicas de cada usuario, mejorando significativamente su funcionalidad y comodidad en el uso diario.

Validación de la prótesis

La validación de la prótesis se centra en una evaluación ocupacional, donde el paciente realiza diversas actividades para poner a prueba la funcionalidad y adaptabilidad de la prótesis en situaciones cotidianas. Durante esta fase, se realiza una calibración de los sensores mioeléctricos para garantizar un rendimiento óptimo y una respuesta adecuada a los gestos y movimientos del usuario.

Una vez completada la validación, se entrega la prótesis al paciente junto con una ficha técnica detallada que ofrece pautas sobre los cuidados y las instrucciones de uso. Este documento asegura una correcta manipulación y mantenimiento por parte del usuario.

En la etapa final, se lleva a cabo la creación de material publicitario integral que incluye fotografías, videos y documentación relevante para una estrategia de marketing efectiva. Este enfoque promocional facilita la difusión del producto, resaltando sus características y beneficios para alcanzar a potenciales usuarios y profesionales de la salud.

3.2 Finalidad y objetivos de la actividad

3.2.1 Finalidad

La finalidad principal de este proyecto radica en atender una necesidad no cubierta en nuestro país: la falta de disponibilidad de prótesis electrónicas controladas por sensores mioeléctricos o cualquier tipo de prótesis biónicas fabricadas localmente. Actualmente, las opciones disponibles se limitan a prótesis mecánicas accionadas por partes del cuerpo, o a la importación de prótesis biónicas del extranjero, lo que conlleva un aumento en costos, tiempos de fabricación y la necesidad de realizar mantenimiento en el extranjero. Este proyecto busca ofrecer una alternativa local, reduciendo costos, tiempos y facilitando el mantenimiento de estas prótesis, así como fomentando el desarrollo tecnológico y la autonomía en la producción de prótesis electrónicas en el país.

3.2.2 Objetivos

3.2.2.1 Objetivo general

Desarrollar una prótesis de mano parcial avanzada con control mioeléctrico de fabricación local.

3.2.2.2 Objetivos específicos

- Crear un encaje de socket personalizado y preciso, adaptado al muñón del paciente, así como para fabricar las falanges, el brazalete y la cubierta del sensor EMG garantizando la precisión y adaptabilidad de los componentes haciendo uso de tecnología 3D.

- Elaborar el sistema de control integral y la placa de adquisición de señales electromiográficas para la prótesis mioeléctrica de mano parcial, incorporando los elementos electrónicos esenciales.
- Realizar el ensamblaje de todos los componentes diseñados para la prótesis, incluida la electrónica, para lograr el producto final de una prótesis mioeléctrica funcional.
- Evaluar la funcionalidad de la prótesis en tareas cotidianas, y ajustar el algoritmo de control en base a la retroalimentación del paciente para mejorar su utilidad y desempeño.

3.3 Problemática

3.3.1 Problema general

¿Cómo desarrollar una prótesis de mano parcial avanzada con control mioeléctrico de fabricación local?

3.3.2 Problemas específicos

- ¿Cómo lograr un ajuste personalizado y preciso de los componentes de la prótesis, como el encaje de socket, las falanges, el brazalete y la cubierta del sensor EMG, para adaptarse de manera óptima al muñón del paciente?
- ¿Cómo diseñar y desarrollar un sistema de control integral y una placa de adquisición de señales electromiográficas que sean eficientes y precisos para la prótesis mioeléctrica de mano parcial, considerando la complejidad de integrar y sincronizar elementos electrónicos esenciales?
- ¿Cómo superar los desafíos asociados con el ensamblaje de todos los componentes diseñados para la prótesis mioeléctrica, incluyendo la

electrónica, a fin de garantizar un montaje preciso y funcional que resulte en la creación exitosa de la prótesis final?

- ¿Cómo afrontar los desafíos propios a la evaluación de la funcionalidad de la prótesis en tareas cotidianas, y cómo adaptar de manera efectiva el algoritmo de control para mejorar su utilidad y desempeño?

3.3.3 Justificación e importancia de la investigación

3.3.3.1 Justificación por conveniencia

El desarrollo de este proyecto permite que los pacientes puedan controlar la prótesis mediante sensores mioeléctricos realizando una contracción muscular voluntaria a diferencia de las convencionales que son accionadas mediante el uso de la muñeca, donde para cerrar los dedos de la mano es necesario realizar la flexión en la muñeca y mantenerla en esa posición. El uso de sensores y actuadores electrónicos permiten que el paciente pueda realizar más funciones y realizar diferentes actividades para dar mayor utilidad a sus prótesis en el día a día reduciendo el esfuerzo y fatiga para el usuario.

3.3.3.2 Justificación social

Debido a que en nuestro país no se comercializan prótesis electrónicas desarrolladas de manera local, solo se importa del extranjero, los costos de las prótesis electrónicas son elevadas por lo cual hace que muy pequeña parte de la población peruana con amputación de mano parcial puedan adquirir dichas prótesis. El desarrollo de este proyecto permite la reducción en costo para el paciente a comparación de las marcas de prótesis extranjeras en un 80% aproximadamente.

3.3.3.3 *Justificación práctica*

Este proyecto permite que los pacientes amputados de mano parcial puedan usar estas prótesis para reinsertarse en el mundo laboral, así como la realización de actividades cotidianas. A su vez este proyecto es la base para realizar otras prótesis de miembros superiores, por ejemplo, se puede usar parte de la investigación realizada en la elaboración de este proyecto para desarrollar prótesis para amputaciones transradiales y desarticulado de muñeca haciendo uso de los mismos componentes electrónicos, mecánicos y materiales, realizando únicamente variaciones de diseño mecánico de las falanges y encaje del socket.

3.3.3.4 *Justificación económica*

El proyecto es una alternativa nueva dentro del país ofreciendo prótesis electrónicas a bajos costos y sin competidor directo al momento teniendo únicamente la competencia de las prótesis importadas que tienen costos elevados, por lo cual hace posible la inserción dentro del mercado peruano e incluso a nivel de Latinoamérica como alternativa a las prótesis de las marcas alemanas, suizas y americanas que tienen un costo entre 25 a 90 mil dólares a diferencia de la propuesta que tiene un costo promedio de 6 mil dólares incluido el servicio de mantenimiento y garantía de un año, por lo tanto la empresa tiene un mercado nuevo en la cual puede aprovechar en posicionarse como un ente referente en la fabricación de prótesis electrónicas de miembros superiores.

A su vez este proyecto permite que las personas amputadas de mano parcial puedan adquirir prótesis electrónicas dentro del país sin necesidad de viajar al extranjero lo cual significa un ahorro en costo.

3.4 Metodología

3.4.1 Bases teóricas

A continuación, se describen los antecedentes nacionales e internacionales relacionados con las prótesis funcionales de miembro superior.

Antecedentes nacionales

- Marlene Bustamante (2018) en su tesis “Malky: Diseño e implementación de una prótesis parcial de mano personalizada” realiza la implementación de una prótesis funcional parcial de mano personalizada para un usuario específico. Dentro de la metodología que utiliza se basa en los lineamientos de la filosofía del “Diseño centrado en el usuario” (DCU), además hace uso de la impresión 3D como sistema de manufactura, permitiendo que la fabricación sea rápida y a un bajo costo. A su vez utiliza el escáner 3D para obtener una copia digital del muñón del paciente, esta técnica es muy común y estándar para la realización de encajes en prótesis de miembros superiores. La prótesis que desarrolla es mecánica e impresa en impresoras 3D en material plástico ABS, los dedos de la prótesis son accionados mediante una cuerda haciendo el movimiento de flexión y extensión de la muñeca, mientras más flexión de muñeca realice el paciente mayor es el cierre de los dedos. La prótesis está diseñada para cargar objetos hasta un peso de 500 gramos.
- Cristhians Verastegui (2019) en su tesis “Diseño y fabricación de prótesis mioeléctrica de mano de 5 grados de libertad de bajo costo para personas con amputación transradial” presenta cálculos teóricos del mecanismo de cuerdas trenzadas y pruebas experimentales, la cual le permite validar los parámetros para un correcto funcionamiento de su diseño. El diseño final de la prótesis lo realiza en el software llamado “Autodesk Fusion 360” y luego la fabricación mediante impresión 3D y el software llamado “Simplify3D”. Entre los principales componentes que utiliza para la

fabricación de la prótesis son piezas impresas en PLA, Micromotores Pololu, Servo SG90S, Driver TB6612FNG, Arduino nano y Sensor EMG Gforce gesture de OYMOTION.

- Edgar Mejía (2021) en su tesis "Diseño de una prótesis electromecánica para personas con amputación de mango funcional de la mano" propone un prototipo de prótesis electromecánica utilizando impresión 3D, módulo desarrollador de Arduino Due, servomotor SG90 y sensores FSR. En su trabajo, identifica las necesidades del usuario para así poder realizar el diseño de la prótesis. Entre las necesidades encontradas se incluyen la capacidad de realizar flexión y extensión de los dedos, un agarre cilíndrico, prensión en pinza y la fuerza de sujeción adecuada. Además, debe contar con un sistema de control, ser estéticamente agradable, liviana, resistente, funcional para trabajo de oficina y actividades cotidianas en casa, tener dimensiones adecuadas y ser asequible.

Antecedentes internacionales

- César Quinayás (2015) en su tesis de Doctorado en Ciencias de la Electrónica con título "Contribución al desarrollo y control de prótesis de mano" presenta una propuesta de una estrategia de control jerárquica para el agarre de objetos con prótesis de mano que traslade parte de la inteligencia que el usuario no puede transmitir al dispositivo protésico por las restricciones sensoriales de la interfaz humano-máquina, hacia el control de la prótesis. Para lograrlo, se desarrolla una propuesta de control jerárquico centrada en la planificación, coordinación y ejecución de tareas, respaldada por un sistema tanto de hardware como de software, y se valida en el prototipo de prótesis de mano UC2 Hand, también desarrollado durante esa tesis donde también se presentan algunos aportes secundarios.
- Fernando Herrera (2017) en su tesis "Desarrollo de una mano mecatrónica de bajo costo para un robot Humanoide" presentó una

contribución significativa al campo de la robótica humanoide al diseñar y desarrollar una mano mecatrónica de bajo costo con 5 grados de libertad. Su enfoque modular y el uso de materiales asequibles como plástico, aluminio y acero simplificaron tanto la fabricación como el mantenimiento de la mano. Controlada por un microcontrolador y un sensor de posición óptico, esta mano demostró, a través de pruebas de laboratorio, su precisión y eficiencia en una variedad de tareas. Con un costo estimado de 2000 pesos mexicanos, la creación de Herrera se presenta como una solución viable para robots humanoides de presupuesto limitado, marcando un hito en la democratización de la robótica avanzada.

3.4.2 Marco conceptual

3.4.2.1 Anatomía de la mano humana

De acuerdo con UC San Diego Health (2020), la mano está conformada por una diversidad de huesos, músculos y ligamentos que posibilitan una amplia gama de movimientos y habilidades, como se puede apreciar en la Figura 2. Dentro de la estructura de la mano, se identifican tres tipos principales de huesos.

Las falanges: constituyen los catorce huesos ubicados en los dedos de las manos, con cada dedo presentando tres falanges: distal, media y proximal, excepto el pulgar que solo cuenta con dos falanges: distal y proximal.

Los metacarpianos: formado por los cinco huesos de la parte media de la mano.

Los huesos del carpo: compuestos por ocho huesos que componen la muñeca y se conectan al radio y cúbito del antebrazo.

Dentro de la mano, existe una red compuesta por músculos, ligamentos, tendones y vainas. Los músculos posibilitan el movimiento de los huesos, mientras que los ligamentos mantienen unidas las articulaciones. Las vainas,

estructuras tubulares, rodean parcialmente los tendones, y los tendones conectan los músculos con los huesos. Además de esta estructura compleja, la mano posee un sistema interno de arterias, venas y nervios que proporcionan flujo sanguíneo y sensibilidad tanto a los dedos como a toda la mano.

Figura 2

Anatomía de la mano



Nota. Adaptado de *Anatomía de la mano* [Fotografía], por UC San Diego Health, 2020, Health ucscd (<https://myhealth.ucsd.edu/Spanish/RelatedItems/85,P04195>)

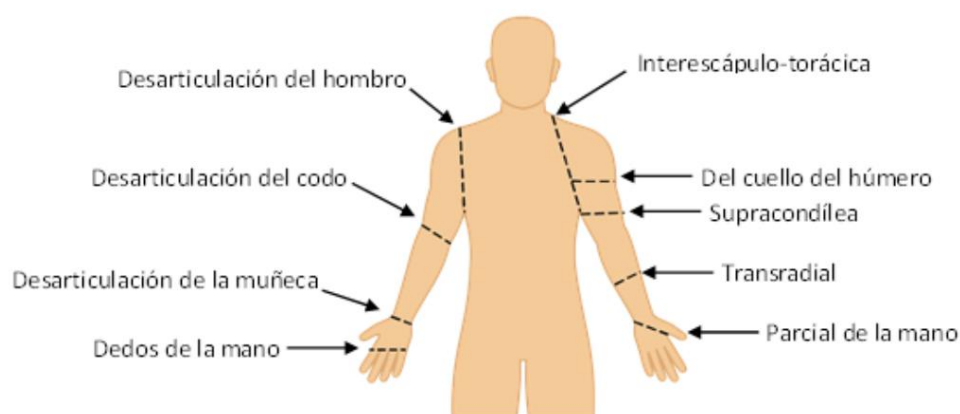
3.4.2.2 Niveles de amputaciones de miembro superior

Los niveles de amputaciones se clasifican según la parte específica de la extremidad afectada, ya sea desde el nacimiento o como resultado de una intervención quirúrgica. (ROMPTeMueve, 2022)

Se han identificado diversos niveles de amputación en extremidades superiores. Estos incluyen: Amputación de los dedos de la mano, amputación parcial de la mano, amputación por desarticulación de la muñeca, amputación transradial (debajo del codo), amputación por desarticulación del codo, amputación supracondílea (arriba del codo), amputación del cuello del húmero y amputación por desarticulación del hombro, así como la amputación interescápulo-torácica (Figura 3).

Figura 3

Niveles de amputaciones de miembro superior



Nota. Adaptado de *Tipos y causas de amputación* [Fotografía], por ROMPTeMueve, 2022, Romptemueve (<https://romptemueve.org/amputacion-tipos-y-causas/>)

3.4.2.3 Tipos de prótesis de miembros superiores

Según Stokosa (2021), existen cinco categorías de prótesis para el miembro superior.

Prótesis pasivas: son también conocidas como prótesis estéticas, se caracterizan por su falta de funcionalidad y carencia de articulaciones activas. En ocasiones, se utilizan para fines decorativos o pueden servir para

sostener objetos. Estas prótesis suelen diseñarse para asemejarse en apariencia y textura al lado no afectado.

Prótesis de control corporal: son dispositivos robustos, duraderos y con un costo relativamente bajo. Por lo general, su control se logra a través del movimiento del hombro y la escápula, que activan un sistema de cables y arneses. En este tipo de prótesis, la mano suele ser de tipo gancho o pinza, pudiendo incorporar además un guante cosmético para mayor apariencia estética.

Prótesis mioeléctricas: están equipadas con sensores que captan señales mioeléctricas, las cuales se generan por las contracciones musculares del muñón residual o alguna parte del cuerpo. Estas señales permiten el control de la prótesis, facilitando la manipulación de los actuadores para realizar distintos movimientos. Estos dispositivos son altamente avanzados, ya que incluyen componentes electrónicos para el control de los actuadores, lo que les permite generar una mayor fuerza de agarre.

Prótesis híbridas: combinan el control de la prótesis mediante el uso de la musculatura corporal y una fuente de alimentación externa. Este tipo de prótesis suele ser utilizado en amputaciones transhumerales o en sitios más cercanos al tronco. Por ejemplo, se puede emplear la musculatura escapular para el movimiento del codo, mientras se utiliza una mano controlada mioeléctricamente.

Prótesis específicas para una actividad: se diseñan con el propósito de cumplir una función específica, adaptándose de manera precisa a la tarea a realizar. Por ejemplo, se fabrican para sostener herramientas como un martillo u otra herramienta específica, para el manejo de una bicicleta, el agarre de mancuernas, entre otras actividades específicas.

3.4.2.4 Tecnologías de impresión 3D

Existen diversos tipos de tecnologías de impresión 3D, siendo las más comunes las impresoras FDM y las de resina. Por otro lado, las impresoras de mayor costo, que permiten trabajar con materiales industriales y metales, son las impresoras SLS y SLM.

Impresoras de deposición de material fundido (FDM): son las más comunes y económicas dentro de la impresión 3D. Utilizan filamentos que se calientan y pasan a través de un extrusor para derretir el material, el cual se deposita en capas sobre una superficie, típicamente caliente para asegurar una mejor adhesión. Antes del proceso de impresión, el diseño se divide en capas mediante software de laminado como Simplify3D o Cura. Este tipo de impresoras admite una variedad amplia de materiales de impresión, tales como PLA, ABS, nylon, TPU, Policarbonato (PC), fibra de carbono, entre otros. (Servitec3D, 2020)

Impresoras de estereolitografía (SLA): comúnmente conocidas como impresoras de resina, utilizan un láser ultravioleta para solidificar el objeto capa por capa. El acabado de las piezas impresas con esta tecnología es de alta resolución, permitiendo obtener piezas con un acabado preciso, especialmente útil para imprimir objetos pequeños. Este tipo de impresión se utiliza principalmente en aplicaciones de joyería, odontología y otras áreas que requieren alta precisión. Las resinas utilizadas pueden ser de diferentes tipos, como PLA, flexibles, transparentes, entre otras. (Servitec3D, 2020)

Impresoras de procesamiento digital de luz (DLP): el funcionamiento de este tipo de impresoras es similar al de las impresoras SLA. La diferencia radica en el uso de un proyector LED en lugar del láser UV para solidificar capa por capa. En este caso, también se utilizan resinas compatibles con esta tecnología, que pueden incluir PLA, transparentes, de alta resistencia, nylon, entre otros materiales. (Servitec3D, 2020)

Impresoras de sinterización selectiva por láser (SLS): esta tecnología utiliza un láser de CO₂ para sinterizar y fusionar partículas de polvo de polímero termoplástico, construyendo las piezas capa por capa. El polvo no sinterizado puede reciclarse y reutilizarse. Las piezas impresas con este tipo de impresoras exhiben excelentes propiedades mecánicas y no requieren soportes adicionales. (Xometry, 2022)

Impresoras de fusión selectiva por láser (SLM): estas impresoras operan de manera similar a las SLS. Su principal diferencia radica en la fusión directa de polvos metálicos, lo que permite obtener estructuras homogéneas y compactas, posibilitando la fabricación de piezas con una amplia gama de metales como aluminio, acero, titanio, entre otros. En este caso, sí se generan soportes para las piezas. (Xometry, 2022)

3.4.2.5 *Sensores mioeléctricos*

Los sensores mioeléctricos son dispositivos diseñados para detectar y registrar las señales eléctricas generadas por la actividad muscular en el cuerpo humano. Estas señales, conocidas como señales electromiográficas (EMG), son producto de la contracción y relajación de los músculos. Estos sensores emplean electrodos, pequeños dispositivos conductores colocados sobre la piel que cubre los músculos, para captar estas señales EMG. Una vez recogidas, estas señales son procesadas y utilizadas para controlar prótesis, dispositivos médicos o interfaces hombre-máquina. (Martinez, 2022)

Las señales electromiográficas suelen tener amplitudes que oscilan típicamente entre 0 y 10 milivoltios (mV), con una frecuencia que puede alcanzar hasta 1 kilohercio (kHz). (Garrido, 2021)

3.4.2.6 *Amplificador de instrumentación*

Los amplificadores de instrumentación desempeñan un papel fundamental en la adquisición precisa de señales electromiográficas (EMG) y son componentes esenciales en sistemas de interfaz cerebro-máquina, sistemas biomédicos y muchas otras aplicaciones.

Definición y función de los amplificadores de instrumentación

Los amplificadores de instrumentación son dispositivos electrónicos diseñados para amplificar con precisión señales eléctricas de baja amplitud. Estos componentes juegan un papel fundamental en sistemas de medición donde la precisión es esencial. Su diseño como circuitos integrados asegura valores precisos y relaciones exactas entre sus componentes emparejados. Se utilizan en aplicaciones que requieren medir señales débiles y eliminar ruido no deseado.

Su característica principal reside en la capacidad para diferenciar y amplificar la diferencia entre dos señales de entrada, al tiempo que rechazan cualquier señal común a ambas entradas. Esta capacidad los hace especialmente útiles para medir señales diferenciales, como las señales EMG empleadas en el control de prótesis. Aunque sacrifican flexibilidad al enfocarse exclusivamente en la amplificación, ofrecen precisión y estabilidad sin necesidad de entender en detalle su diseño interno. Son una variante de los Amplificadores Operacionales, destacándose por características únicas como alta resistencia de entrada, menor resistencia de salida, alta relación de rechazo al modo común (CMRR), mayor ganancia en lazo abierto, baja tensión de OFFSET en la entrada y baja deriva (drift). Estas cualidades los convierten en una opción especialmente idónea para aplicaciones donde la precisión es fundamental, como en sistemas de medición y control. (Pomposo & Torres, 2008)

Ejemplos de amplificadores de instrumentación

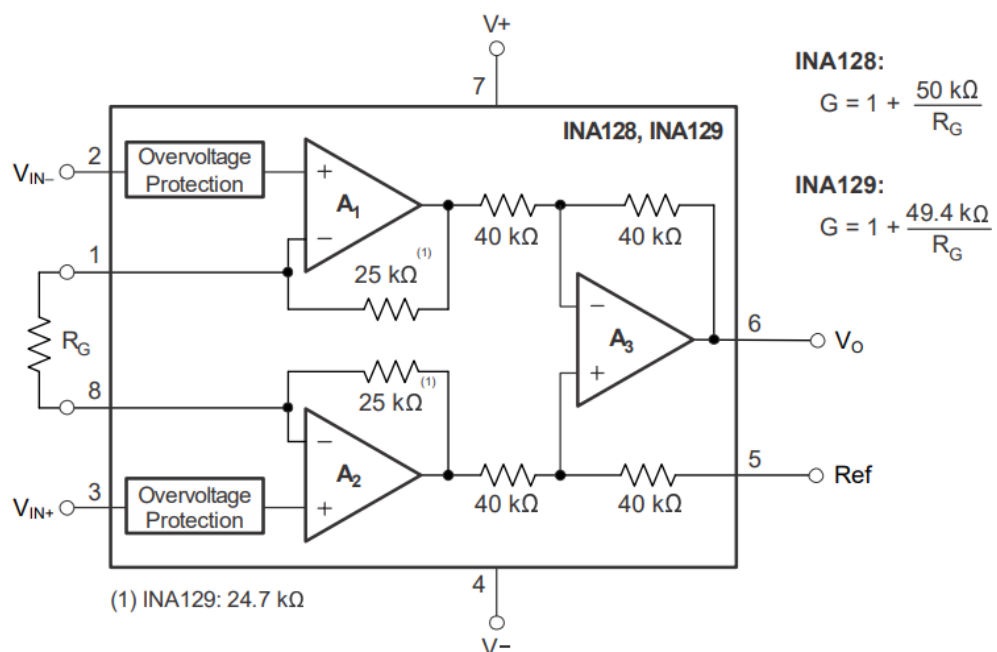
Dentro de esta categoría, dos modelos ampliamente utilizados son el AD620, fabricado por Analog Devices, y el INA128 de Texas Instruments.

El AD620: es un amplificador de instrumentación ampliamente disponible que se utiliza en aplicaciones de adquisición de señales de bajo nivel. Ofrece una alta ganancia fija y una buena relación señal/ruido, lo que lo hace adecuado para aplicaciones de electromiografía (EMG) y otras que requieren amplificación precisa de señales débiles.

El INA128: es conocido por su alta precisión y se utiliza comúnmente en aplicaciones donde se requiere una amplificación precisa de señales de bajo nivel, como las señales EMG. Ofrece una alta impedancia de entrada y un buen rendimiento en términos de relación señal/ruido, lo que lo convierte en una elección ideal para aplicaciones que requieren sensibilidad y precisión. En la Figura 4 se presenta el esquema simplificado y la fórmula para calcular la ganancia utilizando este integrado.

Figura 4

Esquema Simplificado del INA128 y fórmula para el cálculo de ganancia



Nota. Adaptado de *INA12x Precision, Low-Power Instrumentation Amplifiers* [Fotografía], por Texas Instruments, 2022, Texas Instruments (<https://www.ti.com/lit/ds/symlink/ina128.pdf?ts=1701697475819>)

3.5 Procedimiento

El procedimiento se divide en varias etapas cruciales para el desarrollo exitoso de la prótesis de mano parcial con control mioeléctrico. Comienza con la captación del paciente, donde se lleva a cabo la toma de medidas y el escaneo 3D para obtener una comprensión detallada de la anatomía y las necesidades individuales del usuario. Posteriormente, se procede al desarrollo integral del sistema de control, abarcando la creación de la placa de control, la placa del sensor EMG y la elaboración del algoritmo de control. Por último, se realiza el diseño, la fabricación de componentes y el ensamblaje de la prótesis, una fase crucial que implica la creación meticulosa de las partes individuales de la prótesis y su posterior ensamblaje para lograr un producto funcional y adaptado a las necesidades del paciente.

3.5.1 Captación del paciente

Para el desarrollo del proyecto, se identificó a un paciente como candidato, quien había sufrido la amputación parcial de cuatro dedos de su mano (dedo medio, índice, anular y meñique), como se muestra en la Figura 5. Durante la primera visita a las instalaciones de la empresa, se realizó la evaluación al paciente con el fin de comprender sus necesidades y determinar la viabilidad de proporcionarle una prótesis electrónica controlada por un sensor mioeléctrico.

Figura 5*Muñón del paciente*

Nota. Elaboración propia

Durante esta evaluación, se observó que el paciente no tenía ninguna falange proximal en los dedos mencionados. Además, expresó su deseo de recuperar la capacidad de realizar actividades cotidianas, como sujetar objetos como vasos, tazas, lapiceros, cuadernos, entre otros. Esto indicó que era un candidato adecuado para recibir una prótesis mioeléctrica.

En esta etapa, se solicitó al paciente que completara el cuestionario Dash, que se utiliza para evaluar el nivel de discapacidad en el hombro, codo y mano. Este cuestionario consta de 30 preguntas relacionadas con la discapacidad. Según sus respuestas, se calculó un puntaje de discapacidad que osciló alrededor del 43%. Este puntaje indicó que el paciente presentaba una discapacidad de nivel intermedio.

Para una visión más detallada del cuestionario DASH, se encuentra disponible en el ANEXO A.

Este proceso de captación del paciente permitió obtener información esencial sobre las necesidades y expectativas del paciente, sentando así las bases para el desarrollo de la prótesis personalizada que mejoraría su calidad de vida.

3.5.2 Toma de medidas y escaneo 3D

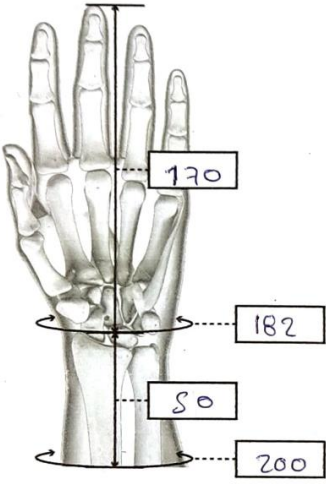
Después de completar la evaluación inicial del paciente, el siguiente paso crítico es la toma de medidas y el escaneo 3D, que son fundamentales para el diseño y la fabricación de una prótesis personalizada.

Toma de medidas

Se procedió inicialmente con la toma precisa de medidas tanto del muñón del paciente como de la mano no afectada por la amputación (mano contralateral). En la Figura 6 se detallan los valores obtenidos a partir de estas mediciones, las cuales ofrecen información crucial sobre dimensiones y disposición de las falanges. Estos datos resultan fundamentales en el proceso de diseño de la prótesis, ya que proporcionan referencias esenciales para asegurar su adecuación y funcionalidad.

Figura 6*Ficha de medidas tomadas del paciente***Ficha Mano Parcial**

Paciente: <u>Renzo</u>	Fecha: _____
Lado: ☒ Izquierda	☐ Derecha



	SI	NO	Longitud
Pulgar	☐	☒	_____
Índice	☒	☐	<u>73</u>
Medio	☒	☐	<u>82</u>
Anular	☒	☐	<u>76</u>
Menique	☒	☐	<u>63</u>

Ubicación del sensor:	☐ Muñón	☒ Antebrazo	
Tipo de acabado:	☐ Mate	☐ Brillante	☒ Fibra de Carbono

*Nota. Elaboración propia***Escaneo 3D**

Para obtener una representación tridimensional precisa del muñón y la mano del paciente, se utilizó un avanzado escáner 3D, específicamente el Structure Sensor Mark II, que se conecta a un iPad para llevar a cabo el proceso de escaneo (Figura 7). Este dispositivo permite capturar la forma y las dimensiones con gran detalle.

Figura 7

Escáner 3D, Structure Sensor Mark II, conectado a un iPad



Nota. Elaboración propia

Lograr un modelo 3D escaneado preciso implica considerar tanto el entorno de escaneo como la orientación del muñón del paciente. En la Figura 8 se presentan dos imágenes: una del muñón y otra de la mano contralateral escaneada.

El proceso de escaneo se realizó en un espacio amplio que garantiza la libertad de movimiento, ya que la distancia óptima para obtener un modelo 3D bien definido oscila entre 1.5 metros y 2 metros. Esto garantiza que se capturen con precisión las características del muñón y la mano del paciente.

Es crucial destacar que, durante el escaneo, se cuidó que la mano y los dedos del paciente se encontraran en una posición natural y relajada, sin tensión ni extensión. Esto es esencial para que la prótesis resultante sea cómoda y funcional, ya que se basa en la anatomía y postura natural del paciente.

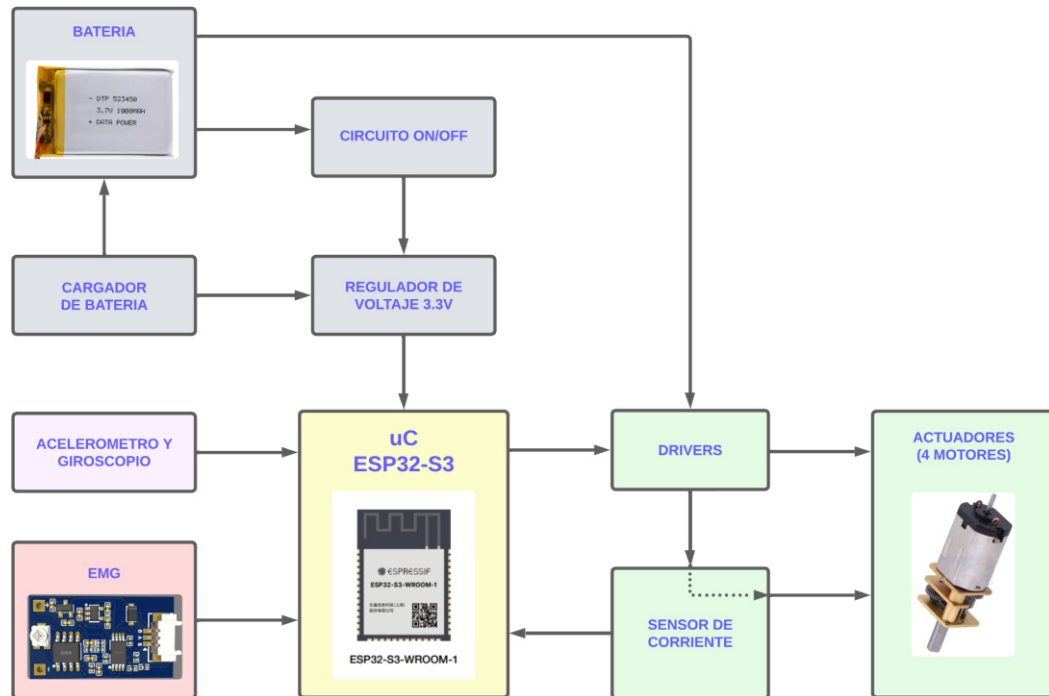
Inicialmente utilizamos la placa de desarrollo Teensy 3.2, esta placa demostró ser eficiente, ya que integraba un microcontrolador ARM Cortex-M4 de 72 MHz, 34 pines digitales de entrada y salida, 21 pines analógicos y 12 pines de salida con PWM. Además, aprovechamos módulos de drivers y reguladores, diseñando la placa principal en base a estos módulos. Sin embargo, para este proyecto se requería una placa compacta por lo cual se realizó el diseño de la placa desde cero, eliminando la necesidad de módulos adicionales. Esto nos permitió una personalización total del diseño y una optimización del espacio, lo que era esencial debido al espacio limitado disponible en el brazalete de la prótesis.

El proceso de selección de componentes esenciales para la placa de control comenzó con la creación de un diagrama de bloques del diseño conceptual de la placa principal, detallado en la Figura 9. En este diseño, el microcontrolador actúa como núcleo central, siendo alimentado por una batería de 8.4V. La batería, antes de suministrar energía al microcontrolador, atraviesa un circuito de encendido y apagado, luego pasa por el regulador de voltaje de 3.3 V. Además, la batería también se conecta a un cargador que no solo carga la batería, sino que también alimenta el regulador de voltaje sin pasar por el circuito de encendido y apagado.

El microcontrolador recibe señales provenientes de tres sensores distintos: el sensor EMG, el sensor de corriente y el acelerómetro con giroscopio. Utilizando los datos recopilados de estos sensores, el microcontrolador tiene la capacidad de enviar señales a los controladores (drivers) de los actuadores. Estos actuadores se encuentran conectados tanto a los drivers como a una alimentación directa proveniente de la batería. Este diseño conceptual del diagrama de bloques establece las interconexiones y funciones principales de los elementos esenciales que conforman la placa de control.

Figura 9

Diagrama de bloques del diseño conceptual de la placa principal de control



Nota. Elaboración propia

Selección del microcontrolador ESP32-S3-WROOM-1

El módulo ESP32-S3-WROOM-1 (Figura 10) fue la elección principal para este proyecto. Esto se debió a su impresionante capacidad de procesamiento, conectividad Wi-Fi y Bluetooth, y versatilidad en términos de pines de entrada y salida. Este microcontrolador compacto resultó ser perfecto para el diseño de la placa que se integraría en el brazalete de la prótesis, permitiendo un control preciso y una comunicación inalámbrica para una interfaz de usuario versátil.

Figura 10*Módulo ESP32-S3-WROOM-1*

Nota. Adaptado de *ESP32-S3-WROOM-1, ESP32-S3-WROOM-1U, Datasheet* [Fotografía], por Espressif Systems, 2023, Espressif (https://www.espressif.com/sites/default/files/documentation/esp32-s3-wroom-1_wroom-1u_datasheet_en.pdf)

Características del microcontrolador ESP32-S3-WROOM-1

El módulo ESP32-S3-WROOM-1 cuenta con un microprocesador Xtensa® dual core de 32 bits LX7 con una velocidad de hasta 240 MHz (Espressif Systems, 2023). Además de su potente capacidad de procesamiento, el microcontrolador ofrece 36 pines de entrada y salida, todos los cuales pueden utilizarse como salidas PWM, lo que resultó fundamental para el control preciso de los motorreductores en la prótesis. La capacidad de conectividad mediante Wi-Fi 2.4 GHz y Bluetooth 5 (LE) brindó la posibilidad de una interfaz de usuario versátil y la comunicación inalámbrica para el control de la prótesis.

Selección de los actuadores

Para la elección de los motorreductores, se establecieron requisitos específicos: debían ser compactos, operar en un rango de voltaje entre 3.7 y 8.4V (para adaptarse a una o dos baterías LiPo en serie) y proporcionar el torque necesario para movilizar las falanges de la prótesis. Encontrar una opción compacta representó el mayor desafío. Se exploraron diversas

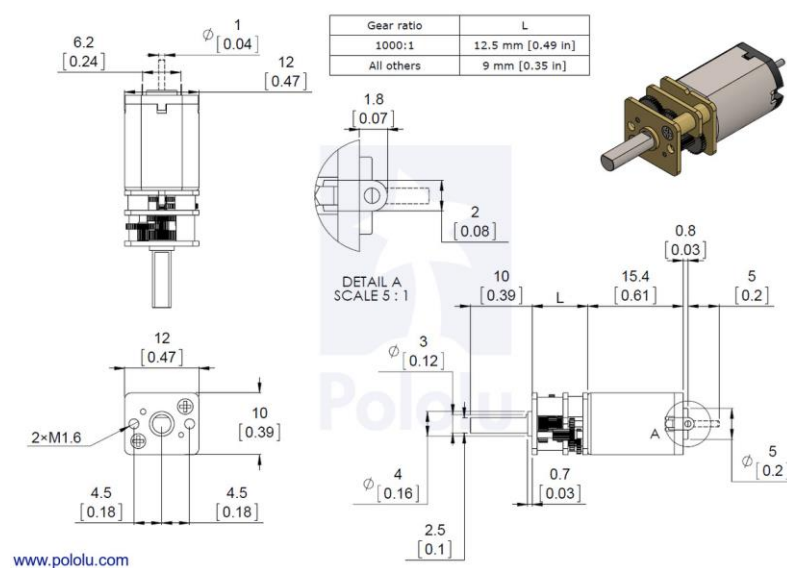
variedades, principalmente de origen chino, con un rango de precios entre 2 y 5 dólares, pero carecían de garantía.

También se habían evaluado los motores DCX 10 y reductores GP 10 de Maxon, reconocidos por su calidad. Maxon ofrece diversas configuraciones; sin embargo, el principal desafío fue encontrar un motor y reductor con suficiente torque sin ser excesivamente largos dentro de las configuraciones disponibles. A pesar de la excelente vida útil de los motores Maxon, no ofrecían el torque necesario para nuestra aplicación con las configuraciones disponibles de un tamaño reducido. Sin embargo, se decidió optar por la marca estadounidense POLOLU, seleccionando los Motorreductores de metal micro HPCB 6V 100:1 con un costo promedio de 24 dólares, fueron seleccionados porque sus dimensiones, torque, garantía de fábrica son los requeridos y además presenta un precio accesible.

La Figura 11 presenta el motorreductor seleccionado para este proyecto, mientras que la Tabla 1 detalla las principales características de los motorreductores elegidos.

Figura 11

Dimensiones de los motorreductores metálicos con escobillas de carbón (HPCB)



Nota. Adaptado de *Micro Metal Gearmotors with carbon brushes (HPCB)* [Fotografía], por Pololu Corporation, 2015, Pololu (<https://www.pololu.com/file/0J949/micro-metal-gearmotor-dimensions.pdf>)

Tabla 1

Especificaciones del motorreductor de metal micro HPCB 6V 100:1 Pololu

Característica	Valor
Tamaño	10x12x26 mm
Peso	9.5 gramos
Diámetro del eje	3 mm
Relación de transmisión	100.37:1
Velocidad sin carga a 6V	330 rpm
Corriente sin carga a 6V	0.15A
Corriente de parada a 6V	1.5 A
Torque de parada a 6V	1.6 kg·cm
Potencia de salida máxima a 6V	1.3 W
Eficiencia máxima a 6V	33 %
Corriente a máxima eficiencia	0.44 A

Nota. Adaptado de “100:1 Micro Metal Gearmotor HPCB 6V with Extended Motor Shaft”. Pololu Corporation, 2001

Selección de los controladores

En este caso, la elección del controlador se basa en el motorreductor utilizado en el proyecto, el cual pertenecía a la línea de productos de Pololu. Dado que la empresa ofrece varios controladores, se prioriza la necesidad de uno capaz de suministrar una corriente continua superior a 1.5 A. El DRV8838 fue la opción ideal por sus especificaciones, las cuales se detallan

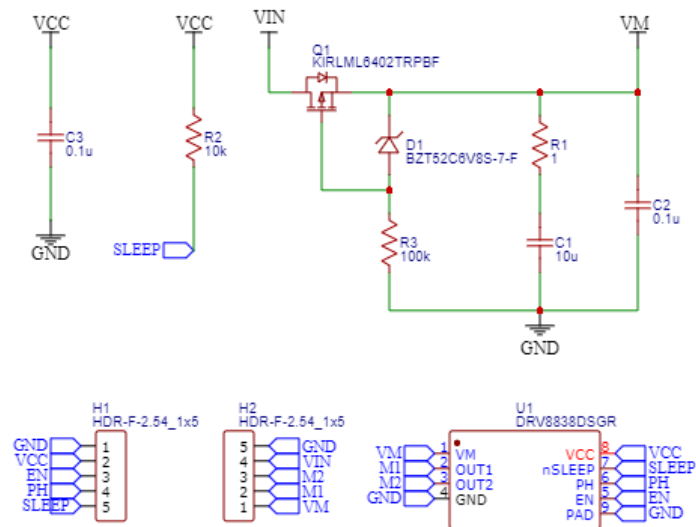
en la Tabla 2. La información proporcionada por Pololu fue fundamental para determinar el chip más adecuado. Se procedió a diseñar un circuito controlador utilizando el integrado DRV8838 de Texas Instruments directamente en la placa principal, siguiendo el diagrama esquemático que se muestra en la Figura 12.

Tabla 2

Especificaciones del controlador de motor DRV8838 Pololu

Característica	Valor
Canal de motores	1
Voltaje mínimo de funcionamiento	0 V
Voltaje máximo de funcionamiento	11 V
Corriente de salida continua por canal	1.7 A
Corriente de salida máxima por canal	1.8 A
Frecuencia máxima PWM	250 kHz
Tensión lógica mínima	1.8 V
Tensión lógica máxima	7 V
¿Protección de voltaje inverso?	Si
Eficiencia máxima a 6V	33 %
Corriente a máxima eficiencia	0.44 A

Nota. Adaptado de “DRV8838 Single Brushed DC Motor Driver Carrier”. Pololu Corporation, 2001

Figura 12*Diagrama esquemático controlador de motor DRV8838**Nota.* Elaboración propia**Selección de la batería y cargador de batería**

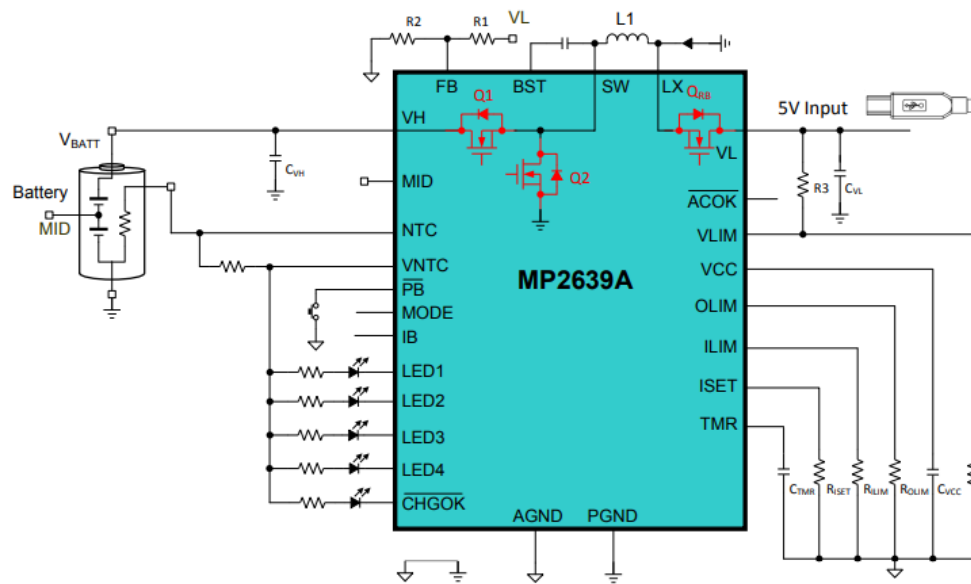
La selección de la batería para este proyecto se basó en la elección de baterías LIPO debido a su configuración rectangular y la variedad de tamaños disponibles en el mercado. En este caso particular, se requería una fuente de alimentación de al menos 6V para los actuadores, por lo que se optó por utilizar dos baterías LIPO de 4.2V en serie para obtener una fuente combinada de 8.4V. Esta configuración en serie aumenta el voltaje mientras mantiene la capacidad de la batería, siendo en este proyecto de 1000 mAh. Además, estas baterías incluyen una placa de protección contra sobrecarga, descarga excesiva y cortocircuitos.

Una vez definida la batería, se procedió a buscar un integrado que permitiera la administración de carga específicamente para baterías LIPO de 2 celdas y que funcionara con una fuente de entrada de 5V. En la búsqueda, se identificó el integrado MP2639A de la empresa Monolithic Power Systems, el cual también ofrece otras opciones de administración de carga. Se seleccionó este chip debido a su detallada hoja técnica proporcionada por el fabricante, su capacidad de alimentación a través de una entrada USB y su

flexibilidad para configurar la corriente de carga y límite de carga mediante resistencias. Además, ofrece la opción de incluir LEDs indicadores del nivel de carga de la batería. En la Figura 13 se puede ver el circuito de una aplicación típica haciendo uso de este integrado.

Figura 13

Circuito de aplicación típica en modo de carga para batería de 2 celdas



Nota. Adaptado de *MP2639A 2-Cell Li-Ion or Li-Polymer Switching Charger Compatible with 5V Input and Integrated, Bidirectional Charge/Discharge with Cell Balance* [Fotografía], por Monolithic Power Systems, 2019, Monolithic Power

(https://www.monolithicpower.com/en/documentview/productdocument/index/version/2/document_type/Datasheet/lang/en/sku/MP2639A/document_id/1451/)

Para este proyecto, se utilizó exclusivamente el modo de carga, ya que el modo de descarga opera a 5V, mientras que los actuadores requieren 6V de tensión nominal. La configuración de carga definida permite una corriente de 595 mA, logrando una carga completa de la batería en aproximadamente una hora y cuarenta minutos. Además, gracias al puerto micro USB, la carga

se puede realizar mediante un adaptador de corriente o conectándolo a una laptop.

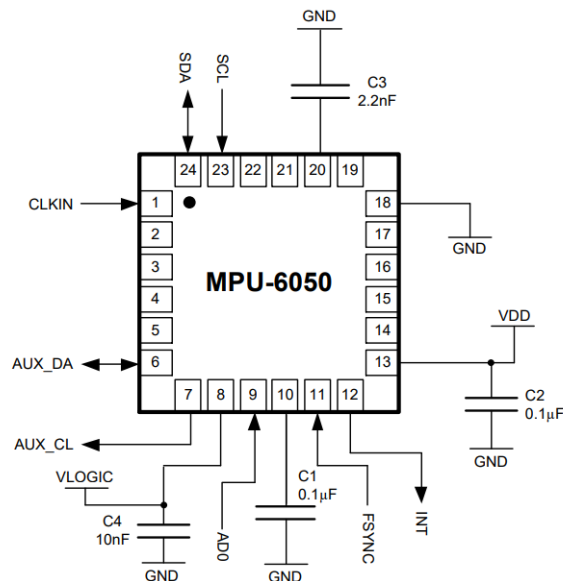
Selección del acelerómetro y giroscopio

La inclusión de un sensor inercial en la prótesis buscaba dotarla de versatilidad y la capacidad de actualizarse con el tiempo. Se eligió un sensor que pudiera ofrecer opciones de control basadas en gestos de movimiento, y el MPU-6050 resultó idóneo para este propósito. Este dispositivo integra un acelerómetro, que mide la aceleración generada, y un giroscopio, que registra la velocidad angular, permitiendo calcular la posición angular a través de su integración matemática. Con estos datos, la prótesis puede ingresar a diferentes modos de uso. Por ejemplo, un gesto que oriente la mano con la palma hacia abajo, seguido de un movimiento del antebrazo hacia adelante y luego un rápido movimiento hacia atrás, podría registrar una aceleración en esa dirección y activar otro modo de uso, como cerrar todos los dedos excepto el índice.

El sensor elegido se destacó por su combinación de acelerómetro y giroscopio, su capacidad de comunicación I2C con microcontroladores y la amplia documentación disponible para diversas aplicaciones. Se optó por implementar directamente el integrado, siguiendo las instrucciones detalladas en la ficha técnica del fabricante para las conexiones, lo que evitó la necesidad de utilizar módulos adicionales. En la Figura 14 se ilustra una operación típica con los componentes necesarios para este sensor, mostrando la implementación directa y el esquema de conexión mencionado anteriormente.

Figura 14

Circuito de operación típica del sensor MPU-6050



Nota. Adaptado de *MPU-6000 and MPU-6050 Product Specification Revision 3.4* [Fotografía], por InvenSense, 2013, Invensense (<https://invensense.tdk.com/wp-content/uploads/2015/02/MPU-6000-Datasheet1.pdf>)

Diseño de la placa de control

El diseño de la placa de control representó una tarea integral en la que todos los componentes necesarios se integraron directamente en la placa, eliminando la necesidad de módulos adicionales. Se utilizó la herramienta EasyEDA para crear el esquemático y diseñar el layout de la placa (Figura 15), lo que permitió una personalización total del diseño. Esto permitió optimizar el espacio y garantizar que todos los componentes se acomodaran de manera eficiente en la placa, lo que era esencial debido al espacio limitado disponible en el brazaletes.

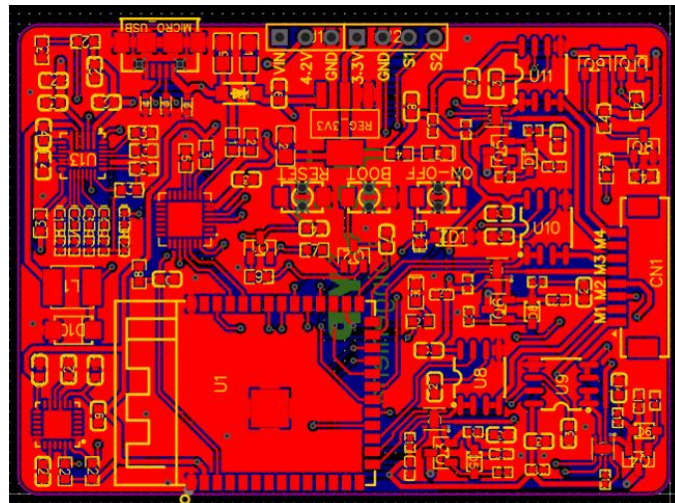
El diseño de la placa de control está equipado con 4 drivers que permiten el control preciso de los motorreductores. Estos motorreductores son esenciales para el movimiento de las falanges de la prótesis y deben funcionar de manera coordinada y precisa. Además, la placa cuenta con 4

sensores de corriente, un sensor para cada actuador. Estos sensores desempeñan un papel crucial al detectar cualquier resistencia o oposición a la rotación de los motores. Esta función permite que la prótesis sepa cuándo las falanges están agarrando un objeto o han alcanzado la posición final de su movimiento.

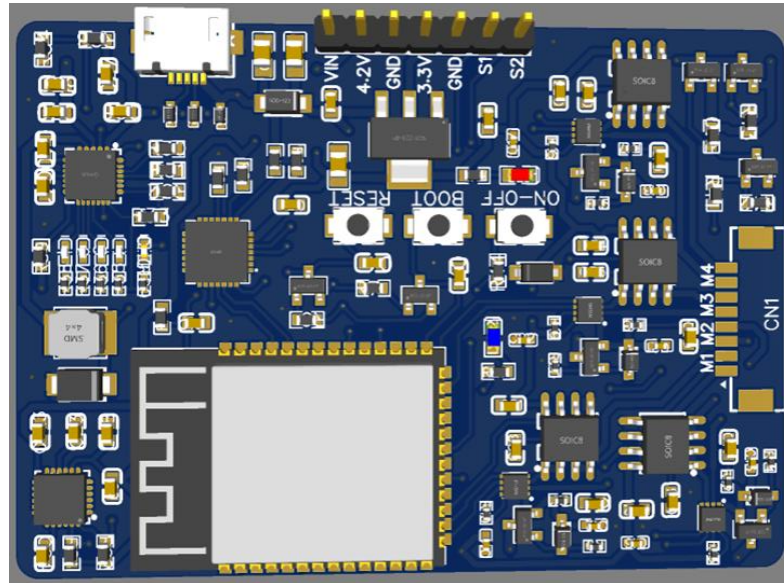
Además, el diseño de la placa de control incluye un chip cargador que facilita la carga de la batería de 8.4V. Esto se logra mediante un cable USB estándar, que permite la carga desde una fuente de alimentación de 5V, como un adaptador de teléfono móvil o el puerto USB de una laptop o computadora. Esta característica garantiza que la prótesis esté siempre lista para su uso y pueda cargarse de manera conveniente, lo que mejora la experiencia del usuario. En la Figura 16 se muestra la vista 3D de la placa de control con todos los componentes integrados.

Figura 15

Layout de la placa de la placa de control



Nota. Elaboración propia

Figura 16*Vista en 3D de la placa de control**Nota.* Elaboración propia

Fabricación de la placa de control y soldadura de componentes

Durante esta fase, se llevaron a cabo dos procesos fundamentales para el proyecto.

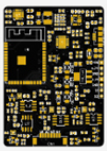
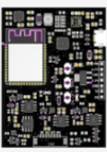
En primer lugar, se gestionó la fabricación de los PCBs a través de la empresa JLCPCB, especializada en la producción de circuitos electrónicos en China. Además de la fabricación, esta empresa ofrece el servicio de soldadura de componentes, el cual también fue adquirido para el proyecto (Figura 17).

Para garantizar la viabilidad del proceso, se realizó la verificación de la disponibilidad de todos los componentes electrónicos necesarios para la fabricación del PCB. Se verificó el stock de integrados, reguladores, transistores, capacitores, resistencias y LEDs. Sin embargo, dos componentes, el integrado para el cargador MP2639A y el conector SMD de 8 pines, no estaban disponibles en stock en dicha empresa, por lo que se debían adquirir y soldar independientemente.

Es importante destacar que el proveedor ofrece un servicio integral, enviando las placas electrónicas ya testeadas, verificadas contra cortocircuitos y listas para su implementación una vez fabricadas.

Figura 17

Orden de fabricación de PCB y soldadura de componentes electrónicos solicitada a la empresa JLCPCB

Product Detail	Product File	Price
2022-12-06 W202212060405267		
 PCB Prototype Order #: Y19-4754807A Build Time: 3 days 5 pcs \$5.20 Product Details	Gerber_PCB_PLACA_4F_Y19 ✓ Production Completed Quality Complaint	Merchandise Total: \$154.72 Shipping Charge: \$24.25 Order Total: \$178.97
 Economic PCBA Order #: SMT0221205105011... Build Time: 1-2 days 2 pcs \$158.52 Product Details	BOM_PCB_PLACA_4F_202... PickAndPlace_PCB_PLACA_... DFM Analysis ✓ Production Completed Quality Complaint	

Nota. Elaboración propia

En segundo lugar, se procedió a la adquisición de los conectores de 8 pines (1.25 8PWB) y el chip MP2639A a través de un proceso de importación, ya que estos elementos no estaban disponibles en las tiendas locales de componentes electrónicos.

Una vez se recibió la placa fabricada y ensamblada por JLCPCB (Figura 18), junto con los componentes importados de manera independiente, se inició el proceso de soldadura de los dos componentes faltantes en la placa. Es crucial mencionar que el chip MP2639A es un componente SMD pequeño con un encapsulado QFN-26 de 4mmx4mm, lo cual requirió el uso de una estación de soldadura y un microscopio electrónico para garantizar la precisión necesaria durante todo el proceso de soldadura. La Figura 19 muestra la placa de control completamente ensamblada con todos sus componentes, tras finalizar este proceso.

Figura 18

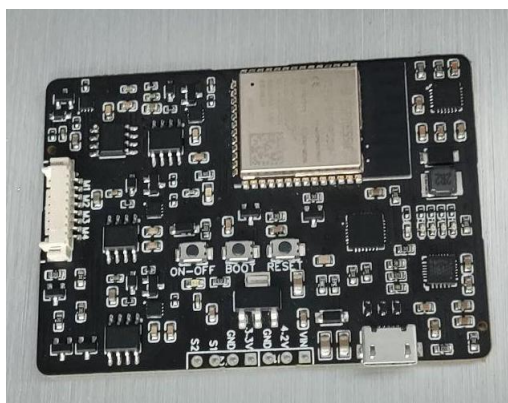
Placa electrónica ensamblada con componentes importados pendientes de soldadura



Nota. Elaboración propia

Figura 19

Placa de control completamente ensamblada con todos sus componentes soldados



Nota. Elaboración propia

Verificación de funcionalidad de la placa de control

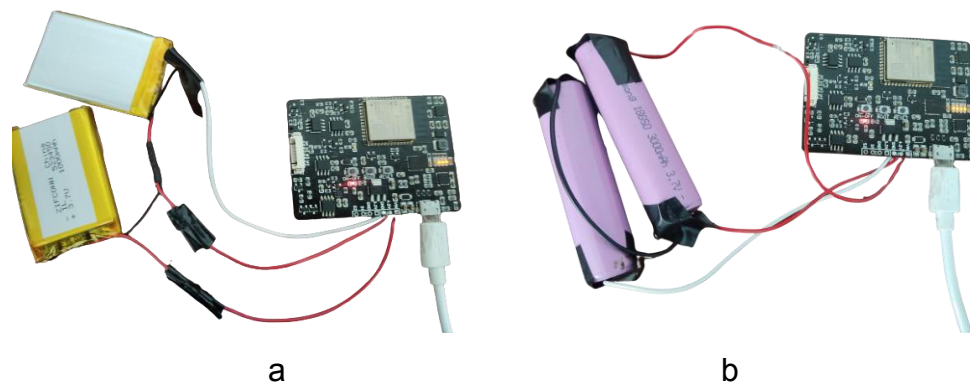
Con la placa de control completamente ensamblada, se procede a realizar pruebas para garantizar la calidad del proceso de soldadura y evaluar la

funcionalidad general de la PCB. Se inicia con la prueba de carga, especialmente crucial debido a que el chip cargador fue soldado manualmente.

Durante las pruebas de carga, se pudo observar un funcionamiento óptimo tanto para baterías LIPO como para baterías de litio-ion, como se muestra en la Figura 20. La placa de control cuenta con cuatro LEDs indicadores que representan los niveles de carga de la batería: 0-25%, 25-50%, 50-75%, y 75-100%. Al alcanzar una carga completa, los cuatro LEDs permanecen encendidos. En la prueba realizada, se confirmó que el sistema funciona correctamente: carga la batería de manera efectiva y muestra con precisión los niveles de carga.

Figura 20

Verificación de carga con baterías LiPO y Litio-Ion



Nota. a) Prueba de carga con batería LiPO; b) Prueba de carga con batería Litio-Ion. Elaboración propia

Además, se llevó a cabo una evaluación del desempeño de la placa en el control de los actuadores. Esta evaluación incluyó la carga de un programa básico para los motorreductores y la verificación de su funcionamiento.

Es importante destacar que las pruebas de fabricación y control de calidad fueron realizadas por la propia empresa fabricante. Esto garantiza la calidad del producto final, eliminando la necesidad de realizar pruebas adicionales en este sentido.

Diseño y fabricación del sensor EMG

La etapa del proyecto relacionada con el Diseño y Fabricación del Sensor Electromiográfico (EMG) fue un proceso similar al de la placa de control. Esta fase involucró una investigación profunda sobre la electromiografía (EMG) a través de la revisión de artículos científicos, papers y tesis relacionadas. Esta investigación fue esencial para comprender los principios y requisitos del EMG, lo que a su vez influyó en el diseño del sensor.

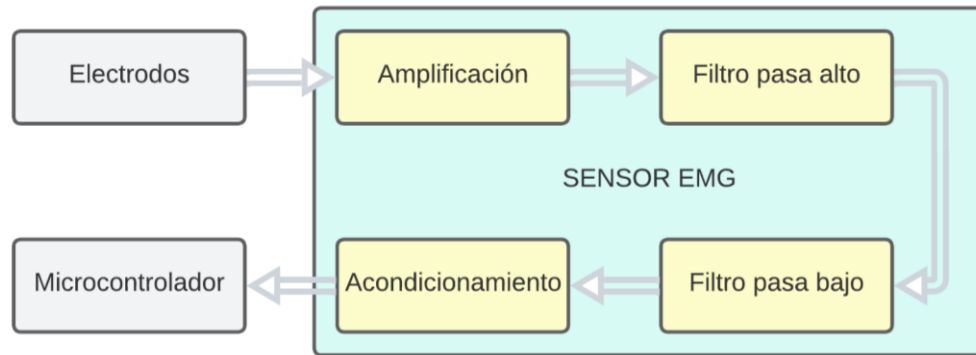
El sensor EMG se basa en una serie de componentes esenciales para su funcionamiento, tal como se muestra en el diagrama de bloques de la Figura 21. Estos componentes son los siguientes:

1. **Electrodos:** Colocados en contacto con la piel del usuario para capturar las señales eléctricas generadas por la actividad muscular. Su construcción en acero inoxidable 304 garantiza una buena conductividad eléctrica y durabilidad.
2. **Amplificador de instrumentación:** Desempeña un papel fundamental en la amplificación de las señales EMG débiles, permitiendo una configuración de ganancia ajustable mediante un potenciómetro para lograr una detección precisa de la actividad muscular, adaptada a las necesidades de cada usuario.
3. **Filtro pasa alto:** Condiciona y filtra las señales EMG con frecuencias menores a 5 Hz, eliminando el ruido no deseado.
4. **Filtro pasa bajo:** Permite el paso de frecuencias menores a 500 Hz y atenúa las señales con frecuencias mayores a este valor.
5. **Acondicionamiento de la señal:** En esta etapa, se implementa un circuito de offset para elevar la señal, permitiendo la visualización de señales tanto positivas como negativas. Esto es crucial, ya que los microcontroladores suelen leer solo señales positivas. Una vez

acondicionada, la señal está lista para ser conectada al microcontrolador para su lectura.

Figura 21

Diagrama de bloques del sensor EMG



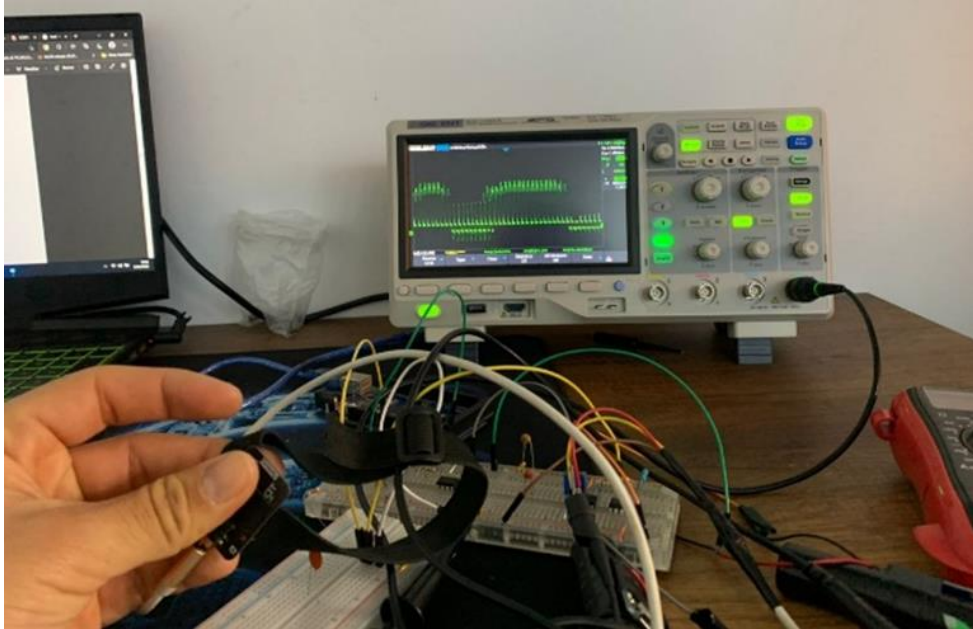
Nota. Elaboración propia

Es importante destacar que en el diseño del circuito se incluyó un regulador de voltaje para garantizar una alimentación estable de 3.3 voltios, esencial para el funcionamiento óptimo de los componentes electrónicos. Además, para satisfacer los requisitos del amplificador de instrumentación, que necesita tanto voltajes positivos como negativos, se implementó un inversor de voltaje adicional para asegurar una fuente de alimentación adecuada.

Antes de proceder con la fabricación del sensor EMG final, se llevaron a cabo pruebas utilizando protoboard (Figura 22). Estas pruebas no solo tenían como objetivo verificar el funcionamiento del sensor, sino también obtener el circuito adecuado y seleccionar los componentes correctos para garantizar su óptimo rendimiento.

Figura 22

Ensamblaje de componentes en protoboard y prueba de funcionamiento del sensor EMG

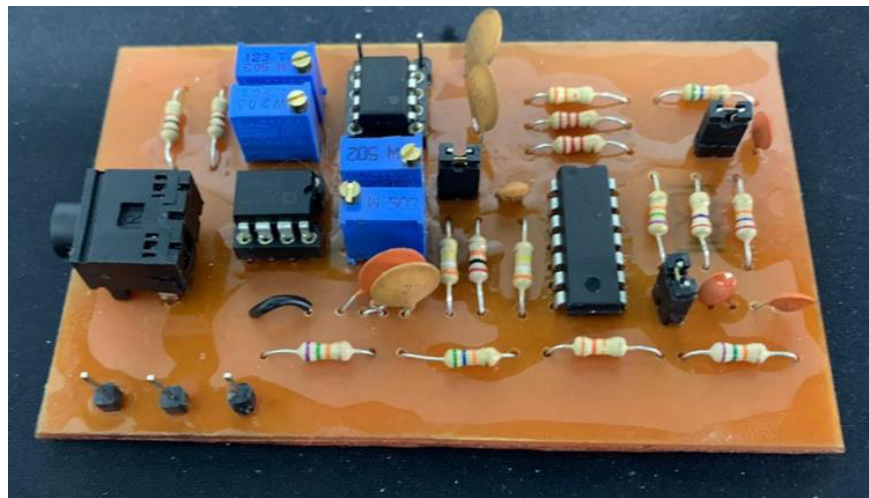


Nota. Elaboración propia

Durante las pruebas en el protoboard, se notó que las señales obtenidas no eran las adecuadas y presentaban un alto nivel de ruido. Para abordar este inconveniente, se optó por fabricar una placa de circuito impreso (PCB) utilizando el método de planchado para soldar los componentes. Este enfoque permitió eliminar el ruido que se generaba por el uso de cables en el protoboard. La Figura 23 exhibe una fotografía de la PCB fabricada mediante este método.

Figura 23

Sensor EMG fabricado por el método de planchado



Nota. Elaboración propia

Inicialmente, se optó por emplear el amplificador de instrumentación AD620 debido a su amplia disponibilidad y su capacidad para amplificar señales débiles. No obstante, a lo largo del desarrollo e implementación del sistema, se enfrentaron a desafíos que hicieron necesario reconsiderar esta elección.

Uno de los problemas principales que surgieron fue la interferencia persistente en las mediciones de señales electromiográficas (EMG). A pesar de los intentos por reducir las fuentes de ruido, el AD620 no lograba ofrecer un rechazo de modo común efectivo. Esta limitación permitía que el ruido presente en ambas entradas afecte negativamente las mediciones.

Además, se observó que la respuesta del AD620 no era lo suficientemente lineal para satisfacer las necesidades del proyecto, lo que resultaba en mediciones poco precisas. Aunque el AD620 amplificaba la señal de manera proporcional sin distorsionar, su falta de linealidad provocaba que las mediciones no reflejaran con precisión la actividad muscular que se intentaba capturar.

Después de evaluar las necesidades y considerando las prioridades en términos de precisión y reducción de ruido, se decidió realizar un cambio fundamental, se decidió reemplazar el AD620 por el amplificador de

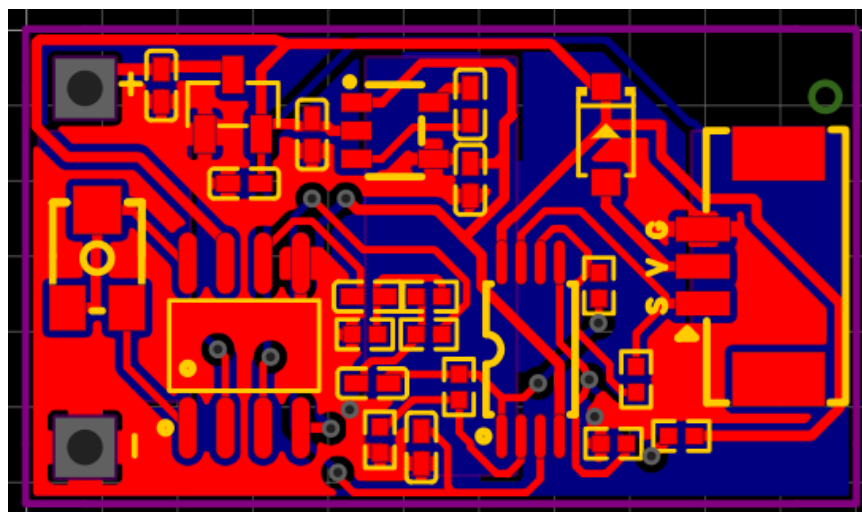
instrumentación INA128. Esta elección se basó en su mejor capacidad para rechazar el modo común y su linealidad superior.

El INA128 resultó ser la opción ideal para la adquisición de señales EMG. Su eficacia para eliminar el ruido de modo común y su excelente linealidad posibilitaron obtener mediciones más precisas y confiables de la actividad muscular. Esta modificación crucial en el diseño se tradujo en una mejora considerable en la calidad de los datos obtenidos durante las pruebas y mediciones prácticas.

Luego de verificar la idoneidad de los componentes y el circuito para garantizar su correcto funcionamiento, se procedió al diseño de la placa del sensor EMG en EasyEDA. La PCB final consta de dos capas: los componentes se ubican en la capa superior, mientras que en la capa inferior se reservaron PADS específicos para soldar los electrodos de acero inoxidable (Figura 24). Esta estrategia permitió una optimización del espacio disponible. Para este diseño, se prefirió el uso de componentes SMD (montaje superficial) con el fin de lograr una placa más compacta. En la Figura 25 se muestra la vista 3D del sensor EMG diseñado.

Figura 24

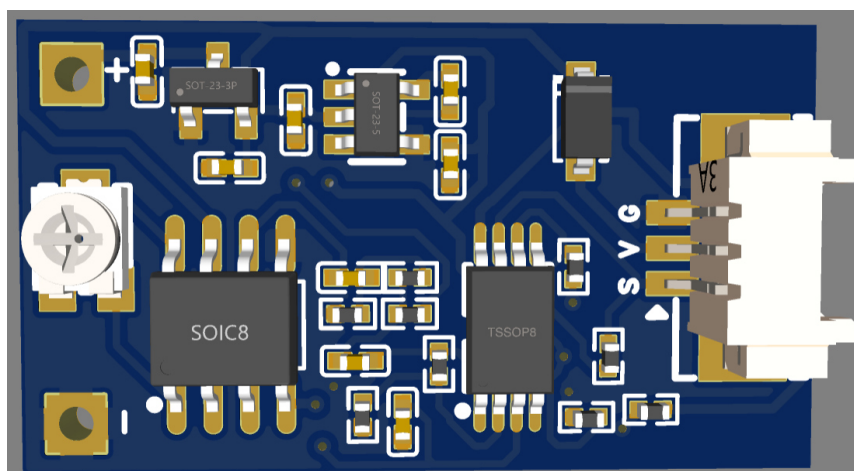
Diseño del layout del sensor EMG en el software EasyEDA



Nota. Elaboración propia

Figura 25

Vista 3D del sensor EMG diseñado en el software EasyEDA

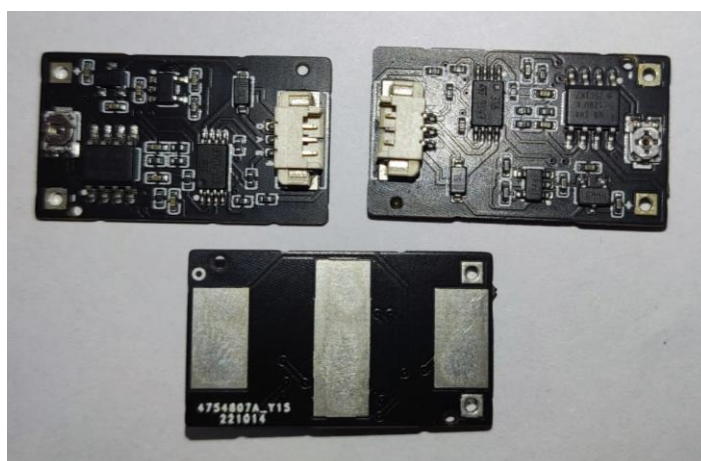


Nota. Elaboración propia

Después de finalizar el diseño de la PCB del sensor EMG, se gestionó su fabricación y soldadura de componentes en la misma empresa que produjo la placa de control. El resultado final de este sensor se muestra en la Figura 26, que exhibe tanto su vista superior como la inferior.

Figura 26

Vista superior e inferior del sensor EMG fabricado



Nota. Elaboración propia

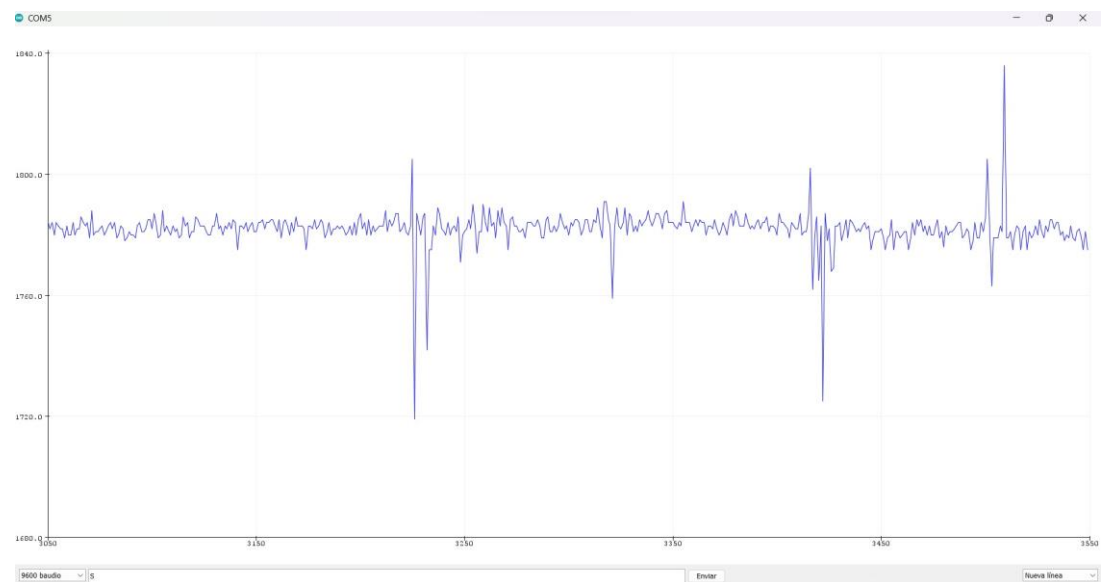
Tras recibir las PCB con los componentes ya soldados, se procedió a realizar pruebas de funcionamiento. Durante esta fase, se conectó el sensor fabricado a la placa de control previamente diseñada y se aseguró en el

antebrazo mediante un elástico para aplicar una presión controlada. Esto permitió la observación de las señales generadas por las contracciones musculares.

Las pruebas confirmaron el correcto funcionamiento del sensor, ya que logró capturar con precisión y registrar las señales mioeléctricas. En la Figura 27 se muestra la gráfica de la señal obtenida mediante el sensor EMG desarrollado.

Figura 27

Señal mioeléctrica capturada por el sensor EMG desarrollado



Nota. Elaboración propia

Este hito fue crucial para validar que el diseño y la fabricación de la PCB cumplieran con los requisitos para detectar de manera precisa la actividad muscular. La implementación exitosa del sensor EMG y la confirmación de su rendimiento en pruebas prácticas representaron un avance significativo en la construcción de la prótesis electrónica controlada por sensores mioeléctricos.

Desarrollo del algoritmo de control de la prótesis

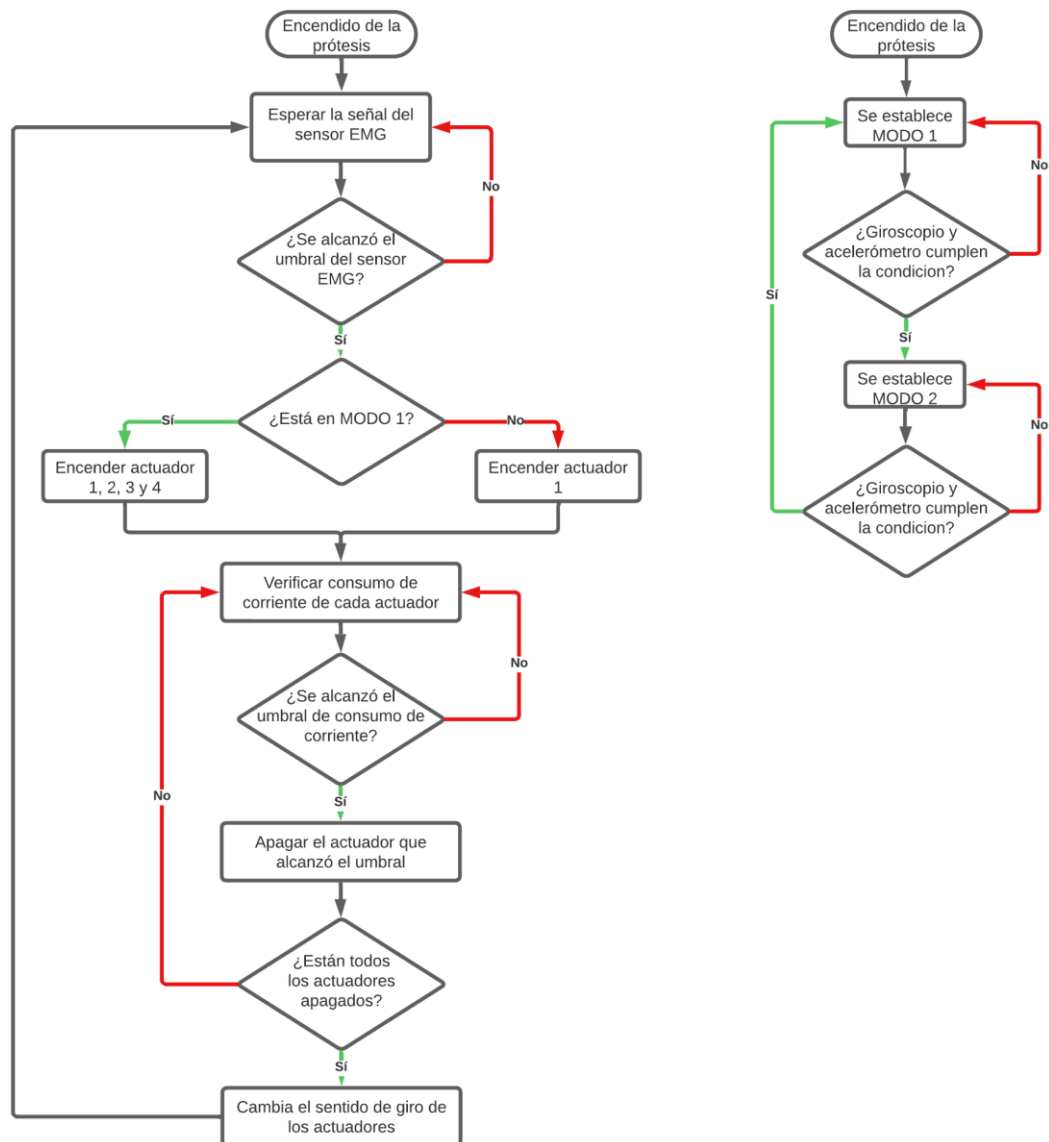
El desarrollo del algoritmo de control de la prótesis es esencial para su funcionamiento eficiente y se rige por un diagrama de flujo presentado en la Figura 28. El sistema de control ofrece dos modos de operación distintos: MODO 1, que activa el movimiento de todas las falanges, y MODO 2, que controla únicamente la falange correspondiente al dedo índice.

El cambio entre modos se efectúa mediante un gesto específico: orientar la mano con la palma hacia abajo, seguido de un movimiento del antebrazo hacia adelante y luego un rápido movimiento hacia atrás. Esta secuencia desencadena una aceleración registrada por el sensor, activando el MODO 2; repitiendo estos gestos se vuelve al MODO 1. Al encenderse, la prótesis inicia siempre en el MODO 1.

Simultáneamente al encenderse, se realiza una lectura continua del valor analógico del sensor EMG, el cual cuenta con un umbral predefinido. Si la señal supera este umbral, indicando una contracción muscular por encima de la intensidad establecida, el sistema procede a consultar el modo de uso actual. Según el modo activo, se ejecuta el movimiento correspondiente: las 4 falanges en MODO 1 o únicamente la falange del dedo índice en MODO 2.

El movimiento continúa hasta que los sensores de corriente detectan un consumo por encima del umbral establecido, indicando la detección de un objeto o el final del recorrido del actuador. En respuesta, los actuadores alcanzados por este umbral se detienen, y esta verificación se mantiene hasta que todos los actuadores en movimiento se apagan.

Una vez confirmada la inactividad de todos los actuadores, se produce un cambio de sentido de giro, a la espera de una nueva contracción muscular que supere el umbral establecido por el sensor EMG.

Figura 28*Diagrama de flujo del algoritmo de control**Nota.* Elaboración propia

3.5.4 Diseño, fabricación de componentes y ensamble de la prótesis

Diseño y fabricación de las falanges biónicas

En este punto del proceso, se aborda tanto el diseño como la fabricación de las falanges biónicas. Es importante mencionar que la empresa posee una patente de diseño industrial denominada "Falange Biónica" (Figura 29), la cual engloba el diseño y la fabricación de estas piezas.

Figura 29

Expediente de la patente de diseño industrial de la falange biónica

Nº DE EXPEDIENTE 002659-2022/DIN

Fecha de Presentac. Original	2022-11-15	Lugar Presentación	INDECOPÍ-Sede Central
Fecha de Inicio:	2022-11-15		
Ver Gráfico			

Datos del Registro		Diseño Industrial	
Título :	FALANGE BIÓNICA		
Fecha de Concesión :		Fecha de Vencimiento :	
Clasificación :			
Nº Título :		Fecha Publicación :	2023-01-31
Prioridades :			
Resumen :	CUYA FORMA CARACTERÍSTICA SE MUESTRA EN LA FIGURA, NO REIVINDICÁNDOSE COLORES.		

Personas Jurídicas / Naturales	
SOLICITANTE :	KYP BIOINGEN S.A.C. (Perú)
REPRESENTANTE :	ARBOLEDA BARDALES Kenny (Perú)
DISEÑADOR :	COLLA MUÑOZ Noe (Perú)

Conclusión del Expediente y Estado Actual			
Conclusión :		Fecha de Conclusión :	
Estado Actual :	TRAMITE	Fecha Estado :	2022-11-15

Seguimientos Administrativos	
Fecha	Acción
2022-11-15	ADMISIBLE
2022-12-02	NOTIFICACION POR OBSERVACIONES DE FORMA
2022-12-23	EX. DE FORMA CONCLUIDO
2023-01-18	PROYECTO DE RESUMEN
2023-01-30	ORDEN DE AVISO EMITIDO
2023-01-31	PUBLICACION

Nota. Adaptado de *Consulta de expedientes* [Fotografía], por Indecopi, 2022, Servicio Indecopi
(<https://servicio.indecopi.gob.pe/portaISAE/Expedientes/consultaOIN.jsp?pListar=&pNroExpediente=2659&pAnioExpediente=2022&pCaptcha=10go>)

La falange biónica consta principalmente de una falange proximal que aloja un motorreductor con su tornillo sin fin y un engranaje. La conexión de esta falange se logra mediante un perno, el cual se inserta en el engranaje para fijarlo al socket, mientras que las falanges mediales y distales se encuentran integradas en una sola pieza y van unidas a la falange proximal por medio de un eje de 4 mm (Figura 30).

El sistema empleado se fundamenta en el principio de Vincent, que utiliza engranajes y tornillos sin fin para su funcionamiento. El diseño de la falange biónica se lleva a cabo utilizando el software Fusion 360 de Autodesk.

Figura 30

Representación visual del diseño de la falange biónica en Fusion 360



Nota. Elaboración propia

La fabricación del tornillo sin fin y del engranaje se realiza en una empresa local especializada en servicios de torneado, donde se suministraron las especificaciones necesarias para su elaboración, incluyendo el módulo y ancho del engranaje, la longitud del tornillo sin fin, así como el diámetro del agujero central para ambos componentes. El engranaje se fabrica con bronce, mientras que el tornillo sin fin se produce con acero inoxidable 304.

Por otro lado, las falanges proximal y medial-distal se fabrican mediante impresión en una impresora de resina Creality LD-006, empleando resina de Nylon (Figura 31).

Posteriormente, se lleva a cabo una limpieza con alcohol isopropílico para eliminar el exceso de resina. Finalmente, la pieza impresa se coloca en la máquina de curado Creality WASH & CURE UW-02 durante aproximadamente una hora para su completa solidificación.

Figura 31

Fabricación de falanges proximal y medial-distal mediante tecnología de impresión con resina de Nylon



Nota. Elaboración propia

Una vez completados los componentes individuales, se procede al ensamblaje de la falange biónica. En primer lugar, se colocan los actuadores con sus respectivos tornillos sin fin dentro de la falange proximal, asegurándose mediante ejes de 3 mm provenientes de los motorreductores y sujetándolos con tornillos prisioneros.

Posteriormente, se procede a integrar el engranaje, acoplándolo mediante un eje de 4 mm. Además, se insertan ejes de acero inoxidable de 4 mm para unir las falanges proximal y medial-distal. Para posibilitar el movimiento de la

falange medial-distal en respuesta al movimiento de la falange proximal, se pasa un cable de acero trenzado recubierto con PVC y a fin de que la falange medial-distal retorne a su posición inicial, se instalan elásticos correspondientes. En la Figura 32 se presenta una imagen del proceso de ensamblaje de las 4 falanges, donde ya se encuentran instalados el motorreductor con sus respectivos tornillos sin fin.

Figura 32

Proceso de ensamblaje de la falange biónica



Nota. Elaboración propia

Diseño y fabricación del brazalete y cubierta del sensor EMG

El brazalete actúa como una caja de contención para la batería y la placa de control de la prótesis. Este brazalete se coloca en el antebrazo del paciente como un reloj grande y su diseño se realiza igualmente en el software Fusion 360 (Figura 33).

Figura 33

Representación visual del diseño del brazalete en Fusion 360



Nota. Elaboración propia

Una vez completado el diseño, se lleva a cabo la impresión utilizando filamento Poliuretano termoplástico (TPU), un material flexible con una dureza de Shore 95A. Dada su flexibilidad, este componente se ajusta cómodamente al antebrazo del paciente y se asegura mediante correas de velcro similares a las de un reloj.

Para ensamblar el brazalete, se colocan las baterías y la placa de control dentro del brazalete, y se fijan con tornillos M2 para que quede cerrado herméticamente. También, desde el brazalete salen tres cables con su conector hembra JST 1.25mm de 3 pines que se conectan al conector macho JST 1.25mm de 3 pines del sensor EMG.

Además, se diseña una pequeña cubierta para alojar la placa del sensor EMG y sus electrodos. Esta carcasa consta de dos partes que se ensamblan después de insertar el sensor EMG, proporcionando una sección visible para los electrodos. Fabricada con el mismo material que el brazalete, se une a este último utilizando el mismo velcro que asegura el brazalete en el antebrazo. En la Figura 34 se muestra la fotografía del brazalete y la cubierta del sensor EMG con su montaje correspondiente.

Figura 34

Fotografía del brazalete y la cubierta del sensor EMG con su montaje en el brazalete



Nota. Elaboración propia

Diseño y fabricación del socket

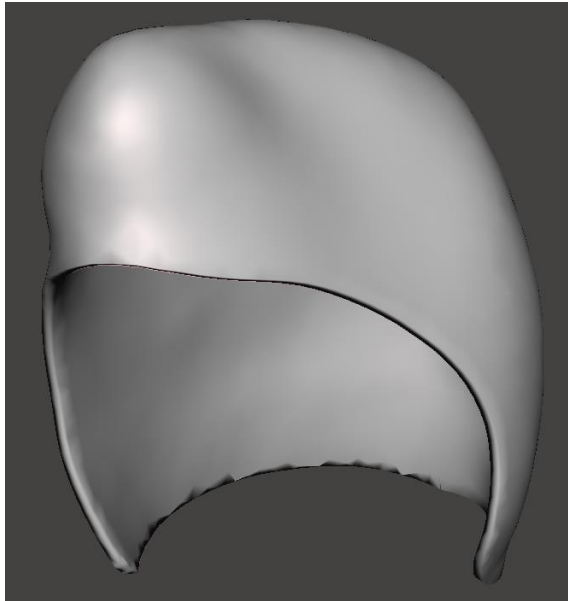
Luego de la obtención de medidas y el escaneo 3D tanto del muñón como del lado no amputado del paciente, el proceso avanza hacia una etapa crucial de pruebas de encaje. En este paso, se busca crear un encaje en 3D que no solo sea cómodo, sino también funcional para el paciente, asegurando una unión precisa entre la prótesis electrónica y el muñón del usuario. La elaboración de este encaje es esencial en la prótesis, ya que debe proporcionar un ajuste perfecto para garantizar tanto el confort como la funcionalidad.

El diseño del socket se lleva a cabo mediante modelado 3D, utilizando el software MeshMixer (Figura 35). Este proceso de modelado se basa en las medidas obtenidas previamente y tiene en cuenta la naturaleza específica de la amputación del paciente. En el caso de nuestro paciente, quien presenta una amputación parcial de la mano que incluye la ausencia de los dedos índice, medio, anular y meñique, y conserva los metacarpianos y el dedo pulgar, se considera cuidadosamente esta información al modelar el encaje.

El diseño abarca toda la superficie dorsal de la mano y una porción de la palma, proporcionando una base sólida para la colocación de las falanges biónicas, mientras deja una sección libre en la palma para preservar la sensibilidad al agarrar objetos.

Figura 35

Representación visual del diseño del encaje en MeshMixer

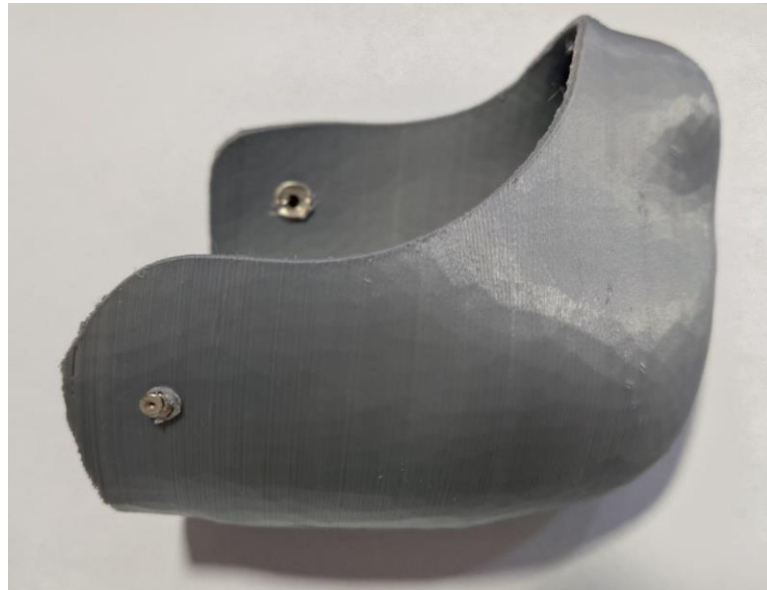


Nota. Elaboración propia

Tras terminar el proceso de modelado del encaje, se avanza hacia su fabricación mediante impresión en 3D. Para esta etapa, se emplea filamento PLA, ajustando el relleno entre un 30% y un 40%, según las especificaciones del diseño. Es importante destacar que estos encajes impresos constituyen pruebas preliminares (Figura 36). El proceso de laminado de la pieza se lleva a cabo utilizando el software UltiMaker Cura y se materializa a través de una de las impresoras FDM disponibles en las instalaciones.

Figura 36

Impresión en 3D del encaje preliminar



Nota. Elaboración propia

Con el encaje impreso en 3D en mano, se llevan a cabo las primeras pruebas de ajuste el cual se muestra en la Figura 37. Durante esta etapa, se emplea un marcador indeleble para señalar áreas que requieran modificaciones, ya sea para reducir o ampliar su tamaño y así evitar una presión excesiva o que resulte holgado. Posteriormente, se registran y analizan los puntos que necesitan corrección, los cuales se ajustan en el diseño mediante el software correspondiente. Una vez realizadas estas correcciones, se procede a imprimir nuevamente el encaje, integrando todos los ajustes necesarios. El objetivo principal es obtener un encaje que sirva como base inicial para los procesos subsiguientes.

Figura 37

Pruebas de ajuste del encaje en el paciente



Nota. Elaboración propia

Después de realizar los ajustes necesarios en los encajes preliminares, se procede a verificar físicamente la comodidad y el ajuste del encaje en el muñón del paciente. Cualquier modificación requerida en el diseño se incorpora en la versión final del socket, asegurando un ajuste perfecto de la prótesis electrónica al muñón del paciente sin causar molestias ni dolor en las áreas donde los huesos metacarpianos quedan expuestos. Estas pruebas físicas son esenciales para obtener un encaje personalizado que cumpla con los estándares necesarios de calidad y comodidad.

Posteriormente, se elabora el componente fundamental de la prótesis electrónica: el socket final (Figura 38). Este se diseña considerando el encaje preliminar correcto obtenido en el paso anterior e incorpora características específicas. Entre las modificaciones clave se incluyen la adición de agujeros para los cables, una base para la integración de las falanges biónicas y orificios destinados a la sujeción mediante correas con

velcro. Todo este proceso de diseño se lleva a cabo utilizando el software Fusion 360 de Autodesk.

Figura 38

Representación visual del diseño del socket final en Fusion 360



Nota. Elaboración propia

La fabricación del socket final se lleva a cabo mediante impresoras 3D FDM utilizando material de PLA en color negro de la marca ESUN. Este proceso de impresión se realiza con un relleno del 100% para asegurar la máxima resistencia y durabilidad del componente. Posteriormente, tal como muestra la Figura 39, se procede a realizar pruebas para verificar el ajuste correcto en el muñón, asegurando que las falanges queden alineadas según los requerimientos específicos.

Figura 39

Prueba de ajuste del socket y alineación de las falanges



Nota. Elaboración propia

Tras obtener el socket final verificado, se realiza un paso esencial: el recubrimiento con dos capas de fibra de carbono (Figura 40). Este procedimiento proporciona al encaje una mayor dureza, lo que lo hace más resistente a las tensiones y desgastes que experimentará durante el uso cotidiano. Además, mejora significativamente su aspecto y acabado. El recubrimiento se lleva a cabo mediante la aplicación de una mezcla de resina y láminas de fibra de carbono, utilizando una bomba de vacío. Este proceso es análogo al utilizado en la fabricación de encajes de miembros inferiores que emplean sockets de fibra de carbono.

Figura 40

Proceso de recubrimiento del socket con resina y láminas de fibra de carbono



Nota. Elaboración propia

Ensamble y unión de todos los componentes

En esta etapa, se lleva a cabo el ensamblaje completo de la prótesis utilizando todos los componentes diseñados y fabricados previamente (Figura 41).

Las falanges se colocan sobre el socket final fabricado y se sujetan con pernos. Luego, se procede a conectar los cables de los motorreductores que atraviesan el socket; en total, se utilizan 8 cables, correspondientes a las 4 falanges biónicas, donde cada actuador requiere dos cables para su funcionamiento.

Seguidamente, se conecta el socket al brazalete. Esto se logra mediante un conector hembra de 8 pines en el extremo del socket, el cual se conecta de forma segura al conector macho JST 1.25mm-8P en la placa de control interna del brazalete. Esta conexión estable facilita el flujo eficiente de datos y señales eléctricas entre los distintos componentes de la prótesis.

Para mejorar aún más el rendimiento de la prótesis, se colocan fundas de silicona en las falanges medial-distal. Estas fundas proporcionan un mejor agarre de objetos y permiten al usuario manipular objetos con mayor precisión y comodidad. Las fundas de silicona se ajustan perfectamente a las falanges y se fijan de manera segura, garantizando un agarre firme y seguro.

Figura 41

Ensamblaje de las falanges en el socket, fundas de silicona y correa de sujeción



Nota. Elaboración propia

Con todos los componentes ensamblados y ajustados para satisfacer las necesidades específicas del paciente, la prótesis electrónica está lista para ser probada y calibrada. Este proceso se realiza en colaboración con el paciente para garantizar un funcionamiento óptimo y una experiencia cómoda y funcional.

3.6 Resultado de la actividad

1. La versatilidad de la prótesis es evidente en la capacidad de ofrecer diferentes tipos de agarre, como el cilíndrico, gancho y pinza, adaptándose a diversas situaciones. Esta variedad de agarres permite enfrentar desafíos cotidianos de manera más eficiente, desde sujetar objetos pequeños hasta realizar acciones más precisas y delicadas, como sostener un bolígrafo con mayor firmeza.
2. En cuanto a la adaptabilidad, la prótesis se ajusta de manera precisa al muñón del paciente gracias a un enfoque integral que combina tecnología 3D para crear un encaje de socket personalizado. Esto ha marcado una diferencia notable en la comodidad del paciente.
3. La fabricación precisa de componentes como las falanges, el brazalete y la cubierta del sensor EMG ha sido crucial para garantizar la adaptabilidad y el rendimiento óptimo de la prótesis. Los materiales seleccionados y el diseño ergonómico de estos elementos han sido determinantes para mejorar la experiencia del paciente, ofreciendo flexibilidad y durabilidad sin sacrificar la comodidad.
4. En el aspecto técnico, el sistema de control integral y la placa de adquisición de señales electromiográficas han demostrado su eficiencia y precisión. Las pruebas han destacado la rápida respuesta y precisión de la prótesis ante los comandos musculares.
5. El ensamblaje meticuloso de todos los componentes diseñados ha culminado en una prótesis funcional y práctica.

CAPÍTULO IV: CONCLUSIONES

4.1 Justificación

El fundamento de este trabajo surge de la necesidad de proporcionar una solución efectiva a las limitaciones funcionales experimentadas por personas con amputaciones. La escasez de prótesis accesibles y adaptadas a las necesidades específicas de cada paciente constituye un desafío sustancial en el ámbito de la rehabilitación. En respuesta a estas limitaciones, este proyecto se ha diseñado con el propósito de ofrecer una prótesis electrónica personalizada y funcional a nivel local.

Este proyecto beneficia no solo al paciente receptor directo de la prótesis, sino también a otros individuos con amputaciones parciales de la mano. Ofrece una solución adaptada y funcional que mejora la calidad de vida, la integración social y facilita la reintegración del paciente a su vida diaria y laboral, impactando positivamente a sus familias y cuidadores.

Además, este proyecto establece los cimientos para futuras investigaciones y desarrollos en el campo de la rehabilitación para personas con amputaciones. Ofrece la oportunidad de extender la misma tecnología aplicada en este proyecto para abordar otros tipos de amputaciones, lo que impulsa avances continuos y mejoras progresivas en la atención de esta población.

4.1.1 Evaluación económica

El enfoque de la evaluación económica en este proyecto se centra en el precio estimado de venta de la prótesis desarrollada localmente. En lugar de detallar los costos internos individuales, se considerará el precio proyectado al cual la empresa tiene previsto ofertar la prótesis para poder realizar la

comparación de precios de lista con otras prótesis comerciales a nivel mundial.

Comparación de precios con prótesis comerciales

El precio de venta estimado de esta prótesis se encuentra entre 6.000 y 8.000 dólares, con lo cual se cubre todos los gastos, desde materiales, insumos y mano de obra hasta los costos asociados con el diseño, la fabricación, el ajuste y una garantía de 2 años. Este rango de precio se determina considerando diversos factores, como la complejidad del diseño, la tecnología empleada y las necesidades específicas del usuario.

En contraste con otras prótesis mioeléctricas disponibles en el mercado, que suelen oscilar entre 20.000 y 100.000 dólares (PrimeCare Orthotics & Prosthetics, 2023), el rango de precio de la prótesis desarrollada en este proyecto se sitúa por debajo del promedio y presenta atributos diferenciadores, tales como control mioeléctrico preciso, capacidad para movimiento independiente de dedos, diseño ergonómico y personalizado del socket, una autonomía extendida, garantía incluida, y un servicio rápido con mantenimientos resueltos en tan solo 7 días, no solo asegura una ventaja competitiva inicial en términos de precio, sino que también garantiza un soporte cercano y una calidad de servicio excepcional para los usuarios a lo largo del tiempo. Esto puede traducirse en una mayor satisfacción del cliente, fidelización y potencialmente un impacto positivo en la reputación de la empresa.

Obtener información precisa sobre los precios de prótesis comerciales puede ser complicado, ya que las empresas fabricantes y comercializadoras usualmente no publican este dato. Sin embargo, en la Tabla 3 se presentan los precios de algunas prótesis comerciales, los cuales fueron obtenidos directamente desde la página web de una clínica de prótesis en Turquía.

Tabla 3*Comparación de precios de prótesis con marcas comerciales*

Prótesis	Precio desde	Fabricante	Algunas características
Prótesis KYP	6000 \$	KYP Bioingeniería	Movimiento independiente de dedos con control mioeléctrico
Touch Bionic	28284 \$	Össur	Funciona con el sistema biónico y cuenta con 3 modelos distintos.
Bebionic	29372 \$	Ottobock	Es una mano biónica que puede emplear los 5 dedos
Michelangelo	67294 \$	Ottobock	Se asemeja a las funciones reales de una mano con una apariencia cercana a la de una mano.
Dynamic Arm + Bebionic	77238 \$	Ottobock	Dynamic Arm es una articulación de codo totalmente electrónica

Nota. Se realizó una conversión de precios a una tasa de cambio de 1 euro por 1.09 dólares. Adaptado de “Prosthetic arm prices”. Luxmed Protez, 2024

4.2 Descripción de la implementación

Durante la fase de diseño y fabricación de componentes, se llevó a cabo un proceso que incluyó pruebas rigurosas de materiales y modelado en 3D. El objetivo fue asegurar la perfecta adaptabilidad anatómica de la prótesis a la mano del paciente. Se empleó un enfoque iterativo para perfeccionar las falanges biónicas, tanto en material como en diseño. El nylon se seleccionó cuidadosamente por su combinación ideal de resistencia y flexibilidad, mientras que el poliuretano termoplástico fue utilizado para el brazalete y la cubierta del sensor, permitiendo un material flexible que se ajusta óptimamente al antebrazo.

El logro del ajuste personalizado se llevó a cabo mediante un enfoque centrado en el paciente. Se realizaron múltiples sesiones de ajuste y pruebas directamente con el paciente para optimizar tanto el encaje de la prótesis como la alineación de las falanges.

El ensamblaje de la prótesis prioriza la ergonomía y la funcionalidad. Se realizaron pruebas de validación después de cada fase de ensamblaje para garantizar la cohesión y el funcionamiento óptimo de cada componente.

En esta fase de implementación, se lleva a cabo el proceso de adecuación de la prótesis electrónica al paciente. Esta etapa es fundamental para garantizar que la prótesis funcione de manera óptima y se adapte perfectamente a las necesidades y capacidades del usuario.

Adecuación de la señal del sensor EMG

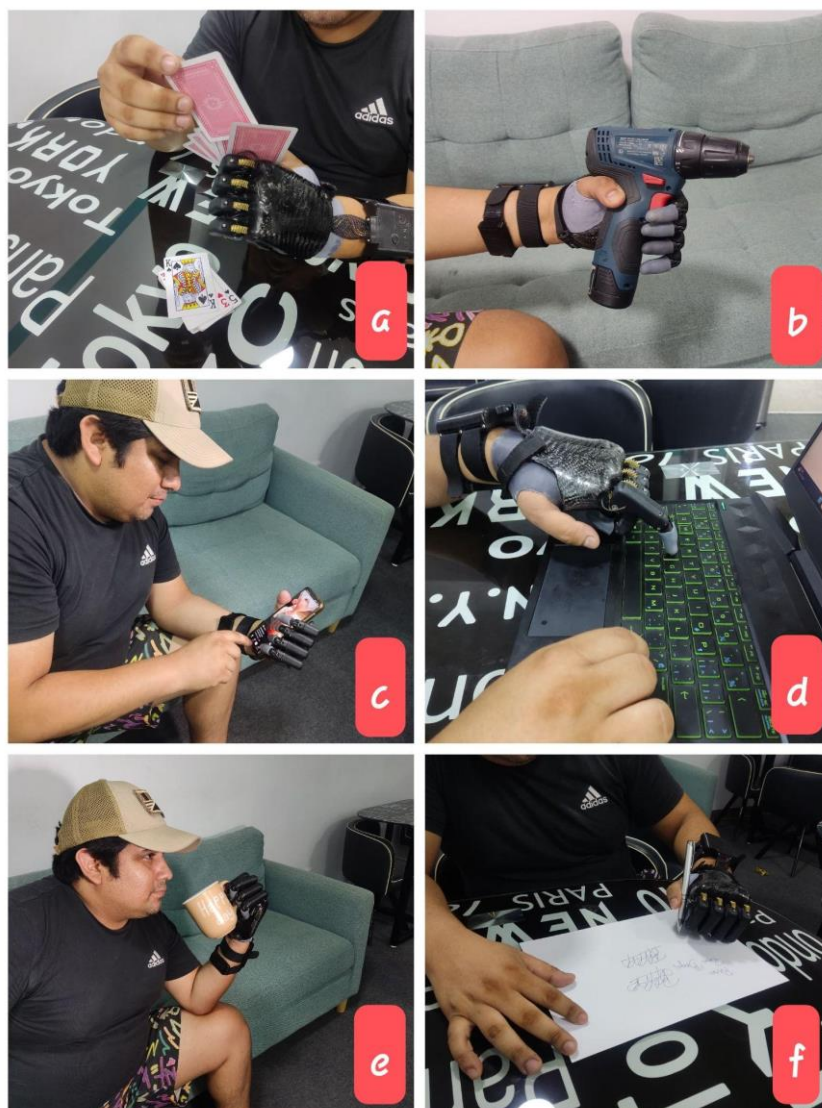
La calibración del sensor EMG resulta fundamental para personalizar la respuesta de la prótesis según las señales eléctricas específicas del usuario. Dado que cada persona genera niveles de señal ligeramente distintos, esta calibración asegura una respuesta precisa de la prótesis a los movimientos musculares individuales. Durante este proceso, se ajusta la ganancia del sensor para lograr una respuesta óptima y confortable. Asimismo, se realiza una modificación en el umbral de la señal del sensor en el algoritmo, adaptándolo a la fuerza de contracción muscular que puede ejercer el paciente.

Pruebas de uso y ajuste de la prótesis en escenarios cotidianos

Después de calibrar la señal del sensor mioeléctrico, se procede a realizar pruebas de trabajo colaborativo con el paciente para evaluar la funcionalidad de la prótesis en situaciones diarias (ver Figura 42). Durante estas pruebas, el paciente lleva a cabo una serie de actividades básicas, manipulando objetos variados como botellas, vasos, plumones, lapiceros y elementos comunes con formas tanto circulares como cuadrangulares.

Figura 42

Pruebas de uso en actividades cotidianas.



Nota. a) Agarre de cartas; b) Manejo de taladro; c) Sostener un celular; d) Escritura en una laptop; e) Agarre de una taza; f) Escritura con lapicero. Elaboración propia

Durante las pruebas, se realizaron ajustes adicionales según las preferencias y necesidades del paciente, como configuraciones de velocidad, fuerza de agarre, y recalibración del umbral de la señal EMG.

Además, se ofreció un entrenamiento detallado al paciente para familiarizarse con el manejo de la prótesis, aprendiendo a controlarla

eficazmente, ejecutar movimientos específicos y aprovechar al máximo sus capacidades.

La adaptación de la prótesis implicó una colaboración continua entre el paciente y el profesional. Para asegurar una integración exitosa en la vida diaria, se proporcionó al paciente la prótesis para su uso durante 15 días en sus actividades cotidianas tiempo en el cual se realizaron evaluaciones periódicas para garantizar su satisfacción y abordar cualquier inconveniente. Este proceso fue esencial para la integración exitosa de la prótesis en la vida del paciente, buscando no solo funcionalidad, sino también comodidad y mejora en su calidad de vida.

Entrega de la prótesis

El punto culminante de este proceso fue la entrega personalizada de la prótesis al paciente, que abarca varios elementos esenciales (Figura 43).

En primer lugar, se proporcionó al paciente la prótesis electrónica diseñada y fabricada según sus necesidades específicas. Esta prótesis se adaptó al tamaño y forma del muñón del paciente para garantizar un ajuste óptimo y cómodo. Además, se incluyó cuatro fundas de silicona adicionales, una para cada falange biónica, que son esenciales para mejorar el agarre de objetos y facilitar la manipulación precisa y cómoda.

También se entregó un soporte de prótesis personalizado, con la forma del muñón del paciente, garantizando un almacenamiento seguro y una carga conveniente cuando la prótesis no está en uso.

Junto con los componentes físicos, se proporcionó al paciente un manual detallado que incluye información sobre el uso, el mantenimiento y el cuidado adecuado de la prótesis. Este manual ofrece instrucciones claras y consejos prácticos para garantizar que el paciente aproveche al máximo su nueva prótesis.

Ver anexo B para mayor detalle del manual de usuario.

Además, se entregó una ficha de mantenimiento y garantía que describe los procedimientos recomendados, los plazos de garantía y los datos de contacto para asistencia o reparación, brindando tranquilidad al paciente al saber que su prótesis está respaldada por una garantía sólida y soporte continuo.

Figura 43

Prótesis electrónica con todos sus componentes lista para su entrega



Nota. Elaboración propia

Dos semanas después de la entrega inicial, el paciente regresó para completar un segundo cuestionario DASH. Esta segunda evaluación reveló un avance significativo al reducir el nivel de discapacidad del paciente del 43% al 23%, lo que evidenció el impacto positivo de la prótesis en su calidad de vida y funcionalidad. En esta etapa, se concluyó el desarrollo completo del proyecto, y en la Figura 44 se puede apreciar al paciente con su prótesis, quien se muestra satisfecho con el resultado obtenido.

Figura 44

Paciente expresando satisfacción y comodidad al usar la prótesis



Nota. Elaboración propia

4.3 Conclusiones

- En este trabajo se logró diseñar, fabricar y ensamblar una prótesis de mano parcial avanzada con control mioeléctrico a nivel local, satisfaciendo las necesidades específicas de los pacientes con amputaciones parciales de mano.
- Durante este estudio se implementó una adaptación precisa y personalizada de los componentes de la prótesis mediante tecnología 3D, garantizando su comodidad y funcionalidad.
- En este trabajo se logró elaborar con éxito el sistema de control integral y la placa de adquisición de señales electromiográficas para la prótesis

mioeléctrica de mano parcial, integrando de manera eficiente los elementos electrónicos esenciales necesarios.

- A lo largo de este trabajo se llevó a cabo un ensamblaje meticuloso de todos los componentes diseñados, resultando en una prótesis mioeléctrica completamente funcional y de alta calidad.
- En el desarrollo de este proyecto se optimizó la utilidad y adaptabilidad de la prótesis mediante la evaluación continua de su desempeño en tareas cotidianas y los ajustes realizados en el algoritmo de control basados en la retroalimentación del paciente, mejorando así la experiencia del usuario.

CAPÍTULO V: RECOMENDACIONES

- Se recomienda explorar tecnologías emergentes en materiales compuestos, como la fabricación por láser selectivo (SLM), para fortalecer la resistencia de los componentes protésicos. Específicamente, considerar el uso de falanges en titanio u otros materiales para optimizar durabilidad y resistencia, manteniendo un peso ligero y una adaptación anatómica.
- Se sugiere la integración de una gama más amplia de sensores para mejorar la retroalimentación del usuario. Esta ampliación sensorial podría incluir sensores de presión, temperatura, entre otros, mejorando así la capacidad de respuesta y la adaptabilidad de la prótesis a diferentes situaciones.
- Fomentar y fortalecer las colaboraciones interdisciplinarias entre ingenieros, médicos, terapeutas ocupacionales y usuarios finales. Estas colaboraciones permitirán un entendimiento más profundo e integral de las necesidades específicas de cada usuario, facilitando el diseño de prótesis más adaptables y efectivas en múltiples contextos de uso.

CAPÍTULO VI: BIBLIOGRAFÍA

- ❖ Bustamante, M. M. (2018). *Malky: diseño e implementación de una prótesis parcial de mano personalizada* [Tesis de Licenciatura, Pontificia Universidad Católica Del Perú]. Repositorio de Tesis PUCP. <http://hdl.handle.net/20.500.12404/12164>
- ❖ Espressif Systems. (2023). *ESP32-S3-WROOM-1/ESP32-S3-WROOM-1U Datasheet*. Espressif. Recuperado de https://www.espressif.com/sites/default/files/documentation/esp32-s3-wroom-1_wroom-1u_datasheet_en.pdf
- ❖ Flores, M. F., & Verastegui, C. F. (2019). *Diseño y fabricación de prótesis mioeléctrica de mano de 5 grados de libertad de bajo costo para personas con amputación transradial* [Tesis para obtener el título, Universidad Nacional del Callao]. Repositorio UNAC. <https://repositorio.unac.edu.pe/handle/20.500.12952/5904>
- ❖ Garrido, J. A. (2021). *Diseño y fabricación de circuito electrónico para la obtención de la señal de impulso electromuscular* [Trabajo Fin de Grado, Universidad de Sevilla]. Depósito de Investigación Universidad de Sevilla. <https://hdl.handle.net/11441/109224>
- ❖ Herrera, F. (2017). *Desarrollo de una mano mecatrónica de bajo costo para un robot Humanoide* [Tesis de Maestría, Benemérita Universidad Autónoma de Puebla]. Repositorio Institucional BUAP. <https://repositorioinstitucional.buap.mx/items/ab9cd36b-e852-4592-9794-e7b717b28d0f>
- ❖ Instituto Nacional de Estadística e Informática. (2017). *Perfil Sociodemográfico de la Población con Discapacidad*. INEI. Recuperado de https://www.inei.gob.pe/media/MenuRecursivo/publicaciones_digitales/Est/Lib1675/libro.pdf

- ❖ InvenSense, Inc. (2013). *MPU-6000 and MPU-6050 Product Specification Revision 3.4*. InvenSense. Recuperado de <https://invensense.tdk.com/wp-content/uploads/2015/02/MPU-6000-Datasheet1.pdf>
- ❖ Luxmed Protez. (2024). *Prosthetic arm prices*. Luxmed Protez. Recuperado de <https://luxmedprotez.com/en/prosthetic-arm-price>
- ❖ Martinez, N. (2022). *Movimiento de prótesis mediante ayuda robótica* [Trabajo Fin de Grado, Universidad Politécnica de Madrid]. Archivo Digital UPM. <https://oa.upm.es/72771/>
- ❖ Mejía, E. B. (2021). *Diseño de una prótesis electromecánica para personas con amputación de mango funcional de la mano* [Tesis para obtener el título, Universidad Señor de Sipán]. Repositorio USS. <https://repositorio.uss.edu.pe/handle/20.500.12802/9230>
- ❖ Monolithic Power Systems. (2019). *MP2639A 2-Cell Li-Ion or Li-Polymer Switching Charger Compatible with 5V Input and Integrated, Bidirectional Charge/Discharge with Cell Balance*. MPS. Recuperado de https://www.monolithicpower.com/en/documentview/productdocument/index/version/2/document_type/Datasheet/lang/en/sku/MP2639A/document_id/1451/
- ❖ Pololu Corporation. (2001). *100:1 Micro Metal Gearmotor HPCB 6V with Extended Motor Shaft*. Pololu. Recuperado de <https://www.pololu.com/product/3075/specs>
- ❖ Pololu Corporation. (2001). *DRV8838 Single Brushed DC Motor Driver Carrier*. Pololu. Recuperado de <https://www.pololu.com/product/2990/specs>
- ❖ Pololu Corporation. (2015). *Micro Metal Gearmotors with carbon brushes (HPCB)*. Pololu. Recuperado de <https://www.pololu.com/file/0J949/micro-metal-gearmotor-dimensions.pdf>
- ❖ POMPOSO, E., & TORRES, R. (2008). *Diseño de un amplificador de registro electrofisiológico para el proyecto experimenta-ciencia* [Tesis de Licenciatura, Universidad Nacional Autónoma de México]. Repositorio Institucional de la UNAM. <https://repositorio.unam.mx/contenidos/3444821>
- ❖ PrimeCare Orthotics & Prosthetics. (2023, 3 de julio). *Cómo funcionan las prótesis de brazo - Guía de prótesis de brazo*. PrimeCare Prosthetics.

Recuperado de <https://primecareprosthetics.com/es/blog/what-you-should-know-before-getting-a-prosthetic-arm#:~:text=Por%20lo%20general%2C%20puede%20esperar,entre%200.000%20y%20100.000%20d%C3%B3lares>

- ❖ Quinayás, C. (2015). *Contribución al desarrollo y control de prótesis de mano* [Tesis de Doctorado, Universidad del Cauca]. Publicaciones Universidad del Cauca. https://www.unicauca.edu.co/doctoradoce/publicaciones/Monografia_Quinayas.pdf
- ❖ ROMPTeMueve. (2022, 18 de julio). *Tipos y causas de amputación*. ROMPTeMueve. Recuperado de <https://romptemueve.org/amputacion-tipos-y-causas/>
- ❖ Servitec3D. (2020, 15 de noviembre). *Tipos de impresoras 3D que existen y sus principales usos*. Servitec3D. Recuperado de <https://servitec3d.com/blog/tipos-de-impresoras-3d/>
- ❖ Stokosa, J. J. (2021, enero). *Opciones de prótesis de miembros*. Manual MSD versión para público general. Recuperado de <https://www.msdmanuals.com/es-pe/hogar/temas-especiales/miembro-prot%C3%A9tico/opciones-de-pr%C3%B3tesis-de-miembros>
- ❖ Texas Instruments. (2022). *INA12x Precision, Low-Power Instrumentation Amplifiers*. Texas Instruments. Recuperado de <https://www.ti.com/lit/ds/symlink/ina128.pdf?ts=1701697475819>
- ❖ UC San Diego Health. (2020). *Anatomía de la mano*. Health ucsd. Recuperado de <https://myhealth.ucsd.edu/Spanish/RelatedItems/85,P04195>
- ❖ Xometry, T. (2022, 15 de julio). *SLS vs. SLM: Differences and comparisons*. Xometry. Recuperado de <https://www.xometry.com/resources/3d-printing/sls-vs-slm-3d-printing/>

CAPÍTULO VII: ANEXOS

Anexo A: Cuestionario DASH en español

Cuestionario de discapacidad de Hombro, codo y mano

1- Abrir un frasco nuevo o muy apretado

- Ninguna dificultad
- Dificultad leve
- Dificultad moderada
- Dificultad severa
- Incapaz

2- Escribir

- Ninguna dificultad
- Dificultad leve
- Dificultad moderada
- Dificultad severa
- Incapaz

3- Girar una llave

- Ninguna dificultad
- Dificultad leve
- Dificultad moderada
- Dificultad severa
- Incapaz

4- Preparar la comida

- Ninguna dificultad
- Dificultad leve
- Dificultad moderada
- Dificultad severa
- Incapaz

5- Empujar una puerta pesada

- Ninguna dificultad

- Dificultad leve
- Dificultad moderada
- Dificultad severa
- Incapaz

6- Poner un objeto en un estante ubicado por encima de su cabeza

- Ninguna dificultad
- Dificultad leve
- Dificultad moderada
- Dificultad severa
- Incapaz

7- Realizar tareas domésticas pesadas (fregar el suelo, limpiar la pared...)

- Ninguna dificultad
- Dificultad leve
- Dificultad moderada
- Dificultad severa
- Incapaz

8- Podar o arreglar el jardín o las plantas de casa

- Ninguna dificultad
- Dificultad leve
- Dificultad moderada
- Dificultad severa
- Incapaz

9- Hacer la cama

- Ninguna dificultad
- Dificultad leve
- Dificultad moderada
- Dificultad severa
- Incapaz

10- Cargar con una bolsa o un maletín

- Ninguna dificultad
- Dificultad leve
- Dificultad moderada
- Dificultad severa

- Incapaz

11- Llevar un objeto que pese más de 5kg

- Ninguna dificultad
- Dificultad leve
- Dificultad moderada
- Dificultad severa
- Incapaz

12- Cambiar una bombilla del techo

- Ninguna dificultad
- Dificultad leve
- Dificultad moderada
- Dificultad severa
- Incapaz

13- Lavar o secarse el pelo

- Ninguna dificultad
- Dificultad leve
- Dificultad moderada
- Dificultad severa
- Incapaz

14- Lavarse la espalda

- Ninguna dificultad
- Dificultad leve
- Dificultad moderada
- Dificultad severa
- Incapaz

15- Ponerse un jersey cerrado

- Ninguna dificultad
- Dificultad leve
- Dificultad moderada
- Dificultad severa
- Incapaz

16- Cortar comida con un cuchillo

- Ninguna dificultad

- Dificultad leve
- Dificultad moderada
- Dificultad severa
- Incapaz

17- Realizar actividades de ocio que requieren poco esfuerzo utilizando el brazo, hombro o la mano (jugar a las cartas, tejer...)

- Ninguna dificultad
- Dificultad leve
- Dificultad moderada
- Dificultad severa
- Incapaz

18- Realizar actividades de ocio que requieren esfuerzo utilizando el brazo, hombro o la mano (jugar al tenis, a los bolos...)

- Ninguna dificultad
- Dificultad leve
- Dificultad moderada
- Dificultad severa
- Incapaz

19- Realizar actividades de ocio que requieren mover libremente el brazo (tenis de mesa, natación, jugar con un frisbee...)

- Ninguna dificultad
- Dificultad leve
- Dificultad moderada
- Dificultad severa
- Incapaz

20- Ir de un lado a otro usando algún medio de transporte

- Ninguna dificultad
- Dificultad leve
- Dificultad moderada
- Dificultad severa
- Incapaz

21- Practicar actividades íntimas con la pareja

- Ninguna dificultad

- Dificultad leve
- Dificultad moderada
- Dificultad severa
- Incapaz

22- Durante la última semana, ¿Cuánta dificultad ha ocasionado su problema de brazo, hombro o mano en las actividades sociales con sus familiares, amigos, vecinos u otros grupos?

- Ninguna dificultad
- Dificultad leve
- Dificultad moderada
- Dificultad severa
- Dificultad extrema

23- Durante la semana pasada, ¿estuvo limitado en su trabajo u otras actividades diarias regulares como resultado de su problema de brazo, hombro o mano?

- Nada
- Levemente
- Moderadamente
- Bastante
- Extremadamente

Califica la severidad de los siguientes síntomas durante la última semana

24- Dolor de brazo, hombro o mano.

- Nada
- Leve
- Moderado
- Bastante
- Extremo

25- Dolor de brazo, hombro o mano cuando realizas una actividad específica.

- Nada
- Leve
- Moderado
- Bastante

- Extremo

26- Hormigueo o sensación de tener alfileres en su hombro, codo o mano.

- Nada
- Leve
- Moderado
- Bastante
- Extremo

27- Debilidad en su hombro, codo o mano.

- Nada
- Leve
- Moderado
- Bastante
- Extremo

28- Rigidez en su hombro, codo o mano.

- Nada
- Leve
- Moderado
- Bastante
- Extremo

29- Cuánta dificultad tuvo en la última semana para dormir por su dolor en el hombro, codo o mano.

- Ninguna dificultad
- Dificultad leve
- Dificultad moderada
- Dificultad severa
- La dificultad no me deja dormir

30- Me siento incapaz, menos seguro o menos útil debido a mi problema en el hombro, codo o mano.

- Ninguna dificultad
- Dificultad leve
- Dificultad moderada
- Dificultad severa
- La dificultad no me deja dormir

Fuente: Hudak PL, Amadio PC, Bombardier C. Development of an upper extremity outcome measure: the DASH (disabilities of the arm, shoulder and hand) [corrected]. The Upper Extremity Collaborative Group (UECG) Am J Ind Med. 1996 Jun;29(6):602-8. Erratum in: Am J Ind Med 1996 Sep;30(3):372.

Anexo B: Extractos de la Ficha Técnica de mano parcial biónica I-Move

Conexiones y especificaciones

Batería

La prótesis cuenta con 2 baterías de polímero de litio recargables unidos en un solo paquete, haciendo una batería de 7.4v de 1000 mAh.

Datos técnicos de la batería:

- o Voltaje: 3.7v
- o Corriente: 1000 mAh
- o Dimensiones: 5 x 34 x 52 mm
- o Código: BAT-LIP-1000

Autonomía de la batería

La duración de la batería de la prótesis depende en gran medida del uso que se le da. En promedio dura todo un día y se recomienda cargar la batería todos los días.

La mano biónica utiliza 2 baterías Lipo, y a que requiere de un suministro de corriente alto, debido a que usa 4 motores para el movimiento de los dedos en la mano biónica (caso en que el paciente presenta la amputación de 4 dedos de la mano).

Si la cantidad de dedos amputados es menor, la autonomía es mayor.

Condición de baja potencia

Cuando la capacidad de la batería se acerca a su límite inferior de voltaje esto ocasiona que el movimiento de la mano sea más lento.

En esos casos se tiene que realizar la recarga de las baterías.

Módulo de carga

En el compartimiento del módulo de control y batería está integrado un módulo de carga para suministrar energía a las baterías Lipo. Para cargar las baterías se conecta el cable micro-USB al puerto ubicado en el compartimiento y al adaptador de corriente estándar que tenga una salida de 5 V. La carga se completa en un tiempo aproximado de 2 horas.

El último LED amarillo deja de parpadear al completarse la carga al 100%.

LEDS ENDENDIDO	NIVEL DE CARGA
● ○ ○ ○	0 - 25%
● ● ○ ○	25 - 50%
● ● ● ○	50 - 75%
● ● ● ●	75 - 100%

Reparación

Cualquier reparación / a ajuste diferente tiene que ser hecho o realizado por alguno de nuestros ingenieros y/o especialistas de la empresa.

Mantenimiento y garantía

El producto cuenta con un año de garantía y con visitas a la empresa cada 4 meses para los mantenimientos preventivos, el cual consiste en la realización de una inspección y limpieza de todos los componentes internos de la prótesis.

Usar la prótesis según las indicaciones del uso y cuidado. (No cubre por mal uso).

Cubre 2 fundas de muñón extras, un juego de fundas de silicona de falanges, un juego de correas por deterioro anticipado, cambio hasta 2 falanges completos con motores incluidos por defectos de fábrica.

Uso y cuidados

Uso en actividades cotidianas (agarrar vasos, t asas, plumón, lapicero, celular y otros objetos).

- No exponer a temperaturas mayor a 50 °C.
- No realizar actividades extremas.
- No cargar objetos mayores a 1.5kg.
- Las caídas podrían producir daños a la prótesis.
- Evitar el contacto con agua, polvo excesivo y químicos.