



UNIVERSIDAD NACIONAL DE CHIMBORAZO
FACULTAD DE INGENIERÍA
CARRERA DE TELECOMUNICACIONES

**Implementación de un dispositivo IoMT de fisioterapia portátil para la
asistencia en la rehabilitación de pacientes con esguinces de tobillo de
primer y segundo grado en la Asociación de Personas con Discapacidad
Física de Chimborazo (ASODICH)**

**Trabajo de Titulación para optar al título de
INGENIERO EN TELECOMUNICACIONES**

Autor:

Jeancarlos Patricio Arizo Lara

Tutor:

Ing. Leonardo Fabian Rentería Bustamante Ph.D.

Riobamba, Ecuador. 2025.

DECLARATORIA DE AUTORÍA

Yo, **Jeancarlos Patricio Arizo Lara**, con cédula de ciudadanía **1600730491**, autor del trabajo de investigación titulado: **Implementación de un dispositivo IoMT de fisioterapia portátil para la asistencia en la rehabilitación de pacientes con esguinces de tobillo de primer y segundo grado en la asociación de personas con discapacidad física de Chimborazo(ASODICH)**, certifico que la producción, ideas, opiniones, criterios, contenidos y conclusiones son de mí exclusiva responsabilidad.

Asimismo, cedo a la Universidad Nacional de Chimborazo, en forma no exclusiva, los derechos para su uso, comunicación pública, distribución, divulgación y/o reproducción total o parcial, por medio físico o digital; en esta cesión se entiende que el cesionario no podrá obtener beneficios económicos. La posible reclamación de terceros respecto a los derechos de autor de la obra referida, será de mi entera responsabilidad; librando a la Universidad Nacional de Chimborazo de posibles obligaciones.

En Riobamba, 17 de junio de 2025


Jeancarlos Patricio Arizo Lara
C.I:1600730491



ACTA FAVORABLE - INFORME FINAL DEL TRABAJO DE INVESTIGACIÓN

En la Ciudad de Riobamba, a los 06 días del mes de MAYO de 2025, luego de haber revisado el Informe Final del Trabajo de Investigación presentado por el estudiante **JEANCARLOS PATRICIO ARIZO LARA** con CC: **1600730491**, de la carrera **INGENIERIA EN TELECOMUNICACIONES** y dando cumplimiento a los criterios metodológicos exigidos, se emite el **ACTA FAVORABLE DEL INFORME FINAL DEL TRABAJO DE INVESTIGACIÓN** titulado **“Implementación de un dispositivo IoT de fisioterapia portátil para la asistencia en la rehabilitación de pacientes con esguinces de tobillo de primer y segundo grado en la asociación de personas con discapacidad física de Chimborazo (ASODICH)”**, por lo tanto se autoriza la presentación del mismo para los trámites pertinentes.



Ing. Leonardo Rentería Ph.D.
TUTOR(A)

CERTIFICADO DE LOS MIEMBROS DEL TRIBUNAL

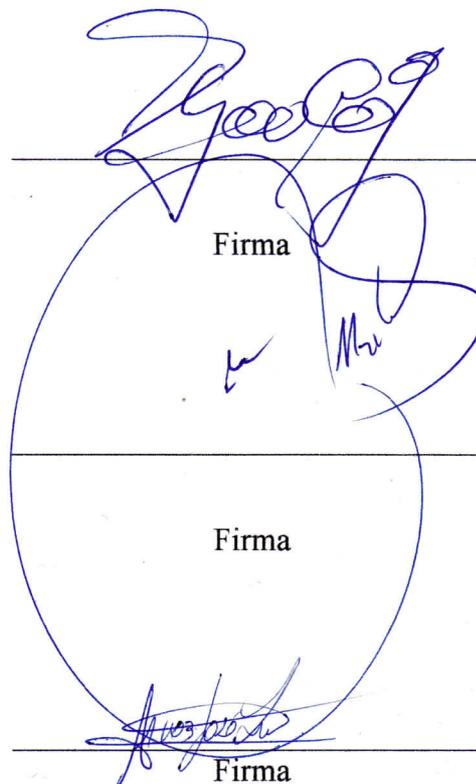
Quienes suscribimos, catedráticos designados Miembros del Tribunal de Grado para la evaluación del trabajo de investigación **"Implementación de un dispositivo IoMT de fisioterapia portátil para la asistencia en la rehabilitación de pacientes con esguinces de tobillo de primer y segundo grado en la asociación de personas con discapacidad física de Chimborazo (ASODICH)"**, presentado por **ARIZO LARA JEANCARLOS PATRICIO**, con cédula de identidad número **1600730491**, bajo la tutoría de **Ing. LEONARDO FABIAN RENTERÍA BUSTAMANTE Ph.D.**; certificamos que recomendamos la **APROBACIÓN** de este con fines de titulación. Previamente se ha evaluado el trabajo de investigación y escuchada la sustentación por parte de su autor; no teniendo más nada que observar.

De conformidad a la normativa aplicable firmamos, en Riobamba el 12 de junio de 2025.

Ing. Edgar Giovanni Cuzco Silva
PRESIDENTE DEL TRIBUNAL DE GRADO

PhD. Marlon Danilo Basantes Valverde
MIEMBRO DEL TRIBUNAL DE GRADO

Ing. José Luis Jínez Tapia
MIEMBRO DEL TRIBUNAL DE GRADO



Firma

Firma

Firma



CERTIFICACIÓN

Que, Arizo Lara Jeancarlos Patricio con CC: 1600730491, estudiante de la Carrera Ingeniería en Telecomunicaciones, Facultad de Ingeniería; ha trabajado bajo mi tutoría el trabajo de investigación titulado **"IMPLEMENTACIÓN DE UN DISPOSITIVO IOMT DE FISIOTERAPIA PORTÁTIL PARA LA ASISTENCIA EN LA REHABILITACIÓN DE PACIENTES CON ESGUINCES DE TOBILLO DE PRIMER Y SEGUNDO GRADO EN LA ASOCIACIÓN DE PERSONAS CON DISCAPACIDAD FÍSICA DE CHIMBORAZO (ASODICH)"**, cumple con el **8%**, de acuerdo al reporte del sistema Anti plagio **COMPILATIO**, porcentaje aceptado de acuerdo a la reglamentación institucional, por consiguiente autorizo continuar con el proceso.

Riobamba, 02 de junio de 2025



Firmado electrónicamente por:
**LEONARDO FABIAN
RENERIA BUSTAMANTE**
Validar únicamente con FirmaRC

Ing. Leonardo Fabian Rentería Bustamante Ph.D.
TUTOR(A) TRABAJO DE INVESTIGACIÓN

DEDICATORIA

A mi madre Jenny Lara, por ser mi ejemplo de fortaleza, por su amor incondicional, paciencia y por estar siempre a mi lado guiándome con su sabiduría y ternura. Gracias por creer en mí. A mi padre Miguel Arizo, por ser un pilar firme en mi vida, por su esfuerzo, consejos y apoyo constante que me han impulsado a seguir adelante y a no rendirme jamás. A mis hermanos José Arizo, Dheyani Arizo y Jessica Lara, por su cariño, compañía y respaldo incondicional durante cada etapa de este camino. Su presencia ha sido fundamental para alcanzar esta meta.

Y a mis amigos incondicionales, por estar siempre conmigo, brindar su apoyo sincero y compartir tantos momentos que hicieron más llevadero este proceso. Gracias por ser parte de este logro.

AGRADECIMIENTO

Agradezco profundamente a Dios por haberme dado la fuerza, la salud y la perseverancia necesarias para culminar esta importante etapa de mi vida. A mi familia, por ser mi principal fuente de motivación, por su amor incondicional, su paciencia y su constante apoyo, que han sido pilares fundamentales durante todo este proceso.

A quienes, con su amistad sincera y compañía leal, estuvieron presentes en los momentos difíciles y celebraron conmigo cada pequeño logro. Su presencia ha sido invaluable. A los docentes y profesionales que con dedicación compartieron sus conocimientos y me guiaron a lo largo de mi formación académica. Su orientación ha sido clave para el desarrollo de este trabajo.

ÍNDICE GENERAL

PORTADA

DERECHOS DE AUTORÍA

DICTAMEN FAVORABLE DEL TUTOR Y MIEMBROS DEL TRIBUNAL

CERTIFICADO DE LOS MIEMBROS DEL TRIBUNAL

CERTIFICADO ANTIPLAGIO

DEDICATORIA

AGRADECIMIENTO

ÍNDICE DE TABLAS

ÍNDICE DE FIGURAS

RESUMEN

ABSTRACT

CAPÍTULO I	14
1.1. Introducción	14
1.2. Planteamiento del problema	15
1.3. Justificación	16
1.4. Objetivos	17
1.4.1. Objetivo General	17
1.4.2. Objetivos Especificos	17
CAPÍTULO II	18
2.1. Estado del Arte	18
2.2. Fundamentación Teórica	19
2.2.1. Anatomía del tobillo	19
2.2.2. Biomecánica del tobillo	20
2.2.3. Músculos y Articulaciones	21
2.2.4. Tendones	21
2.2.4.1. Tendones extensores (flexión dorsal)	21
2.2.4.2. Tendones extensores (flexión plantar)	21
2.2.5. Esguinces de Tobillo	21
2.2.5.1. Esguince Grado I	21

2.2.5.2.	Esguince Grado II	22
2.2.6.	Conceptos electrónicos	22
2.2.6.1.	Microcontroladores	22
2.2.6.2.	Sensores	22
2.2.6.3.	Actuadores	22
2.2.6.4.	Motores eléctricos	22
2.2.6.5.	Baterías	23
2.2.7.	Internet de las Cosas Medicas (IoMT)	23
2.2.8.	Tecnologías de impresión 3D	23
 CAPÍTULO III		 24
3.1.	Metodología	24
3.1.1.	Tipo de Investigación	24
3.1.1.1.	Investigación cuantitativa	24
3.1.2.	Métodos de Investigación	24
3.1.2.1.	Método Experimental	24
3.1.3.	Diseño de la Investigación	24
3.1.3.1.	Fase I	25
3.1.3.2.	Fase II	32
3.1.3.3.	Fase III	40
3.1.3.4.	Fase IV	42
3.1.4.	Población y muestra	43
3.1.4.1.	Población	43
3.1.5.	Operacionalización de variables	44
3.1.6.	Hipótesis	44
 CAPÍTULO IV		 45
4.1.	Resultados y Discusiones	45
4.2.	Test de Normalidad por grupo	45
4.3.	Test de Varianzas	46
4.4.	Test T para Varianzas Diferentes	46
4.4.1.	Diagrama de cajas	47
4.5.	Discusión Final	48
 CAPÍTULO V		 50
5.1.	Conclusiones	50
5.2.	Recomendaciones	50
 BIBLIOGRAFÍA		 55

ÍNDICE DE TABLAS

3.1. Características Técnicas Arduino Pro Micro Leonardo	26
3.2. Características Modulo HC-05	27
3.3. Características Técnicas Motor Paso a Pasos 28BYJ-48	28
3.4. Especificaciones Técnicas Modulo ULN2003	29
3.5. Características Técnicas AIRTRIP Mini360	29
3.6. Características Baterías LiPo	30
3.7. Parámetros para la Impresión en PETG	31
3.8. Datos de Portabilidad	42
3.9. Variables dependientes e independientes	44
4.10. Prueba de normalidad	45
4.11. Test F	46
4.12. Test T para Varianzas Diferentes	47

ÍNDICE DE FIGURAS

2.1. Anatomía del tobillo	20
3.2. Diseño de la Investigación	25
3.3. Arduino Pro Micro Leonardo [1]	25
3.4. Modulo HC-05	26
3.5. Motor Paso a Pasos 28BYJ-48	27
3.6. Modulo ULN2003	28
3.7. Regulador de Voltaje AIRTRIP Mini360	29
3.8. Batería LIPO 2S 7,6V 550mAh TATTU	30
3.9. Filamento PETG	30
3.10. Impresora FDM	31
3.11. Soporte para el pie	33
3.12. Soporte de la Pierna	33
3.13. Prototipo Ensamblado	34
3.14. Impresión del Soporte del Pie	34
3.15. Impresión del Soporte de la Pierna	35
3.16. Prototipo impreso ensamblado	35
3.17. Diagrama de flujo acerca del Funcionamiento del código	37
3.18. Aplicación de control	38
3.19. Diagrama General	38
3.20. Evolución del paciente	39
3.21. Prototipo Final Ensamblado	39
3.22. Pacientes con esguinces de primer y segundo grado	40
3.23. Pacientes con esguinces de primer y segundo grado	41
3.24. Paciente con fractura de Maléolo Derecho y Peroné	42
3.25. Paciente con el dispositivo y la App	43
4.26. Comparación entre Horas de rehabilitación	48
5.27. ASODICH	56
5.28. Inicios de ensamble	56
5.29. Primeras Impresiones 3D de las piezas	57
5.30. Impresiones de Piezas pequeñas para el dispositivo	57

RESUMEN

Esta tesis presenta el desarrollo de un dispositivo IoMT (Internet of Medical Things) para la rehabilitación de esguinces de tobillo, con el propósito de mejorar los métodos tradicionales mediante una solución tecnológica. El sistema propuesto es portátil, ergonómico y adaptable a entornos como hospitales, clínicas y hogares, facilitando el acceso a la terapia y asegurando la continuidad del tratamiento.

El dispositivo incorpora una aplicación móvil que permite a pacientes y terapeutas controlar la terapia de forma precisa e intuitiva. Esta app ofrece personalización de parámetros, monitoreo del progreso y comunicación directa entre usuario y profesional. Para mayor seguridad, el sistema incluye un mecanismo de paro de emergencia.

Se utilizaron hardware abierto e impresión 3D, lo que permitió un diseño funcional, accesible y con posibilidades de futuras mejoras.

La implementación en ASODICH y los resultados del test t para varianzas no iguales mostraron una diferencia significativa en los tiempos de rehabilitación. Los pacientes que usaron el dispositivo presentaron una recuperación más rápida en comparación con aquellos que siguieron métodos tradicionales, lo que evidencia su mayor eficacia.

Palabras clave: aplicación móvil, dispositivo IoMT, portátil, rehabilitación, seguridad.

ABSTRACT

This thesis presents the development of an IoMT (Internet of Medical Things) device for the rehabilitation of ankle sprains, aiming to improve traditional methods through a technological solution. The proposed system is portable, ergonomic, and adaptable to various environments, including hospitals, clinics, and homes, thereby facilitating access to therapy and ensuring continuity of care.

The device features a mobile application that enables patients and therapists to control therapy with precision and ease. This app offers parameter customization, progress monitoring, and direct communication between users and professionals. For increased safety, the system includes an emergency stop mechanism.

Open-source hardware and 3D printing were utilized, resulting in a functional and accessible design with potential for future enhancements.

The implementation at ASODICH, along with the results of the t-test for unequal variances, revealed a significant difference in rehabilitation times. Patients who used the device experienced faster recovery compared to those who followed traditional methods, demonstrating its greater effectiveness.

Keywords: mobile application, IoMT device, portable, rehabilitation, safety.



Reviewed by
Mgs. Marcela González R.
ENGLISH PROFESSOR

CAPÍTULO I

1.1 Introducción

Las lesiones en el tobillo son de las más frecuentes en la población, según un análisis realizado por un centro de medicina deportiva que realizó un análisis de las lesiones del pie y del tobillo en 16.754 deportistas. En él se observa que el 25,2 % por lesiones en esa parte del cuerpo, siendo el tobillo la zona más frecuentemente afectada 38,5 %. La lesión más frecuente fue la del esguince que representó el 50,4 % de las lesiones del tobillo y el 6 % de las lesiones del pie [2]. La distensión o esguince, en su acepción más pura, es la distensión de los ligamentos superando los límites de lo normal produciendo cambios micro y macroscópicos que evidencian la elongación, desgarro o ruptura de los mismos. Los tendones más dañados son los adyacentes a la lesión [3].

Este tipo de lesiones se agrupan en 3 grados. El grado 1, el de la distensión o estiramiento del ligamento; el grado 2 resulta en el desgarro del ligamento ya que se afecta uno o varios grupos musculares; y finalmente el grado 3, que se considera el desgarro completo de uno o varios grupos musculares del ligamento lateral [4]. En Ecuador, casi el 50 % de las personas que experimentan un esguince son deportistas, sobre todo deportistas que han llegado a verdaderas cotas de rendimiento, debidos a movimientos bruscos y forzados que producen dicha lesión. Por otra parte, un factor que puede experimentar lesiones en el esguince del tobillo son las irregularidades en el lecho de las calles, lo que dificulta el caminar de las personas y los pone en riesgo de caída y torcedura [5].

El espacio de la tecnología ha tenido un crecimiento notable los últimos años, y el enfoque de estos desarrollos ha sido la mejora de la calidad de vida de los habitantes mediante la aplicación de diferentes disciplinas como son la biotecnología, la nanotecnología, la robótica, etc [6]. El Internet de las cosas médicas (IoMT) que interconecta los dispositivos médicos con la ayuda de sensores para la supervisión sanitaria sin necesidad de intervención humana, lo que permite de forma remota y personalizada, la recolección, el análisis y la transmisión de datos clínicos, lo que lleva a una reducción de costos e intervenciones hospitalarias innecesarias [7]. La tecnología de fabricación aditiva o también conocida como impresión 3D, renace con gran protagonismo dentro del contexto productivo y científico en el ámbito biomédico. Aplicándose con una notoriedad creciente, su presencia se deja ver en aspectos como la planificación quirúrgica, la producción de prótesis y la generación de modelos anatómicos para la educación y el entrenamiento para cirugías [8].

En esta línea de avances tecnológicos en el contexto médico y manufacturador podemos, de manera concreta, aplicar la tecnología IoMT y la fabricación aditiva en el diseño de un dispositivo portátil de fisioterapia que nos ayude en la ayuda de la rehabilitación de esguinces

de tobillo de primer y segundo grado.

Han sido diseñados diversos dispositivos como una "Máquina de rehabilitación de Tobillo: prototipo virtual y físico" presentada en el CIINDET (Congreso Internacional sobre Innovación y Desarrollo tecnológico) [9], un dispositivo denominado TobiBot que gestiona un dispositivo de rehabilitación de tobillo de cualquier orden interactiva [10]. Fruto de estos cambios tecnológicos, se han visto resultados significativos en la calidad de vida de las personas, gracias a tener acceso a herramientas y soluciones innovadoras que les permiten ser mejor atendidos y también mejor identificados al desarrollar sus actividades diarias [11], [12].

La conjunción de la tecnología de las telecomunicaciones y de la electrónica ha posibilitado el desarrollo de dispositivos biomédicos avanzados, que pueden ser utilizados en la rehabilitación de esguinces de tobillo, ya que incluyen sensores y microcontroladores los cuales monitorizan el movimiento y la fuerza del tobillo durante los ejercicios de rehabilitación [13], [14]. La meta primordial de esta propuesta fue la elaboración e integración de un dispositivo IoMT (Internet of Medical Things) portátil de fisioterapia para la rehabilitación de esguinces de tobillo grado I y grado II; priorizando la portabilidad del dispositivo, su autonomía y su facilidad de uso para el paciente, y permitiendo su uso en entornos clínicos y en casa. El dispositivo también se evaluó en cuanto a su efecto en la duración del tratamiento rehabilitador; y se sistematizó su aplicación en comparación a los resultados obtenidos con métodos de rehabilitación tradicionales, para determinar su eficacia respecto a los métodos tradicionales de rehabilitación. En este trabajo se ha puesto en práctica los conocimientos adquiridos en la carrera de Telecomunicaciones, especialmente en las áreas de sistemas electrónicos, de comunicación inalámbrica y de tecnologías biomédicas.

1.2 Planteamiento del problema

El tobillo es una articulación que soporta gran parte del peso del cuerpo y está expuesto a diferentes tipos de lesiones, como esguinces, distensiones y fracturas. La rehabilitación es una parte fundamental en la recuperación de los esguinces de tobillo y puede implicar una gran cantidad de sesiones de fisioterapia que pueden resultar costosas y poco prácticas para los pacientes [15], [16]. El tratamiento inadecuado o la ausencia de tratamiento de un esguince de tobillo puede resultar en complicaciones que incluyen la falta de estabilidad o la incapacidad en esta articulación, dolor crónico en la zona del tobillo y la aparición de artritis en la articulación [17].

Una adecuada recuperación es esencial para una completa rehabilitación después de un esguince de tobillo. Una mala recuperación puede ocurrir si el paciente no cumple con todas las sesiones de rehabilitación recomendadas o si no se da el debido reposo a la lesión. La falta de seguimiento del plan de rehabilitación puede llevar a una recuperación incompleta y a una posible recaída. Además, el no permitir el descanso adecuado a la lesión puede empeorar la

condición y prolongar la recuperación [18]. Por lo tanto, es importante que los pacientes con esguinces de tobillo sigan las recomendaciones de rehabilitación y descanso para asegurar una recuperación adecuada y completa.

En la Asociación de Personas con Discapacidad Física de Chimborazo (ASODICH) se atiende, en promedio, a 20 usuarios al mes que presentan distintos tipos de esguinces de tobillo, los cuales requieren procesos de rehabilitación específicos y adaptados a sus condiciones individuales. Factores como el grado de la lesión, el tiempo de evolución y las necesidades funcionales particulares hacen necesaria una atención personalizada. No obstante, en muchos casos no se realiza un seguimiento y control individual que permita ajustar adecuadamente las terapias a cada paciente.

1.3 Justificación

El presente proyecto de investigación tuvo como objetivo el diseño e implementación de un dispositivo portátil de fisioterapia basado en tecnología IoMT (Internet de las Cosas Médicas), orientado a la rehabilitación de esguinces de tobillo de primer y segundo grado en pacientes atendidos en la Asociación de Personas con Discapacidad Física de Chimborazo (ASODICH). Esta iniciativa surge ante la evidente necesidad de mejorar el control y la personalización de los procesos de rehabilitación, dado que actualmente no se lleva un seguimiento individualizado que optimice la recuperación de cada usuario. La falta de personalización puede traducirse en tiempos de rehabilitación prolongados y en una menor eficacia terapéutica.

El dispositivo desarrollado se caracteriza por ser portátil, práctico, autónomo, accesible y de fácil uso, lo que permitió a los pacientes realizar sus terapias de manera autónoma, sin requerir atención constante por parte del personal médico. Estas cualidades favorecieron una mayor adherencia al tratamiento, además de contribuir significativamente a la reducción de los tiempos de recuperación observados en los pacientes evaluados.

El desarrollo del proyecto fue respaldado por una rigurosa revisión de contenidos bibliográficos, fichas técnicas, libros especializados y artículos científicos, que proporcionaron la base teórica y técnica necesaria para su diseño y fabricación. Los resultados obtenidos demuestran que el dispositivo no solo cumple con los objetivos propuestos, sino que también representa una alternativa innovadora y viable para mejorar los procesos de rehabilitación en contextos similares.

1.4 Objetivos

1.4.1 Objetivo General

- Diseñar e implementar un dispositivo IoMT de fisioterapia portátil en la asistencia para rehabilitación de pacientes con esguinces de tobillo de primer y segundo grado, con el fin de determinar su efecto en el tiempo de rehabilitación con la colaboración de los usuarios de la ASODICH.

1.4.2 Objetivos Especificos

- Investigar y analizar tecnologías IoMT y técnicas de impresión 3D, mediante la revisión exhaustiva de libros, artículos científicos, revistas especializadas, etc., para poder seleccionar las más aptas y aplicarlas en el diseño del dispositivo.
- Diseñar e implementar un prototipo que replique los movimientos de tobillo en la asistencia para la rehabilitación de esguinces de primer y segundo grado integrando tecnologías IoMT, técnicas de impresión 3D, sensores, actuadores y microcontroladores considerando las necesidades de los pacientes.
- Evaluar la efectividad del dispositivo IoMT de fisioterapia portátil en la asistencia para la rehabilitación de esguinces de tobillo de primer y segundo grado con los usuarios de la ASODICH, mediante un diseño experimental del tipo "Experimentos puros".
- Comparar el tiempo de rehabilitación entre el uso del dispositivo IoMT y los métodos tradicionales mediante una prueba T-student para muestras independientes, con el fin de determinar la utilidad y eficacia del dispositivo.

CAPÍTULO II

2.1 Estado del Arte

Hasta la actualidad se tienen varios dispositivos con diferentes tratamientos para la rehabilitación de lesiones o fracturas en el tobillo, como el que se presentó en el CIINDET (Congreso Internacional sobre Innovación y Desarrollo tecnológico) que fue un sistema de rehabilitación de tobillo, tanto virtual como físico, que fue creado tomando como base los principios fundamentales del diseño mecatrónico. Se diseñó un controlador PID con capacidad de seguir trayectorias predefinidas para lograr movimientos suaves y personalizados durante el proceso de rehabilitación [9].

Un dispositivo llamado TobiBot que plantea la utilización de un esquema de control PID para el control de los movimientos de rehabilitación pasiva. Asimismo, se propone el uso de un controlador de impedancia para los movimientos de rehabilitación activa [10].

En el estudio [19] denominado "Diseño y Modelado de un Robot Paralelo Tipo Stewart para Diagnostico y Rehabilitación de Tobillo" se presenta el diseño mecánico y el modelado matemático de un robot paralelo tipo Stewart, equipado con actuadores rotacionales, orientado a funciones de diagnóstico y rehabilitación tanto pasiva como activa de la articulación del tobillo. El sistema está pensado como herramienta de apoyo para fisioterapeutas. Además, se incluyen resultados de simulaciones numéricas de la cinemática y dinámica directa e inversa, utilizando un control PD implementado en MATLAB, tomando como referencia movimientos típicos de ejercicios de rehabilitación de tobillo.

En el año del 2010 en Medellín se presentó un dispositivo mecánico para la rehabilitación propioceptiva de pacientes con lesiones de tobillo que facilita la labor del personal con rutinas automáticas que se reproducirán por el dispositivo [20].

En 2022, se desarrolló un prototipo para asistir en la rehabilitación de flexión y extensión del tobillo. Este dispositivo replica los movimientos manuales de rehabilitación, permitiendo al fisioterapeuta enfocarse en otras tareas. Durante las pruebas con pacientes sanos, se visualizaron los resultados de la acción muscular y el rango de movimiento, confirmando su funcionalidad como herramienta de apoyo en rehabilitación [21].

En el estudio [22] denominado "Diseño y construcción de un prototipo automático para rehabilitación pasiva de lesión por esguince de tobillo" se presenta un prototipo de rehabilitación pasiva para esguinces de tobillo, orientado a asistir a personas en las primeras fases de recuperación. El diseño considera la biomecánica del tobillo para reproducir sus movimientos mediante un mecanismo paralelo controlado por actuadores eléctricos. Además, se imple-

menta una interfaz gráfica HMI para la gestión del sistema, y se validó su funcionamiento mediante pruebas de rango máximo de movimiento articular.

En el artículo [23], se diseñó un exoesqueleto activo de un grado de libertad para rehabilitación de tobillo en niños de 10 años con esguinces. Construido con aluminio ligero y resistente, incluye un controlador automático para regular la posición angular. Sus dimensiones se basaron en datos biométricos promedio de cinco niños.

Un estudio realizado en el Instituto Mexicano del Seguro Social denominado "DISEÑO CONCEPTUAL Y DE DETALLE DE UN EXOESQUELETO PARA FISIOTERAPIA DE TOBILLO" resalta que el esguince de tobillo es una de las lesiones más comunes, con una incidencia de aproximadamente un caso diario por cada 10,000 personas. Se propone un exoesqueleto transtibial que funciona como férula rígida durante la inmovilización y permite la movilización controlada en etapas posteriores de rehabilitación. El control del dispositivo se basa en el análisis de la cinemática del tobillo mediante un sistema optoelectrónico aplicado a jóvenes adultos [24].

En el estudio [25] denominado "Design and Analysis of H_∞ Force Control of a Series Elastic Actuator for Impedance Control of an Ankle Rehabilitation Robotic Platform" propone un dispositivo de rehabilitación de tobillo basado en actuadores elásticos en serie, integrando un modelo de segundo orden que describe la dinámica articular humana. Se emplea un control de impedancia mediante una configuración en cascada con un controlador PD en el lazo externo y un controlador de fuerza en el lazo interno. Para este último, se diseñó un controlador robusto H_∞ usando la técnica de mixed-sensitivity, lo que permitió garantizar estabilidad en diversas condiciones de interacción humano-robot. Los resultados experimentales muestran que los controladores de ganancia fija presentan limitaciones en su desempeño bajo variabilidad en la dinámica del usuario, señalando la necesidad de mejoras en futuros desarrollos.

2.2 Fundamentación Teórica

2.2.1 Anatomía del tobillo

El tobillo es una articulación de gran importancia, ya que proporciona la capacidad de caminar, correr, saltar, brincar y mantener el equilibrio del cuerpo. Esta articulación cumple un papel fundamental al estabilizar a las personas mientras se desplazan por superficies irregulares, permitiéndoles mantenerse firmes y seguros en cada paso. Es esencial cuidar y fortalecer el tobillo para disfrutar de una movilidad óptima y llevar a cabo actividades diarias con confianza [18].

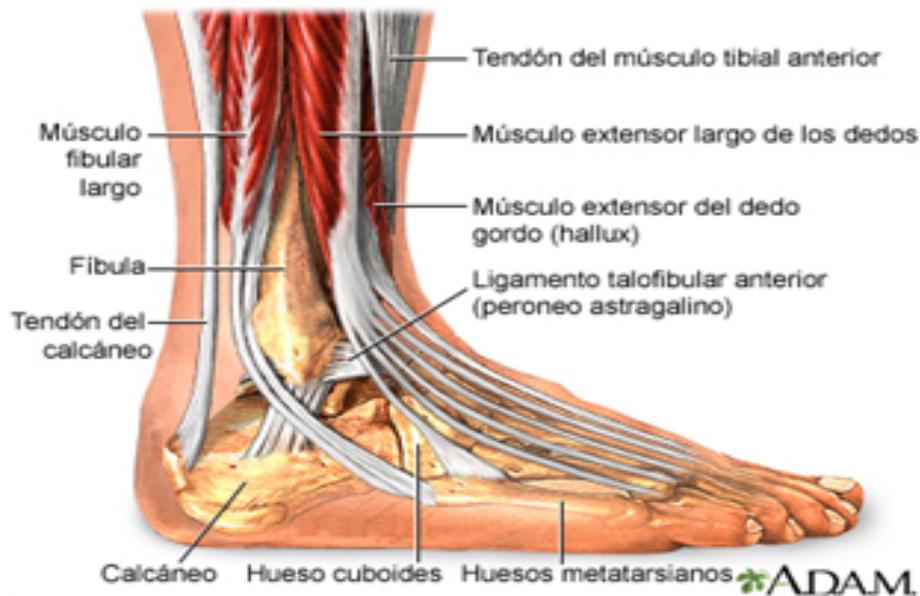


Figura. 2.1. Anatomía del tobillo

2.2.2 Biomecánica del tobillo

El tobillo se distingue por ser una articulación excepcional que no puede equipararse con las demás articulaciones del miembro inferior. Esta articulación se caracteriza por su alta congruencia, pero cuenta con una capa de cartílago muy delgada [26]. Los rangos de movimiento considerados normales para el tobillo son:

- **Flexión plantar** Se trata del movimiento hacia abajo del pie, en el cual los dedos apuntan hacia el suelo. Este movimiento puede abarcar aproximadamente 23 grados de amplitud [27].
- **Flexión dorsal** Consiste en el movimiento hacia arriba del pie, donde los dedos apuntan hacia la espinilla. La flexión dorsal puede alcanzar aproximadamente 13 grados de amplitud [27].

2.2.3 Músculos y Articulaciones

2.2.4 Tendones

2.2.4.1 Tendones extensores (flexión dorsal)

- **Tendón tibial anterior:** Principal responsable de la dorsiflexión (elevar el pie hacia la tibia) [27].
- **Extensor del primer dedo:** Contribuye a la dorsiflexión y extiende el dedo gordo [27].
- **Extensor común de los dedos:** Participa en la dorsiflexión y extiende los dedos del pie [27].

2.2.4.2 Tendones extensores (flexión plantar)

- **Tendón tibial posterior:** Ayuda en la flexión plantar y estabiliza el arco del pie [27].
- **Flexor común de los dedos:** Contribuye a la flexión plantar y flexiona los dedos del pie [27].
- **Flexor largo del primer dedo:** Participa en la flexión plantar y flexiona el dedo gordo [27].
- **Tendón de Aquiles:** Principal tendón encargado de la flexión plantar (apuntar el pie hacia abajo) [27].

2.2.5 Esguinces de Tobillo

2.2.5.1 Esguince Grado I

Los esguinces leves o de grado I se producen cuando el ligamento se estira demasiado o sufre una pequeña rotura, pero no hay inestabilidad en la articulación. Estos esguinces suelen causar un dolor leve y una inflamación mínima, con una función casi normal. Puede aparecer un pequeño hematoma, pero generalmente la persona afectada puede cargar peso y apoyarse en la articulación afectada [28], [29].

2.2.5.2 Esguince Grado II

Un esguince moderado o de grado II implica un desgarro parcial del ligamento y se caracteriza por la aparición de un moretón, dolor moderado e hinchazón. Las personas que padecen este tipo de esguince suelen tener dificultades para apoyarse completamente en la articulación afectada y pueden experimentar cierta disminución de la función en ella [29].

2.2.6 Conceptos electrónicos

2.2.6.1 Microcontroladores

Un microcontrolador se refiere a un tipo de circuito integrado que integra en un solo chip las funcionalidades de un microprocesador, memoria y periféricos. Este componente es esencial en diversos sistemas electrónicos, ya que desempeña un papel central como el núcleo o controlador principal del sistema [13].

2.2.6.2 Sensores

Un sensor se refiere a un dispositivo que identifica y reacciona ante estímulos o modificaciones en el entorno físico o químico en el que se encuentra. Su propósito principal es transformar una medida física o una señal de entrada en una señal eléctrica o digital que pueda ser procesada o interpretada por otros elementos dentro de un sistema. Los sensores son empleados en diversas aplicaciones, abarcando desde dispositivos electrónicos de uso diario hasta sistemas industriales de gran complejidad [13], [14].

2.2.6.3 Actuadores

Un actuador es un componente que convierte una señal eléctrica, normalmente proveniente de un controlador, en una acción física o movimiento mecánico. Su función principal radica en la transformación de energía eléctrica en energía mecánica para realizar una tarea específica dentro de un sistema determinado [13].

2.2.6.4 Motores eléctricos

Un motor eléctrico es un dispositivo electromecánico que convierte la energía eléctrica en energía mecánica para generar movimiento. Su funcionamiento se basa en la interacción

entre un campo magnético producido por bobinas de alambre y una corriente eléctrica que fluye a través de ellas [30].

2.2.6.5 Baterías

Una batería es un dispositivo que almacena energía en forma de energía química y la convierte en energía eléctrica mediante una reacción química controlada. Está compuesta por una o más celdas electroquímicas, cada una de las cuales contiene electrodos y un electrolito que facilita la transferencia de iones entre ellos [31].

2.2.7 Internet de las Cosas Medicas (IoMT)

El IoMT (Internet of Medical Things) es la interconexión de dispositivos médicos y equipos con Internet, permitiendo la recopilación y el intercambio de datos médicos. Sus principales oportunidades incluyen una mejora en la atención médica con diagnósticos más rápidos y precisos, la automatización y eficiencia en los procesos médicos, la telemedicina y atención remota, la prevención y salud personalizada, la investigación médica y el desarrollo de medicamentos, y la reducción de costos en la atención médica. Sin embargo, se deben considerar medidas de seguridad y privacidad para proteger la información médica sensible [32].

2.2.8 Tecnologías de impresión 3D

La impresión 3D, conocida como fabricación aditiva, es una avanzada tecnología que posibilita la creación de objetos tridimensionales a partir de modelos digitales mediante la superposición de finas capas de material. A diferencia de los métodos convencionales, que implican la sustracción de material para obtener la forma deseada, la impresión 3D añade material capa por capa hasta lograr el objeto finalizado [33].

CAPÍTULO III

3.1 Metodología

3.1.1 Tipo de Investigación

3.1.1.1 Investigación cuantitativa

Se basó en la recolección y análisis de datos numéricos para evaluar la efectividad del dispositivo IoMT en la rehabilitación de esguinces de tobillo de primer y segundo grado. Este enfoque permitió obtener resultados objetivos y medibles, con el fin de examinar la relación causa-efecto entre el uso del dispositivo y la reducción en el tiempo de recuperación, así como comparar su desempeño frente a los métodos tradicionales de fisioterapia.

3.1.2 Métodos de Investigación

3.1.2.1 Método Experimental

Se utilizó un enfoque experimental para establecer la relación causa-efecto entre el tipo de tratamiento aplicado (método tradicional versus dispositivo IoMT) y el tiempo de rehabilitación entre ambos métodos. Los datos fueron recolectados a través de pruebas prácticas realizadas con los pacientes de ASODICH, y posteriormente analizados para interpretar los resultados obtenidos de forma objetiva.

3.1.3 Diseño de la Investigación

Este proyecto se desarrollo en 4 etapas detalladas a continuación en la figura 3.2:

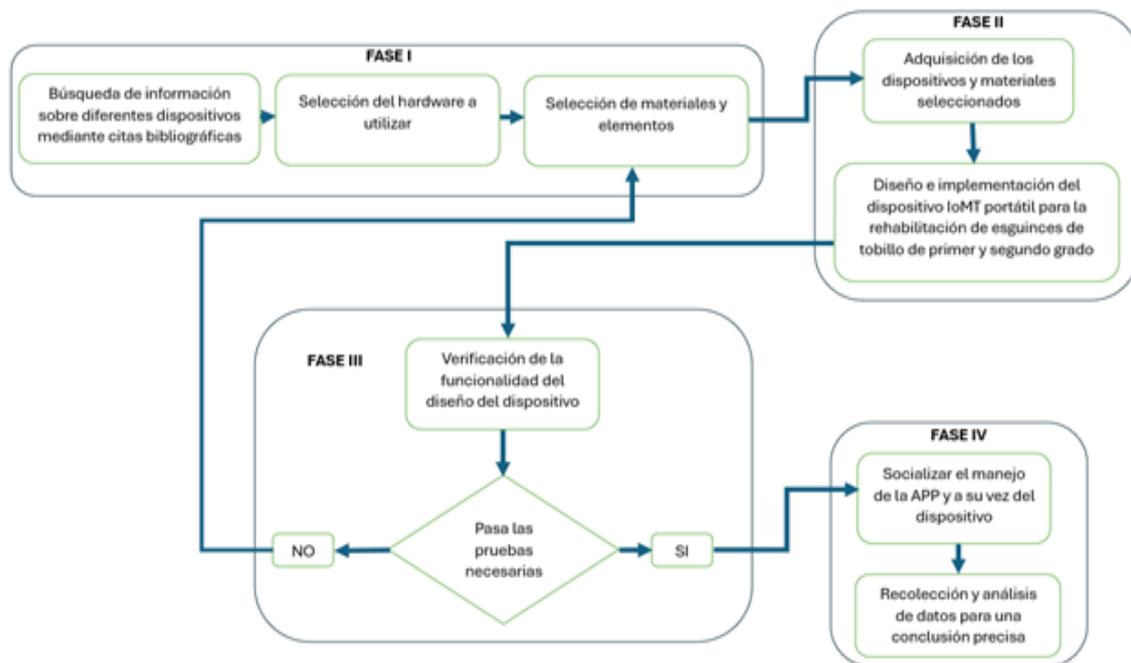


Figura. 3.2. Diseño de la Investigación

3.1.3.1 Fase I

En esta primera fase, se llevó a cabo la búsqueda de información sobre dispositivos electrónicos, materiales para la impresión de piezas y hardware necesario para el manejo del dispositivo. Se optó por componentes como una tarjeta Arduino, motores paso a paso, un módulo Bluetooth y filamento PETG, entre otras piezas que resultaron esenciales para la creación del hardware. Este proceso se realizó con el apoyo de los datasheets de cada componente, así como mediante pruebas y errores con diferentes materiales para garantizar la funcionalidad y eficacia del diseño.

1. Arduino Pro Micro Leonardo

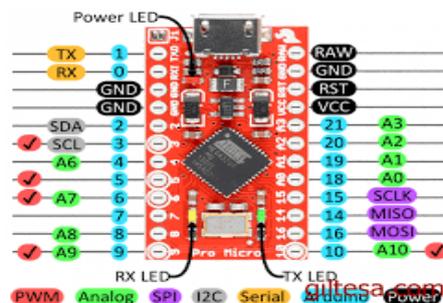


Figura. 3.3. Arduino Pro Micro Leonardo [1]

El Arduino Pro Micro está basado en el microcontrolador ATmega32U4, destacándose por su diseño compacto y versátil, lo que lo hace ideal para proyectos que requieren un tamaño reducido y capacidades avanzadas. Entre sus principales ventajas se encuentran su tamaño pequeño, la integración de USB nativo y su bajo consumo de energía [1].

Tabla 3.1. Características Técnicas Arduino Pro Micro Leonardo

<i>Velocidad de reloj</i>	316 MHz
<i>Voltaje de operación</i>	5v a 12v
<i>Memoria Flash</i>	32Kb
<i>Memoria SRAM</i>	2.5Kb
<i>Memoria EEPROM</i>	1Kb
<i>Comunicación</i>	UART Pines Tx y Rx
<i>Pines digitales</i>	20 (7 con PWM)
<i>Pines analógicos</i>	12 (resolución de 10bits)

Este dispositivo es ampliamente utilizado en diversas aplicaciones, como la creación de dispositivos HID (Human Interface Devices), incluyendo teclados personalizados y mandos de juegos. También es empleado en el desarrollo de wearables, como accesorios inteligentes, relojes y pulseras, así como en el campo de la robótica para el control preciso de motores paso a paso y servomotores [34].

2. Modulo Bluetooth HC-05

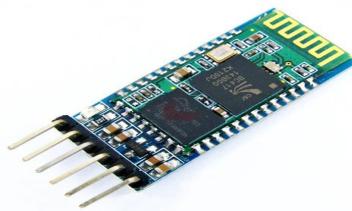


Figura. 3.4. Modulo HC-05

El módulo Bluetooth HC-05 es un dispositivo de comunicación inalámbrica basado en la tecnología Bluetooth 2.0 + EDR (Enhanced Data Rate). Es ampliamente utilizado en proyectos de robótica, domótica e Internet de las Cosas (IoT) debido a su facilidad de configuración y bajo consumo energético [35]. Su principal ventaja es que puede operar tanto en modo maestro como en modo esclavo, permitiendo establecer

conexiones con otros dispositivos Bluetooth, como teléfonos móviles, computadoras y microcontroladores como Arduino y ESP32 [36].

Tabla 3.2. Características Modulo HC-05

<i>Versión Bluetooth</i>	2.0 + EDR
<i>Frecuencia</i>	2.4 GHz
<i>Modulación</i>	GFSK
<i>Velocidad de transmisión</i>	1200 a 115200 baudios
<i>Alcance</i>	10 a 20 metros
<i>Tensión de alimentación</i>	3.6v – 6v
<i>Consumo de corriente</i>	30 mA
<i>Interfaz de comunicación</i>	UART (RX/TX)

3. Motor Paso a Pasos 28BYJ-48



Figura. 3.5. Motor Paso a Pasos 28BYJ-48

Este es un motor paso a paso de bajo costo, usado frecuentemente en la electrónica, automatización y robótica por su precisión y factibilidad a la hora de integrarse con microcontroladores [37].

Tabla 3.3. Características Técnicas Motor Paso a Pasos 28BYJ-48

<i>Voltaje nominal</i>	5v DC
<i>Tipo</i>	Unipolar, 4 fases para bobinas y el 5 para +5v
<i>Angulo con reductor</i>	5.625° por paso
<i>Angulo sin reductor</i>	0.087° por paso
<i>Tracción</i>	>34.3 mN·m
<i>Fricción</i>	600–1200 gf·cm
<i>Velocidad máxima</i>	1.5 RPM

Consta con diferentes modos de operación como [38]:

- Wave Drive donde se activa solo una bobina por paso para obtener un consumo bajo pero a su vez un par reducido.
- Full Step se activan dos bobinas para obtener un mayor par pero con mayor consumo.
- Half Step alterna entre la primera y segunda bobina para obtener una mayor precisión.

4. Modulo ULN2003

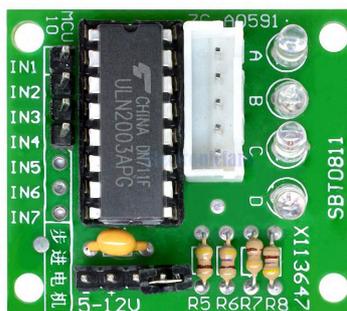


Figura. 3.6. Modulo ULN2003

Es un circuito integrado utilizado comúnmente para el control de cargas de alta corriente y voltaje. como lo son LEDs de alta potencia, motores paso a paso, relés, etc. Compuesto por transistores Darlington para la interfaz entre microcontroladores [39] [40].

Tabla 3.4. Especificaciones Técnicas Modulo ULN2003

<i>Voltaje Máximo de Salida</i>	50v DC
<i>Corriente Máxima por Canal</i>	500 mA
<i>Corriente Máxima Total</i>	2.5 A
<i>Voltaje de entrada Compatible</i>	3.3 V a 5 V

5. Regulador de Voltaje AIRTRIP Mini360

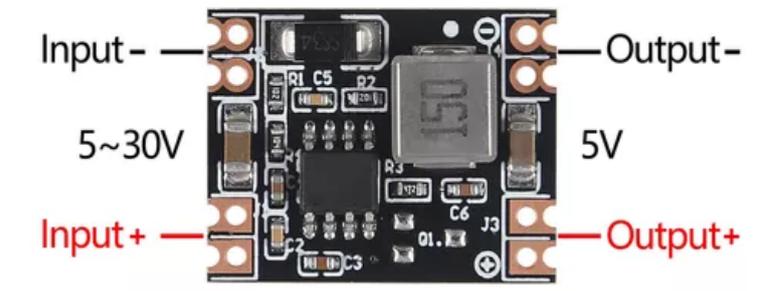


Figura. 3.7. Regulador de Voltaje AIRTRIP Mini360

Es un regulador de voltaje DC-DC que permite convertir Voltajes de entrada Altos en Voltajes de salida Bajos eficientemente para circuitos que requieren voltajes de alimentación estables [41].

Tabla 3.5. Características Técnicas AIRTRIP Mini360

<i>Voltaje de Entrada</i>	4.75V - 23V DC
<i>Voltaje de Salida</i>	1V - 17V DC
<i>Corriente de Salida</i>	1.8A hasta 3A
<i>Eficiencia</i>	96 % por paso
<i>Frecuencia de conmutación</i>	340 kHz

Sus aplicaciones comunes son como reductores de voltaje de fuentes de 12V o 24V para obtener una salida de 5v o 3.3v, proyectos de robótica, alimentación de microcontroladores, carga de baterías, etc.

6. Batería LiPo



Figura. 3.8. Batería LIPO 2S 7,6V 550mAh TATTU

Las baterías LiPo (Lithium Polymer) son baterías recargables de iones de litio, cuya tecnología les permite ser más flexibles, ligeras y compactas en comparación con otros tipos de baterías convencionales. Gracias a su alta densidad energética, son una de las principales fuentes de energía portátil utilizadas en una amplia variedad de aplicaciones, desde drones, automóviles RC y dispositivos electrónicos, hasta sistemas de almacenamiento de energía y robótica. Su capacidad de entregar altas corrientes de manera eficiente, junto con su peso reducido, las hace ideales para dispositivos donde el rendimiento y la autonomía son factores clave [42] [43].

Tabla 3.6. Características Baterías LiPo

<i>Voltaje por Celda Máximo</i>	4.2v
<i>Voltaje por Celda Nominal</i>	3.7v
<i>Descarga mínima segura</i>	3.0v
<i>Configuraciones</i>	1S (3.7V), 2S (7.4V), 3S (11.1V), 4S (14.8V)

7. Filamento PETG



Figura. 3.9. Filamento PETG

El filamento PETG (Polyethylene Terephthalate Glycol) es un material de impresión 3D que combina la resistencia mecánica del ABS con la facilidad de impresión del PLA, ofreciendo piezas duraderas, flexibles y resistentes a impactos y productos químicos [44]. Como se muestra en la tabla 3.7 el filamento soporta temperaturas de hasta 75-85°C, lo que lo hace ideal para piezas funcionales y componentes expuestos al calor. Tiene una excelente adhesión entre capas, minimizando el riesgo de delaminación, aunque puede generar hilos (stringing) si no se calibra correctamente la retracción. Se imprime a temperaturas de 220-250°C con una cama a 60-90°C, y es compatible con superficies como vidrio, PEI y cinta de pintor con pegamento en barra [45].

Tabla 3.7. Parámetros para la Impresión en PETG

<i>Temperatura del extrusor</i>	220°C - 250°C
<i>Temperatura de la cama</i>	60°C - 90°C
<i>Velocidad de impresión</i>	40 - 60 mm/s
<i>Retracción</i>	4 - 7 mm a 30 - 50 mm/s
<i>Ventilador</i>	50-100 % (según la pieza)
<i>Superficie de adhesión</i>	Vidrio, PEI

Su resistencia a la humedad y a los rayos UV lo hace ideal para aplicaciones en exteriores, drones, robótica y prototipos industriales [46].

8. Impresora 3D

Las impresoras 3D son dispositivos que fabrican objetos tridimensionales superponiendo capas de material a partir de un modelo digital creado en software CAD o SolidWorks. Su uso se ha extendido en medicina, ingeniería, educación y diseño por su versatilidad y personalización [47].



Figura. 3.10. Impresora FDM

Existen varios tipos [48]:

- FDM: Usan filamentos termoplásticos (PLA, ABS, PETG) extruidos capa por capa. Ideales para principiantes y proyectos de bajo costo.
- SLA: Utilizan resinas líquidas curadas con luz UV para alta precisión, comunes en joyería y odontología.
- SLS: Sinterizan polvos (nylon, metal) con láser, permitiendo piezas complejas sin soportes.

El proceso incluye diseño, impresión y postprocesado. Hoy, estas impresoras son accesibles para aficionados y profesionales, usándose en prototipos y piezas funcionales. Con avances en velocidad, precisión y materiales, su impacto en la industria sigue creciendo [49].

3.1.3.2 Fase II

En la Fase II se procedió a la adquisición de los componentes electrónicos, materiales y elementos necesarios para el proyecto. A continuación, se avanzó con el diseño del sistema de control, que incluyó la creación de una aplicación móvil, la programación del código de control y el diseño del dispositivo en SolidWorks.

1. Diseño del Dispositivo en Solidworks

Primero, se realizó el diseño del dispositivo en SolidWorks, modelando la pierna, el pie y el tobillo. Durante este proceso, se llevaron a cabo simulaciones para optimizar el diseño, eliminando rozamientos entre las piezas y ajustando los tamaños para garantizar un movimiento fluido y preciso. Estas pruebas permitieron validar la funcionalidad del dispositivo antes de su fabricación física.

- **Soporte para el Pie**

Se procede a rellenar la figura, moldearla y realizar los ajustes necesarios para corregir errores, asegurando un diseño final óptimo para la ejecución de los movimientos dorsal y plantar. Además, se integran estructuras adicionales que facilitan y mejoran la funcionalidad de estos movimientos.

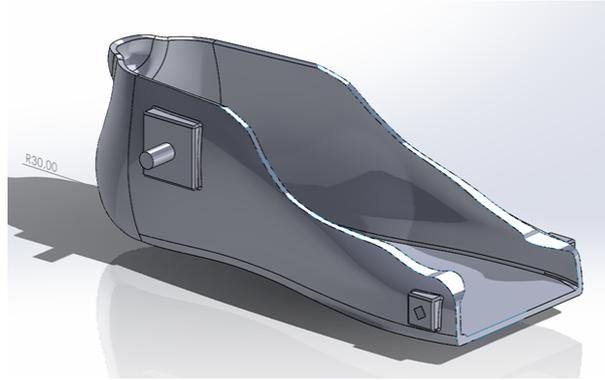


Figura. 3.11. Soporte para el pie

■ Soporte para la Pierna

Para la pierna, se sigue el mismo proceso, comenzando con la creación de croquis para modelar la estructura hasta obtener el diseño deseado. Además, se incorporan soportes y estructuras específicas para facilitar el montaje final del dispositivo, proporcionando un agarre adecuado tanto para los motores como para el Arduino y los demás componentes esenciales.

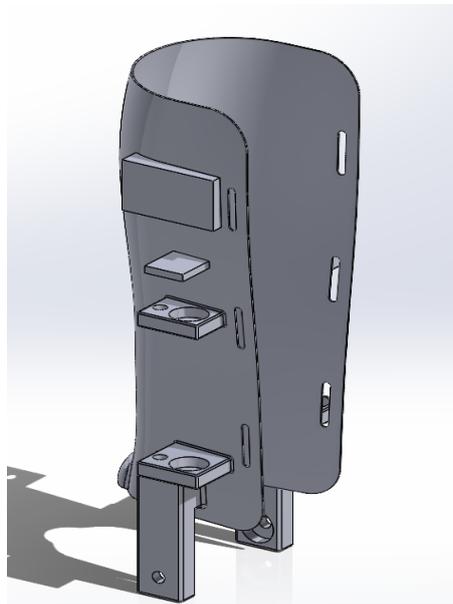


Figura. 3.12. Soporte de la Pierna

■ Prototipo Ensamblado

Finalmente, se ensamblan todas las piezas, moldes y estructuras diseñadas para el dispositivo, verificando su correcto funcionamiento a través de simulaciones. Estas pruebas permiten evaluar y optimizar los movimientos, asegurando que el diseño cumpla con los requisitos establecidos. Una vez validado el desempeño

del modelo, se procede con la impresión de cada una de las piezas para su fabricación final.

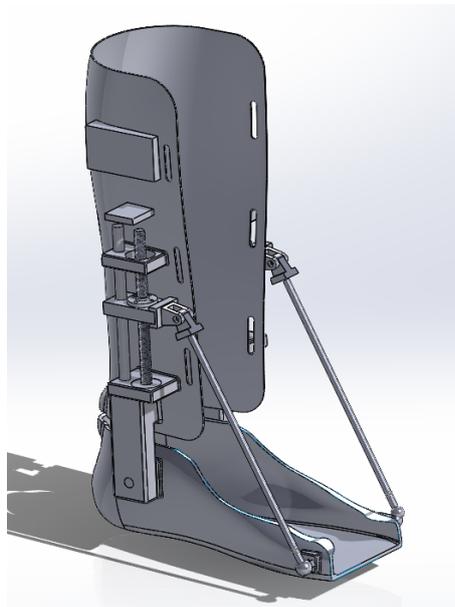


Figura. 3.13. Prototipo Ensamblado

2. Fabricación del Dispositivo

Se realizó la segmentación de cada una de las piezas del dispositivo utilizando el software Ultimaker Cura, el cual permite optimizar parámetros clave como la densidad de relleno. Esta configuración es fundamental para ajustar la rigidez y durabilidad de las piezas, asegurando que cumplan con los requerimientos estructurales del diseño y mejorando su resistencia durante el uso.

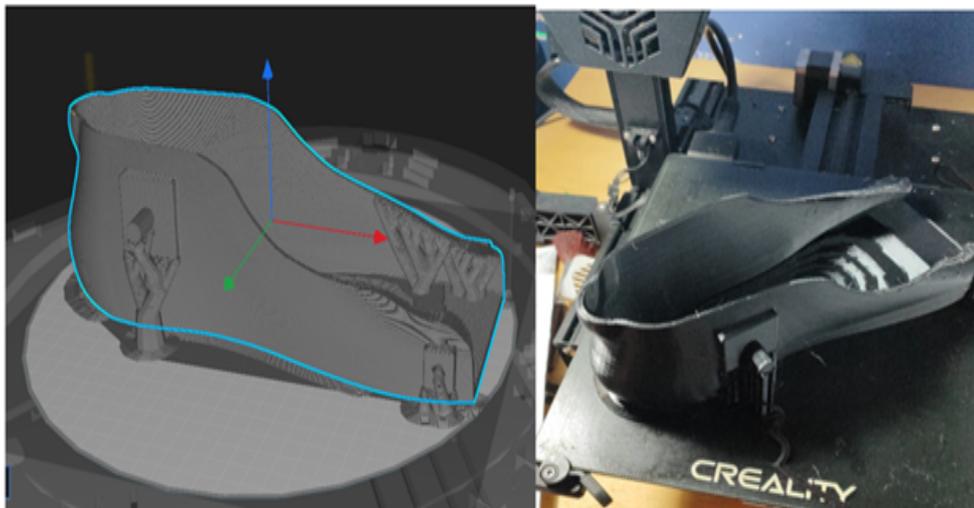


Figura. 3.14. Impresión del Soporte del Pie

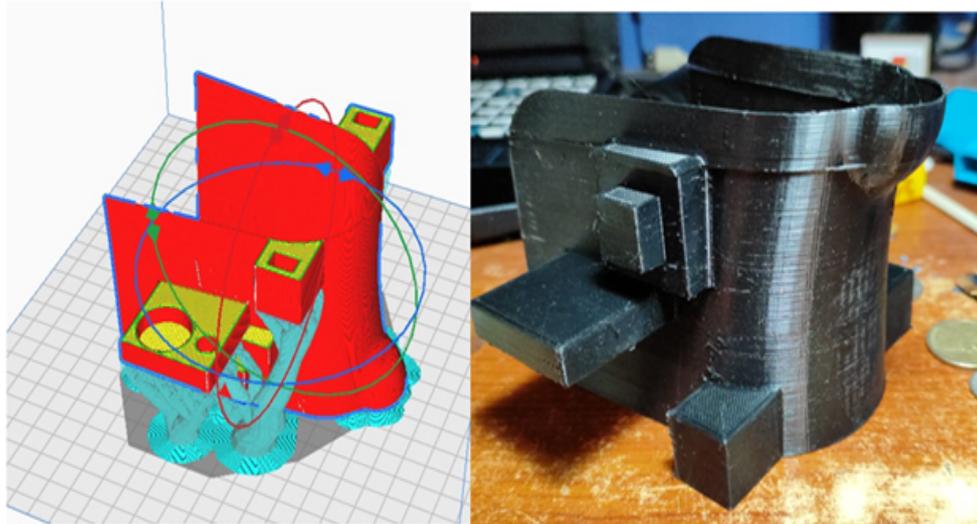


Figura. 3.15. Impresión del Soporte de la Pierna

Con la adquisición del filamento e impresión de cada una de las piezas y estructuras, se procede al ensamblaje inicial del dispositivo, enfocándose únicamente en la parte mecánica, sin la integración de los componentes electrónicos para el control. Este ensamblaje preliminar permite evaluar el ajuste y alineación de las piezas, asegurando que la estructura sea funcional y esté lista para la incorporación del sistema electrónico.



Figura. 3.16. Prototipo impreso ensamblado

3. Programación del Sistema de Control

Se desarrolló el código para el sistema de control en la plataforma Arduino IDE, uti-

lizando un Arduino Pro Mini Leonardo. Este microcontrolador gestiona los motores paso a paso, definiendo el número de pasos necesarios para realizar los movimientos dorsales y plantares, según las especificaciones del usuario. Además, se integró el módulo Bluetooth HC-05 para permitir la comunicación inalámbrica entre el dispositivo y la aplicación móvil creada en MIT App Inventor.

En la siguiente figura 3.17 se detalla cada uno de los pasos que sigue el código para controlar cada uno de los dispositivos electrónicos implementados.

- a) Ingreso de grados dorsales (0° a 12°): El sistema espera que el usuario (paciente o terapeuta) introduzca el valor deseado para la dorsiflexión del tobillo.
- b) Ingreso de grados plantares (-23° a 0°): Luego, se introduce el ángulo deseado para la flexión plantar (descenso del pie).
- c) Ingreso del número de repeticiones: Se determina cuántas veces se repetirá el ciclo de movimiento (dorsal y plantar) durante la sesión.
- d) Verificación de parámetros: El sistema evalúa si los valores ingresados están dentro del rango permitido.
 - Si no cumplen, el código regresa al inicio para reingresar los valores.
 - Si cumplen, el sistema avanza al siguiente paso.
- e) Ejecución de movimientos de rehabilitación: Se inicia la rutina de movimientos del tobillo conforme a los valores definidos.
- f) Monitoreo del paro de emergencia: Mientras se realiza la rehabilitación, el sistema está atento a si se activa el botón de paro de emergencia.
- g) Verificación del botón de paro de emergencia:
 - Si no fue pulsado, el sistema continúa con las repeticiones programadas.
 - Si fue pulsado, el dispositivo detiene el movimiento y regresa a la posición inicial para garantizar la seguridad del usuario.
- h) Finalización: El ciclo continúa hasta que se cumplan todas las repeticiones, a menos que haya una interrupción por emergencia.

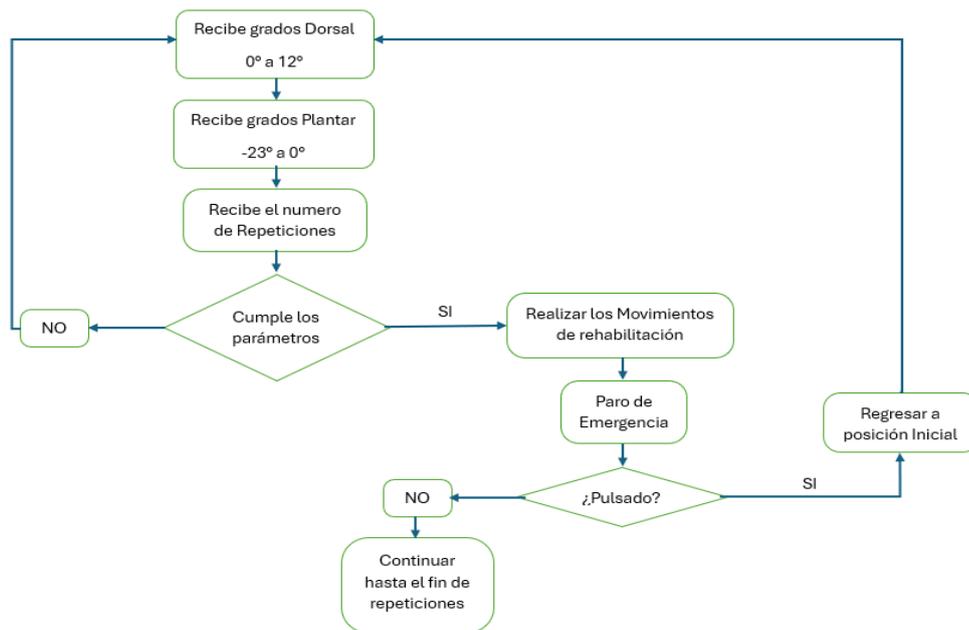


Figura. 3.17. Diagrama de flujo acerca del Funcionamiento del código

4. Integración del Dispositivo con la App

En la siguiente figura 3.20 se presenta la interfaz final diseñada para el control del dispositivo, en la cual se pueden observar los campos destinados a ingresar las variables necesarias para el movimiento dorsal y plantar, así como el número de repeticiones. Además, se incluyen los botones de inicio, que pone en marcha el dispositivo, y de detención, que interrumpe inmediatamente su funcionamiento en caso de ser necesario. Esta interfaz ofrece una experiencia intuitiva y funcional para el usuario.

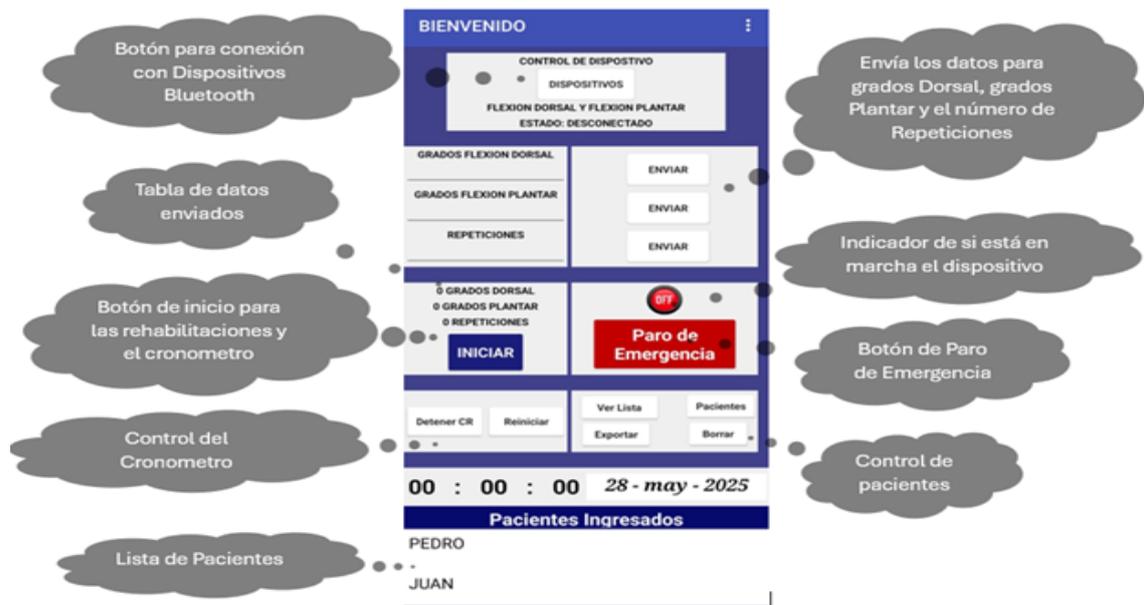


Figura. 3.18. Aplicación de control

Se incorpora una pantalla en la que se visualiza el tiempo de rehabilitación de cada paciente de forma individual.

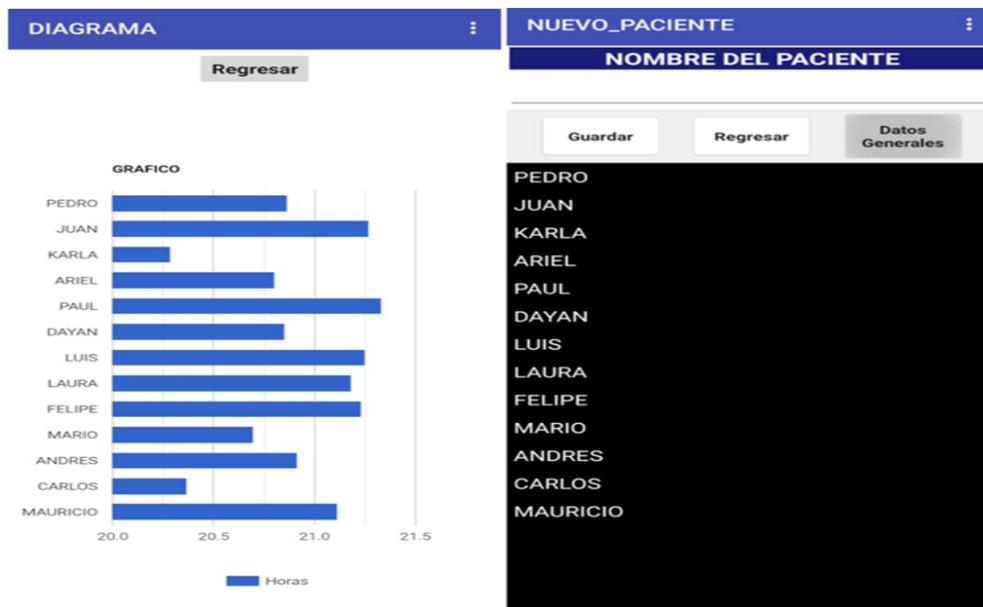


Figura. 3.19. Diagrama General

Asimismo, se incluye una gráfica lineal individual por paciente, que permite visualizar su evolución en el proceso de rehabilitación, mostrando los grados de flexión dorsal y plantar registrados diariamente.

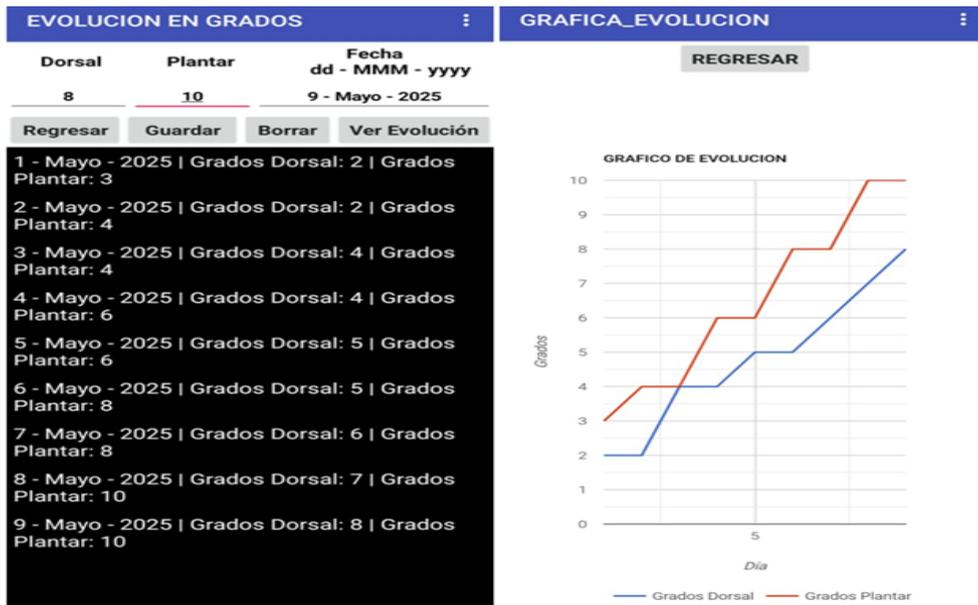


Figura. 3.20. Evolución del paciente

Tras finalizar esta fase de desarrollo del dispositivo, se procedió a su ensamblaje final, integrando todos los componentes electrónicos según el diseño establecido. Se corrigieron posibles errores de funcionamiento y se añadieron refinamientos estructurales para garantizar su eficiencia.

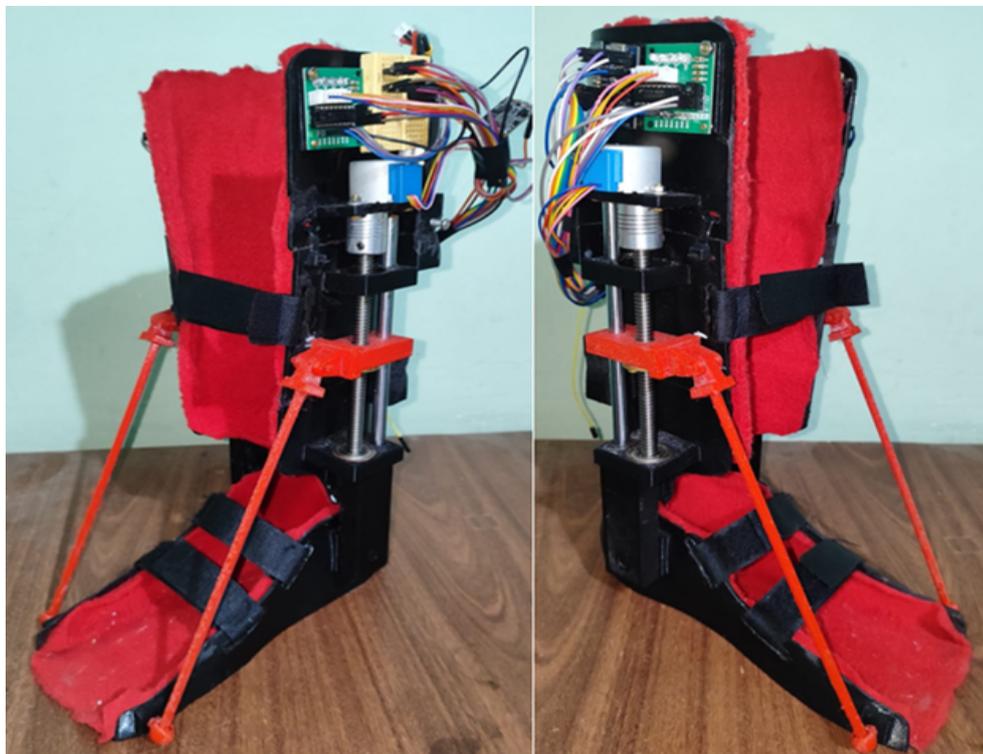


Figura. 3.21. Prototipo Final Ensamblado

Finalmente, se realizaron pruebas para verificar el correcto funcionamiento del sistema, validando el movimiento de los motores, la precisión del control inalámbrico y la respuesta del botón de emergencia.

3.1.3.3 Fase III

Durante esta fase, el dispositivo se implementó en la ASODICH, enfocándose en pacientes con esguinces de primer y segundo grado. Para iniciar la fase de funcionamiento, se evaluó a cada paciente con el fin de identificar el tipo y la gravedad de su lesión, lo que permitió adaptar el uso del dispositivo a sus necesidades específicas y garantizar una rehabilitación adecuada y personalizada.



Figura. 3.22. Pacientes con esguinces de primer y segundo grado

Las pruebas clínicas se realizaron en pacientes diagnosticados con esguinces de primer y segundo grado. Durante su proceso de rehabilitación, se incorporó el dispositivo como parte integral de su terapia, observándose una mejora significativa en su evolución. La tecnología facilitó la recuperación de la movilidad articular y el fortalecimiento muscular, optimizando el tiempo de rehabilitación y permitiendo una reincorporación más rápida y segura a sus actividades diarias.



Figura. 3.23. Pacientes con esguinces de primer y segundo grado

Portabilidad

El dispositivo IoMT fue evaluado en condiciones reales con un paciente diagnosticado con fractura de maléolo derecho y peroné. Las pruebas demostraron su excelente portabilidad, permitiendo uso continuo en ambientes clínicos y domiciliarios, así como durante actividades de la vida diaria. Se registró evidencia visual en la figura 3.24 del paciente utilizando el equipo de manera autónoma en su vehículo durante el traslado a su hogar, validando:

- Diseño ergonómico adaptable a movilidad reducida
- Interfaz intuitiva para usuarios no especializados
- Integración efectiva en entornos no controlados

Si bien este caso no fue incluido en el análisis estadístico final debido a la complejidad de la lesión, demostró:

- Funcionamiento adecuado durante las actividades diarias
- Baja carga operativa para los pacientes
- Funcionalidad en diferentes escenarios



Figura. 3.24. Paciente con fractura de Maléolo Derecho y Peroné

La siguiente tabla 3.8 se presenta los datos obtenidos por el dispositivo durante su funcionamiento en modo portátil.

Tabla 3.8. Datos de Portabilidad

Parámetro	Valor
Tiempo Activo	1 hora
Tiempo en Reposo	11:30 horas
Consumo de corriente en Activo	$0,45A \approx 450mA$
Consumo de corriente en Reposo	$0,04A \approx 40mA$
Tiempo del ciclo completo de movimiento ($+12^\circ$ a -23°)	5 minutos

Estas pruebas demostraron que el dispositivo IoMT es efectivo para la rehabilitación de pacientes, gracias a su excelente portabilidad. Los pacientes pudieron usarlo sin problemas tanto en la clínica como en casa, manteniendo un seguimiento constante de su recuperación. Su diseño práctico y fácil manejo lo hacen ideal para terapias dentro y fuera del centro médico.

3.1.3.4 Fase IV

Se llevó a cabo la recolección y el análisis de los datos obtenidos durante las pruebas realizadas en la ASODICH. Con base en estos resultados y en la evaluación de la funcionalidad del dispositivo, se organizó una socialización dirigida tanto al personal como a los pacientes que accedieron a utilizar el dispositivo de manera autónoma. Durante esta actividad, se explicó

de manera detallada el manejo adecuado de la aplicación y del dispositivo, con el objetivo de garantizar un uso correcto, seguro y eficiente.



Figura. 3.25. Paciente con el dispositivo y la App

3.1.4 Población y muestra

3.1.4.1 Población

En esta investigación, se estudió el tiempo de rehabilitación en pacientes con esguinces de tobillo de primer y segundo grado atendidos en ASODICH. Se analizaron los datos de 26 pacientes, divididos entre aquellos que utilizaron el dispositivo IoMT (13 pacientes) y los que siguieron el método tradicional de rehabilitación (13 pacientes), todos con sesiones diarias de aproximadamente 1 hora. El estudio comparó el tiempo de recuperación, medido en minutos, entre ambos métodos de rehabilitación [50].

3.1.5 Operacionalización de variables

Variable	Concepto	Indicadores	Técnicas e Instrumentos
DEPENDIENTE			
Tiempo de Rehabilitación	Tiempo que tarda en rehabilitarse el paciente	Medido en minutos, horas, días, y semanas	Observación
INDEPENDIENTE			
Uso del dispositivo IoMT	Uso del dispositivo IoMT para la rehabilitación del paciente	0 = No usa el dispositivo 1 = Usa el dispositivo	Observación

Tabla 3.9. Variables dependientes e independientes

3.1.6 Hipótesis

El uso del dispositivo IoMT reduce el tiempo de rehabilitación en pacientes con esguinces de tobillo de primer y segundo grado, en comparación con el método tradicional de tratamiento

- Hipótesis nula (H_0)
No existe diferencia en el tiempo promedio de rehabilitación entre el grupo IoMT y el grupo tradicional.
- Hipótesis alternativa (H_1)
Existe una diferencia en el tiempo promedio de rehabilitación entre ambos métodos.

CAPÍTULO IV

4.1 Resultados y Discusiones

Para validar el funcionamiento del prototipo, se realizaron pruebas con pacientes de ASO-DICH, comparando sistemáticamente los tiempos de rehabilitación entre dos métodos: el dispositivo IoMT y el método tradicional. Cada sesión de tratamiento fue cronometrada (en minutos), registrando el tiempo que requirió cada paciente para completar su rehabilitación con cada modalidad.

4.2 Test de Normalidad por grupo

Para determinar la prueba estadística adecuada en el análisis de los grupos (con $n = 13$ observaciones por grupo y una población total de $n = 26$), se evaluaron los supuestos de distribución normal. Dado que trabajamos con la población completa ($n = 26 < 50$), se aplicó la prueba de Shapiro-Wilk como método de referencia para evaluar normalidad en conjuntos de datos pequeños, debido a su mayor potencia estadística comparada con otras pruebas de normalidad cuando ($n \leq 50$). Este enfoque es crucial porque la normalidad de los datos determina si pueden usarse pruebas paramétricas o si deben emplearse alternativas no paramétricas [51].

Tendremos la siguiente Hipótesis:

- Hipótesis nula (H_0)
Los datos analizados siguen una distribución normal.
- Hipótesis alternativa (H_1)
Los datos analizados no siguen una distribución normal.

Como se presenta en la Tabla 4.10, el análisis de normalidad indicó que se aceptó la hipótesis nula (nivel de significancia = 0.05), lo que sugiere que cada uno de los grupos exhibió una distribución normal con un nivel de confianza del 95

Tabla 4.10. Prueba de normalidad

Uso IoMT	P-Valor	NORMALIDAD 95 % de confianza
SI	0.1502 ES MAYOR A 0.05	Se Acepta
NO	0.1562 ES MAYOR A 0.05	Se Acepta

4.3 Test de Varianzas

Para garantizar el cumplimiento del supuesto de homogeneidad de varianzas requerido en pruebas paramétricas como el t-test para muestras independientes, se realizó un test F de comparación de dos varianzas. Este análisis permitió determinar si las varianzas de ambos grupos fueron estadísticamente iguales o diferentes. El test F fue el adecuado ya que los datos siguieron una distribución normal [52].

La hipótesis es la siguiente:

- Hipótesis nula (H_0)
Las varianzas de ambos grupos son iguales.
- Hipótesis alternativa (H_1)
Las varianzas de los grupos son diferentes..

En la tabla 4.11, se observa diferencias en las varianzas entre los grupos ($F = 3.41$, $p = 0.043$). Dado que el valor p fue menor que el nivel de significancia (0.05), se rechazó la hipótesis de igualdad de varianzas. Por lo tanto, se aplicó el Test T para varianzas diferentes para ajustar la desigualdad de varianza. [52].

Tabla 4.11. Test F

Estadístico F	P-valor	Varianzas observadas	
		Uso IoMT	No uso IoMT
3.4144	0.04297	0.394	0.115

4.4 Test T para Varianzas Diferentes

Para realizar un Test T se requirió dos supuestos fundamentales:

- Normalidad de los datos
Verificada mediante el test de Shapiro-Wilk, con $p=0.150$ para usuarios IoMT y $p=0.156$ para no usuarios, ambos >0.05)
- Homogeneidad de varianzas
Los resultados del test F ($F=3.4144$, $p=0.04297$) mostraron diferencias entre las varianzas de los grupos (0.394 vs 0.115).

Debido a esto, se utilizó el test t para varianzas diferentes, una versión robusta que no asume igualdad de varianzas y ajusta los grados de libertad automáticamente. Esta elección permitió realizar una comparación válida de las medias, asegurando que los resultados fueran confiables a pesar de la desigualdad en las varianzas [52].

Finalmente tenemos la Hipótesis:

- Hipótesis nula (H_0)
No existe diferencia en el tiempo promedio de rehabilitación entre el grupo IoMT y el grupo tradicional.
- Hipótesis alternativa (H_1)
Existe una diferencia en el tiempo promedio de rehabilitación entre ambos métodos.

En la tabla 4.12, se obtiene que el valor ($p=0.0005798$) es menor que el nivel de significancia ($\alpha= 0,05$), se rechaza la hipótesis nula. Esto significa que existe evidencia estadística suficiente para concluir que hay una diferencia en las horas medias entre los grupos *NO* usaron el dispositivo IoMT y los que *SI* usaron el dispositivo IoMT.

Tabla 4.12. Test T para Varianzas Diferentes

Parámetro	Valor
Estadístico t	4.1448
Grados de libertad (df)	18.474
p-valor	0.0005798
Media del grupo que no uso el dispositivo IoMT	21.75641
Media del grupo que uso el dispositivo IoMT	20.93590

4.4.1 Diagrama de cajas

El diagrama de cajas presenta la distribución de las horas de uso entre los dos grupos analizados en el Test T para varianzas diferentes: *NO* (pacientes que no usan el dispositivo) y *SI* (pacientes que sí lo usan). Visualmente, se observa que la mediana de horas de uso en el grupo *NO* es ligeramente más alta que en el grupo *SI*, lo que coincide con los resultados numéricos del test, donde la media del grupo *NO* fue de 21.76 horas frente a 20.94 horas del grupo *SI*.

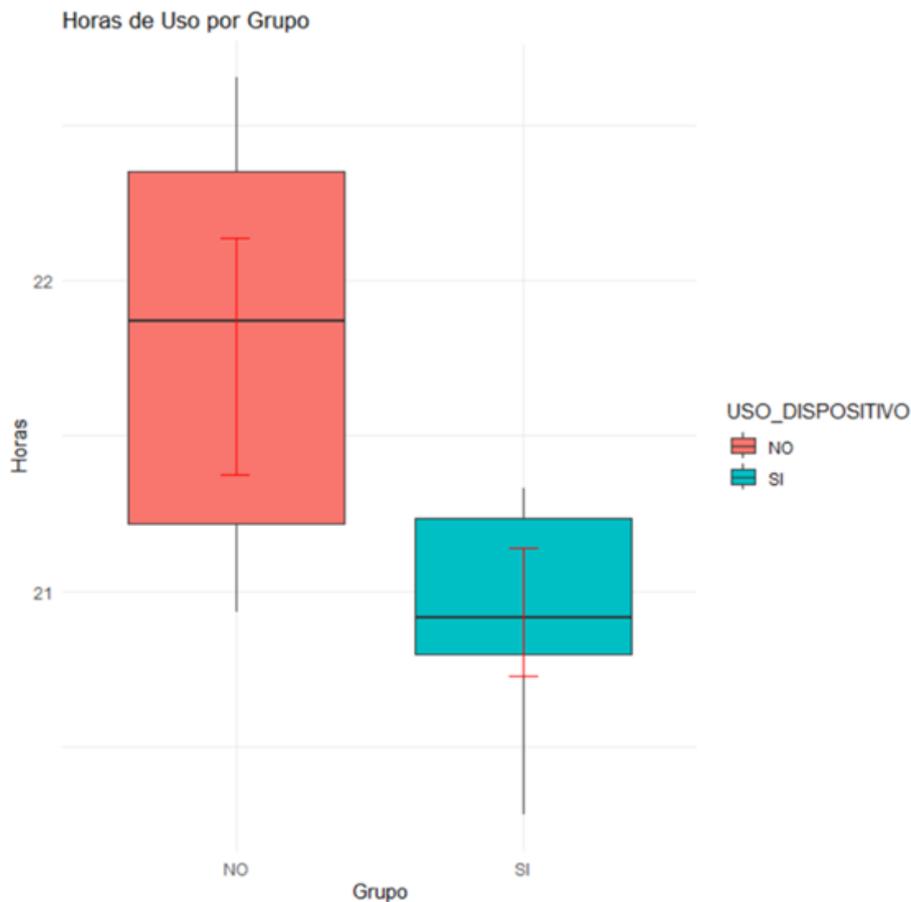


Figura. 4.26. Comparación entre Horas de rehabilitación

El diagrama de cajas corrobora los hallazgos del test estadístico, evidenciando una diferencia en las horas de uso entre los grupos.

4.5 Discusión Final

Si bien la diferencia en el tiempo de rehabilitación entre los pacientes que utilizaron el dispositivo IoMT (20.94 horas) y aquellos que siguieron métodos tradicionales (21.76 horas) puede parecer reducida, es fundamental considerar las ventajas cualitativas que este sistema ofrece. El dispositivo no solo demostró ser portátil y versátil, sino que también brindó la posibilidad de funcionar como férula integrada, permitiendo a los pacientes continuar con su rehabilitación en cualquier momento y lugar, sin depender de desplazamientos a clínicas o la supervisión constante de un especialista.

Esta autonomía y adaptabilidad representan un avance significativo en la rehabilitación de esguinces, ya que el dispositivo fue diseñado específicamente para optimizar el proceso terapéutico mediante un enfoque práctico y accesible. Su capacidad para ser utilizado de múltiples maneras (como férula y herramienta de rehabilitación activa) refuerza su valor como

solución integral, más allá de la simple reducción en el tiempo de recuperación. Así, el dispositivo IoMT no solo cumple con su objetivo principal, sino que también mejora la experiencia del paciente al ofrecer comodidad, flexibilidad y continuidad en el tratamiento.

CAPÍTULO V

5.1 Conclusiones

Este proyecto de investigación implementó un dispositivo IoMT basado en hardware abierto, inspirado en principios de impresión 3D, para asistir en la rehabilitación de pacientes con esguinces de primer y segundo grado. El sistema incorporó motores paso a paso, tornillos de potencia y ejes, permitiendo un control preciso de movimientos de elevación y descenso, gestionado mediante una aplicación móvil con un botón de emergencia para garantizar la seguridad del paciente en caso de dolor o fallo técnico.

La evaluación del dispositivo se realizó en colaboración con la Asociación de Personas con Discapacidad Física de Chimborazo (ASODICH), donde se demostró su eficacia clínica. Los resultados revelaron que los pacientes que utilizaron el dispositivo durante su rehabilitación registraron un tiempo promedio significativamente menor (20.94 horas) en comparación con aquellos que siguieron métodos tradicionales (21.76 horas). Esta diferencia no solo confirma la relevancia estadística del dispositivo, sino también su impacto práctico al reducir el tiempo de recuperación.

5.2 Recomendaciones

Durante el desarrollo del dispositivo, se identificaron varios aspectos críticos que deben ser considerados para futuras mejoras. Uno de los principales retos fue el diseño adecuado de las piezas antes de ser impresas en 3D, ya que errores en esta etapa generaban impresiones defectuosas o piezas inservibles. Se recomienda realizar una validación más rigurosa del modelo 3D antes de su fabricación, empleando simulaciones y revisiones de ajuste entre componentes. Además, se observó que el grosor insuficiente de las paredes generaba fracturas con facilidad, por lo que se sugiere incrementar este parámetro especialmente en zonas de carga, sin comprometer en exceso el peso total del dispositivo.

Otro punto relevante es evitar que las superficies rígidas del dispositivo entren en contacto directo con estructuras óseas del usuario, lo cual podría causar molestias o lesiones. Se recomienda rediseñar las zonas de contacto para distribuir la presión o emplear materiales más suaves en esas áreas. Asimismo, aunque los motores paso a paso utilizados cumplen su función, sería beneficioso considerar motores con mayor torque que mejoren la potencia y precisión del movimiento. No obstante, esta mejora debe mantenerse dentro de los límites de peso y tamaño para no afectar la portabilidad del sistema. Estas observaciones permitirán avanzar hacia un diseño más funcional, seguro y ergonómico.

BIBLIOGRAFÍA

- [1] Atmel. (2016) Atmega16u4/atmega32u4. 18 de Junio de 2025. [Online]. Available: https://ww1.microchip.com/downloads/en/DeviceDoc/Atmel-7766-8-bit-AVR-ATmega16U4-32U4_Datasheet.pdf
- [2] M. L. O. Plazas, A. P. R. Peñaloza, and J. A. A. Moreno, *Hidratación en el deporte y la actividad física: principios y métodos aplicados*. Bogotá: Facultad de Medicina. Universidad Nacional de Colombia, 2022.
- [3] K. A. C. Santacruz, “Técnica de kaltenborn para mejorar la biomecánica en esguince de tobillo grado ii en pacientes de 20 a 45 años de edad que acuden al área de fisioterapia del dispensario médico de la policía nacional de la subzona chimborazo n6, 2018,” Riobamba, Ecuador, 2018.
- [4] E. B. A. Fernando, “Vendaje funcional para prevención de esguinces de tobillo en futbolistas del equipo profesional del centro deportivo olmedo,” Riobamba, Ecuador, 2017.
- [5] V. M. C. Armijos, “Eficacia de los ejercicios pliométricos aplicados a personas sedentarias con esguince de tobillo atendidos en la junta provincial cruz roja de chimborazo en el período de junio a noviembre del 2014,” Riobamba, Ecuador, 2015.
- [6] A. A. Palma-Huerta, Y. Lozano-Hernández, H. L. Serrano-Molina, J. E. Velázquez-Velázquez, and C. M. Montelongo-Vázquez, “Instrumentación de un prototipo trans-tibial para replicar el ciclo de marcha en tobillo,” *Pädi Boletín Científico de Ciencias Básicas e Ingenierías del ICBI*, vol. 10, no. Especial 6, 2022.
- [7] I. R. Rodríguez, M. C. Valera, and J.-V. Rodríguez, *El Internet de las Cosas Médicas (IoMT): Una Revolución Tecnológica Aplicable a la Gestión de la Diabetes Mellitus Tipo 1*. Málaga: UMA Editorial. Universidad de Málaga, 2023.
- [8] N. M. E., I. C. F., Úrsula Zelada B., and F. C. M., “Biomateriales y tecnologías de impresión 3d en entrenamiento quirúrgico en otorrinolaringología: una revisión,” *Rev. Otorrinolaringol. Cir. Cabeza Cuello*, vol. 83, 2023.
- [9] J. E. Araque Isidro, “Diseño y control de un prototipo robotizado para la rehabilitación de lesiones de rodilla enfocado al fortalecimiento muscular,” Tesis de Maestría en Controles Industriales, Universidad de Pamplona, Pamplona, Colombia, 2021.
- [10] D. M. Muñoz Puenayan, “Diseño de un rehabilitador de tobillo interactivo para asistir

la recuperación de pacientes posterior a la inmovilización,” Trabajo de grado previo a la obtención del título de Ingeniero en Mecatrónica, Universidad Técnica del Norte, Ibarra, Ecuador, 2019.

- [11] “Uso básico de los equipos biomédicos,” Instituto de Evaluación de Tecnologías en Salud e Investigación (IETSI), EsSalud, Boletín Tecnológico 01-2018, junio 2018.
- [12] A. Mancisidor, A. Zubizarreta, I. Cabanes, P. Bengoa, and A. Brull, “Estimadores de fuerza y movimiento para el control de un robot de rehabilitación de extremidad superior,” *Escuela Técnica Superior de Ingeniería de Bilbao*, 2017.
- [13] M. A. V. Guerrón, “Comparación de métodos de reducción de dimensionalidad enfocados a algoritmos de clasificación supervisados aplicado a datos de redes de sensores,” Trabajo de Grado, Universidad Técnica del Norte, Ibarra, Ecuador, 2019.
- [14] E. D. Ronceros, “Relevancia de la ejecución experimental de proyectos con microcontroladores en el aprendizaje de la ingeniería electrónica,” *Educación*, vol. 29, 2020.
- [15] Ignite Healthwise, LLC. (2024, julio) Esguince de tobillo. 18 de Junio de 2025. [Online]. Available: <https://www.cigna.com/es-us/knowledge-center/hw/temas-de-salud/esguince-de-tobillo-te7557>
- [16] C. Laporta Bravo, “Lesiones en la biomecánica del corredor,” Trabajo Fin de Grado en Podología, Universidad Miguel Hernández, Elche, España, Junio 2017.
- [17] Revista Médica y de Enfermería Ocronos, “Qué ocurre cuando no se trata correctamente un esguince de tobillo,” Marzo 2022, 18 de Junio de 2025. [Online]. Available: <https://revistamedica.com/importancia-tratamiento-esguince-tobillo/>
- [18] S. Sastre. (2022, marzo) Esguince de tobillo: Qué es y por qué a veces tarda en curarse o hay que acabar operando. 18 de Junio de 2025. [Online]. Available: <https://www.barnaclinic.com/blog/traumatologia-deportiva/2022/03/17/esguince-tobillo/>
- [19] A. I. Aureles-Cabrera and H. Aguilar-Sierra, “Diseño y modelado de un robot paralelo tipo stewart para diagnóstico y rehabilitación de tobillo,” in *Memorias del XLI Congreso Nacional de Ingeniería Biomédica*, 2018.
- [20] C. L. Campuzano and L. A. A. Cuentas, “Dispositivo mecánico para la rehabilitación propioceptiva de pacientes con lesiones de tobillo,” Trabajo de grado para optar al título de Ingeniería Biomédica, Escuela de Ingeniería de Antioquia, Universidad CES, Envigado, Medellín, 2010.

- [21] E. E. Caminos Cueva and P. M. Carrera Vanegas, "Prototipo para asistencia en rehabilitación de flexión y extensión del tobillo," Trabajo Fin de Grado, Universidad del Azuay, Cuenca, Ecuador, 2022.
- [22] L. Nagua and P. Tupiza, "Diseño y construcción de un prototipo automático para rehabilitación pasiva de lesión por esguince de tobillo," Working Paper, Febrero 2015, /22100758014.
- [23] D. Luviano Cruz, "Exoesqueleto activo para rehabilitación de tobillo," *Instituto de Ingeniería y Tecnología*, 2021.
- [24] J. I. D. Martínez-Chávez, I. Miguel-Andrés, P. Hernández-Gandarillas, J. de Jesús Mayagoitia-Vázquez, and L. Ángel Ortiz-Lango, "Diseño conceptual y de detalle de un exoesqueleto para fisioterapia de tobillo," *ACONTACS*, vol. 2, 2019.
- [25] J. C. Pérez-Ibarra, A. L. J. Alarcón, J. C. Jaimes, F. M. E. Ortega, M. H. Terra, and A. A. G. Siqueira, "Design and analysis of h_∞ force control of a series elastic actuator for impedance control of an ankle rehabilitation robotic platform," in *American Control Conference*, Seattle, USA, 2017.
- [26] J. T. C. Ocaña, "Kinesiotaping en el tratamiento fisioterapéutico del esguince de tobillo grado ii. federación deportiva de chimborazo 2018-2019," Trabajo de Fin de Grado, Universidad Nacional de Chimborazo, Riobamba, Ecuador, 2019.
- [27] M. Dalmau-Pastor, F. Malagelada, M. Guelfi, and J. Vega, "Anatomía del tobillo," *Revista Española de Artroscopia y Cirugía Articular*, vol. 27, 2020.
- [28] T. Hubbard-Turner, "Lack of medical treatment from a medical professional after an ankle sprain," *Journal of Athletic Training*, vol. 54, 2019.
- [29] D. V. Espinoza Fernández, "Diatermia como tratamiento fisioterapéutico en esguince de tobillo en gimnastas," Tesis de Fin de Grado, 2021.
- [30] Ingeniería Mecafenix. Los 5 motores eléctricos más utilizados para proyectos electrónicos. Ingeniería Mecafenix. 18 de Junio de 2025. [Online]. Available: <https://www.ingmecafenix.com/electronica/motores-electronicos/los-5-motores-electricos-mas-utilizados-para-proyectos-electronicos/>
- [31] F. J. Gómez Zafra, "Situación actual de las baterías de ion-litio para almacenamiento de energía eléctrica," Trabajo Fin de Grado, Universidad de Jaén, Facultad de Ciencias Experimentales, Jaén, España, Julio 2021.

- [32] J. Gómez Gómez, “Principales desafíos y oportunidades de los sistemas de internet de las cosas médicas - iomt,” *Revista Ingeniería e Innovación*, 2020.
- [33] M. León Calero, Marcos-Fernández, and J. Rodríguez-Hernández, “Impresión 3d con materiales elastoméricos,” *Revista de Plásticos Modernos*, vol. 118, 2019. [Online]. Available: <https://www.ictp.csic.es>
- [34] Sparkfun, “Pro micro & fio v3 hookup guide,” 2015, 18 de Junio de 2025. [Online]. Available: <https://learn.sparkfun.com/tutorials/pro-micro--fio-v3-hookup-guide>
- [35] ITeadStudio, “Hc-05 bluetooth to serial port module,” 2010, 18 de Junio de 2025. [Online]. Available: <https://drive.google.com/file/d/1aNruPoOmX9SvfAMW82UgB2iW4Ao2ELgf/view>
- [36] R. M. Nava, A. R. Macías, V. C. Serna, J. A. L. Tello, and A. S. Sales, “Diseño y desarrollo de aplicación remota para el control de recicladora extrusora de filamento usando modulo hc-05,” *Ciencia Latina Revista Científica Multidisciplinar*, vol. 8, 2024.
- [37] DatasheetCafe, “28byj-48 datasheet pdf – 5v, stepper motor – mikro,” 2023, 18 de Junio de 2025. [Online]. Available: <https://www.datasheetcafe.com/28byj-48-datasheet-5v-stepper-motor/>
- [38] Hardwarelibre, “Motor paso a paso 28byj-48: todo lo que debes saber,” 2024, 18 de Junio de 2025. [Online]. Available: <https://www.hwlibre.com/motor-paso-a-paso-28byj-48-todo-lo-que-debes-saber/>
- [39] Arduino, “Arduino and stepper motor configurations,” 2022, 18 de Junio de 2025. [Online]. Available: <https://docs.arduino.cc/learn/electronics/stepper-motors/>
- [40] T. Instruments, “Uln200x, ulq200x high-voltage, high-current darlington transistor arrays,” 2024, 18 de Junio de 2025. [Online]. Available: <https://www.ti.com/lit/ds/symlink/uln2003a.pdf>
- [41] MPS, “Mp2315s,” 2015, 18 de Junio de 2025. [Online]. Available: https://www.monolithicpower.com/en/documentview/productdocument/index/version/2/document_type/Datasheet/lang/en/sku/MP2315S
- [42] V. J.-S.B., “Characterization of li-ion polymer battery to estimate the download time on systems with constant load,” 2012, 18 de Junio de 2025. [Online]. Available: <http://hdl.handle.net/20.500.12622/3875>
- [43] G. S. M. Pulido, K. C. Vargas, I. A. Luna, and T. Granados, “Hacia la realización de un

cargador de batería lipo para una motocicleta deportiva de 83 kw,” 2023.

- [44] K. Szykiedans, W. Credo, and D. Osiński, “Selected mechanical properties of petg 3-d prints,” *Procedia Engineering*, vol. 177, 2017.
- [45] J. S. B. Narváez, “Estado del arte de la metodología y/o factibilidad del aprovechamiento de material (pla, petg) residual en la manufactura aditiva (impresión 3d),” Proyecto de Investigación, Universidad Tecnológica de Pereira, Pereira, 2023.
- [46] J. D. Cabal-Velarde, M. Montes-Pulido, J. Abud-Aranda, J. G. Cabal-Velarde, A. L. Guerrero-Serrano *et al.*, “Diseño, análisis y fabricación de las partes de una bomba centrífuga impresa con filamento petg,” *Pädi Boletín Científico de Ciencias Básicas e Ingenierías del ICBI*, vol. 11, 2023.
- [47] I. Moreno and P. Serracín, “El alcance de la impresora 3d en la medicina,” marzo 2017.
- [48] M. Hoque, M. Jony, M. Hasan, and M. H. Kabir, “Design and implementation of an fdm based 3d printer,” Julio 2019, pp. 1–5.
- [49] G. Amelia Ortiz, “Las impresoras 3d como herramientas científicas,” *Encuentros Multidisciplinarios*, no. 61, Abril 2019.
- [50] E. V. Sánchez and G. M. O. Basauri, *Estadística Inferencial En La Lógica De La Investigación Científica*. Lambayeque, Perú: Universidad Nacional Pedro Ruiz Gallo, 2022.
- [51] V. P. García, “Contrastes de normalidad,” Trabajo Fin de Grao, Facultade de Matemáticas, Universidade de Santiago de Compostela, 2021.
- [52] M. Molina, “Paso a paso. prueba de la t de student para muestras independientes,” *Revista Electrónica de AnestesiaR*, vol. 14, no. 8.

ANEXOS



Figura. 5.27. ASODICH

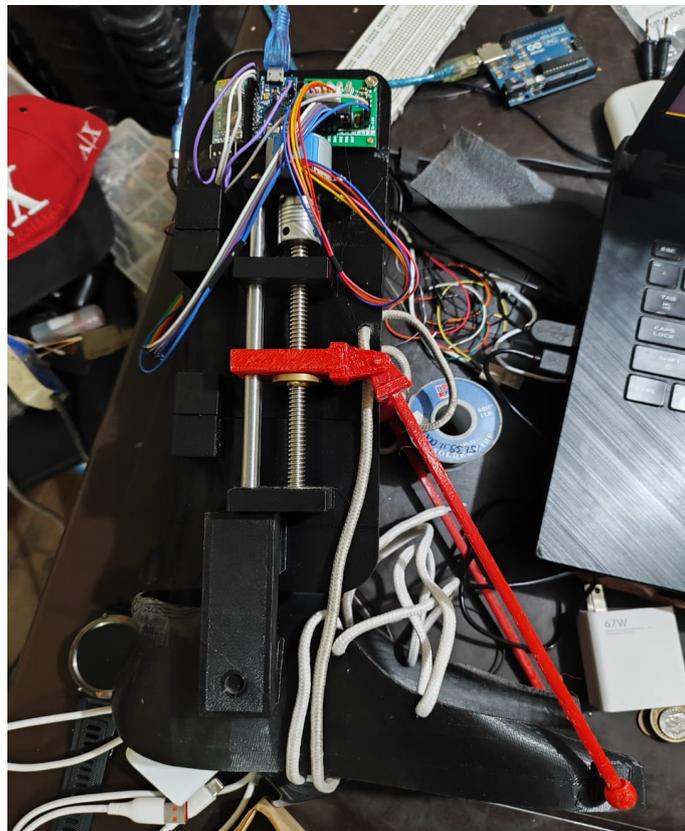


Figura. 5.28. Inicios de ensamble



Figura. 5.29. Primeras Impresiones 3D de las piezas

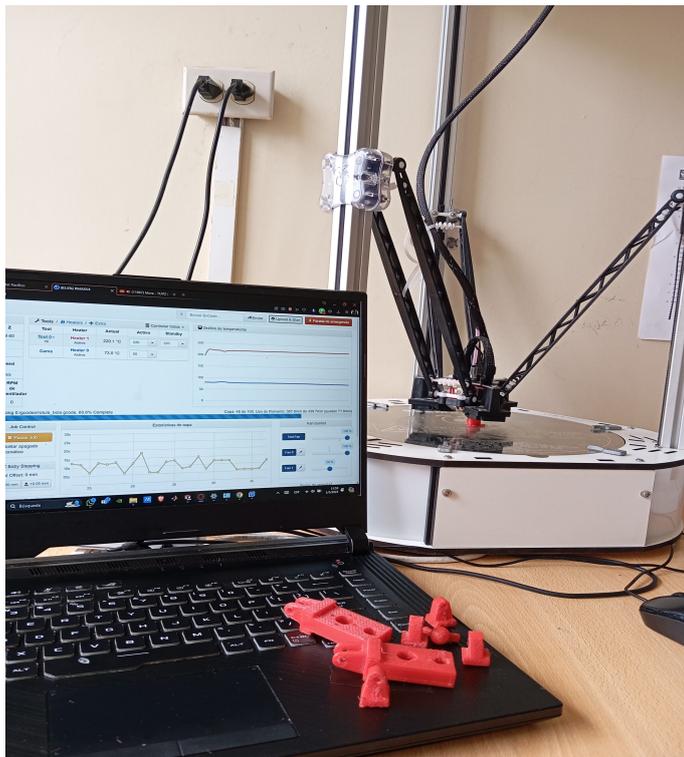


Figura. 5.30. Impresiones de Piezas pequeñas para el dispositivo