



**UNIVERSIDAD ESTATAL PENÍNSULA DE SANTA ELENA
FACULTAD DE SISTEMAS Y TELECOMUNICACIONES
CARRERA DE TELECOMUNICACIONES**

TRABAJO DE INTEGRACIÓN CURRICULAR

Previo a la obtención del Título de:

INGENIERO EN TELECOMUNICACIONES

**PROTOTIPO IOT DE PRÓTESIS FUNCIONAL PERSONALIZADA
MEDIANTE ESCANEEO E IMPRESIÓN 3D PARA EL ESTUDIO FISIÁTRICO
DE LA MOVILIDAD DEL MIEMBRO PROTÉSICO**

AUTOR

GALORA BAUTISTA GALO EDUARDO

TUTOR

ING. LUIS MIGUEL AMAYA FARIÑO, MGTR.

SANTA ELENA - LA LIBERTAD – ECUADOR

2025



**UNIVERSIDAD ESTATAL PENÍNSULA
DE SANTA ELENA
FACULTAD DE SISTEMAS Y TELECOMUNICACIONES**

TRIBUNAL DE SUSTENTACIÓN

Dr. Ronal Humberto Rovira Jurado, Ph.D.
DIRECTOR DE LA CARRERA

Ing. Luis Miguel Amaya Fariño, Mgtr.
DOCENTE TUTOR

Ing. Edison Stalin Coral Salinas
DOCENTE ESPECIALISTA

Ing. Luis Miguel Amaya Fariño, Mgtr.
DOCENTE GUÍA UIC

Ing. Corina Raquel Gonzabay De La A, Mgtr.
SECRETARIA

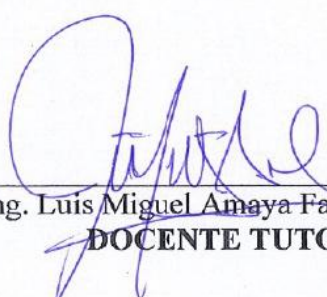


**UNIVERSIDAD ESTATAL PENÍNSULA
DE SANTA ELENA
FACULTAD DE SISTEMAS Y TELECOMUNICACIONES**

CERTIFICACIÓN

Certifico que luego de haber dirigido científica y técnicamente el desarrollo y estructura final del trabajo, este cumple y se ajusta a los estándares académicos, razón por el cual apruebo en todas sus partes el presente trabajo de titulación que fue realizado en su totalidad por **GALO EDUARDO GALORA BAUTISTA**, como requerimiento para la obtención del título de Ingeniero en Telecomunicaciones.

La Libertad, a los 16 días del mes de diciembre del año 2025


Ing. Luis Miguel Amaya Fariño, Mgtr.

DOCENTE TUTOR



**UNIVERSIDAD ESTATAL PENÍNSULA
DE SANTA ELENA
FACULTAD DE SISTEMAS Y TELECOMUNICACIONES**

DECLARACIÓN DE RESPONSABILIDAD

Yo, **GALORA BAUTISTA GALO EDUARDO**

Declaro que el trabajo de titulación, **PROTOTIPO IOT DE PRÓTESIS FUNCIONAL PERSONALIZADA MEDIANTE ESCANEADO E IMPRESIÓN 3D PARA EL ESTUDIO FISIÁTRICO DE LA MOVILIDAD DEL MIEMBRO PROTÉSICO**, previo a la obtención del título en Ingeniero en Telecomunicaciones, ha sido desarrollado respetando derechos intelectuales de terceros conforme las citas que constan en el documento, cuyas fuentes se incorporan en las referencias o bibliografías. Consecuentemente este trabajo es de mi total autoría.

En virtud de esta declaración, me responsabilizo del contenido, veracidad y alcance del Trabajo de Titulación referido.

La Libertad, a los 16 días del mes de diciembre del año 2025

A handwritten signature in blue ink, consisting of several loops and strokes, positioned above a horizontal line.

**Galo Eduardo Galora Bautista
ESTUDIANTE**



FACULTAD DE SISTEMAS Y TELECOMUNICACIONES

CARRERA DE TELECOMUNICACIONES

LMAF-026-2025-OF

La Libertad, 05 de diciembre de 2025

Ing. Rovira Jurado Ronald Humberto, PhD
DIRECTOR DE LA CARRERA DE TELECOMUNICACIONES
UNIVERSIDAD ESTATAL PENÍNSULA DE SANTA ELENA

Estimado director.

En mi calidad de tutor del trabajo de titulación denominado **“PROTOTIPO IOT DE PRÓTESIS FUNCIONAL PERSONALIZADA MEDIANTE ESCANEADO E IMPRESIÓN 3D PARA EL ESTUDIO FISIÁTRICO DE LA MOVILIDAD DEL MIEMBRO PROTÉSICO.”**, elaborado por el estudiante GALORA BAUTISTA GALO EDUARDO de la carrera de Telecomunicaciones de la Universidad Estatal Península de Santa Elena, me permito declarar que luego de haber orientado, estudiado y revisado, se aprueba en toda sus partes y autorizo al estudiante para que inicie los trámites legales correspondiente.

Se adjunta informe de antiplagio donde el documento obtuvo una calificación del 1% de similitud.

Atentamente:
Luis Miguel Amaya, Mgt
Docente tutor.
Carrera de Telecomunicaciones.

Luis Miguel Amaya
Digitally signed
by Luis Miguel Amaya



**UNIVERSIDAD ESTATAL PENÍNSULA
DE SANTA ELENA
FACULTAD DE SISTEMAS Y TELECOMUNICACIONES**

AUTORIZACIÓN

Yo, **GALORA BAUTISTA GALO EDUARDO**

Autorizo a la Universidad Estatal Península de Santa Elena, para que haga de este trabajo de titulación o parte de él, un documento disponible para su lectura consulta y procesos de investigación, según las normas de la **Institución**.

Cedo los derechos en línea patrimoniales de artículo profesional de alto nivel con fines de difusión pública, además apruebo la reproducción de este artículo académico dentro de las regulaciones de la Universidad, siempre y cuando esta reproducción no suponga una ganancia económica y se realice respetando mis derechos de autor

Santa Elena, a los 16 días del mes de diciembre del año 2025

Galo Eduardo Galora Bautista
ESTUDIANTE



La Libertad, 12 de Julio del 2025

Señor,
Ing. Ronald Rovira Jurado, PhD

**DIRECTOR(A) DE CARRERA DE ELECTRÓNICA Y AUTOMATIZACIÓN
UNIVERSIDAD ESTATAL PENÍNSULA DE SANTA ELENA**

De mi consideración:

Como docente designado para la revisión del trabajo "PROTOTIPO IOT DE PRÓTESIS FUNCIONAL PERSONALIZADA MEDIANTE ESCANEEO E IMPRESIÓN 3D PARA EL ESTUDIO FISIÁTRICO DE LA MOVILIDAD DEL MIEMBRO PROTÉSICO", presentado por el estudiante GALORA BAUTISTA GALO EDUARDO. de la carrera de Telecomunicaciones, una vez revisado y analizado el día 10 de Diciembre, el documento y el Componente Práctico previo a la sustentación, doy a conocer el resultado sobre el trabajo presentado por el estudiante, de acuerdo con el siguiente detalle:

#	Componente Practico	Estudiante	Docente Especialista	Observaciones	Resolución
1	" PROTOTIPO IOT DE PRÓTESIS FUNCIONAL PERSONALIZADA MEDIANTE ESCANEEO E IMPRESIÓN 3D PARA EL ESTUDIO FISIÁTRICO DE LA MOVILIDAD DEL MIEMBRO PROTÉSICO "	GALORA BAUTISTA GALO EDUARDO .	Ing. Edisson Coral Mgt.	Ninguna	Aprobado

Particular que comunico para los fines pertinentes.

Atentamente,



EDISSON STALIN
CORAL SALINAS

Ing. Edisson Stalin Coral Salinas Mgt.
Docente

AGRADECIMIENTO

A mi Papá, Mamá, y Hermanos por su apoyo incondicional y por acompañarme en cada etapa de este camino. Su confianza y sus palabras de aliento fueron fundamentales para alcanzar este logro.

A mi mujer y a mis hijos les agradezco por ser mi mayor motivación y por brindarme la fuerza emocional que necesitaba para continuar. Su amor, paciencia y compañía hicieron posible la culminación de esta etapa

A mi tutor de tesis Ing. Luis Miguel Amaya Fariño, por sus enseñanzas, guía, paciencia y valioso conocimiento, los cuales han sido fundamentales para mi formación académica y profesional.

A mi especialista Ing. Edison Stalin Coral Salinas por su enseñanzas, dedicación y conocimientos que me guiaron y fueron fundamentales para mi formación profesional.

Finalmente, a la Universidad Estatal Península de Santa Elena, por darme la oportunidad de formarme y brindarme las herramientas necesarias para crecer de manera profesional y personal.

Galo Eduardo Galora Bautista

DEDICATORIA

Dedico este trabajo a mis padres, quienes siempre confiaron y creyeron en mí. Gracias por su amor incondicional y por ser mi mayor ejemplo de esfuerzo, dedicación y fortaleza en cada uno de mis sueños.

A mis hermanos, por su apoyo, comprensión y cariño brindado a lo largo de este camino. Sus palabras presencia iluminaron los momentos más difíciles y me recordaron que siempre cuento con ellos.

A mi pareja y a mis hijos, quienes se convirtieron en mi mayor motivación y en la razón para no rendirme. Gracias por su amor, su paciencia y por darme la fuerza emocional necesaria para llegar hasta aquí. Este logro también es de ustedes.

Galo Eduardo Galora Bautista

RESUMEN

El presente trabajo desarrolla un prototipo IoT de prótesis funcional personalizada para un caso de amputación parcial del dedo índice, integrando tecnologías de escaneo 3D, modelado CAD, manufactura aditiva e Internet de las Cosas. El proyecto incluye la digitalización anatómica del miembro residual, el diseño mecánico de juntas pasivas y la producción de un aparato ergonómico y ajustable a través de impresión en 3D. Además, incluye un microcontrolador ESP32-C3 y un sistema de Internet de las cosas (IoT) que utiliza sensores de flexión para monitorear en tiempo real los ángulos de movilidad y enviarlos a la nube a través de ThingSpeak, lo cual posibilita el análisis fisiátrico del rendimiento protésico.

Las pruebas funcionales realizadas con el usuario demuestran que el prototipo logra reproducir rangos de movimiento acordes a la biomecánica natural del dedo índice, evidenciando su viabilidad técnica y su potencial como herramienta accesible para apoyar procesos de rehabilitación, seguimiento clínico y futuras investigaciones en ingeniería biomédica aplicada.

Palabras clave: Prótesis funcional personalizada; escaneo 3D; impresión 3D; Internet de las Cosas (IoT); biomecánica; rehabilitación fisiátrica; sensores flex; ESP32-C3; manufactura aditiva; análisis de movilidad.

ABSTRACT

This work presents an IoT-enabled prototype of a customized functional prosthesis for a partial amputation of the index finger, integrating 3D scanning, CAD modeling, additive manufacturing, and Internet of Things technologies. The project includes the anatomical digitization of the residual limb, the mechanical design of passive joints, and the fabrication of an ergonomic and adjustable device using 3D printing. Additionally, an ESP32-C3 microcontroller and flex sensors were implemented to monitor mobility angles in real time and transmit the data to the cloud via ThingSpeak, enabling physiatrical analysis of prosthetic performance.

Functional tests conducted with the user demonstrate that the prototype successfully reproduces movement ranges consistent with the natural biomechanics of the index finger, evidencing its technical feasibility and its potential as an accessible tool to support rehabilitation processes, clinical monitoring, and future research in applied biomedical engineering.

Keywords: Customized functional prosthesis; 3D scanning; 3D printing; Internet of Things (IoT); biomechanics; physiatrical rehabilitation; flex sensors; ESP32-C3; additive manufacturing; mobility analysis.

INTRODUCCIÓN

La disminución parcial de un dedo supone una restricción importante en el funcionamiento de la mano, lo que impacta en las tareas de precisión, agarre y actividades fundamentales cotidianas. Hoy en día, el progreso de las prótesis personalizadas a través de tecnologías digitales se ha vuelto una opción eficaz y asequible para mejorar la calidad de vida de individuos con amputaciones, sobre todo gracias al escaneo tridimensional, la creación asistida por ordenador y la manufactura aditiva. Al mismo tiempo, la integración de sistemas que utilizan el Internet de las Cosas (IoT) ha posibilitado incluir habilidades para monitorear en tiempo real en los dispositivos biomédicos. Esto ha proporcionado datos objetivos acerca de su funcionamiento y ha hecho más sencillos los procesos de análisis clínico y rehabilitación.

En este contexto, el objetivo del proyecto actual es concebir, crear y equipar una prótesis funcional hecha a medida para un caso de amputación parcial del dedo índice. Para conseguirlo, se utilizan técnicas de escaneo en tres dimensiones que posibilitan la obtención de un modelo anatómico exacto. Con este modelo se desarrolla un diseño mecánico con articulaciones pasivas optimizadas para replicar movimientos naturales de extensión y flexión. Después de eso, el prototipo se produce por medio de impresión 3D, lo que asegura una estructura ergonómica, liviana y que se puede ajustar al miembro residual del usuario.

Además, se incorpora un sistema IoT que consiste en un microcontrolador ESP32-C3 y un sensor de flexión, el cual tiene la responsabilidad de registrar los movimientos del aparato y enviarlos a la nube mediante la plataforma ThingSpeak. Este componente tecnológico permite registrar y evaluar el comportamiento dinámico de la prótesis, generando datos cuantitativos que fortalecen el análisis fisiátrico del rango de movimiento y la efectividad del diseño.

ÍNDICE GENERAL

TRIBUNAL DE SUSTENTACIÓN.....	II
CERTIFICACIÓN	III
DECLARACIÓN DE RESPONSABILIDAD.....	IV
CERTIFICACIÓN DE ANTIPLAGIO.....	V
AUTORIZACIÓN.....	VI
AGRADECIMIENTO.....	VIII
DEDICATORIA	IX
RESUMEN.....	X
ABSTRACT	XI
INTRODUCCIÓN	XII
ÍNDICE DE FIGURAS.....	XVIII
ÍNDICE DE TABLAS.....	XX
CAPITULO I.....	1
MARCO CONTEXTUAL DE LA INVESTIGACIÓN.....	1
1.1. Antecedentes.....	1
1.2. Planteamiento del Problema	3
1.3. Sistematización y delimitación del Problema.....	4
1.4. Descripción del Proyecto	4
1.5. Objetivos del Proyecto.....	5
1.5.1. Objetivo General:.....	5
1.5.2. Objetivos específicos	5
1.6. Justificación	6
1.7. Alcance del Proyecto	8

1.8. Metodología	9
CAPITULO II	15
MARCO TEÓRICO DE LA INVESTIGACIÓN	15
2.1. Fundamentación teórica	15
2.1.1. Concepto y clasificación de las prótesis	15
2.1.2. Principios de funcionamiento de una prótesis.....	16
2.1.3. Diferencias entre prótesis pasivas, activas y biónicas.....	17
2.1.4. Importancia de la personalización anatómica en la adaptación protésica.....	19
2.2. Fundamentos de Biomecánica Aplicada	21
2.2.1. Principios de la biomecánica humana.....	21
2.2.2. Anatomía funcional del dedo índice: articulaciones y rangos de movimiento.....	22
2.2.3. Modelos biomecánicos aplicados al diseño de prótesis digitales	23
2.2.4. Evaluación fisiátrica del movimiento y parámetros de movilidad.....	24
2.3. Fundamentos de la Fisiatría y la Rehabilitación Funcional	25
2.3.1. Concepto y objetivos de la fisiatría.....	25
2.3.2. Rehabilitación motora en amputaciones parciales	26
2.3.3. Importancia del seguimiento fisiátrico en la recuperación funcional	27
2.3.4. Incorporación de tecnologías digitales en la fisiatría moderna.....	28
2.4. Fundamentos del modelado tridimensional y diseño asistido.....	29
2.4.1. Principios del escaneo 3D.....	29
2.4.2. Diseño asistido por computadora (CAD) en biomecánica.....	31
2.4.3. Parámetros anatómicos y ergonómicos en el modelado de prótesis	31
2.4.4. Ventajas del diseño personalizado frente a los modelos estándar	32
2.5. Fundamentos de la Manufactura Aditiva en la Ingeniería Biomédica	32
2.5.1. Concepto de manufactura aditiva e impresión 3D	33

2.5.2. Aplicaciones médicas y biomédicas de la impresión 3D	35
2.6. Fundamentos del Internet de las Cosas (IoT) en Aplicaciones Biomédicas	36
2.6.1. Concepto, evolución y principios del Internet de las Cosas	36
2.6.2. Arquitectura del IoT	37
2.6.3. Tipos de comunicación en IoT	38
2.6.4. Seguridad, privacidad y gestión de datos en entornos IoT	40
2.6.5. Aplicaciones del IoT en la ingeniería biomédica y la rehabilitación fisiátrica	40
2.6.6. Beneficios del monitoreo en tiempo real en prótesis inteligentes.....	41
2.6.7. Integración de sensores IoT en prótesis funcionales.....	42
2.6.8. Flujo de comunicación en sistemas IoT aplicados a prótesis.....	43
2.6.10. Aplicación del IoT en la evaluación fisiátrica del movimiento protésico	44
2.7. Fundamentos de Evaluación Funcional y Análisis de Desempeño	45
2.7.1. Métodos de evaluación de la movilidad protésica	46
2.7.2. Parámetros fisiátricos de desempeño: fuerza, precisión y coordinación	47
2.7.3. Registro y análisis de datos de movimiento.....	48
2.7.4. Retroalimentación y optimización del diseño basado en desempeño	49
2.8. Síntesis de los Fundamentos Teóricos.....	49
2.8.1. Integración de la biomecánica, fisiatría e ingeniería digital	50
2.8.2. Convergencia de tecnologías 3D e IoT en la rehabilitación moderna.....	50
2.8.3. Aportes del marco teórico al desarrollo del prototipo IoT de prótesis funcional	51
CAPITULO III	53
DESARROLLO DE LA PROPUESTA	53
3.1. Componentes físicos	53
3.1.1. Sensores y dispositivos electrónicos.....	53
3.1.2 Equipos de captura y fabricación.....	54

3.2 Componentes lógicos (Software).....	55
3.3 Instalación de programas.	57
3.3.1 JMStudio	57
3.3.2 Fusion 360.....	57
3.3.3 Creality Print.....	57
3.3.4 Arduino IDE.....	57
3.3.5 ThingSpeak	57
3.3.6 Tinkercad.....	58
3.4 Secuencia metodológica.....	58
Paso 1: Escaneo 3D de la mano	59
Paso 2: Impresión 3D del modelo escaneado.....	60
Paso 3: Diseño de la prótesis.....	61
Paso 4: Impresión 3D de la prótesis.....	61
Paso 5: Integración de sensores	62
Paso 6: Programación y conexión del sistema IoT	62
Paso 7: Pruebas Funcionales	66
Paso 8: Diseño e impresión de la pulsera de control.....	66
Paso 9: Visualización de Datos	68
CAPITULO IV.....	71
CÁLCULOS Y ANALISIS DE RESULTADOS	71
CONCLUSIONES	77
RECOMENDACIONES.....	79
PRESUPUESTO	80
REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	81
ANEXOS.....	88

<i>Código de programación del envío de datos de la prótesis Iot.</i>	90
<i>Certificado de uso de imagen</i>	95
<i>Certificado de funcionalidad de la prótesis</i>	97

ÍNDICE DE FIGURAS

Ilustración 1: Proceso del prototipo IoT de la prótesis funcional.	11
Ilustración 2: Funcionamiento básico de una prótesis.	17
Ilustración 3: Prótesis pasivas.	18
Ilustración 4: Prótesis activas.....	18
Ilustración 5: Prótesis biónicas.....	19
Ilustración 6: Articulaciones principales del dedo índice.	22
Ilustración 7:Método de láser de triangulación.	30
Ilustración 8: Método de luz estructurada.....	30
Ilustración 9: Método fotogrametría.	30
Ilustración 10:Manufactura aditiva e impresión 3D.....	34
Ilustración 11: Arquitectura IoT.	37
Ilustración 12: Wifi.	39
Ilustración 13:Bluetooth.....	39
Ilustración 14:MQTT.	39
Ilustración 15: LoRa.....	39
Ilustración 16: ESP32 C3.....	53
Ilustración 17: Sensor flex.	54
Ilustración 18: escáner Moose lite.....	54
Ilustración 19: Impresora K1 max.....	55
Ilustración 20: Material de impresión.	55
Ilustración 21: Diagrama de metodología del prototipo IoT de la prótesis funcional.....	58
Ilustración 22: Escaneo de la mano.....	59
Ilustración 23: Anatomía de la mano.	59
Ilustración 24: Laminado de la mano.....	60
Ilustración 25: Impresión de la mano.....	60
Ilustración 26: Piezas de la prótesis.	61
Ilustración 27: Impresión de la prótesis.	61
Ilustración 28: Montaje del sensor flex.....	62
Ilustración 29 creación de un nuevo canal.	62

Ilustración 30 creación de un nuevo canal en el ThingSpeak.	63
Ilustración 31.....	64
Ilustración 32: Diagrama de conexión del sensor flex.	65
Ilustración 33 sistema implementado para realizar las pruebas de funcionamiento.	66
Ilustración 34: Diseño de la pulsera en 3D.	66
Ilustración 35: Pulsera de monitoreo de la prótesis IoT.	67
Ilustración 36 sistema de monitoreo IoT completo.....	67
Ilustración 37: Datos recibidos por el ThingSpeak.	68
Ilustración 38: Integración de la prótesis funcional en el usuario.....	69
Ilustración 39.....	74
Ilustración 40.....	74
Ilustración 41.....	74
Ilustración 42.....	75
Ilustración 43.....	75
Ilustración 44.....	75
Ilustración 45.....	88
Ilustración 46.....	88
Ilustración 47.....	89
Ilustración 48.....	89
Ilustración 49.....	96

ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 1: Clasificación general de las prótesis.	16
Tabla 2: Comparación de tipos de prótesis.	19
Tabla 3: Etapas del proceso de personalización anatómica.	20
Tabla 4: Rangos articulares promedio del dedo índice.	23
Tabla 5: Tipos de modelos biomecánicos empleados en prótesis.	24
Tabla 6: Parámetros fisiátricos relevantes en la evaluación protésica.	24
Tabla 7: Comparación de métodos de escaneo 3D.	30
Tabla 8: Parámetros anatómicos y ergonómicos relevantes en el modelado.	32
Tabla 9: Principales tecnologías de manufactura aditiva empleadas en prótesis biomédicas.	34
Tabla 10: Capas arquitectura IoT.	37
Tabla 11: Protocolos de Comunicación IoT.	38
Tabla 12: Ejemplos de aplicaciones del IoT en la salud y rehabilitación.	41
Tabla 13: Tipos de sensores aplicados en prótesis IoT.	42
Tabla 14: Comparación de modelos de procesamiento en IoT protésico.	44
Tabla 15: Parámetros fisiátricos empleados en la evaluación del desempeño protésico.	47
Tabla 16: Software utilizados en el desarrollo del proyecto.	55
Tabla 17: Presupuesto de valores generados en el proyecto.	80

CAPITULO I

MARCO CONTEXTUAL DE LA INVESTIGACIÓN

1.1. Antecedentes

En los últimos años, el desarrollo de prótesis funcionales personalizadas mediante tecnologías de escaneo e impresión 3D ha experimentado un crecimiento significativo en el ámbito biomédico, convirtiéndose en una alternativa accesible y adaptable frente a las prótesis convencionales. A nivel internacional, la investigación ha avanzado hacia el diseño de dispositivos inteligentes, ligeros y conectados que buscan reproducir la biomecánica natural del cuerpo humano [1]. Los progresos recientes en manos artificiales biónicas se centran en la integración de sensores, sistemas de retroalimentación y control adaptativo que mejoran la interacción entre el usuario y el dispositivo protésico. Del mismo modo, destacan la importancia de la optimización mecánica en el diseño de los dedos de prótesis mediante herramientas de simulación digital, lo que permite reducir el peso, aumentar la durabilidad y optimizar la funcionalidad del movimiento [2].

Por otra parte, el avance tecnológico ha permitido incorporar conectividad y monitoreo en los dispositivos de rehabilitación. [3] desarrollaron un sistema de control protésico basado en el Internet de las Cosas (IoT), capaz de registrar y analizar en tiempo real los movimientos de la mano protésica mediante sensores y comunicación inalámbrica, lo que marca una tendencia hacia la fisioterapia digital y la recopilación de datos objetivos sobre la movilidad. En la misma línea [4]; proponen en su estudio la incorporación del término de “inteligencia encarnada” en el diseño de manos protésicas donde la estructura de los sensores y el software actúan de manera conjunta para adaptarse de forma dinámica al entorno del usuario, estos avances evidencian la evolución de las

prótesis hacia dispositivos inteligentes con capacidad de autoajuste, monitoreo remoto y aprendizaje funcional.

En el contexto latinoamericano y particularmente en Ecuador el uso de impresión 3D para la fabricación de prótesis personalizadas se ha posicionado como una solución innovadora de bajo costo y alta adaptabilidad. La empresa Ecuaprótesis 3D ha sido una de las pioneras en ofrecer servicios de diseño y fabricación de prótesis y órtesis personalizadas mediante tecnologías de escaneo y manufactura aditiva, enfatizando la importancia del acompañamiento en el proceso de adaptación del usuario [5]. De igual manera, la compañía AC Medical ha desarrollado más de 200 prótesis personalizadas en el país, incluyendo en 2018 la primera prótesis craneal en material PEEK, demostrando la capacidad técnica nacional para la integración de materiales biocompatibles y modelado CAD en el desarrollo de dispositivos médicos [6].

A nivel académico, instituciones de educación superior también han aportado al desarrollo de soluciones biomédicas personalizadas. En la Universidad Politécnica Salesiana, [7] desarrollaron un prototipo de mano robótica controlada neuronalmente mediante señales mioeléctricas, evidenciando el interés científico por la robótica aplicada a la rehabilitación funcional de extremidades. De igual forma, la Universidad Internacional SEK (UISEK) ejecutó el proyecto “Prótesis mioeléctricas de extremidades superiores personalizadas con impresión 3D para su exportación a Colombia”, donde se aplicaron técnicas de digitalización tridimensional y modelado asistido por computadora para diseñar prótesis anatómicamente adaptadas al usuario [8]. Estos esfuerzos indican que la implementación de tecnologías digitales en la ingeniería biomédica de Ecuador ha tenido un progreso gradual, además los estudios más recientes en el país incluyendo el de [9] quienes desarrollaron una prótesis transtibial a través del escaneo 3D, modelado CAD y fabricación aditiva, lo cual resalta lo relevante que es la evaluación biomédica

y la ergonomía durante el proceso de diseño. Este estudio demuestra que el uso de tecnologías de fabricación aditiva y digitalización se está estableciendo como un procedimiento científico emergente en Ecuador, con aplicaciones prácticas en rehabilitación.

Asimismo, experiencias internacionales, como el proyecto de [10], en el que estudiantes estadounidenses fabricaron y entregaron prótesis impresas en 3D a niños ecuatorianos, demuestran el potencial social de esta tecnología para ampliar el acceso a soluciones personalizadas y asequibles.

1.2. Planteamiento del Problema

La pérdida parcial de extremidades superiores, especialmente de los dedos, afecta de manera significativa la calidad de vida y la capacidad funcional de los individuos, limitando actividades básicas como la prensión, manipulación de objetos y la coordinación motora fina. La Organización Mundial de la Salud (OMS) estima que, en todo el mundo, más de 30 millones de personas necesitan algún tipo de prótesis o dispositivo protésico, un gran número de ellas carece de acceso a soluciones funcionales debido a los altos costos o la escasez de personal especializado. La escasez de integración de tecnologías emergentes, como la impresión en 3D y los sistemas IoT en el área biomédica, así como la falta de prótesis personalizadas económicas, contribuyen a que la situación sea más grave en Ecuador.

Ante este contexto, se hace imprescindible crear una opción que sea accesible, personalizada y útil a la vez que ofrezca a los usuarios la posibilidad de recuperar parcialmente su movilidad y a la par contar con información en tiempo real acerca del desempeño del aparato. La posibilidad de optimizar el diseño, disminuir los costos y aumentar la adaptación ergonómica y anatómica de las prótesis funcionales surge al integrar sensores IoT, modelado CAD y escaneo 3D.

1.3. Sistematización y delimitación del Problema

El proyecto se centra en el diseño, fabricación y evaluación de una prótesis funcional personalizada para un caso de amputación parcial del dedo índice, utilizando tecnologías de escaneo e impresión 3D, complementadas con sensores IoT para el registro y monitoreo de la movilidad del dispositivo.

Modelado 3D personalizado: Generación del modelo anatómico del dedo amputado a partir de escaneo tridimensional y diseño asistido por computadora (CAD).

Fabricación aditiva: Uso de impresión 3D para la producción de las piezas mecánicas de la prótesis con materiales ligeros y resistentes.

Integración IoT: Incorporación de sensores de flexión y módulos de comunicación inalámbrica para recopilar datos de movimiento y transmitirlos a una plataforma digital.

Ergonomía y ajuste: Optimización del diseño para asegurar comodidad, adaptabilidad y funcionalidad mecánica adecuada.

Evaluación funcional: Pruebas experimentales en un entorno controlado para validar el movimiento y conectividad del prototipo.

1.4. Descripción del Proyecto

Diseñar y fabricar una prótesis funcional personalizada para un caso de amputación parcial del dedo índice, utilizando tecnologías de escaneo 3D e impresión 3D combinadas con un sistema IoT para el monitoreo de movimiento. Este dispositivo busca ofrecer una solución tecnológica accesible, ergonómica y adaptada anatómicamente, que sirva como base para futuras investigaciones en ingeniería biomédica y sistemas inteligentes de rehabilitación.

La propuesta abarca las etapas de captura de la morfología del miembro, modelado y diseño digital, fabricación aditiva de componentes, ensamblaje del sistema mecatrónico, y validación funcional del prototipo mediante pruebas controladas de movimiento y conectividad. De esta manera, se pretende demostrar la viabilidad técnica de las prótesis funcionales personalizadas de bajo costo, promoviendo la innovación tecnológica nacional en el ámbito de la salud y la ingeniería aplicada.

1.5. Objetivos del Proyecto

1.5.1. Objetivo General:

Diseñar y fabricar una prótesis funcional personalizada para un caso de amputación parcial del dedo índice, mediante el uso de tecnologías de escaneo e impresión 3D integradas a un sistema IoT, con el propósito de evaluar la movilidad del miembro protésico y ofrecer una alternativa tecnológica accesible y adaptada a las necesidades anatómicas y funcionales del usuario.

1.5.2. Objetivos específicos

- Realizar la digitalización tridimensional de la mano del usuario mediante técnicas de escaneo 3D, para obtener un modelo anatómico preciso que sirva como base para el diseño personalizado de la prótesis.
- Desarrollar el modelo mecánico de la prótesis utilizando herramientas de diseño asistido por computadora (CAD), incorporando un sistema de articulaciones pasivas para permitir movimientos naturales de flexión y extensión, con el propósito de establecer una estructura ergonómica, funcional y compatible con la anatomía del miembro residual, optimizando la movilidad remanente del usuario.

- Fabricar el prototipo de la prótesis a través de procesos de manufactura aditiva, para obtener una estructura funcional que reproduzca la morfología y el rango de movimiento del dedo original.
- Desarrollar e integrar un sistema IoT de monitoreo en el prototipo, para registrar y monitorear el correcto envío de datos de movimiento que aporten información objetiva al estudio fisiátrico de la movilidad del miembro protésico.
- Verificar el desempeño funcional del prototipo mediante pruebas controladas con el usuario, con el objetivo de evaluar su ajuste, comodidad, precisión y efectividad en tareas básicas de la vida diaria.

1.6. Justificación

El proyecto titulado “Prototipo IoT de prótesis funcional personalizada mediante escaneo e impresión 3D para el estudio fisiátrico de la movilidad del miembro protésico” se desarrolla con el propósito de responder a la necesidad de mejorar la accesibilidad, personalización y monitoreo funcional de las prótesis en Ecuador. En el contexto nacional, el acceso a dispositivos protésicos de alta calidad continúa siendo restringido debido a los elevados costos de importación y a la escasa disponibilidad de soluciones personalizadas. De acuerdo con Ecuaprótesis 3D [5], el precio de una prótesis importada puede llegar a ser más de 3.000 USD, pero una opción nacional producida por manufactura aditiva puede bajar ese monto hasta un 60% sin perder su funcionalidad y fortaleza estructural. No obstante, la mayor parte de las prótesis que existen no tienen adaptación anatómica y tampoco incorporan sistemas para el monitoreo funcional.

La elección de este proyecto nace de la exigencia de crear una solución tecnológica, ergonómica y a medida, enfocada en un caso concreto de amputación parcial del dedo índice. La

meta de este método es optimizar el funcionamiento, la autonomía y la calidad de vida del usuario a través de una prótesis que se adapte a su morfología. Según [11], la utilización de tecnologías para escanear en 3D e imprimir de forma aditiva posibilita el diseño de prótesis que se ajustan a la anatomía, lo que disminuye el tiempo de producción y mejora la rehabilitación. Este principio apoya la creación de un aparato que no solo recupere parcialmente la función motora, sino que además ofrezca estabilidad, precisión y comodidad en las actividades diarias.

El proyecto incluye, desde el punto de vista tecnológico y científico, la utilización de sistemas IoT para registrar y examinar la movilidad del miembro protésico, con lo cual se pueden obtener datos fisiátricos objetivos acerca de su rendimiento. Los estudios [12] y [13], revelan que la incorporación de comunicación inalámbrica y sensores en prótesis inteligentes hace posible el seguimiento y la medición de movimientos en tiempo real, lo que ayuda a una evaluación fisiátrica más precisa y dinámica. Esto muestra un progreso en la transición hacia una rehabilitación digital, en la que el dispositivo no se limita a desempeñar una función mecánica, sino que además tiene una función informativa y de soporte clínico.

Además, el proyecto tiene sentido porque ayuda a que la ciencia nacional avance en el área de la ingeniería biomédica, al potenciar las habilidades locales para crear y fabricar dispositivos médicos personalizados. Proyectos académicos de la Universidad Politécnica Salesiana y la Universidad Internacional SEK, así como iniciativas nacionales como las de Ecuaprótesis 3D y AC Medical [5], [6], muestran que el uso de tecnologías 3D en la rehabilitación es cada vez mayor, a pesar de que todavía tienen una integración limitada con inteligencia funcional y conectividad. Por ello, este prototipo IoT representa una contribución innovadora que busca mejorar la funcionalidad, el seguimiento clínico y la accesibilidad de las prótesis personalizadas, promoviendo soluciones tecnológicas inclusivas y de bajo costo orientadas al bienestar del usuario.

1.7. Alcance del Proyecto

El presente proyecto comprende el diseño, desarrollo e integración funcional de una prótesis personalizada para un caso de amputación parcial del dedo índice, mediante la aplicación de tecnologías de escaneo 3D, modelado CAD, manufactura aditiva e Internet de las Cosas (IoT).

La investigación se enfoca únicamente en el estudio de la anatomía del usuario Bryan Marcelo Galora Bautista, sin incluir el desarrollo masivo ni la venta del aparato. El propósito fundamental es determinar la capacidad funcional y técnica del prototipo, además de su habilidad para recoger y examinar datos sobre la movilidad del miembro protésico con fines fisiátricos.

Digitalización en tres dimensiones del miembro a través de escaneo 3D con el fin de conseguir un modelo anatómico exacto.

Diseño de un prototipo en software CAD, tanto mecánico como ergonómico, con el objetivo de optimizar la preservación de las falanges y los ejes pasivos de rotación.

Integración de conectividad IoT para la obtención de datos de movimiento en tiempo real, lo que posibilita el análisis fisiátrico del rendimiento.

Fabricación y ensamblaje del dispositivo útil por medio de manufactura aditiva, después de lo cual se llevan a cabo ensayos para comprobar el ajuste y la comodidad con el usuario. Análisis experimental de la fisiatría, centrado en corroborar la destreza, movilidad y exactitud del aparato mientras se realizan labores elementales.

El proyecto no contempla la implementación clínica a gran escala, la certificación médica ni la comercialización del dispositivo. Su alcance se limita al desarrollo, validación funcional y análisis técnico de un prototipo experimental, cuyos resultados servirán como base para futuras

investigaciones orientadas a la optimización de prótesis inteligentes personalizadas y a la aplicación de IoT en la rehabilitación fisiátrica.

1.8. Metodología

Para el desarrollo del presente proyecto se aplican diversos métodos de investigación que abarcan desde la revisión teórica inicial hasta la validación experimental del prototipo, garantizando un enfoque integral en el diseño y evaluación de la prótesis funcional personalizada.

• Investigación exploratoria:

Se realiza una búsqueda y recopilación exhaustiva de información en repositorios científicos, bases de datos académicas y publicaciones especializadas en el área de ingeniería biomédica, manufactura aditiva y sistemas IoT. El propósito de este paso es crear una base teórica firme acerca de la utilización de tecnologías para escanear e imprimir en 3D en la elaboración de prótesis personalizadas, además de incorporar módulos de comunicación y sensores para supervisar el funcionamiento del dispositivo. La revisión abarca la modelación CAD de estructuras protésicas, la evaluación biomecánica del movimiento, así como la implementación de sistemas inteligentes para medir y controlar aplicados al campo de la rehabilitación.

• Investigación diagnóstica:

En esta etapa se analizan proyectos y estudios previos desarrollados por instituciones académicas y empresas del sector biomédico que hayan aplicado tecnologías similares. Se evalúan las ventajas y limitaciones de los métodos actuales de diseño y fabricación de prótesis funcionales, identificando los principales retos en cuanto a personalización, conectividad y funcionalidad mecánica. De igual manera, se estudia la factibilidad técnica y económica de aplicar tecnologías

de bajo costo, como la impresión 3D y el uso de microcontroladores con capacidad IoT, dentro del contexto educativo y experimental del proyecto.

- **Investigación experimental:**

Esta fase comprende el desarrollo práctico del prototipo de prótesis funcional personalizada. Se inicia con la captura de la geometría del miembro afectado mediante escaneo tridimensional, seguida del modelado digital en software CAD y la fabricación de las piezas mediante impresión 3D.

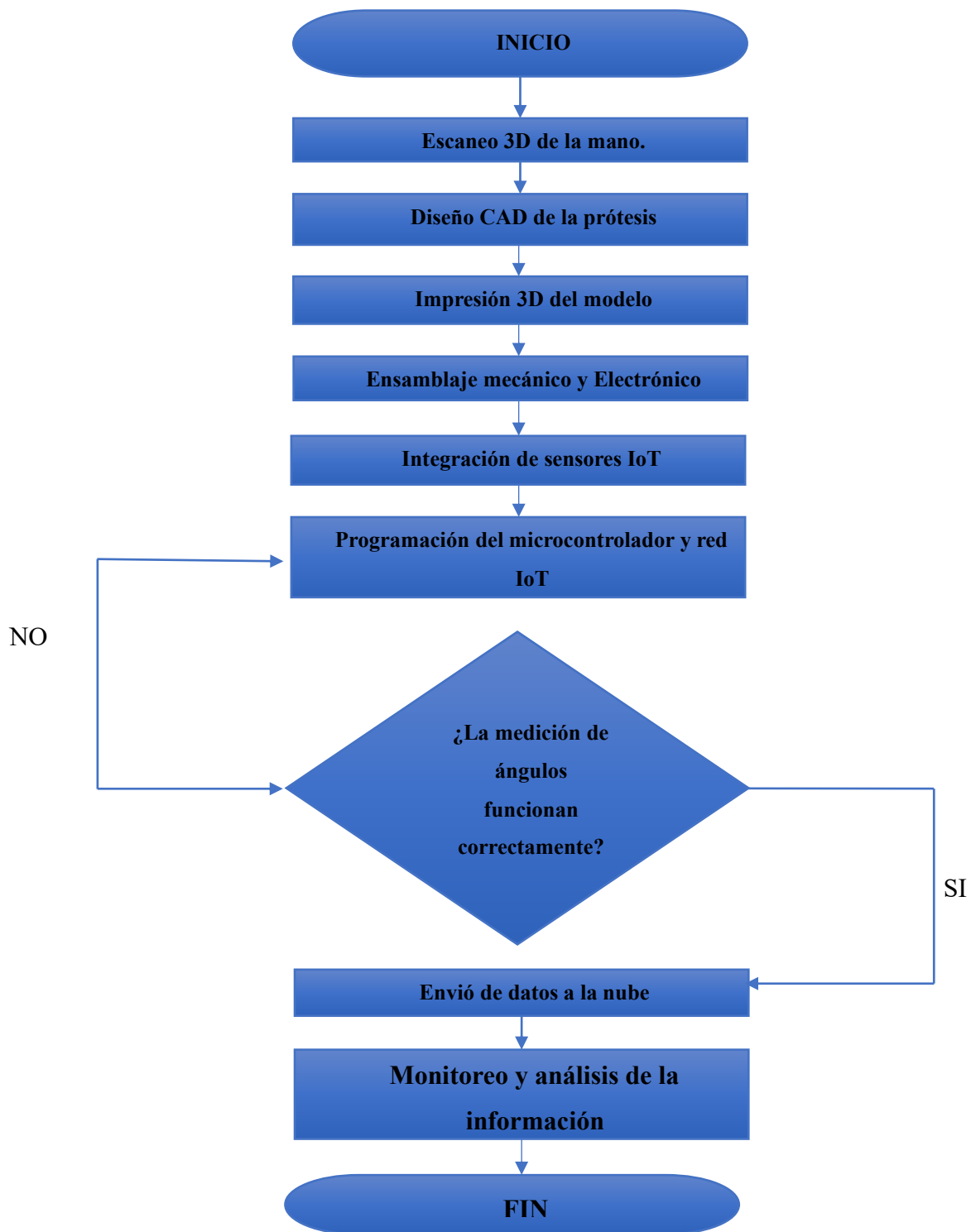


Ilustración 1: Proceso del prototipo IoT de la prótesis funcional.

Fuente: Elaboración propia.

El desarrollo del prototipo IoT de prótesis funcional personalizada se estructura en una serie de etapas secuenciales que integran tecnologías de digitalización tridimensional, modelado asistido por computadora, manufactura aditiva e Internet de las Cosas (IoT). El proceso

metodológico utilizado para el diseño, la fabricación, el ensamblaje y la integración del sistema inteligente de monitoreo y análisis funcional del dispositivo se muestra en el diagrama de flujo siguiente.

La metodología se comienza al realizar un escaneo 3D de alta precisión de la mano. Este paso es esencial porque posibilita conseguir un modelo digital preciso de la anatomía del usuario, lo que asegura una personalización anatómica de la prótesis.

El escaneo proporciona una nube de puntos que representa la morfología del miembro residual, información que posteriormente es procesada para generar una geometría base sobre la cual se diseña la prótesis.

Posteriormente, se realiza el diseño asistido por computadora (CAD) de la prótesis, empleando software especializado que permite definir las dimensiones, articulaciones y componentes mecánicos del modelo. En esta etapa se incorporan parámetros biomecánicos obtenidos de la evaluación fisiátrica, tales como el rango de movimiento y los ejes de rotación de las articulaciones del dedo índice. Además, el diseño CAD posibilita la verificación de la funcionalidad del mecanismo antes de que se fabrique y la realización de simulaciones cinemáticas.

Cuando el diseño se valida, se lleva a cabo la impresión 3D del modelo mediante procesos de manufactura aditiva. Este procedimiento convierte el modelo digital en un objeto físico, capa por capa, empleando materiales biocompatibles y livianos que son aptos para ser utilizados durante mucho tiempo por el usuario. La impresión en 3D tiene beneficios importantes en comparación con los métodos tradicionales, como la disminución del tiempo de fabricación, la exactitud dimensional y la capacidad de hacer cambios veloces si se requieren ajustes ergonómicos.

La fase posterior es la del ensamblaje electrónico y mecánico, en la que los componentes funcionales (como ejes, servomotores o actuadores) se combinan con las partes impresas. En esta etapa, se tienen en cuenta también elementos estructurales asociados con la resistencia mecánica y la repartición de cargas, para que la prótesis sea capaz de aguantar las fuerzas naturales producidas a lo largo de su utilización. Al mismo tiempo, se implementan los sistemas de control electrónico y las conexiones que son necesarias para que los sensores funcionen.

La integración de los sensores IoT, que tienen como objetivo la captura de variables cinemáticas y fisiológicas como la velocidad de movimiento, el ángulo o la fuerza aplicada, se realiza a continuación. Estos sensores transforman la prótesis en un sistema inteligente que puede relacionarse con el ambiente digital. El microcontrolador procesa su información en tiempo real, lo que posibilita la documentación de la reacción motora del usuario y el rendimiento del dispositivo.

Después se lleva a cabo la configuración de la red IoT y del microcontrolador, en la que se programan los protocolos para transferir datos a la nube y los parámetros de comunicación sin hilos. En esta etapa, se fijan las costumbres de lectura de los sensores, el almacenamiento transitorio de información y la transmisión de datos a plataformas digitales para que puedan ser analizados más adelante. Esta etapa asegura que el dispositivo esté permanentemente conectado e integrado a sistemas de monitoreo remoto.

Una vez que el sistema está configurado, se llevan a cabo las pruebas de funcionamiento. Este es el momento en el que se comprueba la operatividad mecánica, la respuesta electrónica y la exactitud de los sensores. Las pruebas posibilitan la detección de potenciales fallos en el diseño o la calibración, llevando a cabo las modificaciones pertinentes para mejorar el desempeño del

prototipo. Si se encuentran incongruencias, se vuelve a la fase de ensamblaje o configuración, lo que permite seguir un ciclo iterativo de mejora constante.

Una vez que se ha terminado la fase de validación, los datos se transfieren a la nube. Allí, los datos recopilados por los sensores son guardados de manera segura para ser procesados y analizados. Este componente de IoT permite a los expertos en fisioterapia monitorear la evolución del usuario a distancia y hace más fácil rastrear los resultados.

Por último, se realiza el análisis y la supervisión de la información, un proceso en el que se interpretan los datos recolectados utilizando herramientas digitales. Este análisis ofrece indicadores de la función, como la coordinación, la fuerza, la precisión del movimiento y el tiempo de respuesta; estos son útiles para modificar tanto las rutinas de rehabilitación del paciente como el diseño de la prótesis.

En resumen, el proceso expuesto muestra un enfoque sistemático y completo que une la ingeniería con la tecnología médica y el análisis fisiológico. Cada etapa del flujo de trabajo ayuda a lograr el propósito principal del proyecto: crear una prótesis funcional de IoT personalizada que mejore la rehabilitación y la movilidad del usuario utilizando un sistema inteligente, adaptable y conectado.

Este enfoque metodológico asegura que el producto final no solo cumpla con criterios de desempeño técnico, sino también con principios de ergonomía, confort y accesibilidad, consolidando un avance significativo en el ámbito de la ingeniería biomédica aplicada a la rehabilitación moderna.

CAPITULO II

MARCO TEÓRICO DE LA INVESTIGACIÓN

2.1. Fundamentación teórica

El desarrollo de prótesis funcionales ha evolucionado significativamente gracias a la incorporación de tecnologías digitales, materiales avanzados y metodologías de personalización anatómica. La fundamentación teórica de esta investigación se centra en comprender los conceptos básicos, principios de funcionamiento y clasificación de las prótesis, así como la importancia de la adaptación personalizada en la recuperación funcional y fisiátrica del usuario.

La comprensión de estos fundamentos permite establecer las bases conceptuales que guían el diseño, la fabricación y la integración del prototipo IoT de prótesis funcional personalizada mediante escaneo e impresión 3D, asegurando su coherencia con los requerimientos anatómicos, ergonómicos y tecnológicos del proyecto.

2.1.1. Concepto y clasificación de las prótesis

Una prótesis se define como un dispositivo externo diseñado para sustituir parcial o totalmente una parte del cuerpo humano perdida, restaurando su forma, función o ambas [14]. En términos biomecánicos, la prótesis actúa como una extensión artificial del sistema musculoesquelético, buscando reproducir de la forma más natural posible los movimientos y fuerzas generadas por el cuerpo.

De acuerdo con la Organización Mundial de la Salud (OMS), las prótesis se clasifican según diferentes criterios: tipo de miembro reemplazado, nivel de amputación, función y tipo de control [15].

Tabla 1: Clasificación general de las prótesis.

Criterio	Tipo	Descripción
Por función	Estéticas / Funcionales	Las estéticas solo reemplazan la forma; las funcionales reproducen el movimiento.
Por control	Pasivas / Mecánicas / Mioeléctricas / Biónicas	Según la fuente de energía o señal que genera el movimiento.
Por miembro	Superior / Inferior / Craneal / Facial	Según la parte del cuerpo sustituida.
Por nivel de amputación	Transradial, transhumeral, transtibial, transfemoral	Depende del punto anatómico de amputación.

Las prótesis funcionales, como las que se abordan en la **Tabla 1**, son diseñadas con el objetivo de recuperar la movilidad, la destreza y la independencia del usuario, integrando materiales ligeros, articulaciones pasivas y, en algunos casos, sensores inteligentes que facilitan el control del movimiento.

2.1.2. Principios de funcionamiento de una prótesis

El principio básico de funcionamiento de una prótesis se fundamenta en la transferencia de fuerzas y en la interacción mecánica y sensorial entre el cuerpo humano y el dispositivo [16]. Su objetivo es reproducir los movimientos naturales del miembro perdido, optimizando el aprovechamiento de la movilidad residual del usuario.

Las prótesis funcionales operan mediante mecanismos que pueden ser pasivos (por acción mecánica) o activos (mediante señales mioeléctricas, motores o sistemas electrónicos). En ambos casos, el sistema busca mantener una alineación adecuada, distribuir las cargas de manera ergonómica y proporcionar retroalimentación táctil o visual [17].

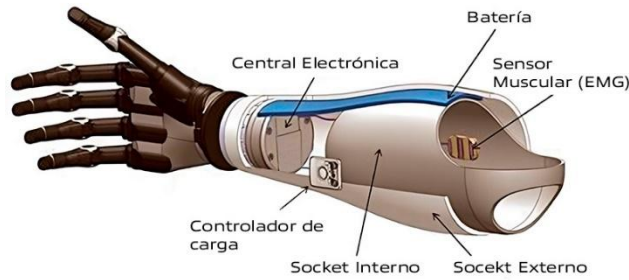


Ilustración 2: Funcionamiento básico de una prótesis.

Fuente: Imagen tomada de [68].

El funcionamiento eficiente de una prótesis depende de tres componentes esenciales:

El encaje o socket: es la parte de la prótesis que entra en contacto con el miembro residual y transmite las fuerzas.

El sistema mecánico o estructural: compuesto por articulaciones, cables, ejes o resortes que permiten el movimiento.

El sistema de control: encargado de interpretar las señales del usuario (fuerza, contracción muscular o impulso eléctrico).

En prótesis modernas, la integración de sensores IoT y sistemas de control embebido permite registrar y analizar los movimientos en tiempo real, proporcionando información fisiológica sobre la movilidad y facilitando los procesos de rehabilitación.

2.1.3. Diferencias entre prótesis pasivas, activas y biónicas

Las prótesis pueden clasificarse según su nivel de complejidad tecnológica y la fuente de energía utilizada para producir el movimiento. Las principales categorías son pasivas, activas y biónicas [18].

Prótesis pasivas: Son dispositivos sin partes móviles o sistemas de control. Cumplen una función estética o de soporte básico. No permiten movimientos autónomos, pero contribuyen a la simetría corporal.



Ilustración 3: Prótesis pasivas.

Fuente: Imagen tomada de [5].

Prótesis activas (mioeléctricas o mecánicas): Por medio de la fuerza residual del usuario o a través de sensores eléctricos que detectan impulsos musculares, incluyen mecanismos que posibilitan la flexión y extensión de las articulaciones.



Ilustración 4: Prótesis activas.

Fuente: Imagen tomada de [5].

Prótesis biónicas: Representan la etapa más avanzada. Integran sensores, actuadores y microprocesadores que imitan el comportamiento neuromuscular, permitiendo movimientos más naturales y adaptativos.



Ilustración 5: Prótesis biónicas.

Fuente: Imagen tomada de [5].

Tabla 2: Comparación de tipos de prótesis.

Tipo de prótesis	Fuente de energía	Ventajas principales	Limitaciones
Pasiva	Ninguna (manual o gravitacional)	Ligera, económica, estética.	Sin movilidad funcional.
Activa	Mecánica o eléctrica (EMG)	Permite control de movimientos básicos.	Requiere entrenamiento.
Biónica	Electromecánica con sensores inteligentes	Movimiento natural, adaptativo y preciso.	Costo elevado, mantenimiento complejo.

En la **Tabla 2** se presentan las diferencias fundamentales entre prótesis pasivas, activas y biónicas, comparando su fuente de energía, ventajas y limitaciones funcionales.

2.1.4. Importancia de la personalización anatómica en la adaptación protésica

La personalización anatómica es un proceso esencial en el diseño de prótesis modernas, ya que garantiza que el dispositivo se adapte perfectamente a la morfología, peso y movilidad del

usuario. Este ajuste exacto optimiza la comodidad, la funcionalidad y la aceptación a nivel psicológico del paciente [19].

Una prótesis hecha a la medida disminuye los puntos de presión, optimiza el traspaso de fuerza y previene lesiones cutáneas o desequilibrios en la postura. Asimismo, se consigue una integración más natural con el cuerpo y una exactitud mayor en los movimientos [20], al reproducir con más precisión la forma del miembro amputado.

El escaneo tridimensional (3D) permite conseguir modelos anatómicos precisos de la extremidad o del muñón, que son procesados por un software CAD/CAM para producir estructuras que se adaptan a la perfección al usuario.

Tabla 3: Etapas del proceso de personalización anatómica.

Etapas	Objetivo	Tecnología utilizada
Escaneo anatómico	Captura de la forma del muñón.	Escáner 3D o fotogrametría.
Modelado digital	Creación de modelo CAD personalizado.	Software de diseño 3D.
Simulación biomecánica	Verificación del ajuste y resistencia.	Análisis por elementos finitos (FEA).
Fabricación	Producción mediante manufactura aditiva.	Impresora 3D.

En la **Tabla 3** se describen de manera secuencial las etapas que integran el proceso de personalización anatómica, desde la obtención del escaneo tridimensional hasta el modelado y la fabricación del dispositivo mediante manufactura aditiva. Cada fase es indispensable para garantizar un ajuste preciso, cómodo y biomecánicamente coherente con la morfología del usuario.

2.2. Fundamentos de Biomecánica Aplicada

La biomecánica aplicada constituye una de las bases teóricas más relevantes en el diseño y desarrollo de prótesis funcionales. El propósito principal de este análisis es examinar y replicar los movimientos naturales del cuerpo humano a través del entendimiento de las leyes físicas y anatómicas que los rigen.

El saber sobre biomecánica, dentro del marco de una prótesis funcional personalizada, posibilita el diseño de dispositivos que se acomoden al comportamiento dinámico de las articulaciones, emulen con exactitud los movimientos naturales del usuario y favorezcan su rehabilitación fisiátrica. A través del estudio de la anatomía del dedo índice, los modelos biomecánicos y los parámetros de movilidad, se garantiza una integración eficiente entre el cuerpo y la tecnología.

2.2.1. Principios de la biomecánica humana

La biomecánica humana es la ciencia que estudia los movimientos y las fuerzas internas y externas que actúan sobre el cuerpo. Su aplicación en la ingeniería biomédica permite comprender la interacción entre estructuras biológicas y dispositivos artificiales [21].

El análisis biomecánico se fundamenta en principios de la mecánica clásica, tales como la cinemática (estudio del movimiento sin considerar las fuerzas), la cinética (análisis de las fuerzas que generan movimiento) y la estática (equilibrio de fuerzas) [22].

En el caso de una prótesis funcional, estos principios se aplican para:

Reproducir trayectorias articulares naturales.

Optimizar la distribución de cargas.

Asegurar la estabilidad durante el uso.

Prevenir el desgaste prematuro de los materiales o el tejido residual.

2.2.2. Anatomía funcional del dedo índice: articulaciones y rangos de movimiento

El dedo índice cumple una función fundamental en la prensión y manipulación de objetos, siendo uno de los principales ejes de coordinación motora de la mano. Su anatomía funcional está compuesta por tres articulaciones principales:

Articulación metacarpofalángica (MCF): permite movimientos de flexión, extensión y ligera abducción.

Articulación interfalángica proximal (IFP): realiza flexión y extensión en un solo plano.

Articulación interfalángica distal (IFD): interviene en movimientos de precisión y cierre de pinza.

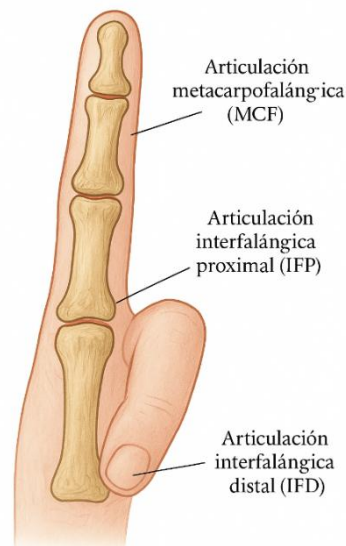


Ilustración 6: Articulaciones principales del dedo índice.

Fuente: Elaboración propia.

Estas articulaciones están controladas por músculos flexores y extensores ubicados en el antebrazo, que transmiten la fuerza a través de tendones. El rango de movimiento varía según la edad y la condición fisiológica del usuario, pero existen valores promedio estándar [23].

Tabla 4: Rangos articulares promedio del dedo índice.

Articulación	Movimiento principal	Rango promedio (°)
Metacarpofalángica (MCF)	Flexión / Extensión	0° – 90°
Interfalángica proximal (IFP)	Flexión / Extensión	0° – 110°
Interfalángica distal (IFD)	Flexión / Extensión	0° – 80°

En la **Tabla 4**, se presentan los rangos articulares promedio correspondientes a las articulaciones metacarpofalángica, interfalángica proximal e interfalángica distal del dedo índice. Estos datos biomecánicos constituyen valores de referencia esenciales para definir los límites de movilidad que debe reproducir un diseño protésico funcional, asegurando un comportamiento mecánico acorde a la anatomía humana.

2.2.3. Modelos biomecánicos aplicados al diseño de prótesis digitales

Los modelos biomecánicos son representaciones matemáticas o computacionales del sistema musculoesquelético, utilizados para simular el comportamiento de los tejidos, huesos y articulaciones bajo diferentes condiciones de carga [24].

En el diseño de prótesis digitales, estos modelos permiten:

Analizar la relación entre fuerza aplicada y desplazamiento.

Evaluar el punto de equilibrio del sistema mecánico.

Optimizar la geometría estructural mediante simulaciones CAD/CAE.

Predecir el desgaste o fatiga del material.

Existen diferentes tipos de modelos biomecánicos aplicables como se puede observar en la

Tabla 5:

Tabla 5: Tipos de modelos biomecánicos empleados en prótesis.

Tipo de modelo	Descripción	Uso en prótesis funcionales
Análítico	Basado en ecuaciones matemáticas y leyes físicas.	Cálculo de fuerzas y torque en las articulaciones.
Geométrico	Representa la forma y las proporciones del miembro.	Adaptación anatómica del diseño 3D.
Computacional (FEA)	Usa elementos finitos para simular cargas y deformaciones.	Verificación de resistencia y flexibilidad.
Cinemático	Describe trayectorias y ángulos de movimiento.	Programación del rango de movilidad del prototipo.

2.2.4. Evaluación fisiátrica del movimiento y parámetros de movilidad

El proceso de evaluación fisiátrica del movimiento es un procedimiento técnico y clínico que tiene como objetivo examinar las habilidades motoras de un individuo, estableciendo el grado de funcionalidad, fuerza y coordinación. Esta evaluación es crucial para adaptar el diseño a las condiciones físicas del usuario y calcular el impacto que tiene el dispositivo en la rehabilitación, en un contexto protésico.

Tabla 6: Parámetros fisiátricos relevantes en la evaluación protésica.

Parámetro	Unidad de medida	Importancia
Rango de movimiento (ROM)	Grados (°)	Determina la flexibilidad del miembro.

Fuerza de prensión	Newton (N)	Evalúa la potencia funcional de la prótesis.
Velocidad de ejecución	Segundos (s)	Indica eficiencia y respuesta motora.
Precisión de movimiento	% de error	Mide el control y coordinación.

En la **Tabla 6**, se enumeran los parámetros fisiátricos más relevantes utilizados para la evaluación funcional del miembro protésico, entre ellos el rango de movimiento, la fuerza de prensión, la velocidad de ejecución y la precisión del movimiento. Estos indicadores permiten cuantificar objetivamente el desempeño del usuario durante las actividades funcionales.

2.3. Fundamentos de la Fisiatría y la Rehabilitación Funcional

La fisiatría, también conocida como medicina física y rehabilitación, constituye un pilar esencial en el proceso de recuperación funcional de personas con pérdida parcial o total de una extremidad. Su objetivo principal es restaurar la fuerza, la coordinación y la movilidad a través de terapias tecnológicas, mecánicas y físicas que fomentan el control motor.

En el marco de las prótesis funcionales personalizadas, la fisiatría sirve como puente entre el diseño biomecánico del dispositivo y la rehabilitación del paciente, lo que posibilita la evaluación objetiva de los progresos en el proceso de rehabilitación y asegura una adaptación adecuada al miembro protésico.

2.3.1. Concepto y objetivos de la fisiatría

La fisiatría se define como la especialidad médica encargada de prevenir, diagnosticar, tratar y rehabilitar las discapacidades físicas, con el fin de optimizar el movimiento y la funcionalidad del cuerpo humano [25]. Se basa en la aplicación de técnicas terapéuticas como la

terapia física, electroterapia, hidroterapia, terapia ocupacional y entrenamiento funcional, que permiten la recuperación progresiva de la movilidad y la coordinación motora.

Entre sus objetivos más relevantes se encuentran:

Restaurar la función motora, permitiendo que el paciente recupere la capacidad de ejecutar movimientos coordinados.

Reeducar la conexión neuromuscular, adaptando el control cerebral y sensorial al nuevo dispositivo protésico.

Prevenir deformidades o rigidez articular durante el proceso de rehabilitación.

Promover la autonomía funcional, favoreciendo la independencia del individuo en las actividades cotidianas.

En este sentido, la fisiatría proporciona el marco clínico para integrar la prótesis dentro del sistema motor del paciente, garantizando un equilibrio entre el diseño biomecánico del dispositivo y las capacidades fisiológicas del cuerpo humano.

2.3.2. Rehabilitación motora en amputaciones parciales

La rehabilitación motora tras una amputación parcial tiene como objetivo restituir la movilidad, fuerza y coordinación necesarias para que el paciente pueda realizar actividades funcionales de manera efectiva. Este proceso es progresivo y se adapta a las características de cada individuo, considerando la zona amputada, el nivel de pérdida sensorial y el tipo de prótesis a utilizar [26].

En casos de amputación digital, como la del dedo índice, la rehabilitación busca recuperar la destreza manual, la prensión y la coordinación fina, esenciales para el desempeño de tareas cotidianas. Para ello, el tratamiento se centra en tres etapas fundamentales:

Evaluación inicial, en la que se establecen los rangos de movimiento, la fuerza muscular remanente y la sensibilidad del muñón. A través de ejercicios terapéuticos que estimulan los músculos y tendones a cargo del control del dispositivo, se fortalecen los músculos y se reeduca la motricidad.

Adaptación funcional que consiste en capacitar al paciente para que, con la prótesis, sea capaz de ejecutar movimientos exactos y reintegrarla a las actividades cotidianas.

La rehabilitación no se restringe a la formación física; también tiene un elemento de readaptación social y psicológica, ya que el empleo exitoso de una prótesis necesita perseverancia en la práctica y aceptación emocional. La integración entre fisioterapia, biomecánica y tecnología permite que el usuario logre un control más natural y eficiente del dispositivo.

2.3.3. Importancia del seguimiento fisiátrico en la recuperación funcional

El seguimiento fisiátrico es un elemento clave en todo proceso de rehabilitación, ya que garantiza la evaluación continua del progreso del paciente y permite realizar ajustes terapéuticos según las necesidades observadas [27].

Este seguimiento supone la evaluación periódica de ciertos parámetros, como son la fuerza de prensión, el rango articular, la resistencia muscular y la coordinación motora, que muestran cómo va progresando la funcionalidad del miembro afectado.

Si el fisiatra realiza un control sistemático, será posible identificar pronto cualquier limitación, compensación postural o alteración que pueda obstaculizar la correcta utilización de la

prótesis. Asimismo, fomenta la comunicación interdisciplinaria y el seguimiento terapéutico al promover una relación continua entre el paciente, el grupo médico y el ingeniero biomédico.

De esta manera, el seguimiento fisiátrico no solo cumple una función de control clínico, sino que también contribuye a la optimización del diseño protésico, pues los resultados obtenidos sirven de retroalimentación para mejorar la ergonomía, el peso y la respuesta mecánica del dispositivo.

2.3.4. Incorporación de tecnologías digitales en la fisioterapia moderna

La fisioterapia contemporánea ha evolucionado hacia un enfoque tecnológicamente asistido, en el cual el uso de herramientas digitales permite medir, analizar y optimizar los procesos de rehabilitación. La inteligencia artificial (IA), la realidad aumentada (RA) y el Internet de las Cosas (IoT) son algunas de las tecnologías más sobresalientes, pues permiten reunir y procesar datos fisiológicos en tiempo real [28].

El Internet de las cosas, específicamente, ha transformado el ámbito de la rehabilitación funcional al posibilitar que se incorporen sensores en las prótesis para controlar variables como el movimiento, la fuerza y la temperatura del miembro que queda. El fisiatra o el terapeuta pueden examinar estos datos, que se envían de forma inalámbrica a plataformas digitales.

De esta manera, el especialista tiene la posibilidad de modificar el programa de ejercicios y adecuar el dispositivo según la reacción fisiológica del paciente, lo que disminuye el tiempo de recuperación y mejora la exactitud del tratamiento.

Por otra parte, la realidad aumentada se emplea en tratamientos de coordinación y entrenamiento motor, proporcionando entornos visuales interactivos que fomentan la motivación

del paciente; por su parte, la inteligencia artificial posibilita el análisis de grandes cantidades de datos clínicos y el pronóstico de tendencias en las recuperaciones.

2.4. Fundamentos del modelado tridimensional y diseño asistido

El modelado tridimensional (3D) y el diseño asistido por computadora (CAD) constituyen pilares esenciales en el desarrollo de prótesis modernas. Estas herramientas permiten transformar estructuras anatómicas reales en modelos digitales, optimizando el diseño funcional, ergonómico y estético del dispositivo [29]. En la actualidad, su aplicación en ingeniería biomédica ha permitido que las prótesis sean más precisas, ligeras y personalizadas.

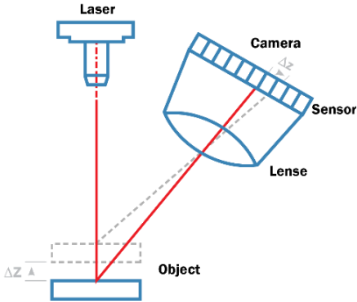
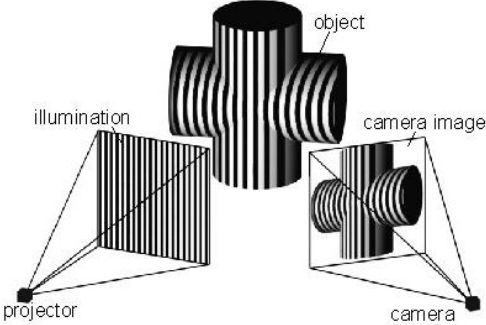
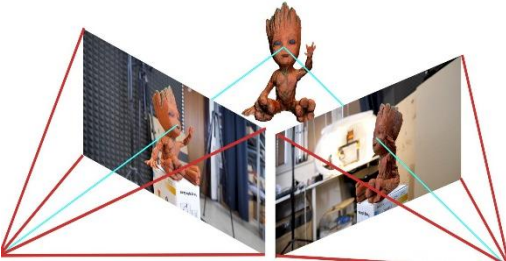
El uso de estas tecnologías reduce costos, tiempos de fabricación y errores de ajuste, además de posibilitar simulaciones biomecánicas previas que validan el comportamiento del prototipo antes de su construcción física.

2.4.1. Principios del escaneo 3D

El escaneo 3D es una técnica que permite capturar la geometría superficial de un objeto físico y convertirla en un modelo digital mediante una nube de puntos. En el contexto biomédico, este proceso se utiliza para obtener una representación anatómica precisa del miembro residual del paciente [30].

El procedimiento consiste en proyectar luz o láser sobre la superficie que se va a escanear; los sensores calculan la distancia entre el emisor y los puntos de dicha superficie, creando coordenadas que son procesadas posteriormente por un software especializado. Como resultado, se obtiene una reproducción digital del área anatómica, que está disponible para ser empleada en software CAD.

Tabla 7: Comparación de métodos de escaneo 3D.

Método	Principio de funcionamiento	Precisión	Costo	Aplicación en prótesis
<p data-bbox="326 344 586 371">Láser de triangulación</p>  <p data-bbox="310 722 630 779">Ilustración 7: Método de láser de triangulación.</p> <p data-bbox="310 806 630 833">Fuente: Imagen tomada de [30].</p>	<p data-bbox="760 428 906 590">Proyección de rayo láser y detección del reflejo</p>	Alta	Medio	<p data-bbox="1281 428 1406 590">Captura detallada de falanges y muñones</p>
<p data-bbox="358 869 553 896">Luz estructurada</p>  <p data-bbox="261 1255 667 1283">Ilustración 8: Método de luz estructurada.</p> <p data-bbox="310 1310 630 1337">Fuente: Imagen tomada de [30].</p>	<p data-bbox="743 947 922 1066">Patrón de luz proyectado sobre la superficie</p>	Muy alta	Medio-Alto	<p data-bbox="1281 947 1406 1108">Escaneo rápido de manos completas</p>
<p data-bbox="375 1373 537 1400">Fotogrametría</p>  <p data-bbox="289 1717 646 1745">Ilustración 9: Método fotogrametría.</p> <p data-bbox="310 1772 630 1799">Fuente: Imagen tomada de [30].</p>	<p data-bbox="760 1457 906 1577">Captura de múltiples fotografías 2D</p>	Media	Bajo	<p data-bbox="1281 1457 1406 1619">Modelado preliminar de formas generales</p>

En la **Tabla 7**, se comparan tres métodos de escaneo tridimensional, el método láser de triangulación, luz estructurada y fotogrametría, destacando su principio de funcionamiento, precisión, costo y aplicabilidad en el modelado de estructuras anatómicas. Esta información es fundamental para seleccionar la técnica de digitalización más adecuada para cada caso clínico o de diseño.

2.4.2. Diseño asistido por computadora (CAD) en biomecánica

El CAD (Computer-Aided Design) permite crear y modificar modelos tridimensionales digitales, simulando su comportamiento mecánico y estructural. En biomecánica, el CAD facilita el diseño de prótesis, articulaciones y adaptadores, teniendo en cuenta la funcionalidad del movimiento [31].

El CAD permite llevar a cabo simulaciones que examinen la resistencia del material, el punto de flexión o la distribución de cargas antes de realizar la impresión. Así, el diseñador tiene la posibilidad de hacer modificaciones para garantizar que la prótesis sea funcional y duradera.

SolidWorks, Autodesk Fusion 360, Rhino 3D y Blender son algunos de los programas más usados; su funcionalidad incluye la integración de escaneos en tres dimensiones y el análisis de esfuerzo a través del método de elementos finitos (FEA).

2.4.3. Parámetros anatómicos y ergonómicos en el modelado de prótesis

En el diseño de una prótesis, se deben considerar dos grupos de parámetros fundamentales detallados en la **Tabla 8**, como los anatómicos (relacionados con la forma y función del cuerpo humano) y los ergonómicos (relacionados con la comodidad y adaptación del dispositivo al usuario) [32].

Tabla 8: Parámetros anatómicos y ergonómicos relevantes en el modelado.

Tipo de parámetro	Ejemplo	Importancia
Anatómico	Longitud del muñón, ángulos articulares	Determina el ajuste exacto y natural del dispositivo
Anatómico	Amplitud de movimiento (flexión/extensión)	Evita limitaciones funcionales
Ergonómico	Distribución del peso y puntos de presión	Mejora la comodidad y usabilidad
Ergonómico	Alineación con ejes naturales del cuerpo	Evita lesiones o fatiga muscular

2.4.4. Ventajas del diseño personalizado frente a los modelos estándar

El diseño personalizado ofrece una solución más adaptada y funcional frente a los modelos genéricos. A partir de los datos del escaneo 3D, el software CAD permite desarrollar una prótesis que reproduce con exactitud las dimensiones anatómicas del paciente [33].

Entre las principales ventajas destacan:

Mayor precisión anatómica y confort.

Reducción de tiempos de fabricación.

Integración estética con la morfología del usuario.

Menor necesidad de correcciones posteriores.

El enfoque personalizado mejora la aceptación psicológica del dispositivo y promueve una recuperación más rápida y funcional.

2.5. Fundamentos de la Manufactura Aditiva en la Ingeniería Biomédica

La manufactura aditiva (MA), también conocida como impresión tridimensional (3D printing), ha revolucionado el campo de la ingeniería biomédica al permitir la creación de piezas

personalizadas mediante la deposición capa por capa de material. A diferencia de los métodos tradicionales sustractivos, que eliminan material para conseguir la forma deseada, la manufactura aditiva crea los objetos de manera directa a partir de un modelo digital, lo cual mejora el uso de recursos y aumenta la precisión [34].

En el campo de la medicina, esta tecnología se ha vuelto un instrumento fundamental para la creación de prótesis a medida, guías para la cirugía, modelos anatómicos y aparatos que ayuden en términos funcionales. La impresión 3D ha optimizado notablemente la calidad de vida de individuos con amputaciones parciales o completas [35], debido a que se puede ajustar el diseño a las particularidades anatómicas de cada paciente.

Asimismo, la manufactura aditiva ha posibilitado que las soluciones protésicas sean más accesibles al público, ya que abarata los costos de producción y permite llevar a cabo desarrollos locales en laboratorios comunitarios o centros universitarios sin requerir grandes instalaciones industriales.

2.5.1. Concepto de manufactura aditiva e impresión 3D

La manufactura aditiva se basa en el principio de crear objetos tridimensionales mediante la superposición de capas de material, guiadas por un archivo digital, comúnmente en formato .STL. Este archivo es generado a partir de un diseño CAD o de un escaneo 3D, que luego se procesa mediante software de corte (“slicer”) para definir las trayectorias de impresión [36].

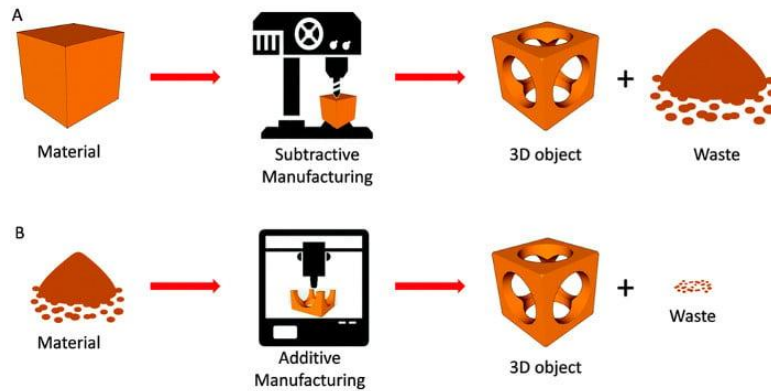


Ilustración 10: Manufactura aditiva e impresión 3D.

Fuente: Imagen tomada de [69].

Existen diversas tecnologías de impresión 3D, las cuales varían en su principio de funcionamiento, los materiales utilizados y la calidad del producto final. En el ámbito biomédico, las más empleadas son FDM (Modelado por Deposición Fundida), SLA (Estereolitografía) y SLS (Sinterizado Láser Selectivo), debido a su capacidad para reproducir geometrías complejas y adaptadas al cuerpo humano [37].

Tabla 9: Principales tecnologías de manufactura aditiva empleadas en prótesis biomédicas.

Tecnología	Materiales típicos	Ventajas principales	Limitaciones	Aplicaciones médicas comunes
FDM (Fused Deposition Modeling)	PLA, ABS, TPU	Bajo costo, fácil uso, materiales accesibles	Menor resolución superficial	Prótesis de extremidades, férulas, adaptadores personalizados
SLA (Stereolithography)	Resinas fotopoliméricas	Alta precisión y detalle estético	Mayor costo, fragilidad del material	Modelos anatómicos, piezas estéticas y de exhibición

SLS (Selective Laser Sintering)	Poliamidas, Nylon 12	Alta resistencia mecánica y durabilidad	Equipos costosos	Implantes, prótesis estructurales, guías quirúrgicas
---------------------------------	-------------------------	---	------------------	--

En la **Tabla 9**, se explican las tecnologías de manufactura aditiva más utilizadas en la producción de prótesis biomédicas; FDM, SLA y SLS, especificando los materiales típicos, sus ventajas técnicas, sus principales limitaciones y sus aplicaciones clínicas.

2.5.2. Aplicaciones médicas y biomédicas de la impresión 3D

La impresión 3D se ha consolidado como una tecnología transversal en la medicina moderna, con aplicaciones que abarcan desde la planificación quirúrgica hasta la creación de prótesis personalizadas y dispositivos implantables. En ingeniería biomédica, sus principales campos de aplicación son los siguientes:

Prótesis personalizadas: Permiten ajustar el diseño a la anatomía exacta del paciente, mejorando la funcionalidad y el confort.

Guías quirúrgicas: Modelos adaptados a la estructura ósea del paciente, que facilitan intervenciones más seguras y precisas.

Modelos anatómicos educativos: Reproducciones realistas de órganos o segmentos corporales utilizadas en docencia médica y simulación quirúrgica.

Implantes biomédicos: Componentes impresos en materiales que son compatibles con los seres vivos, para sustituir estructuras dentales o óseas.

Andamios tisulares (scaffolds): Estructuras porosas que funcionan como soporte para la regeneración de tejidos vivos.

Estas aplicaciones evidencian que la manufactura aditiva ha evolucionado desde ser una herramienta para crear prototipos hasta transformarse en una tecnología clínica de aplicación

2.6. Fundamentos del Internet de las Cosas (IoT) en Aplicaciones Biomédicas

El Internet de las Cosas (IoT, *Internet of Things*) constituye una de las tecnologías más influyentes en la transformación digital del sector biomédico. Permite la interconexión de objetos físicos con sistemas digitales a través de redes inalámbricas, posibilitando la recolección, transmisión y análisis de datos en tiempo real [38]. En el contexto de la ingeniería biomédica, el IoT se emplea para el monitoreo de variables fisiológicas, control de dispositivos médicos y análisis funcional de prótesis inteligentes.

En el caso de las prótesis funcionales personalizadas, el IoT facilita la captura de información sobre la movilidad del miembro protésico y la transmisión de esos datos hacia plataformas de análisis remoto, lo cual contribuye al estudio fisiátrico y a la rehabilitación digital [39].

2.6.1. Concepto, evolución y principios del Internet de las Cosas

El IoT se fundamenta en la interconexión digital de objetos físicos, permitiendo que dispositivos como sensores, actuadores y microcontroladores se comuniquen entre sí mediante protocolos estandarizados [40].

Sus principios técnicos se resumen en tres ejes:

Sensado: adquisición continua de datos del entorno o del cuerpo humano.

Conectividad: intercambio de información mediante redes inalámbricas.

Inteligencia: análisis automatizado de los datos para generar respuestas o recomendaciones.

En la biomedicina, estos principios se aplican para medir parámetros fisiológicos, detectar anomalías y optimizar la rehabilitación a través de sistemas conectados [41].

2.6.2. Arquitectura del IoT

La arquitectura del IoT se compone de capas funcionales que definen el flujo de datos desde la adquisición hasta la interpretación. Esta organización estructurada permite diseñar sistemas modulares, escalables y eficientes.



Ilustración 11: Arquitectura IoT.

Fuente: Imagen tomada de [70].

En el área biomédica, la arquitectura IoT se representa con cuatro capas principales, que se detallan a continuación:

Tabla 10: Capas arquitectura IoT.

Capa	Descripción	Elementos principales	Aplicación en prótesis IoT
Capa de percepción	Captura los datos del entorno físico mediante sensores o actuadores.	Sensores de flexión, acelerómetros, microcontroladores.	Registra el movimiento y posición del dedo protésico.

Capa de red	Transmite los datos hacia sistemas superiores a través de protocolos inalámbricos.	Wi-Fi, Bluetooth, Zigbee, MQTT, HTTP.	Envía las lecturas de movilidad hacia la nube o App móvil.
Capa de aplicación	Procesa y muestra los datos para el usuario o el sistema médico.	Dashboards, apps, software de análisis.	Visualiza la movilidad en tiempo real y almacena registros fisiátricos.
Capa de servicios y nube	Gestiona grandes volúmenes de datos y permite análisis inteligente.	Plataformas IoT, servidores en la nube, bases de datos.	Almacena la información del usuario y permite comparaciones fisiátricas.

En la **Tabla 10** se presentan las capas que constituyen la arquitectura del Internet de las Cosas (IoT), describiendo las funciones de las capas de percepción, red, aplicación y servicios en la nube. Esta organización permite comprender el flujo completo de adquisición, transmisión y análisis de datos dentro de sistemas protésicos inteligentes.

2.6.3. Tipos de comunicación en IoT

La comunicación entre dispositivos es el núcleo del IoT. En aplicaciones médicas, esta comunicación debe cumplir con criterios estrictos de bajo consumo energético, baja latencia y alta seguridad.

Existen distintos protocolos de comunicación que determinan cómo se intercambian los datos entre los nodos del sistema. Los más empleados en biomedicina se resumen en la siguiente

Tabla 11:

Tabla 11: Protocolos de Comunicación IoT.

Protocolo	Tipo de conexión	Ventajas	Aplicación biomédica
-----------	------------------	----------	----------------------

Wi-Fi



Inalámbrica de alta velocidad.

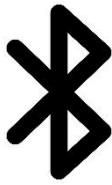
Amplia compatibilidad, gran ancho de banda.

Comunicación entre sensor y servidor local.

Ilustración 12: Wifi.

Fuente: Imagen tomada de [71].

Bluetooth Low Energy (BLE)



Inalámbrica de corto alcance.

Bajo consumo, ideal para dispositivos portátiles.

Transmisión entre prótesis y App móvil.

Ilustración 13:Bluetooth.

Fuente: Imagen tomada de [71].

MQTT



Ilustración 14:MQTT.

Fuente: Imagen tomada de [71].

Protocolo ligero tipo publish/subscribe.

Eficiencia y confiabilidad en el envío de datos.

Comunicación con la nube para monitoreo continuo.

LoRaWAN



Ilustración 15: LoRa.

Fuente: Imagen tomada de [71].

Inalámbrica de largo alcance y bajo consumo.

Ideal para áreas sin cobertura Wi-Fi.

Monitoreo remoto de pacientes rurales.

Los sistemas IoT establecen distintos tipos de comunicación según el flujo de información entre sus componentes [42]:

M2M (Machine-to-Machine): comunicación directa entre dispositivos, sin intervención humana.

H2M (Human-to-Machine): interacción del usuario con el sistema mediante interfaces gráficas.

D2C (Device-to-Cloud): transmisión directa de datos a la nube para su procesamiento.

Estos tipos de comunicación permiten que una prótesis IoT registre el movimiento del usuario, procese los datos localmente y los envíe a la nube, donde pueden ser visualizados por el médico o fisioterapeuta.

2.6.4. Seguridad, privacidad y gestión de datos en entornos IoT

La seguridad de los datos personales es esencial en los sistemas IoT biomédicos, debido a que se gestionan registros clínicos delicados. Se utilizan protocolos seguros, como HTTPS o SSL/TLS [43], así como métodos de cifrado (AES, RSA).

Asimismo, los proyectos que incluyan información de pacientes deben acatar regulaciones internacionales como la ISO/IEC 27001 y la HIPAA (Health Insurance Portability and Accountability Act), las cuales dictan pautas sobre la disponibilidad, integridad y confidencialidad de los datos médicos [44].

Desde el punto de vista ético, es indispensable obtener consentimiento informado del paciente antes de recopilar cualquier tipo de información biomédica, y garantizar que su uso esté limitado únicamente a fines terapéuticos o de investigación [45].

2.6.5. Aplicaciones del IoT en la ingeniería biomédica y la rehabilitación fisiátrica

El IoT ha revolucionado la ingeniería biomédica al permitir el seguimiento remoto, continuo y automatizado de los procesos fisiológicos. Esto resulta especialmente útil en la

rehabilitación física, donde el monitoreo de movimientos y señales corporales puede mejorar el diagnóstico y acelerar la recuperación [46].

Tabla 12: Ejemplos de aplicaciones del IoT en la salud y rehabilitación.

Aplicación	Objetivo	Ejemplo de uso
Monitoreo cardíaco	Medir ECG y frecuencia cardíaca en tiempo real.	Relojes inteligentes con sensores IoT.
Rehabilitación motora	Evaluar ángulos de flexión articular.	Prótesis con sensores de movimiento.
Control de prótesis	Procesar señales musculares (EMG).	Prótesis biónicas IoT con IA.
Telemedicina	Conexión paciente-médico a distancia.	Plataforma IoT con video seguimiento.

La **Tabla 12** muestra ejemplos de diferentes usos del IoT en el campo de la salud y la rehabilitación, entre los cuales se encuentran la telemedicina, el control asistido de prótesis, la evaluación del movimiento y el monitoreo de variables fisiológicas. Esto evidencia el potencial del IoT como herramienta de apoyo para el seguimiento clínico y terapéutico.

2.6.6. Beneficios del monitoreo en tiempo real en prótesis inteligentes

El uso del IoT en prótesis funcionales ha permitido desarrollar dispositivos más eficientes, adaptativos y personalizados. Entre los beneficios más relevantes se destacan:

Monitoreo en tiempo real: los sensores permiten analizar el movimiento y rendimiento del usuario.

Retroalimentación inmediata: la prótesis responde dinámicamente según la información recibida.

Personalización: los algoritmos ajustan parámetros según las necesidades del paciente.

Acceso remoto: los especialistas pueden visualizar los datos desde cualquier ubicación.

Interacción con IA: la integración de inteligencia artificial mejora el aprendizaje del dispositivo [47].

2.6.7. Integración de sensores IoT en prótesis funcionales

El sistema IoT protésico se transforma en una plataforma de medición inteligente que puede registrar variables cinemáticas y biomecánicas del movimiento con la incorporación de sensores.

Los sensores de presión, los flexómetros resistivos y los acelerómetros inerciales son los más comunes en las prótesis digitales. Cada uno de ellos aporta información fundamental para analizar el funcionamiento del miembro artificial desde el punto de vista fisiátrico.

Los sensores integrados remiten sus lecturas al microcontrolador, que las preprocesa para eliminar ruido y filtrar señales de baja calidad. Después, los datos se envían a través de protocolos inalámbricos a plataformas de almacenamiento remoto. Para entender cómo funciona el prototipo y cómo interactúa con el usuario en tiempo real, esta integración es fundamental [48].

Tabla 13: Tipos de sensores aplicados en prótesis IoT.

Tipo de sensor	Variable medida	Aplicación en prótesis	Ventajas
Flexión resistiva	Ángulo de movimiento	Dedo protésico	Alta sensibilidad y bajo costo
Acelerómetro IMU	Aceleración y orientación	Análisis de gestos	Permite estudiar coordinación
Sensor de presión	Fuerza aplicada	Agarres y apoyo	Evalúa intensidad de uso

En la **Tabla 13** se describen los tipos de sensores empleados en prótesis con integración IoT, tales como los sensores de flexión resistiva, los acelerómetros IMU y los sensores de presión.

Además, se detalla la variable medida por cada uno y su aporte en el registro de información relevante para el análisis funcional del dispositivo.

2.6.8. Flujo de comunicación en sistemas IoT aplicados a prótesis

El flujo de comunicación de un sistema IoT biomédico garantiza que los datos capturados en el dispositivo lleguen de forma segura, oportuna y estructurada a la nube para su análisis. Este flujo sigue un conjunto de pasos bien definidos:

- **Obtención:** Los sensores registran el movimiento del dedo de la prótesis.
Procesamiento a nivel local: El microcontrolador transforma las señales analógicas en datos de tipo digital.
- **Comunicación sin cables:** La transmisión de los datos se realiza a través de Wi-Fi o BLE en el módulo IoT.
- **Recepción desde la distancia:** El servidor o plataforma guarda esos datos en una base de datos.
- **Análisis clínico:** El sistema examina los patrones de movimiento, la exactitud y la potencia.
- **Visualización:** El fisiatra o el usuario analiza los resultados a través de una interfaz gráfica.

2.6.9. Modelos de procesamiento de datos en IoT para la rehabilitación

Los datos generados por una prótesis IoT requieren ser procesados adecuadamente para transformarse en métricas útiles para la fisioterapia. Existen tres modelos principales de procesamiento:

1. Procesamiento local (Edge Computing)

El microcontrolador realiza cálculos simples (filtrado, promedios, detección de picos).

Ventaja: baja latencia y mayor eficiencia energética.

2. Procesamiento híbrido (Fog Computing)

El procesamiento se distribuye entre dispositivos locales y puntos intermedios.

Ventaja: equilibrio entre velocidad y capacidad.

3. Procesamiento en la nube (Cloud Computing)

Los datos se envían directamente a servidores con gran capacidad de análisis.

Ventaja: permite realizar estudios fisiátricos avanzados y almacenar grandes volúmenes de información [49].

Tabla 14: Comparación de modelos de procesamiento en IoT protésico.

Modelo	Velocidad	Capacidad de análisis	Adecuado para
Edge	Alta	Baja	Movimientos rápidos
Fog	Media	Media	Monitoreo continuo
Cloud	Baja	Alta	Análisis fisiátricos detallados

En la **Tabla 14** se comparan los diferentes modelos de procesamiento de datos en sistemas IoT; Edge, Fog y Cloud, evaluando su velocidad de respuesta, capacidad de análisis, consumo energético y escenarios ideales de aplicación. Esta clasificación orienta la selección del enfoque más adecuado según los requerimientos del sistema protésico.

2.6.10. Aplicación del IoT en la evaluación fisiátrica del movimiento protésico

El IoT representa una herramienta fundamental para el análisis fisiátrico, ya que permite registrar el movimiento del usuario sin necesidad de observación presencial. A través de sensores

embebidos en el dispositivo, se pueden obtener métricas como amplitud de movimiento, velocidad articular, frecuencia de uso y fuerza aplicada durante actividades básicas.

La información recopilada posibilita al fisiatra:

identificar patrones deficientes en el movimiento

evaluar la adaptación funcional del usuario

medir avances durante la rehabilitación

personalizar las sesiones terapéuticas

mejorar el diseño protésico mediante retroalimentación objetiva.

El monitoreo continuo proporciona una comprensión dinámica del desempeño motor del paciente, permitiendo detectar compensaciones posturales, fatiga muscular o rangos reducidos de movilidad [50].

2.7. Fundamentos de Evaluación Funcional y Análisis de Desempeño

La evaluación funcional y el análisis del desempeño en prótesis constituyen etapas fundamentales dentro del proceso de desarrollo, validación y mejora de los dispositivos biomédicos. Estos procedimientos permiten determinar en qué medida la prótesis restaura la movilidad, fuerza, coordinación y precisión motora del usuario, en comparación con el movimiento natural [57].

El análisis funcional tiene en cuenta, además de las habilidades mecánicas del sistema, la interacción fisiológica y ergonómica que este tiene con el cuerpo humano. Por lo tanto, se emplean herramientas fisiátricas, biomecánicas y computacionales que hacen más sencilla la recolección de datos objetivos y su interpretación posterior para mejorar el diseño [58].

Para asegurar que la prótesis de extremidades superiores replique patrones cinemáticos naturales, promueva una rehabilitación gradual y proporcione una experiencia de uso segura y cómoda, este tipo de evaluación es fundamental.

2.7.1. Métodos de evaluación de la movilidad protésica

La movilidad protésica se evalúa mediante métodos cuantitativos y cualitativos, los cuales permiten medir tanto el rango de movimiento (ROM) como la funcionalidad global del dispositivo.

Entre los métodos cualitativos, se incluyen las observaciones clínicas y escalas funcionales, como la prueba de Box and Block, el Jebsen–Taylor Hand Function Test, y la Escala de Actividades de la Vida Diaria (AVD), que evalúan la destreza manual y la coordinación fina del usuario [59].

Los métodos cuantitativos, en cambio, utilizan herramientas tecnológicas de precisión, tales como:

Goniómetros digitales: miden ángulos articulares con exactitud milimétrica.

Sensores inerciales (IMU): registran aceleración y velocidad angular en tiempo real.

Plataformas de fuerza: determinan la magnitud y dirección de las cargas aplicadas.

Sistemas de captura de movimiento (MoCap): reconstruyen tridimensionalmente los movimientos del usuario para compararlos con patrones biomecánicos naturales.

La combinación de ambos enfoques; clínico y tecnológico, proporciona una visión integral del desempeño protésico, permitiendo detectar limitaciones y ajustar el diseño según las necesidades específicas del paciente [60].

2.7.2. Parámetros fisiátricos de desempeño: fuerza, precisión y coordinación

Los parámetros fisiátricos son indicadores que permiten cuantificar la eficacia biomecánica de la prótesis en tareas funcionales. Entre los más relevantes se destacan la fuerza, la precisión y la coordinación, los cuales determinan la capacidad del usuario para manipular objetos y realizar actividades cotidianas con autonomía [61].

Fuerza: calcula la energía producida por los músculos residuales o los actuadores de la prótesis. Se mide con sensores de tensión o dinamómetros.

Precisión: establece la habilidad para ejecutar movimientos regulados, que se evalúan mediante el error angular o la desviación del propósito.

Coordinación: examina la sincronización entre segmentos corporales y cómo se mantienen los movimientos.

Tabla 15: Parámetros fisiátricos empleados en la evaluación del desempeño protésico.

Parámetro	Unidad de medida	Instrumento o técnica	Rango o referencia funcional
Fuerza de prensión	Newtons (N)	Dinamómetro / Sensor de presión	40–100 N (según tipo de prótesis)
Precisión angular	Grados (°)	Sensor IMU / MoCap	Error < 5° respecto al patrón natural
Coordinación motora	Índice de sincronía (%)	Análisis de movimiento / EMG	> 85 % sincronización interarticular
Tiempo de reacción	Segundos (s)	Pruebas de respuesta motora	< 0.8 s en tareas simples

En la **Tabla 16** se presentan los parámetros fisiátricos empleados para evaluar el desempeño del sistema protésico, incluyendo la fuerza de prensión, la precisión angular, la coordinación motora y el tiempo de reacción. Estos indicadores permiten determinar la eficacia y calidad del movimiento generado por la prótesis.

2.7.3. Registro y análisis de datos de movimiento

El registro del movimiento es una etapa clave en la evaluación funcional, ya que proporciona información precisa sobre la cinemática (movimiento) y la cinética (fuerza) del usuario durante el uso de la prótesis.

Mediante sensores inerciales, giroscopios y acelerómetros se recopilan datos tridimensionales del desplazamiento, velocidad y aceleración de los segmentos corporales. Estos datos son posteriormente analizados a través de un software especializado, el cual permite reconstruir el movimiento y compararlo con modelos biomecánicos de referencia [62].

El análisis se enfoca en indicadores como:

Trayectoria y suavidad del movimiento.

Aceleraciones máximas y tiempos de respuesta.

Consumo energético estimado.

Simetría entre el miembro sano y el protésico.

La aplicación de técnicas de procesamiento digital y algoritmos de inteligencia artificial también ha permitido automatizar la detección de patrones anómalos, favoreciendo la mejora continua del diseño.

2.7.4. Retroalimentación y optimización del diseño basado en desempeño

La retroalimentación funcional constituye la fase final del proceso de evaluación, donde los resultados del análisis sirven para refinar el diseño de la prótesis. Los datos recolectados permiten ajustar variables como el peso, la rigidez, el punto de rotación o la sensibilidad de los sensores, con el fin de optimizar la interacción entre el dispositivo y el usuario.

En sistemas modernos, esta retroalimentación se logra mediante la conectividad IoT, que transmite los datos de movimiento a una plataforma digital, donde ingenieros y fisiatras pueden revisar en tiempo real el desempeño de la prótesis. En función de esos datos, se llevan a cabo cambios digitales en el modelo CAD, produciendo una nueva versión del aparato que se adecúa al usuario.

Por lo tanto, la combinación de la evaluación funcional con la manufactura digital posibilita que se creen prótesis inteligentes que tienen la capacidad de aprender del comportamiento del usuario y perfeccionar su respuesta de manera gradual. Esta perspectiva de optimización iterativa basada en el rendimiento es una de las corrientes más vanguardistas que existen hoy en día en la ingeniería biomédica [63].

2.8. Síntesis de los Fundamentos Teóricos

La síntesis de los fundamentos teóricos integra los principios científicos, tecnológicos y fisiátricos que sustentan el desarrollo del prototipo IoT de prótesis funcional personalizada. Este capítulo ha expuesto las bases conceptuales que orientan la investigación desde una visión interdisciplinaria, donde convergen la biomecánica, la fisioterapia y la ingeniería digital como ejes articuladores del diseño, evaluación y optimización del dispositivo.

El conocimiento teórico recopilado no solo proporciona la estructura conceptual del proyecto, sino que también orienta la aplicación práctica de las tecnologías 3D e IoT en la

rehabilitación moderna, fortaleciendo la relación entre la teoría científica y la innovación tecnológica.

2.8.1. Integración de la biomecánica, fisioterapia e ingeniería digital

La biomecánica constituye la base estructural y funcional del diseño de prótesis, ya que permite comprender las fuerzas, momentos y ejes de movimiento que intervienen en las articulaciones humanas. La aplicación de esto permite crear dispositivos que simulen los patrones naturales del cuerpo, replicando con exactitud la cinemática de los movimientos del dedo índice [64].

La fisioterapia, por su parte, proporciona el enfoque terapéutico y clínico indispensable para asegurar que la prótesis no solo sea funcional, sino que además favorezca la rehabilitación integral del paciente. La evaluación fisioterápica es útil para determinar los parámetros de fuerza, movilidad y coordinación, lo que la convierte en una guía para valorar la eficacia del dispositivo en la recuperación motora.

En última instancia, la ingeniería digital, por medio de la integración de sensores IoT, el modelado CAD y la manufactura aditiva, brinda las herramientas tecnológicas para convertir los principios fisiológicos y biomecánicos en un prototipo concreto. La combinación de disciplinas propicia la creación de dispositivos más ergonómicos, inteligentes y personalizados, que pueden ajustarse al usuario y ofrecer datos objetivos para su monitoreo clínico [65].

2.8.2. Convergencia de tecnologías 3D e IoT en la rehabilitación moderna

La combinación de tecnologías 3D (escaneo, modelado CAD e impresión aditiva) con plataformas IoT representa un hito dentro de la ingeniería biomédica contemporánea. El uso de escaneo 3D permite obtener modelos anatómicos exactos, mientras que la impresión aditiva ofrece la posibilidad de fabricar estructuras personalizadas y ligeras con alta precisión

dimensional. Este proceso garantiza la adaptación anatómica y ergonómica de la prótesis, mejorando la comodidad y la funcionalidad durante su uso.

Por su parte, la incorporación del Internet de las Cosas (IoT) amplía las capacidades del dispositivo al integrar sensores que capturan datos fisiológicos y de movimiento en tiempo real. Esta conectividad posibilita la evaluación continua del desempeño protésico, permitiendo generar retroalimentación instantánea y ajustar el diseño según las necesidades del usuario [66].

La convergencia de ambas tecnologías da origen a un enfoque de rehabilitación inteligente, en el que las prótesis no solo cumplen una función mecánica, sino que también recopilan y transmiten información útil para los especialistas en fisioterapia. Así, el paciente se convierte en parte activa del proceso de optimización, y la rehabilitación se transforma en un sistema dinámico basado en datos.

2.8.3. Aportes del marco teórico al desarrollo del prototipo IoT de prótesis funcional

El marco teórico desarrollado proporciona la base conceptual y metodológica que sustenta el diseño del prototipo IoT de prótesis funcional personalizada. Desde la biomecánica, se definen los ejes de rotación y rangos de movimiento necesarios para reproducir la movilidad del dedo índice amputado. Desde la fisioterapia, se establecen los parámetros de evaluación funcional que orientan la validación del dispositivo. Y desde la ingeniería digital, se aplican técnicas de modelado, manufactura e integración electrónica que posibilitan su construcción [67].

Entender los principios de ergonomía asegura que el dispositivo se adapte anatómicamente y sea cómodo; por otro lado, la evaluación funcional permite mejorar incesantemente el diseño a través de la retroalimentación de datos recogidos por los sensores IoT.

De esta manera, el marco teórico no solo proporciona apoyo al proyecto desde el punto de vista científico, sino que también funciona como una guía práctica que conecta la teoría con su aplicación en la experimentación.

CAPITULO III

DESARROLLO DE LA PROPUESTA

3.1. Componentes físicos

Los componentes físicos empleados en el desarrollo del prototipo corresponden a los elementos electrónicos y materiales principales necesarios para la captura, diseño, control y fabricación del sistema protésico.

3.1.1. Sensores y dispositivos electrónicos

ESP32-C3: Microcontrolador encargado del procesamiento de señales, lectura de sensores y comunicación inalámbrica.



Ilustración 16: ESP32 C3.

Fuente: Elaboración propia.

Sensor Flex: Se usa para identificar el movimiento de flexión o residual del usuario, lo que posibilita la creación de señales de control para la prótesis.



Ilustración 17: Sensor flex.

Fuente: Elaboración propia.

3.1.2 Equipos de captura y fabricación

- **Cámara de profundidad JDMAKEPRO Moose Lite:** Empleada para el escaneo 3D mediante tecnología Time of Flight (ToF).



Ilustración 18: escáner Moose lite.

Fuente: Elaboración propia.

- **Impresora 3D Creality K1 Max:** Empleada para la producción de los componentes físicos del modelo escaneado, así como de la pulsera de control y la prótesis.



Ilustración 19: Impresora K1 max.

Fuente: Elaboración propia.

- **Filamento PLA/PETG:** Material fundamental utilizado en las impresiones 3D.



Ilustración 20: Material de impresión.

Fuente: Elaboración propia.

3.2 Componentes lógicos (Software)

Tabla 16: Software utilizados en el desarrollo del proyecto.

Nombre del programa	Para que sirve	Como se utiliza en este proyecto
JMStudio	Software oficial para operar el escáner	Se empleó para digitalizar la mano y
JDMAKEPRO Moose Lite	y generar archivos	obtener el modelo 3D anatómico que sirvió

	tridimensionales del objeto escaneado.	como base para diseñar la prótesis personalizada.
Fusion 360	Programa CAD utilizado para modelado, simulación y diseño de componentes mecánicos.	Se utilizó para diseñar la prótesis y la pulsera electrónica, definiendo articulaciones, geometrías y ajustes ergonómicos.
Creality Print	Laminador encargado de generar archivos G-code para impresión 3D.	Se usó para convertir el modelo CAD de la prótesis en un archivo imprimible y definir parámetros como altura de capa, relleno y soportes.
Arduino IDE	Plataforma de programación para microcontroladores como el ESP32-C3.	Se empleó para desarrollar el código encargado de leer el sensor de flexión y transmitir datos al sistema IoT.
ThingSpeak	Plataforma IoT para la recepción, análisis y visualización de datos en la nube.	Permitió monitorear en tiempo real los ángulos de flexión registrados por la prótesis y evaluar el comportamiento funcional del sistema.
Tinkercad	Herramienta para simulación y prueba preliminar de circuitos electrónicos.	Se utilizó para validar el diseño básico del circuito con el sensor y el ESP32-C3 antes del montaje físico.

La **Tabla 17** presentada resume los principales programas empleados durante el desarrollo de la prótesis funcional y su sistema IoT, describiendo sus funciones y el rol específico que cumplen dentro del proyecto.:

3.3 Instalación de programas.

3.3.1 JMStudio

Se instaló desde el paquete proporcionado por el fabricante del escáner JDMAKEPRO Moose Lite. Una vez configurado, permitió realizar la adquisición de modelos tridimensionales con precisión milimétrica.

3.3.2 Fusion 360

Se instaló mediante la licencia educativa ofrecida por Autodesk, habilitando las herramientas necesarias para el diseño mecánico y paramétrico del sistema protésico.

3.3.3 Creality Print

Este software se obtuvo desde la página oficial de Creality. Se configuraron los parámetros de impresión, incluyendo tamaño de cama, tipo de material y altura de capa.

3.3.4 Arduino IDE

Se descargó desde la plataforma oficial del proyecto Arduino. Para habilitar el uso del ESP32-C3, se añadió el gestor de placas correspondiente y las librerías requeridas para la lectura de los sensores.

3.3.5 ThingSpeak

Se instaló la aplicación y se configuró la comunicación con el servidor destinado a visualizar en tiempo real los datos enviados por el microcontrolador.

3.3.6 Tinkercad

Dado que es una herramienta en línea, no requirió instalación. Se creó una cuenta para realizar simulaciones previas del circuito electrónico del prototipo.

3.4 Secuencia metodológica

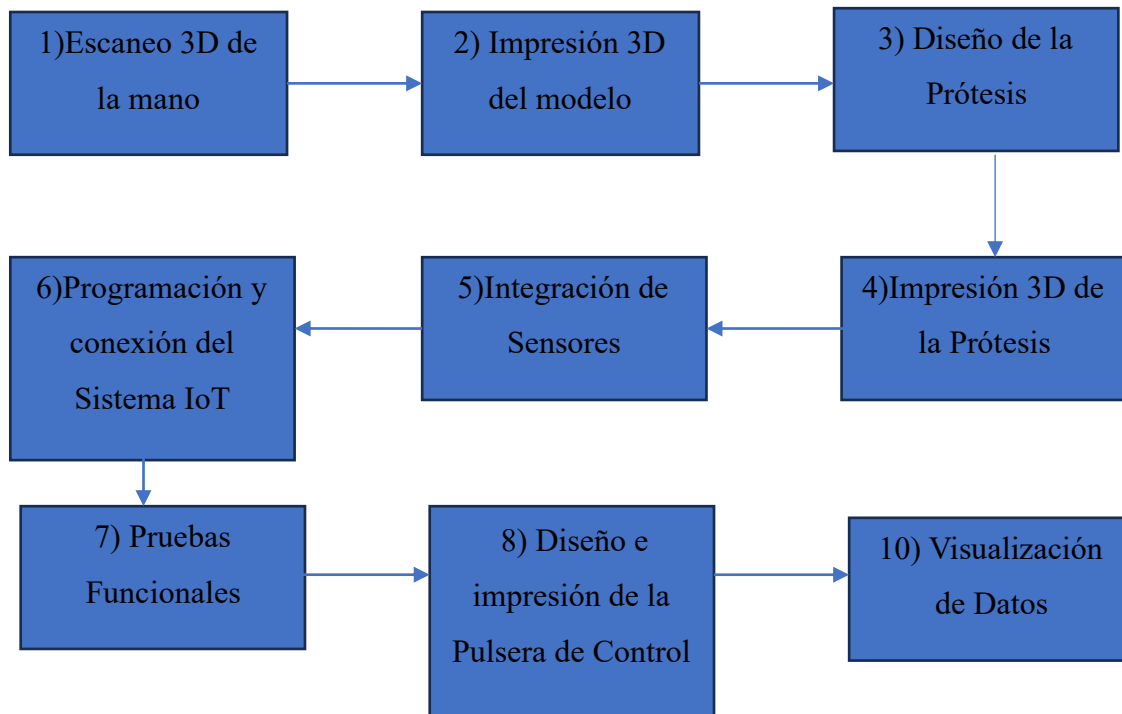


Ilustración 21: Diagrama de metodología del prototipo IoT de la prótesis funcional.

Fuente: Elaboración propia.

Paso 1: Escaneo 3D de la mano

Utilizando la cámara JDMAKEPRO Moose Lite, se digitalizó la mano del usuario para crear un modelo tridimensional exacto.



Ilustración 22: Escaneo de la mano.

Fuente: Elaboración propia.



Ilustración 23: Anatomía de la mano.

Fuente: Elaboración propia.

Paso 2: Impresión 3D del modelo escaneado

El modelo obtenido se imprimió para validar medidas anatómicas y puntos de acople.

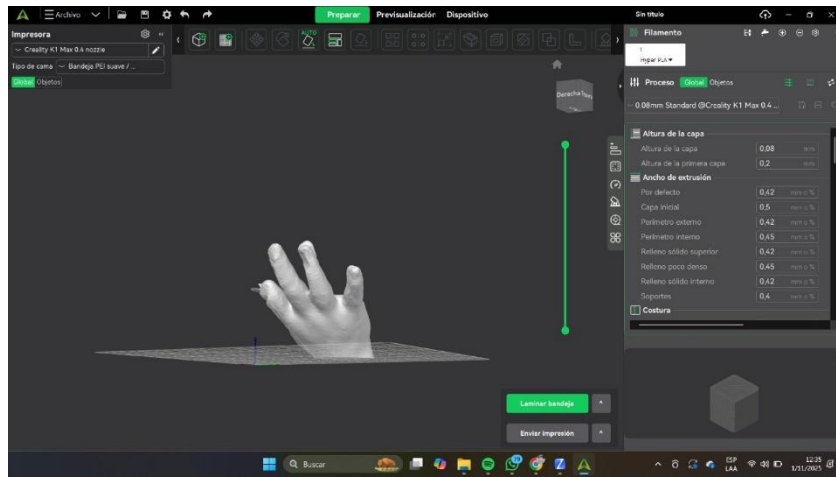


Ilustración 24: Laminado de la mano.

Fuente: Elaboración propia.

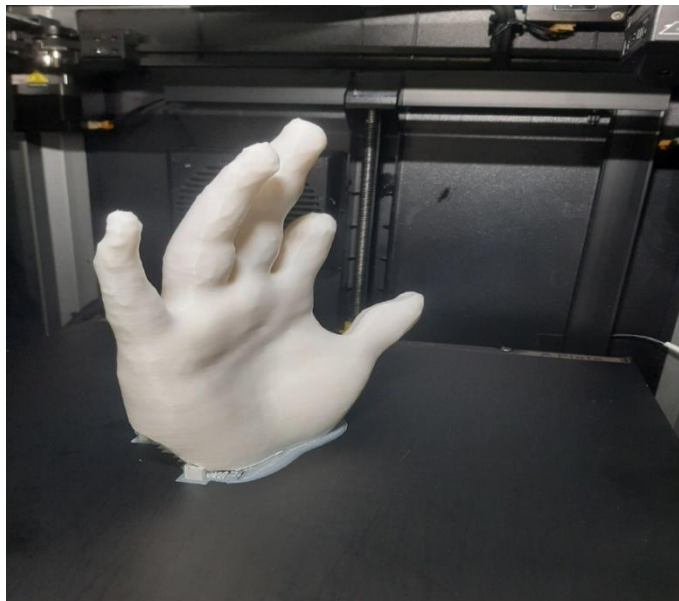


Ilustración 25: Impresión de la mano.

Fuente: Elaboración propia.

Paso 3: Diseño de la prótesis

Se diseñó un modelo personalizado mediante Fusion 360, teniendo en cuenta el movimiento y la ergonomía.

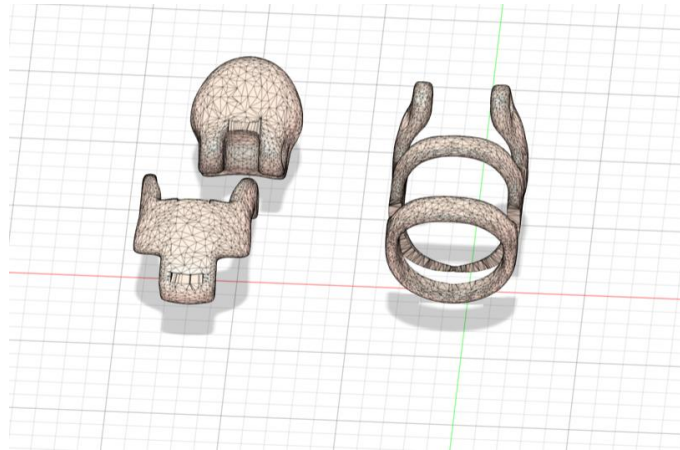


Ilustración 26: Piezas de la prótesis.

Fuente: Elaboración propia.

Paso 4: Impresión 3D de la prótesis

La prótesis fue creada a través de impresión 3D con PLA/PETG.

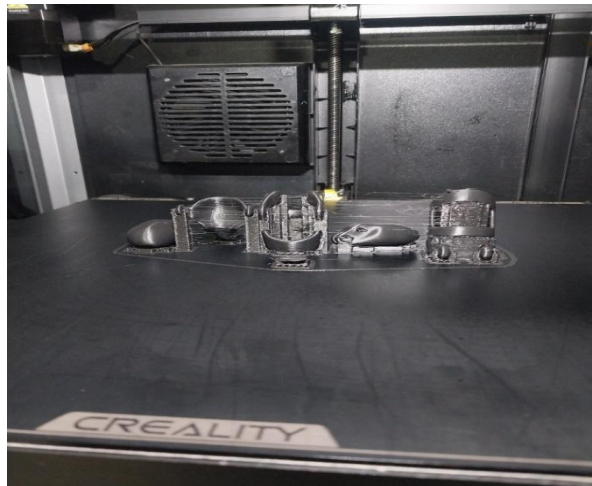


Ilustración 27: Impresión de la prótesis.

Fuente: Elaboración propia.

Paso 5: Integración de sensores

Se añadieron el sensor flex y en áreas estratégicas del aparato.



Ilustración 28: Montaje del sensor flex.

Fuente: Elaboración propia.

Paso 6: Programación y conexión del sistema IoT

Mis canales

Nuevo canal

Ilustración 29 creación de un nuevo canal.

Fuente: Elaboración propia.

La Ilustración 29 muestra la sección "Mis canales" de la plataforma ThingSpeak, en la que el usuario tiene la posibilidad de administrar y crear nuevos canales para almacenar datos IoT. El

botón "Nuevo canal" se muestra en esta pantalla y posibilita comenzar la configuración del canal que se usará para recibir y ver las mediciones que el sensor conectado al ESP32-C3 envía. Esta fase es el comienzo de la habilitación de un espacio privado y propio en el servicio, desde donde se gestionará toda la información producida por el sistema IoT.

Nuevo canal

Nombre: Datos_Protesis_Dedo

Descripción:

Campo 1: Field Label 1

Campo 2:

Campo 3:

Campo 4:

Campo 5:

Campo 6:

Campo 7:

Campo 8:

Ilustración 30 creación de un nuevo canal en el ThingSpeak.

Fuente: Elaboración propia.

La Ilustración 30 corresponde a la pantalla de creación de un nuevo canal, y es aquí donde se asignan el nombre, la descripción y las etiquetas de los campos que guardarán la información proveniente del dispositivo. En esta circunstancia, el canal se ha nombrado "Datos_Protesis_Dedo" y se habilitó el Campo 1, que servirá para anotar el ángulo de flexión que detecta el sensor. Los campos restantes pueden activarse si se requiere, lo que permite aumentar la cantidad de variables medidas. Esta configuración establece cómo ThingSpeak almacenará y categorizará los datos recibidos, así como la estructura interna del canal.

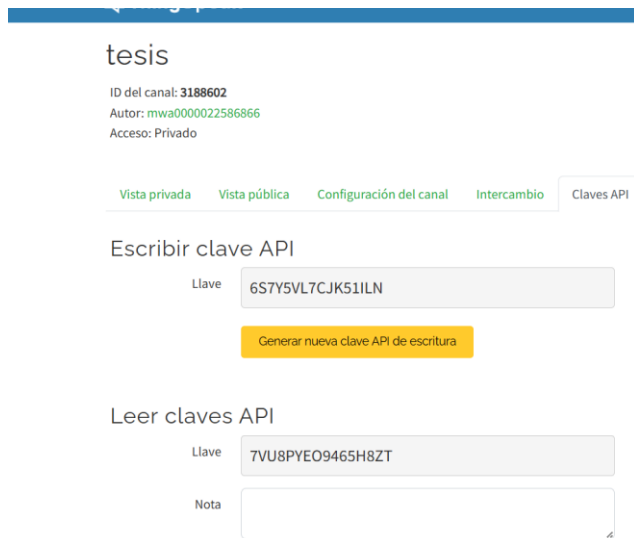


Ilustración 31.

Fuente: Elaboración propia.

La Ilustración 31 muestra la página de información del canal creado, en ella, se generan automáticamente el ID del canal y las claves API, los cuales son componentes esenciales para posibilitar una comunicación segura entre ThingSpeak y el microcontrolador ESP32-C3. La identificación del canal es un número exclusivo que marca el espacio privado en donde se guardarán los datos. Para que el aparato sepa con precisión a qué canal enviar la información, es necesario incluir esta ID en el código de programación de Arduino.

Además, se incluye la sección "Escribir clave API", que contiene la clave que permite al ESP32-C3 cargar información en el canal. Esta clave actúa como un permiso exclusivo que gestiona el acceso de escritura, asegurando que únicamente el dispositivo autorizado tenga la capacidad de registrar nuevos valores. El servidor impediría cualquier intento de actualización sin esta clave. Se presenta también la opción "Leer claves API", que se emplea para conseguir permisos de lectura cuando es necesario extraer información desde otra aplicación o sistema.

La clave API de escritura y la ID del canal, en su totalidad, son componentes fundamentales para conectar de manera adecuada el sistema IoT con ThingSpeak. Esto garantiza una comunicación privada, segura y eficaz entre la plataforma en la nube y el ESP32-C3.

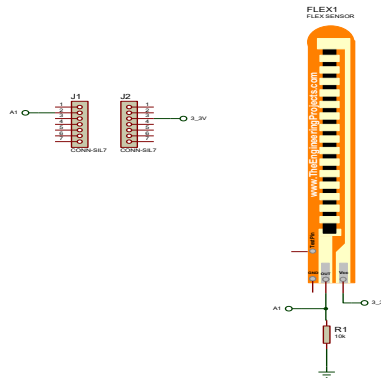


Ilustración 32: Diagrama de conexión del sensor flex.

Fuente: Elaboración propia.

En la Ilustración 32 se observa la conexión del sensor flex implementada mediante un divisor de tensión para su lectura por parte del microcontrolador ESP32-C3. El terminal Vcc del sensor se conecta a la línea de 3.3 V, mientras que el terminal GND se vincula a tierra. La salida del sensor (OUT) se dirige al pin analógico A1 del ESP32-C3, y desde este mismo nodo se conecta una resistencia de 20 kΩ hacia tierra, conformando el divisor de tensión. Esta configuración permite que la variación resistiva del sensor, producto de la flexión, se traduzca en un cambio proporcional de voltaje en A0, facilitando su adquisición y posterior procesamiento.

En Arduino IDE se desarrolló el código para la lectura de sensores y control general.

Paso 7: Pruebas Funcionales

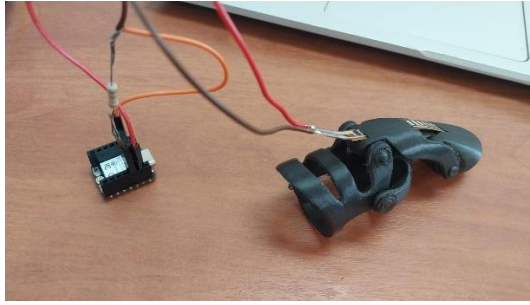


Ilustración 33 sistema implementado para realizar las pruebas de funcionamiento.

Fuente: Elaboración propia.

En la ilustración 33, se realizaron pruebas para evaluar la sensibilidad, precisión y respuesta del sistema electrónico.

Paso 8: Diseño e impresión de la pulsera de control

Se diseñó la pulsera encargada de alojar el ESP32-C3 y los componentes electrónicos.

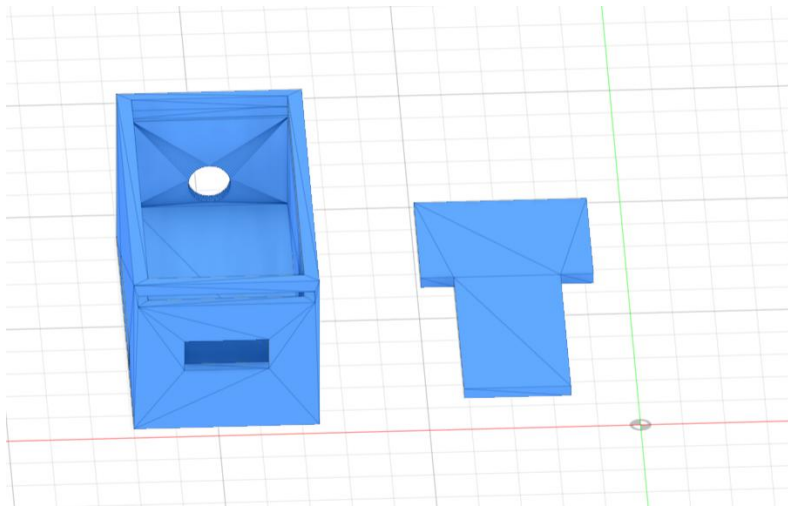


Ilustración 34: Diseño de la pulsera en 3D.

Fuente: Elaboración propia.

La ilustración 34 muestra el diseño de la pulsera, elaborado en Fusion 360, que consta de dos partes primordiales: la tapa y la caja. Para garantizar un cierre adecuado y estabilidad, se agregó a la caja una cavidad interna diseñada específicamente para encajar la tapa con precisión. Se diseñó la tapa de tal manera que los puntos de conexión del ESP32-C3 quedan al descubierto, posibilitando el acceso directo a sus pines sin que sea necesario desarmar toda la estructura. También se incorporó un orificio en el frontal de la carcasa para conectar un cable USB Tipo C, que es necesario para programar y alimentar el microcontrolador. Este diseño CAD posibilita una integración organizada de los elementos y una producción eficaz a través de la impresión en 3D.



Ilustración 35: Pulsera de monitoreo de la prótesis IoT.

Fuente:Elaboración propia.

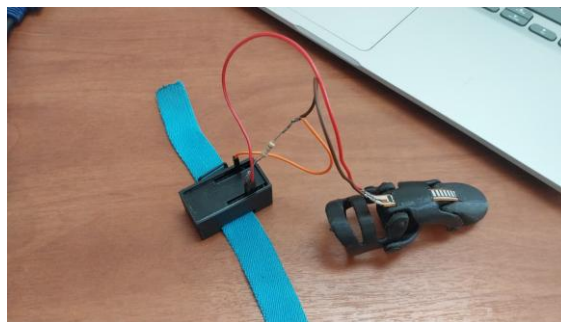


Ilustración 36 sistema de monitoreo IoT completo.

Fuente: Elaboración propia.

En la Ilustración 35 y 36 se observa la impresión 3D correspondiente a la carcasa de la pulsera, diseñada para alojar de manera segura y compacta el microcontrolador ESP32-C3 junto con su antena Wi-Fi integrada. Este encapsulado permite proteger los componentes electrónicos y, al mismo tiempo, garantiza la estabilidad de la señal inalámbrica. En la parte superior de la pulsera se encuentran las entradas de conexión destinadas a los sensores y módulos externos del sistema, mientras que en el lateral frontal se incorporó la entrada de alimentación, implementada mediante un puerto USB Tipo-C, a través del cual se energiza el ESP32-C3 y se realiza la programación del dispositivo. Esta disposición facilita la conexión, reduce el desgaste físico por manipulación y contribuye a la ergonomía del diseño final.

Paso 9: Visualización de Datos

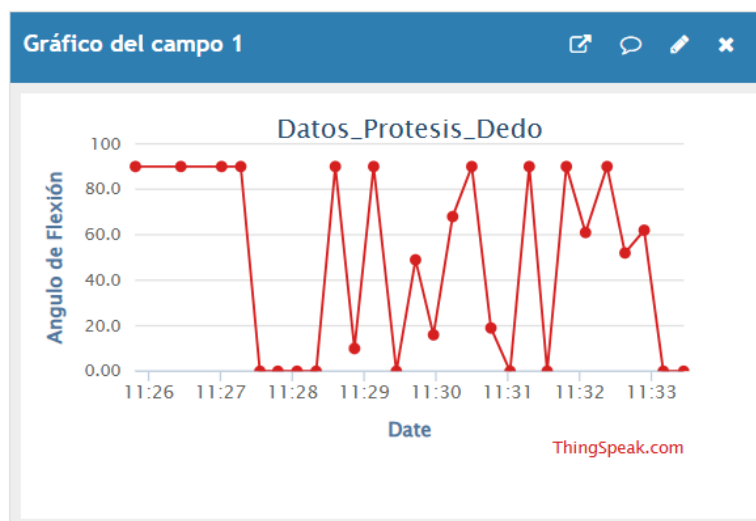


Ilustración 37: Datos recibidos por el ThingSpeak.

Fuente: Elaboración propia.

La Ilustración 37 muestra el gráfico generado en la plataforma ThingSpeak correspondiente al registro en tiempo real del ángulo de flexión del dedo protésico, denominado “Datos_Protesis_Dedo”. En él se observa la evolución del movimiento entre las 11:26 y las 11:33, donde inicialmente los valores se mantienen estables alrededor de 80–90°, seguidos por una caída

abrupta a 0° y posteriormente una serie de variaciones marcadas que oscilan constantemente entre 0° y 90°, evidenciando movimientos irregulares, posibles fluctuaciones del sensor o ausencia de filtrado en la señal. El eje vertical representa el ángulo de flexión en grados y el eje horizontal el tiempo, permitiendo visualizar claramente los cambios dinámicos del comportamiento mecánico de la prótesis

3.4.4 Pruebas de Ergonomía (Integrado como último punto)

Estas pruebas se realizaron para evaluar la adaptación, comodidad y usabilidad de la prótesis en la mano del usuario. Incluyeron:



Ilustración 38: Integración de la prótesis funcional en el usuario.

Fuente: Elaboración propia.

En la Ilustración 38 se observa la prótesis final desarrollada para el uso cotidiano del paciente, la cual no incorpora ningún componente electrónico, dado que corresponde a la versión definitiva destinada exclusivamente a la función mecánica. Durante su evaluación se verificó el

ajuste inicial, comprobando el correcto encaje, la estabilidad estructural y la ausencia de presiones excesivas sobre los tejidos. Asimismo, se analizó la movilidad general, incluyendo los rangos de flexión, extensión y desplazamientos laterales propios del dedo. Se prestó especial atención a la detección de posibles puntos de presión o incomodidades, con el fin de garantizar un uso confortable. Posteriormente, se realizaron pruebas de uso prolongado, entre 15 y 30 minutos, durante actividades básicas para observar el comportamiento de la prótesis en condiciones reales. Finalmente, los datos obtenidos permitieron efectuar ajustes en el diseño, introduciendo correcciones en el modelo CAD antes de su versión final optimizada.

CAPITULO IV

CÁLCULOS Y ANALISIS DE RESULTADOS

Las líneas esenciales del programa definen el pin donde se conecta el sensor de flexión, inicializan los valores mínimo y máximo que permitirán determinar el rango real de lectura del ADC y configuran el convertidor analógico–digital del ESP32-C3 para obtener mediciones precisas. Posteriormente, el código realiza la lectura continua del sensor y compara cada valor capturado con los límites registrados, actualizando dinámicamente el valor mínimo y máximo alcanzado durante la calibración. Finalmente, imprime en el monitor serial el valor actual del sensor junto con los extremos detectados, permitiendo identificar el comportamiento real del sensor de flexión y establecer el rango operativo que será utilizado en el procesamiento posterior.

```
const int FLEX_SENSOR_PIN = 1; // Pin A0 del XIAO ESP32C3 (GPIO 1)

// Variables para almacenar los valores extremos encontrados
int adcMinimo = 4095; // Inicializar con el valor más alto posible del ESP32 (12 bits)
int adcMaximo = 0;    // Inicializar con el valor más bajo posible

analogReadResolution(12);
// Usa ADC_11db para el rango completo de 0-3.3V, ideal para tu divisor de 22kΩ.
// Si los valores siguen siendo muy bajos, cambia a ADC_0db.
analogSetAttenuation(ADC_11db);
int valorActual = analogRead(FLEX_SENSOR_PIN);

// 2. Actualizar el valor MÍNIMO
if (valorActual < adcMinimo) {
    adcMinimo = valorActual;
}

// 3. Actualizar el valor MÁXIMO
if (valorActual > adcMaximo) {
    adcMaximo = valorActual;
}
```

El código desarrollado permite la lectura, procesamiento y transmisión del ángulo de flexión del sensor integrado en la prótesis mediante un sistema IoT basado en el módulo XIAO ESP32-C3. Para lograrlo, se establece la conexión Wi-Fi y se configuran las credenciales requeridas para transmitir datos al canal privado de ThingSpeak a través de la clave API de escritura y la ID. El programa emplea un filtro exponencial (EMA) para suavizar la señal y disminuir oscilaciones no deseadas, alcanzando así un valor más estable y representativo del comportamiento mecánico de la prótesis en el dedo. Además, lee el sensor analógicamente con una resolución de 12 bits.

Luego, el valor suavizado se asigna a un rango angular establecido entre 0° y 90°, de acuerdo con los parámetros de calibración que han sido previamente definidos, lo cual asegura que el dato resultante permanezca dentro de los límites reales del movimiento articular. En última instancia, el sistema manda a ThingSpeak el ángulo procesado cada quince segundos, lo cual satisface las limitaciones de la plataforma y posibilita la supervisión en tiempo real del movimiento del dispositivo y el análisis del rendimiento funcional de la prótesis en el ambiente IoT.

```
const char* WIFI_SSID = "GAL017"; // Tu SSID de Wi-Fi
const char* WIFI_PASS = "0503363855"; // Tu contraseña de Wi-Fi
unsigned long CHANNEL_ID = 3188602; // Reemplaza con tu ID de Canal
ThingSpeak
const char *WRITE_API_KEY = "6S7Y5VL7CJK51ILN"; // Reemplaza con tu Write API Key

WiFiClient client;

// -----
// 2. CONFIGURACIÓN DEL SENSOR Y CALIBRACIÓN
// -----
const int FLEX_SENSOR_PIN = 2; // Pin A0 del XIAO ESP32C3 (GPIO 1)

// Valores de Calibración encontrados por el usuario:
const int FLEX_MIN_ADC = 1000; // Corresponde a 90° o 0° (Dependerá de tu montaje)
const int FLEX_MAX_ADC = 1300; // Corresponde a 0° o 90° (Dependerá de tu montaje)
```

```

const int ANGLE_MIN = 0; // Ángulo Mínimo (sensor recto)
const int ANGLE_MAX = 90; // Ángulo Máximo (sensor doblado)

const float EMA_ALPHA = 0.10; // 10% de la lectura actual, 90% del historial
analogReadResolution(12); // Lectura de 12 bits (0 a 4095)
analogSetAttenuation(ADC_11db); // Rango completo de 0 a 3.3V
connectWiFi();

int raw_adc = analogRead(FLEX_SENSOR_PIN);
int angulo_bruto = map((int)smoothed_adc, FLEX_MIN_ADC, FLEX_MAX_ADC, ANGLE_MAX,
ANGLE_MIN);
int angulo_final = constrain(angulo_bruto, ANGLE_MIN, ANGLE_MAX);
int statusCode = ThingSpeak.writeField(CHANNEL_ID, 1, angulo_final,
WRITE_API_KEY);

```

Las Ilustraciones 39 a 47 muestran de manera conjunta el comportamiento dinámico del prototipo de prótesis funcional y el desempeño del sistema IoT durante las pruebas de movilidad. Las gráficas evidencian variaciones claras en el ángulo de flexión en un rango de 0 a 90 ;lo cual corresponde a movimientos reales de flexión, extensión y reposo ejecutados por el mecanismo protésico. Estos registros demuestran que el sensor integrado capta adecuadamente los cambios de posición y que el ESP32-C3 transmite los datos de forma correcta y continua hacia la plataforma ThingSpeak.

Las imágenes complementarias del prototipo ilustran el ensamblaje mecánico en distintas fases de prueba, que incluyen la colocación manual y el ajuste sobre la mano del usuario. Esto verifica que existe una integración apropiada entre sistema electrónico, diseño mecánico y monitoreo IoT. Todas las ilustraciones, en su totalidad, confirman la exactitud del sistema de telemetría al registrar la movilidad del dedo protésico y la funcionalidad estructural del aparato, lo que valida la eficacia del diseño sugerido en situaciones reales de empleo.

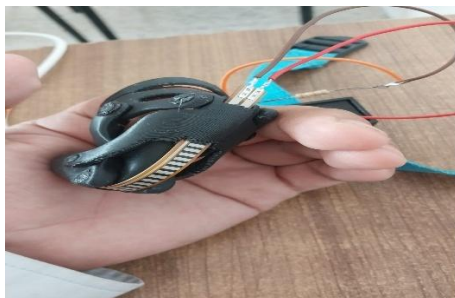


Ilustración 39.

Fuente: Elaboración propia.



Ilustración 40.

Fuente: Elaboración propia.

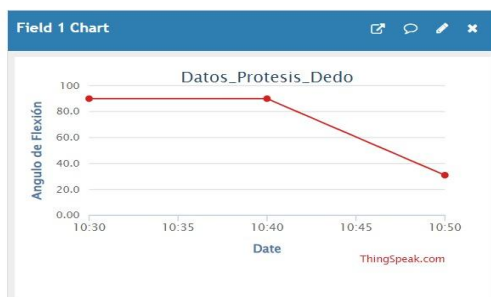


Ilustración 41.

Fuente: Elaboración propia.

La ilustración 39, 40 y 41 representa los resultados obtenidos en ThingSpeak durante la medición del ángulo de flexión del dedo protésico, evidenciando una lectura dinámica que inicia en valores altos cercanos a 90° correspondientes a una flexión pronunciada y desciende

progresivamente hasta aproximarse a 30°, reflejando el proceso de extensión realizado durante la prueba.



Ilustración 42.

Fuente: Elaboración propia.



Ilustración 43.

Fuente: Elaboración propia.



Ilustración 44.

Fuente: Elaboración propia.

Las gráficas presentadas reflejan cómo se comportó el ángulo de flexión del sistema IoT durante las pruebas del prototipo de la prótesis. La Ilustración 42 muestra una transición desde valores que rondan los 90° , relacionados con una flexión acentuada, hasta lecturas cercanas a 0° . Esto sugiere un movimiento de extensión progresivo durante el examen. Esta caída repentina verifica que el sensor capta de manera adecuada las variaciones en la ubicación del dedo protésico y las envía a la plataforma en la nube. Por otra parte, la Ilustración 43 presenta una línea casi constante alrededor de 90° , lo que indica que existe un estado de flexión sostenida sin cambios notables, corroborando que el sistema tiene la capacidad de registrar posturas estáticas y movimientos dinámicos.

CONCLUSIONES

El diseño y fabricación de la prótesis personalizada, complementada con la integración del sistema IoT, permitió evaluar de manera objetiva la movilidad del miembro protésico, demostrando que la solución desarrollada es funcional, accesible y adaptada a las características anatómicas del usuario. Los datos capturados mediante el sistema IoT validan que el prototipo reproduce adecuadamente movimientos de flexión y extensión, confirmando el cumplimiento del objetivo general.

La digitalización 3D posibilitó la creación de un modelo anatómico exacto, lo cual aseguró que la prótesis elaborada se adaptara de manera adecuada al miembro residual. El procedimiento logró su objetivo de crear una base geométrica robusta para el desarrollo mecánico y funcional, garantizando un diseño totalmente adaptado.

El modelo CAD creado integró de manera apropiada las articulaciones pasivas requeridas para posibilitar el movimiento natural del dedo índice. Las pruebas mostraron que la estructura final es ergonómica, estable y se adapta a la anatomía del usuario, mejorando su movilidad residual.

Gracias a la manufactura aditiva, se logró un prototipo funcional que replica las dimensiones, la forma y el rango de movimiento del dedo original. El dispositivo evidenció una resistencia suficiente y un funcionamiento mecánico coherente con lo anticipado, lo que corroboró que la impresión 3D fue un procedimiento apropiado para plasmar el diseño protésico.

Se alcanzó con éxito este objetivo, pues el ESP32-C3 envió datos correctos y constantes a la plataforma ThingSpeak, lo que posibilitó ver gráficamente en tiempo real cómo se flexionaba el

dedo protésico. Las fluctuaciones observadas en las gráficas se corresponden con los movimientos reales del prototipo, lo que evidencia que el sistema IoT es fiable y proporciona datos cuantitativos valiosos para la evaluación fisiátrica. Se logró el objetivo de manera exitosa, gracias a la adecuada configuración del canal, la ID y la clave API, que aseguraron la estabilidad del enlace.

Las pruebas realizadas permitieron confirmar que el prototipo ofrece un ajuste adecuado, comodidad durante su uso y un rango de movimiento coherente con las necesidades del usuario. La información recolectada mediante IoT respaldó la precisión y efectividad del diseño, demostrando que la prótesis cumple con los requisitos funcionales para tareas básicas y proporcionando evidencia objetiva de su desempeño.

RECOMENDACIONES

Para mejorar el rendimiento del sistema IoT que se implementó en el prototipo de la prótesis, se sugiere tener en cuenta la compra de una suscripción paga en la plataforma ThingSpeak. La incapacidad de registrar movimientos veloces o cambios minuciosos en el ángulo de flexión se ve limitada por la versión gratuita, que tiene un intervalo mínimo de 15 segundos. El uso de una versión premium permitiría reducir significativamente el tiempo de actualización, incrementando la resolución temporal de los datos y mejorando la precisión en el análisis del comportamiento dinámico del dedo protésico durante las pruebas. Esta mejora en la frecuencia de muestreo resulta especialmente relevante para estudios donde se requiere un seguimiento continuo, sensible y de alta fidelidad.

Se recomienda, además, que se añada un sistema de almacenamiento local al envío de información a la nube. Este debe estar integrado en el microcontrolador ESP32-C3 y puede usar su memoria interna o una tarjeta microSD. Con esta estrategia se podría mantener un respaldo de todas las mediciones para evitar que se pierda información que pueda comprometer la validez del análisis, si hay interrupciones en la transmisión o fallos de conectividad. Además, contar con un registro local permitiría que los datos almacenados se comparen con los enviados a la plataforma en línea. Esto fortalecería la fiabilidad del sistema IoT y garantizaría que los datos obtenidos durante el proceso de evaluación del prototipo fueran íntegros.

PRESUPUESTO

Tabla 17: Presupuesto de valores generados en el proyecto.

Ítem	Descripción	Costo (USD)
Sensor Flex	Sensor flexible para detección de movimiento	25
ESP32-C3 Mini	Microcontrolador para comunicación inalámbrica	25
Filamento PLA/PETG	Insumo para impresión 3D	30
Impresora 3D Creality K1 Max	Equipo de impresión 3D de alta velocidad	1100
Escáner Moose Lite	Escáner 3D para modelado preciso	600
Computadora	Laptop/PC para diseño CAD y programación	900

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- [1] J. Z. L. Z. Y. & X. W. Yuan, «The Latest Research Progress on Bionic Artificial Hands.,» *Micromachines*, 2024. [En línea]. Available: <https://www.mdpi.com/2072-666X/15/7/891>. [Último acceso: 29 Octubre 2025].
- [2] X. W. T. & L. H. Zhang, «Mechanical Design Optimization of Prosthetic Hand's Fingers,» *Sensors*, 2022. [En línea]. Available: <https://pmc.ncbi.nlm.nih.gov/articles/PMC8999927/>. [Último acceso: 29 Octubre 2025].
- [3] S. T. K. & H. Y. Taira, «Development of an IoT-Based Prosthetic Control System.,» *Journal of Robotics and Mechatronics*, 2017. [En línea]. Available: https://www.jstage.jst.go.jp/article/jrobomech/29/6/29_1049/_article/-char/en. [Último acceso: 28 Octubre 2025].
- [4] A. J. & C. E. Veale, «Designing Prosthetic Hands With Embodied Intelligence.,» *Frontiers in Neurorobotics*, 2022. [En línea]. Available: <https://www.frontiersin.org/articles/10.3389/fnbot.2022.815716/full>. [Último acceso: 29 Octubre 2025].
- [5] E. 3D, «Prótesis y órtesis personalizadas y a tu medida,» [En línea]. Available: <https://ecuaprotesis3d.com>. [Último acceso: 29 Octubre 2025].
- [6] A. Medical, «Dispositivos médicos personalizados con impresión 3D,» 2018. [En línea]. Available: <https://www.acmedicalprint.com>.
- [7] F. & M. D. Cárdenas, «Neurocontrolled robotic prosthetic prototype of human hand.,» *Universidad Politécnica Salesiana*, 2022. [En línea]. Available: <https://pure.ups.edu.ec/en/projects/neurocontrolled-robotic-prosthetic-prototype-of-human-hand-jax>. [Último acceso: 28 Octubre 2025].

- [8] U. I. S. (UISEK), «Prótesis mioeléctricas de extremidades superiores personalizadas con impresión 3D,» 2023. [En línea]. Available: <https://repositorio.uisek.edu.ec/handle/123456789/5395>.
- [9] M. & M. F. S. Veloz Pastrano, «Diseño de prótesis transtibial manufacturada con tecnología 3D,» *Revista Científica de la Escuela Superior Politécnica del Litoral (RECSAS)*, 2024. [En línea]. Available: <https://revistas.itecsur.edu.ec/index.php/recsas/article/view/128>. [Último acceso: 29 Octubre 2025].
- [10] I. P. Media, «Cleveland high school students deliver 3D-printed limbs to Ecuador,» 12 Agosto 2025. [En línea]. Available: <https://www.ideastream.org/education/2025-08-12/cleveland-high-school-students-deliver-3d-printed-limbs-to-ecuador>.
- [11] C. G. y R. H. J. Martínez, «Aplicación de la impresión 3D en el desarrollo de prótesis personalizadas de bajo costo,» *Revista Colombiana de Tecnologías Biomédicas*, vol. vol. 17, n° no. 3, p. pp. 45–52, 2022.
- [12] S. A. y K. S. R. Patil, «IoT-Based Prosthetic Hand with Real-Time Motion Monitoring,» *IEEE Sensors Journal*, vol. vol. 21, n° no. 14, p. pp. 15876–15885, 2021.
- [13] A. D. y M. P. L. Cappello, «Embodied Intelligence in Prosthetic Systems,» *Frontiers in Neurorobotics*, vol. vol. 16, 2022.
- [14] L. Morales, *Diseño y Adaptación de Prótesis Funcionales Modernas*, Madrid: Alfaomega, 2021.
- [15] O. M. d. I. Salud, *Directrices sobre Dispositivos de Asistencia y Prótesis*, Ginebra: OMS, 2022.
- [16] C. Herrera, *Principios Mecánicos del Funcionamiento Protésico*, *Revista de Ingeniería Biomédica*, 2022.
- [17] M. Torres, *Aplicaciones del CAD/CAM en Prótesis Funcionales*, 2023.

- [18] A. Delgado, *Prótesis: Clasificación, Control y Funcionalidad*, Quito: Editorial Universitaria, 2022.
- [19] L. R. a. E. Cabrera, «Psychological Impact of Personalized Prosthetic Design,» *J. Rehabil. Sci*, vol. vol. 12, n° no. 3, p. pp. 112–123, 2022.
- [20] J. P. a. L. Álvarez, «Digital Fabrication Methods for Prosthetic Adaptation,» *Int. J. Biomed.Tech*, vol. vol. 9, n° no. 2, p. pp. 187–199, 2023.
- [21] M. Castillo, *Fundamentos de Biomecánica Aplicada al Movimiento Humano*, Barcelona: Reverté, 2021.
- [22] A. Molina, «Aplicaciones de la mecánica clásica en sistemas biológicos,» *Rev. Ing. Bioméd*, vol. vol. 8, n° no. 2, pp. pp. 45–58, 2022, 2022.
- [23] C. M. a. J. Torres, «Functional Range of Finger Joints in Healthy Adults,» *Clin. Biomech*, vol. vol. 94, p. pp. 88–97, 2023.
- [24] D. H. a. G. Gómez, «Computational Models in Digital Prosthetic Design,» *IEEE Access*, vol. vol. 12, p. pp. 14233–14247, 2024.
- [25] E. Vargas, *Principios de Medicina Física y Rehabilitación*, Madrid: Panamericana, 2021.
- [26] S. Delgado, «Motor rehabilitation in partial amputations: Methods and strategies,» *Clin. Rehabil*, vol. vol. 39, n° no. 1, pp. pp. 14–27, 2023., 2023.
- [27] R. Bravo, «Functional Follow-up in Prosthetic Rehabilitation,» *IEEE Rev. Biomed. Eng*, vol. vol. 18, p. pp. 547–560, 2024.
- [28] C. Domínguez, «Digital Technologies in Physical Medicine,» *IEEE Access*, vol. vol. 13, pp. pp. 24118–24132,, 2025.
- [29] L. Ortega, «3D Scanning in Biomedical Engineering,» *J. Biomech. Eng*, vol. vol. 147, n° no. 5, p. pp. 255–268, 2023.

- [30] P. Fernández, *Escaneo 3D aplicado a prótesis digitales*, Madrid: Reverté, 2023.
- [31] A. Pérez, *Computer-Aided Design in Prosthetic Biomechanics*, Madrid: Springer, 2022.
- [32] M. Torres, «Ergonomic and Anatomical Design in Upper Limb Prostheses,» *Clin. Biomech*, vol. vol. 42, p. pp. 15–28, 2024.
- [33] D. Gómez, «Advantages of Personalized 3D Modeling in Prosthetic Engineering,» *IEEE Access*, vol. vol. 12, p. pp. 18325–18339, 2025.
- [34] L. Ortega, «3D Scanning in Biomedical Engineering,» *J. Biomech. Eng*, vol. no. 5, n° pp. 255–268, p. vol. 147, 2023.
- [35] D. Martínez, «Additive Manufacturing in Personalized Medicine,» *IEEE Trans. Biomed. Eng*, vol. vol. 70, n° no. 4, p. pp. 402–415, 2024.
- [36] F. Suárez, «Process and Materials in 3D Printing for Medical Use,» *Mater. Today Proc*, vol. vol. 60, p. pp. 100–111, 2024.
- [37] J. Pineda, «Biomedical Applications of 3D Printing,» *Rev. Ing. Biomed*, vol. vol. 18 , n° no. 2, p. pp. 77–90, 2023.
- [38] M. C. y. P. M. J. Gómez, «Internet of Things for Biomedical Applications: A Review,» *IEEE Access*, vol. Vol. 11, p. pp. 34120–34135, 2023.
- [39] S. T. y. L. Amaya, «IoT-Based Monitoring Systems in Prosthetic Devices,» *International Journal of Biomedical Engineering*, vol. Vol. 9, n° no. 2, p. pp. 101–112, 2024.
- [40] D. P. y. J. Vargas, *Fundamentos del Internet de las Cosas*, Bogotá: Alfaomega, 2022.
- [41] P. S. e. al, «Layered Architecture for IoT Systems in Healthcare,» *IEEE Internet Things*, vol. Vol. 8, n° no. 7, p. pp. 5541–5550, 2021.
- [42] A. Q. y. J. Molina, «Protocols and Data Transmission in IoT Health Systems,» *IEEE Commun*, vol. Vol. 61, n° no. 5, p. pp. 92–100, 2023.

- [43] C. V. y. E. Lazo, «Low-Power IoT Devices for Medical Applications,» *IEEE Trans. Ind. Inform.*, vol. Vol. 19, n° no. 3, p. pp. 1874–1882, 2023.
- [44] D. V. y. R. Zamora, «Data Security in IoT-Based Medical Systems,» *IEEE Trans. Med. Informatics*, vol. Vol. 70, p. pp. 146–158, 2023.
- [45] U. D. o. Health, HIPAA Security Rule, Washington, DC: Government Printing Office, 2022.
- [46] L. M. y. F. D. E. García, «Applications of IoT in Biomedical Engineering,» *Healthcare Technology Letters*, vol. Vol. 10, n° no. 1, p. pp. 48–58, 2024.
- [47] F. B. y. R. Gutiérrez, «Artificial Intelligence and IoT in Personalized Rehabilitation,» *IEEE Rev. Biomed. Eng.*, vol. Vol. 17, p. pp. 113–125, 2025.
- [48] A. Kumar, «Sensor Technologies for Wearable and Prosthetic Devices,» *Biomedical Engineering Journal*, 2021.
- [49] L. T. y. M. Paredes, «Aplicaciones de Sensores en Prótesis Inteligentes,» *Revista Latinoamericana de Ingeniería Biomédica*, 2022.
- [50] P. Álvarez, «Fisiatría Digital y Monitoreo IoT de la Movilidad Humana,» *Journal of Rehabilitation Technology*, 2023.
- [51] M. Ledesma, Ergonomía aplicada a la ingeniería biomédica, Barcelona: Elsevier, 2023.
- [52] C. Ramírez, Fundamentos de ergonomía y biomecánica aplicada, Madrid: McGraw-Hill, 2023.
- [53] L. Campos, «Ergonomic Parameters for Biomedical Devices,» *J. Biomed. Eng.*, vol. vol. 18, n° no. 3, p. pp. 145–159, 2023.
- [54] S. Molina, «3D Scanning for Prosthetic Fit Assessment,» *IEEE Access*, vol. vol. 12, p. pp. 11258–11271, 2024.

- [55] F. Álvarez, «Ergonomic Evaluation in Custom Prosthetic Design,» *Rehab. Technol*, vol. vol. 29, n° no. 4, p. pp. 330–345, 2024.
- [56] E. Méndez, «Psychological Effects of Personalized Prosthetics,» *Rehab. Psychol*, vol. vol. 60, n° no. 3, p. pp. 402–416, 2024.
- [57] F. Ávila, «Functional Testing in Prosthetic Systems,» *IEEE Trans. Neural Syst. Rehabil. Eng.*, vol. vol. 32, n° no. 3, p. pp. 220–232, 2025.
- [58] M. Paredes, *Evaluación biomecánica y fisiátrica en rehabilitación funcional*, Buenos Aires: McGraw-Hill, 2023.
- [59] J. Ortega, «Clinical Assessment Protocols for Upper-Limb Prosthetics,» *Clin. Rehabil*, vol. vol. 37, n° no. 1, p. pp. 45–59, 2024.
- [60] L. Herrera, *Biomechanical Methods in Functional Evaluation*, Madrid: Elsevier, 2023.
- [61] G. Molina, «Physiotherapeutic Performance Parameters in Prosthetic Devices,» *J. Rehabil. Eng.*, vol. vol. 15, n° no. 2, p. pp. 130–146, 2024.
- [62] S. Delgado, «Motion Data Acquisition for Rehabilitation System,» *IEEE Trans. Instrum. Meas.*, vol. vol. 74, n° no. 5, p. pp. 305–318, 2024.
- [63] J. Medina, «Iterative Design Improvement in IoT Prosthetic Systems,» *IEEE Access*, vol. vol. 14, p. pp. 52000–52014, 2025.
- [64] F. Ávila, *Biomechanical Foundations of Prosthetic Design*, New York: Springer, 2024.
- [65] R. Torres, «Digital Integration in Biomedical Engineering,» *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. vol. 71, n° no. 5, p. pp. 2201–2215, 2025.
- [66] R. Ponce, «IoT-Based Monitoring of Prosthetic Functionality,» *IEEE Rev. Biomed. Eng.*, vol. vol. 19, p. pp. 590–604, 2025.
- [67] H. Bravo, «Integration of IoT and 3D Technologies in Functional Prosthetics,» *IEEE Trans. Mechatronics*, vol. vol. 29, n° no. 2, p. pp. 401–418, 2025.

- [68] bionix3d, «bionix3d,» protesis bionicas, [En línea]. Available: <https://bionix3d.com/protesis-bionicas/>.
- [69] b. Io, fabricacion aditiva, [En línea]. Available: <https://bitfab.io/es/blog/fabricacion-aditiva/>.
- [70] I. projects, «Arquitrctura IoT,» [En línea]. Available: <https://iotprojects.io/arquitecturas-iot/>.
- [71] I. Protocols, «A Comprehensive Guide to Different Smart Home Protocols,» [En línea]. Available: https://microcontrollerslab-com.translate.google.com/iot-protocols-types/?_x_tr_sl=en&_x_tr_tl=es&_x_tr_hl=es&_x_tr_pto=tc.

ANEXOS



Ilustración 45



Ilustración 46

En la ilustración 45,46 se puede observar con la prótesis y sin la prótesis para revisar que la prótesis se adapte de forma correcta en la mano.

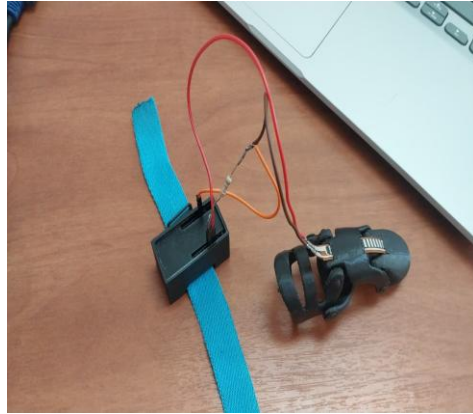


Ilustración 47



Ilustración 48

En la ilustración 47 y 48 se observa las pruebas de movilidad y conexión de la prótesis Iot.

Código de programación del envío de datos de la prótesis Iot.

```
#include <WiFi.h>
#include "ThingSpeak.h"

// -----
// 1. CONFIGURACIÓN DE CREDENCIALES (¡REEMPLAZA ESTO!)
// -----
const char* WIFI_SSID = "GALO17"; // Tu SSID de Wi-Fi
const char* WIFI_PASS = "0503363855"; // Tu contraseña de Wi-Fi

unsigned long CHANNEL_ID = 3188602; // Reemplaza con tu ID de Canal
ThingSpeak
const char *WRITE_API_KEY = "6S7Y5VL7CJK51ILN"; // Reemplaza con tu Write API Key

WiFiClient client;

// -----
// 2. CONFIGURACIÓN DEL SENSOR Y CALIBRACIÓN
// -----
const int FLEX_SENSOR_PIN = 2; // Pin A0 del XIAO ESP32C3 (GPIO 1)

// Valores de Calibración encontrados por el usuario:
const int FLEX_MIN_ADC = 1000; // Corresponde a 90° o 0° (Dependerá de tu montaje)
const int FLEX_MAX_ADC = 1300; // Corresponde a 0° o 90° (Dependerá de tu montaje)

// Mapeo Definido: Asumimos que el valor más bajo (877) es máxima flexión (90°)
const int ANGLE_MIN = 0; // Ángulo Mínimo (sensor recto)
const int ANGLE_MAX = 90; // Ángulo Máximo (sensor doblado)

// -----
// 3. VARIABLES DEL FILTRO EXPONENCIAL (EMA)
// -----
// Coeficiente de suavizado (Alpha).
// Un valor más bajo (ej. 0.05) = Más suavizado, menos sensible.
// Un valor más alto (ej. 0.5) = Menos suavizado, más rápido.
const float EMA_ALPHA = 0.10; // 10% de la lectura actual, 90% del historial
float smoothed_adc = 0; // Almacena el valor ADC suavizado

// -----
// 4. CONFIGURACIÓN DE TIEMPO (Envío a ThingSpeak)
// -----
unsigned long lastUpdateTime = 0;
const long updateInterval = 15000; // Enviar datos cada 15 segundos (límite de
ThingSpeak: 15 seg.)
```

```

// -----
// FUNCIÓN PARA CONECTAR AL WIFI
// -----
void connectWiFi() {
  Serial.print("Conectando a WiFi...");
  WiFi.begin(WIFI_SSID, WIFI_PASS);

  while (WiFi.status() != WL_CONNECTED) {
    delay(1000);
    Serial.print(".");
  }

  Serial.println("\nWiFi Conectado!");
  Serial.print("Dirección IP: ");
  Serial.println(WiFi.localIP());
}

// -----
// CONFIGURACIÓN INICIAL (SETUP)
// -----
void setup() {
  Serial.begin(115200);
  delay(100);

  // Configuración del ADC para mejor lectura en el ESP32C3
  analogReadResolution(12); // Lectura de 12 bits (0 a 4095)
  analogSetAttenuation(ADC_11db); // Rango completo de 0 a 3.3V

  // Leer una vez para inicializar el filtro con un valor real
  int initial_read = analogRead(FLEX_SENSOR_PIN);
  smoothed_adc = (float)initial_read;

  connectWiFi();
  ThingSpeak.begin(client); // Inicializa ThingSpeak
  Serial.println("Listo para enviar datos.");
}

// -----
// BUCLE PRINCIPAL (LOOP)
// -----
void loop() {
  // Siempre verifica la conexión WiFi
  if (WiFi.status() != WL_CONNECTED) {
    connectWiFi();
  }
}

```

```

}

// 1. Lectura y Filtrado
int raw_adc = analogRead(FLEX_SENSOR_PIN);

// Aplicar Filtro EMA (Promedio Móvil Exponencial)
// smoothed_adc = ( $\alpha$  * lectura_actual) + ((1 -  $\alpha$ ) * valor_anterior_suavizado)
smoothed_adc = (EMA_ALPHA * raw_adc) + ((1.0 - EMA_ALPHA) * smoothed_adc);

// 2. Mapeo y Restricción
// Mapear el ADC suavizado (877-895) al ángulo (90-0).
// La función map() solo trabaja con enteros, por eso usamos el entero más
cercano.
int angulo_bruto = map((int)smoothed_adc, FLEX_MIN_ADC, FLEX_MAX_ADC, ANGLE_MAX,
ANGLE_MIN);

// Restringir el ángulo para que nunca salga de 0° a 90°
// (útil si el sensor se mueve fuera de los límites de calibración)
int angulo_final = constrain(angulo_bruto, ANGLE_MIN, ANGLE_MAX);

// 3. Imprimir y Enviar
Serial.print("ADC Filtrado: ");
Serial.print(smoothed_adc);
Serial.print(" | Angulo (Constrained): ");
Serial.print(angulo_final);
Serial.println(" grados");

// Enviar a ThingSpeak solo si ha pasado el intervalo de tiempo
if (millis() - lastUpdateTime >= updateInterval) {

    // Envía el ángulo al Field 1 de tu canal de ThingSpeak
    int statusCode = ThingSpeak.writeField(CHANNEL_ID, 1, angulo_final,
WRITE_API_KEY);

    if (statusCode == 200) {
        Serial.println(">>> Envío a ThingSpeak exitoso (HTTP 200).");
    } else {
        Serial.print("!!! Error al enviar a ThingSpeak. Código de error: ");
        Serial.println(statusCode);
    }

    lastUpdateTime = millis();
}

delay(100); // Pequeña pausa para evitar sobrecargar el loop

```

```
}
```

Código de calibración de los ángulos máximos y mínimos del sensor flex y el convertidor analógico/digital.

```
// -----  
// CONFIGURACIÓN DE PINES Y VARIABLES  
// -----  
const int FLEX_SENSOR_PIN = 1; // Pin A0 del XIAO ESP32C3 (GPIO 1)  
  
// Variables para almacenar los valores extremos encontrados  
int adcMinimo = 4095; // Inicializar con el valor más alto posible del ESP32 (12 bits)  
int adcMaximo = 0; // Inicializar con el valor más bajo posible  
  
// -----  
// CONFIGURACIÓN INICIAL (SETUP)  
// -----  
void setup() {  
  Serial.begin(115200);  
  delay(100);  
  
  Serial.println("--- INICIANDO CALIBRACION DE RANGO DINAMICO ADC ---");  
  
  // LÍNEAS DE MEJORA DE LECTURA ADC  
  analogReadResolution(12);  
  // Usa ADC_11db para el rango completo de 0-3.3V, ideal para tu divisor de 22kΩ.  
  // Si los valores siguen siendo muy bajos, cambia a ADC_0db.  
  analogSetAttenuation(ADC_11db);  
  
  Serial.println("Mueva el sensor flex (recto y doblado) para registrar los extremos...");  
  Serial.println("-----  
---");  
}  
  
// -----  
// BUCLE PRINCIPAL (LOOP)  
// -----  
void loop() {  
  // 1. Lectura del valor ADC actual  
  int valorActual = analogRead(FLEX_SENSOR_PIN);  
  
  // 2. Actualizar el valor MÍNIMO
```

```
if (valorActual < adcMinimo) {
    adcMinimo = valorActual;
}

// 3. Actualizar el valor MÁXIMO
if (valorActual > adcMaximo) {
    adcMaximo = valorActual;
}

// 4. Mostrar los resultados en el Monitor Serial
Serial.print("ADC Actual: ");
Serial.print(valorActual);
Serial.print(" | MIN Registrado: ");
Serial.print(adcMinimo);
Serial.print(" | MAX Registrado: ");
Serial.println(adcMaximo);

delay(100); // Muestra la lectura 10 veces por segundo
}
```

Certificado de uso de imagen.



Factura: 001-001-000043477



20251808002C01308

FIEL COPIA DE DOCUMENTOS EXHIBIDOS EN ORIGINAL N° 20251808002C01308

RAZÓN: De conformidad al Art. 18 numeral 5 de la Ley Notarial, doy fe que la(s) fotocopia(s) que antecede(n) es (son) igual(es) al(los) documento(s) original(es) que corresponde(n) a AUTORIZACION DE USO DE NOMBRE., IMAGEN, FRASE, DECLARACIONES TESTIMONIALES Y RETRATO FOTOGRAFICO PARA EL TRABAJO DE TITULACION DE LA (U.P.S.E) y que me fue exhibido en 1 foja(s) útil(es). Una vez practicada(s) la certificación(es) se devuelve el(los) documento(s) en 1 foja(s), conservando una copia de ellas en el Libro de Certificaciones. La veracidad de su contenido y el uso adecuado del (los) documento(s) certificado(s) es de responsabilidad exclusiva de la(s) persona(s) que lo(s) utiliza(n).

PÍLLARO, a 27 DE JULIO DEL 2025, (12:47).

Y copiamos Jose...

NOTARIA(A) MONICA ADRIANA CORTES SANIPATIN
NOTARIA SEGUNDA DEL CANTÓN PÍLLARO

Dra. Monica Cortes
ABOGADA
NOTARIA SEGUNDA



AUTORIZACIÓN DE USO DE NOMBRE, IMAGEN, FRASE, DECLARACIONES, TESTIMONIALES Y RETRATO FOTOGRÁFICO PARA EL TRABAJO DE TITULACIÓN DE LA UNIVERSIDAD ESTATAL PENINSULA DE SANTA ELENA. (U.P.S.E.)

Yo, BRYAN MARCELO GALORA BAUTISTA , con cedula de ciudadanía Nro. 1804617189 mayor de edad , de estado civil casado ,de nacionalidad ecuatoriana ,en uso de mis plenas facultades AUTORIZO IRREVOCABLEMENTE , al señor estudiante universitario GALO EDUARDO GALORA BAUTISTA ,con cedula de ciudadanía Nro.0503363855 para que use mi nombre ,imagen ,frase, declaraciones testimoniales y retrato fotográfico ,fruto de la entrevista que concedí el día sábado 26 de julio del 2025 en la ciudad de Pillaro, provincia de Tungurahua. misma que servirá de efectos exclusivos de emitir, publicar, divulgar y promocionar en cualquier lugar del mundo el proyecto de tesis denominado "DISEÑO Y FABRICACION DE PROTESIS FUNCIONALES PERSONALIZADAS MEDIANTE ESCANEADO E IMPRESIÓN TRES D, COMO ALTERNATIVA TECNOLÓGICA A LAS PROTESIS CONVENSIONALES."

La utilización de mi nombre, frases, declaraciones, testimoniales y retrato fotográfico podrá realizarse mediante la divulgación a través de su reproducción, tanto en medios impresos como electrónicos, así como su comunicación, emisión y divulgación pública, a través de los medios existentes, incluidas aquellos de acceso remoto, conocidos como internet, para los fines del TRABAJO DE TITULACION.

Manifiesto que esta autorización la otorgo con carácter gratuito, por lo que entiendo que no recibiré ningún tipo de compensación adicional, bonificación o pago adicionales de ninguna naturaleza. Reconozco además que no existe ninguna expectativa sobre el tipo de campaña publicitaria que pueda realizar el señor estudiante ni su regularidad y, que renuncio a cualquier derecho patrimonial que se pueda generar por el uso de mi nombre, frases, testimoniales, declaraciones y retrato fotográfico.

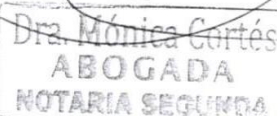
Atentamente,


BRYAN MARCELO GALORA BAUTISTA
C.C. 180461718

CERTIFICO QUE LA FOTOCOPIA QUE ANTECEDE ES FIEL Y EXACTA DEL ORIGINAL QUE ME FUERE PRESENTADO Y EXHIBIDO.....
Pillaro 27-07-2025







Certificado de funcionalidad de la prótesis



Lcda. Elizabeth Moposita
FISIOTERAPUETA
Registro Senescyt: 1010-2018-20009841

Píllaro, Calles: Av. Rumiñahui y Nelson Dueñas
0992756459
Email: ely_alex@outlook.com

CERTIFICADO

Píllaro, 03 de Diciembre del 2025

El que suscribe, **LCDA. ELIZABETH ALEXANDRA MOPOSITA LEDESMA** Fisioterapeuta autorizado para el ejercicio de la profesión con No. 0503999476

CERTIFICO

Al **Sr. Galo Eduardo Galora Bautista** con 23 años de edad; cédula de identidad No: **0503363855** , el mismo que dentro de su proyecto de tesis ha elaborado una prótesis funcional para el paciente **Sr. Bryan Marcelo Galora Bautista** con C.I.: **1804617189**, quien perdió la parte distal y medial de su dedo (índice). Después de haber sido sometido a algunas pruebas de encaje en su muñón, se evidenció su eficacia al suplir su función como es la flexo – extensión del dedo.

De la misma manera permitió al alumno en su proyecto de tesis alcanzar los objetivos propuestos que se centró en ayudar a las personas a recuperar la funcionalidad perdida debido a la amputación y mejorando la participación al paciente en su entorno social/laboral u otras actividades.

Se recomienda referir al paciente a terapia física para una pronta readaptación de su prótesis fabricada en base a su necesidad.



LCDA. ELIZABETH MOPOSITA

NOMBRE

FIRMA