UNIVERSIDAD TÉCNICA DEL NORTE

FACULTAD DE INGENIERÍA EN CIENCIAS APLICADAS

CARRERA DE INGENIERÍA EN MECATRÓNICA

TEMA:

"DESARROLLO DE UNA BOTA WALKER PARA REHABILITACIÓN DE LESIONES EN EL PIE Y TOBILLO"

Trabajo de grado previo a la obtención de título de Ingeniero en Mecatrónica

Línea de investigación: Gestión, producción, productividad, innovación y desarrollo socioeconómico.

Autor:

Stalin Manuel Fuentes Quilca

Director:

PhD. Brizeida Nohemí Gámez Aparicio

Asesor:

PhD. David Alberto Ojeda Peña

Ibarra - Ecuador 2026

UNIVERSIDAD TÉCNICA DEL NORTE
BIBLIOTECA UNIVERSITARIA

AUTORIZACIÓN DE USO Y PUBLICACIÓN
A FAVOR DE LA UNIVERSIDAD TÉCNICA DEL NORTE

1. IDENTIFICACIÓN DE LA OBRA

En cumplimiento del Art. 144 de la Ley de Educación Superior, hago la entrega del presente trabajo a la Universidad Técnica del Norte para que sea publicado en el Repositorio Digital Institucional, para lo cual pongo a disposición la siguiente información:

DATOS DE CONTACTO			
CÉDULA DE IDENTIDAD:	1004292742		
APELLIDOS Y NOMBRES:	Fuentes Quilca Stalin Manuel		
DIRECCIÓN:	Atuntaqui, calle 24 de mayo y 21 de noviembre		
EMAIL:	smfuentesq@utn.edu.ec		
TELÉFONO FIJO:	-	**TELÉFONO MÓVIL:**	0978650183

DATOS DE LA OBRA	
TÍTULO:	Desarrollo de una bota Walker para rehabilitación de lesiones en el pie y tobillo
AUTOR (ES):	Stalin Manuel Fuentes Quilca
FECHA: DD/MM/AAAA	19/Febrero/2026
SOLO PARA TRABAJO DE GRADO	
PROGRAMA	■ **PREGRADO** ☐ **POSGRADO**
TITULO POR EL QUE OPTA:	Ingeniero en Mecatrónica
ASESOR/ DIRECTOR:	PhD. Brizeida Gámez / PhD. David Ojeda

2. CONSTANCIAS

El autor (es) manifiesta (n) que la obra objeto de la presente autorización es original y se la desarrolló, sin violar derechos de autor de terceros, por lo tanto, la obra es original y que es (son) el (los) titular (es) de los derechos patrimoniales, por lo que asume (n) la responsabilidad sobre el contenido de la misma y saldrá (n) en defensa de la Universidad en caso de reclamación por parte de terceros.

Ibarra, a los 19 días del mes de febrero de 2026.

EL AUTOR:

Firmado electrónicamente por:
STALIN MANUEL
FUENTES QUILCA
Validar únicamente con FirmaEC

(Firma)……
Nombre: Stalin Manuel Fuentes Quilca

UNIVERSIDAD TÉCNICA DEL NORTE
FACULTAD DE INGENIERÍA EN CIENCIAS APLICAS
CARRERA DE INGENIERÍA EN MECATRÓNICA

CERTIFICACIÓN DEL DIRECTOR DEL TRABAJO DE INTEGRACIÓN CURRICULAR

Ibarra, 19 de febrero de 2026

PhD. Brizeida Nohemí Gámez Aparicio

DIRECTOR DEL TRABAJO DE INTEGRACIÓN CURRICULAR

CERTIFICA:

Haber revisado el presente informe final del Trabajo de Integración Curricular, el mismo que se ajusta a las normas vigentes de la Universidad Técnica del Norte; en consecuencia, autorizo su presentación para los fines legales pertinentes.

Firmado electrónicamente por:
BRIZEIDA NOHEMI GAMEZ APARICIO
Validar únicamente con FirmaEC

(f)…….

PhD. Brizeida Nohemí Gámez Aparicio

C.C.: 1758387383

UNIVERSIDAD TÉCNICA DEL NORTE
FACULTAD DE INGENIERÍA EN CIENCIAS APLICAS
CARRERA DE INGENIERÍA EN MECATRÓNICA

APROBACIÓN DEL COMITÉ CALIFICADOR

El Comité Calificador del trabajo de Integración Curricular "DESARROLLO DE UNA BOTA WALKER PARA REHABILITACIÓN DE LESIONES EN EL PIE Y TOBILLO" elaborado por Stalin Manuel Fuentes Quilca, previo a la obtención del título de INGENIERO EN MECATRÓNICA, aprueba el presente informe de investigación en nombre de la Universidad Técnica del Norte:

Firmado electrónicamente por:
BRIZEIDA NOHEMI GAMEZ APARICIO
Validar únicamente con FirmaEC

(f)……

PhD. Brizeida Nohemí Gámez Aparicio

C.C.: 1758387383

Firmado electrónicamente por:
DAVID ALBERTO OJEDA PENA
Validar únicamente con FirmaEC

(f)……

PhD. David Alberto Ojeda Peña

C.C.: 1757898489

DEDICATORIA

En primer lugar, quiero dedicar esto a Dios, creador de todas las cosas, por permitirme crecer personal y académicamente, por estar a mi lado en cada paso y reto de mi vida. Su sabiduría infinita ha iluminado mi camino para culminar esta etapa de mi vida.

Dedico este trabajo a mis padres, quienes siempre han estado conmigo en los momentos buenos y malos brindándome su apoyo, en especial a mi papá Manuel Fuentes, quien no me ofreció lujos, pero me enseñó el valor del trabajo y del esfuerzo para alcanzar cualquier objetivo. A él, quien ha estado siempre conmigo, apoyándome y guiándome con sus consejos para formarme como una persona de bien. Su ejemplo de esfuerzo, sacrificio y dedicación ha sido el mayor motor para no rendirme nunca y alcanzar mis metas.

A mis hermanos Antonio, por su apoyo y consejos; Marcelo, por ser como un profesor que me ha enseñado y apoyado en el proceso de mi formación; Sofía, por creer siempre en mí; y Ernesto, por estar presente en todo momento y ser como un amigo.

A mis amigos, tanto a aquellos que me acompañan desde muy pequeño como a los que tuve la oportunidad de conocer en la universidad. Gracias por compartir conmigo momentos de alegría, risas, deportes, suspenso y estrés académico, que hicieron más llevadero este camino. Su amistad ha sido un pilar fundamental en mi formación personal y académica.

Y finalmente, a mí mismo, por nunca rendirme ante las adversidades, por creer que siempre hay una solución a todo y luchar cada día para alcanzar mis sueños, gracias al esfuerzo y dedicación que me han permitido alcanzar esta meta en mi vida académica.

AGRADECIMIENTO

Expreso mi profundo agradecimiento a la Universidad Técnica del Norte por la formación académica recibida y por proporcionar los recursos necesarios para el desarrollo de mi carrera profesional.

De manera especial, agradezco a los ingenieros y docentes que compartieron sus conocimientos a lo largo de mi formación, aportando de forma significativa a mi crecimiento académico.

Mi sincero agradecimiento a la Ing. Brizeida Gámez, una de mis primeras docentes de la carrera, demostró empatía y enseñó con vocación. Como tutora de esta tesis, agradezco su orientación, paciencia y compromiso demostrados en cada una de las etapas del proceso.

Asimismo, expreso mi gratitud al Ing. David Ojeda, tutor de esta tesis, quien más que un docente fue un gran amigo, no solo para mí, si no para todos los estudiantes de la carrera. Gracias por su apoyo, guía y valiosos aportes durante el desarrollo de este trabajo.

RESUMEN

El presente trabajo de titulación tuvo como objetivo desarrollar un modelo de bota Walker, una órtesis orientada a optimizar el proceso de rehabilitación del pie y del tobillo, como alternativa a los métodos tradicionales de inmovilización empleados en el contexto ecuatoriano. Estos métodos, como el yeso y las férulas rígidas, pueden generar complicaciones secundarias, como atrofia muscular, rigidez articular y disminución del confort del paciente durante periodos prolongados de uso. La investigación se desarrolló bajo un enfoque aplicado, descriptivo y experimental, integrando la revisión documental, el análisis biomecánico, el diseño, la construcción y la validación funcional. En una primera fase se evaluaron los aspectos anatómicos, fisiológicos, biomecánicos y antropométricos del pie y el tobillo, así como las lesiones más frecuentes asociadas a esta articulación. Posteriormente, se diseñó un prototipo de bota Walker mediante herramientas de diseño asistido por computador, considerando criterios de ergonomía, adaptabilidad, ligereza y control progresivo del rango de movimiento. La fabricación de los componentes se realizó mediante impresión 3D, utilizando materiales poliméricos como PLA reforzado y TPU. El prototipo incorpora un sistema mecánico de restricción de la dorsiflexión y flexión plantar, además de un sistema electrónico básico de asistencia al movimiento con comunicación inalámbrica. Las pruebas funcionales en usuarios sanos evidenciaron estabilidad estructural, adecuado ajuste anatómico y control efectivo.

Palabras clave: Bota Walker, rehabilitación del tobillo, impresión 3D, biomecatrónica, órtesis.

ABSTRACT

The present degree project aimed to develop a Walker boot designed to optimize the rehabilitation process of the foot and ankle, as an alternative to traditional immobilization methods commonly used in the Ecuadorian context. Conventional techniques such as casts and rigid splints may cause secondary complications, including muscle atrophy, joint stiffness, and reduced patient comfort during prolonged use. The research followed an applied, descriptive, and experimental approach, integrating documentary review, biomechanical analysis, and functional validation. In the initial phase, anatomical, physiological, biomechanical, and anthropometric aspects of the foot and ankle were evaluated, along with the most frequent injuries associated with this joint. Subsequently, a Walker boot prototype was designed using computer-aided design tools, considering criteria such as ergonomics, adaptability, lightweight structure, and progressive control of the range of motion. The components were manufactured using 3D printing technology, employing polymeric materials such as reinforced PLA and TPU. The prototype incorporates a mechanical system for restricting dorsiflexion and plantar flexion, as well as a basic electronic motion-assistance system with wireless communication. Functional tests conducted on healthy users demonstrated adequate structural stability, proper anatomical fit, and effective motion control, confirming the technical feasibility of the proposed design.

Keywords: Walker boot, ankle rehabilitation, 3D printing, orthosis.

INDICE DE CONTENIDOS

1. IDENTIFICACIÓN DE LA OBRA 2

2. CONSTANCIAS 2

CERTIFICACIÓN DEL DIRECTOR DEL TRABAJO DE INTEGRACIÓN CURRICULAR 3

APROBACIÓN DEL COMITÉ CALIFICADOR 4

DEDICATORIA 5

AGRADECIMIENTO 6

RESUMEN 7

ABSTRACT 8

INDICE DE CONTENIDOS 9

INDICE DE FIGURAS 13

INDICE DE TABLAS 15

CAPITULO 1: INTRODUCCIÓN 17

1.1 Planteamiento del problema 17

1.2 Objetivos 18

1.2.1 General 18

1.2.2 Específicos 18

1.3 Alcance y delimitación 18

1.4 Justificación 18

CAPÍTULO 2: MARCO REFERENCIAL 20

2.1 Antecedentes 20

2.2 Marco Teórico 24

2.2.1 Aspectos anatómicos del pie y tobillo 24

2.2.2 Aspectos fisiológicos del pie y tobillo 29

2.2.3 Aspectos biomecánicos del pie y tobillo 30

2.2.4 Aspectos antropométricos del pie y tobillo 32

2.2.5 Lesiones más comunes en la articulación del pie y tobillo 34

2.2.6 Tratamiento para lesiones del pie y tobillo 36

2.2.7 Tipos de férulas 37

2.2.8 Bota Walker 38

CAPÍTULO 3: MARCO METODOLÓGICO 41

3.1 Enfoque y tipos de investigación 41

3.2 Diseño de la Investigación 41

3.2.1. Fase 1: Evaluar los aspectos anatómico-fisiológicos de la articulación del pie y del tobillo en pacientes sanos. 42

3.2.2. Fase 2: Diseñar la bota Walker para la rehabilitación del pie y tobillo. 43

3.2.3. Fase 4: Evaluar el funcionamiento del diseño estándar de la bota Walker en pacientes sanos. 44

CAPÍTULO 4: RESULTADOS Y ANÁLISIS 46

4.1 Especificaciones del sistema a diseñar 46

4.2 Alternativas propuestas para la solución 47

4.2.1 Alternativa de solución # 1 47

4.2.2 Alternativa de solución #2 49

4.2.3 Alternativa de solución #3 51

4.3 Selección de mejor solución 55

4.4 Especificaciones de la solución seleccionada 57

4.4.1 Estructura rígida 59

4.4.2 Servomotor MG995 60

4.4.3 Arduino Pro Mini 61

4.4.4 Tapa de la caja de control 62

4.4.5 Tornillo sin fin 63

4.4.6 Corona dentada 64

4.4.7 Barra de transmisión de fuerza 64

4.4.8 Soporte frontal de la bota 65

4.4.9 Sistema de restricción de movimiento 66

4.4.10 Estructuras laterales de soporte 67

4.4.11 Plataforma plantar anatómica 68

4.4.12 Sistema de sujeción 69

4.4.13 Cálculos 70

4.4.13.1 Análisis estático de barra: 70

4.4.13.2 Análisis por elementos finitos de barra 74

4.4.13.3 Análisis de eje: Torsión 76

4.4.13.4 Análisis de torsión por elementos finitos 81

4.4.13.5 Análisis por elementos finitos de flexión del eje 86

4.4.13.6 Análisis de engranaje 87

4.4.13.7 Análisis de tornillo sinfín 88

4.4.13.8 Análisis de la estructura rígida 90

4.4.14 Diseño electrónico del sistema 91

4.4.15 Programación del sistema de control 92

4.4.16 Interfaz móvil de control 93

4.4.17 Diagrama de flujo del sistema 95

4.4.18 Implementación 97

4.4.19 Fabricación de componentes 97

4.5 Ensamblaje del prototipo 97

4.6 Desarrollo de pruebas 98

4.6.1 Pruebas de funcionalidad 99

4.7 Análisis de resultados 108

CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES 110

5.1. Conclusiones 110

5.2. Recomendaciones 111

REFERENCIAS 113

INDICE DE FIGURAS

Fig 2. 1. Vista general del pie y tobillo [15] 24
Fig 2. 2 Peroné [17].....25
Fig 2. 3 Tibia [18]. 25
Fig 2. 4 Astrágalo [20]. 26
Fig 2. 5 Ligamentos que unen al tobillo [21]. 26
Fig 2. 6 Calcáneo [23] 27
Fig 2. 7 Hueso escafoides [24]. 27
Fig 2. 8 Huesos cuneiformes [26]. 28
Fig 2. 9 Hueso cuboides [27]. 28
Fig 2. 10 Huesos metatarsianos[29]. 29
Fig 2. 11 Falanges[30].....29
Fig 2. 12. Movimientos del pie: (a) Flexión dorsal, (b) Flexión neutral, (c) Flexión plantar 30
Fig 2. 13 Grados de desplazamiento en flexión plantar y dorsiflexión [34]. 31
Fig 2. 14 Rotación articular pie-tobillo [33]. 32
Fig 2. 15 Esguince en el tobillo [39]. 34
Fig 2. 16 Fractura del tobillo[41] 35
Fig 2. 17 Tendinitis aquilea [43]. 36
Fig 2. 18 Férula pasiva [47]. 37
Fig 2. 19 Férula activa [49]. 38
Fig 2. 20 Walker corta [51]. 39
Fig 2. 21 Walker larga [52]. 39
Fig 2. 22 Walker articulada [8]. 40
Fig 4. 1 Alternativa de solución Nro.1.....48
Fig 4. 2 Opción 2 Bota Walker hermetizada con dispositivo electrónico.....50
Fig 4. 3 Bota Walker 52

Fig 4. 4 Rehabilitador.....53
Fig 4. 5. Aplicación móvil 54
Fig 4. 6 Prototipo de Bota Walker orientada a la rehabilitación del pie y tobillo.....58
Fig 4. 7 Vista explosionada de la caja de control.....59
Fig 4. 8 Estructura rígida.....60
Fig 4. 9 Servomotor 995 61
Fig 4. 10 Arduino Pro Mini.....62
Fig 4. 11 Tapa 63
Fig 4. 12 Tornillo sin fin 63
Fig 4. 13 Corona dentada 64
Fig 4. 14 Barra de transmisión de fuerza 65
Fig 4. 15 Soporte frontal de la bota.....65
Fig 4. 16 Sistema de restricción de movimiento 66
Fig 4. 17 Sistema de articulación del tobillo.....67
Fig 4. 18 Estructura lateral de la Bota Walker 68
Fig 4. 19 Plataforma plantar anatómica 68
Fig 4. 20 Sistema de sujeción para correas 69
Fig 4. 21 Sección transversal de perfil 70
Fig 4. 22 Diagrama de cuerpo libre.....71
Fig 4. 24 Mallado de barra 74
Fig 4. 25 Tensiones 75
Fig 4. 26 Desplazamiento.....75
Fig 4. 27 Factor de seguridad.....76
Fig 4. 28 Diagrama de cuerpo libre.....76
Fig 4. 29 Malla de eje con restricciones (color verde) y carga de torsión (color morado) en extremos. 81
Fig 4. 30 Esfuerzos de torsión.....81
Fig 4. 31 Desplazamiento por efecto de torsión.....82
Fig 4. 32 Factor de seguridad por efecto de torsión. 82
Fig 4. 33 Diagrama de fuerza y momento flector 84

Fig 4. 34 Análisis por elementos finitos: (a) Mallado, (b) Tensión, (c) Desplazamiento, (d) Factor de seguridad....87
Fig 4. 35 Análisis por elementos finitos: (a) Mallado, (b) Tensión, (c) Desplazamiento, (d) Factor de seguridad....88
Fig 4. 36 Análisis por elementos finitos: (a) Mallado, (b) Esfuerzos, (c) Desplazamiento, (d) Factor de seguridad....90
Fig 4. 37 Análisis por elementos finitos: (a) Mallado, (b) Tensiones, (c) Desplazamiento, (d) Factor de seguridad....91
Fig 4. 38 Diagrama del circuito electrónico....92
Fig 4. 39 Código para el control de movimiento de la bota Walker....93
Fig 4. 40 Interfaz gráfica de la aplicación de control....94
Fig 4. 41 Bloques de programación de la aplicación móvil desarrollada en MIT App Inventor...95
Fig 4. 42 Diagrama del funcionamiento del dispositivo electrónico....96
Fig 4. 43. Diagrama de funcionamiento del Aplicativo de Control....96
Fig 4. 44 Bota Walker colocada en el usuario durante prueba de ajuste y estabilidad....98
Fig 4. 45 Bota Walker colocada en el usuario durante prueba de ajuste y estabilidad....102
Fig 4. 46 prototipo de bota Walker con integración del sistema de articulación y asistencia al movimiento....105
Fig 4. 46 prototipo de bota Walker con integración del sistema de articulación y asistencia al movimiento....108

INDICE DE TABLAS

Tabla 2. 1. Datos antropométricos del pie [37]. 34

Tabla 4. 1 Componentes de la alternativa de solución Nro. 1....49
Tabla 4. 2 Componentes de la alternativa de solución Nro. 2....51
Tabla 4. 3 Componentes de la alternativa de solución Nro. 3....55
Tabla 4. 4 Comparación de alternativas de solución en base a sus especificaciones....56
Tabla 4. 5 Componentes de la caja de control....59

Tabla 4. 6 Propiedades del PLA [53]. 60
Tabla 4. 7 Especificaciones técnicas del servomotor MG995 [54]. 61
Tabla 4. 8 Especificaciones técnicas del Arduino pro mini [55] 62
Tabla 4. 9 Propiedades del aluminio 65
Tabla 4. 10. Propiedades del TPU [56]. 69
Tabla 4. 11. Propiedades mecánicas de la barra 70
Tabla 4. 12. Tabla de mediciones con regulador de tobillo: Regulador “Restrictivo” 100
Tabla 4. 13. Tabla de mediciones con regulador de tobillo: Regulador “Medio” 101
Tabla 4. 14. Tabla de mediciones con regulador de tobillo: Regulador “Libre” 101
Tabla 4. 15. Registro resumido por series de 10 ciclos 104
Tabla 4. 16. Tiempo de conexión 107
Tabla 4. 17. Ejecución de comandos 107

CAPITULO 1: INTRODUCCIÓN

1.1 Planteamiento del problema

Las fracturas y esguinces en el pie y el tobillo son lesiones comunes que afectan a gran parte de la población y suelen ocurrir por actividades cotidianas, como accidentes de tránsito, entrenamientos deportivos o caídas que provocan movimientos bruscos en las articulaciones y generan daños en los tejidos del cuerpo [1].

En Ecuador, el tratamiento para este tipo de lesiones se basa principalmente en métodos tradicionales de inmovilización como el yeso o férulas que pueden causar complicaciones secundarias, como atrofia muscular en el pie y tobillo, pérdida de movilidad articular y desequilibrios biomecánicos en las extremidades inferiores debido a los materiales utilizados en la fabricación que afectan tanto a su durabilidad como a la comodidad del paciente [2].

La bota Walker, un dispositivo diseñado para la rehabilitación previa a lesiones y para mejorar la movilidad del paciente, no es de uso común en el país. Esto se debe a diversos factores, como la disponibilidad en el mercado o el alto costo, sumado a los gastos adicionales asociados a la rehabilitación, que representa una barrera significativa para pacientes con recursos económicos limitados.

Sin embargo, el diseño actual de las botas Walker no siempre se adapta de manera adecuada a las diversas morfologías del pie y tobillo, lo que puede causar fatiga muscular y molestias en los pacientes que deben utilizarlas por periodos prolongados, afectando su eficacia y confort [3].

Dado lo anterior, en el siguiente trabajo se pretende desarrollar un prototipo de bota Walker con fines de inmovilización y rehabilitación del pie y tobillo.

1.2 Objetivos

1.2.1 General

Desarrollar una bota Walker que optimice el proceso de rehabilitación del pie y del tobillo.

1.2.2 Específicos

- Evaluar los aspectos anatómico-fisiológicos de la articulación del pie y del tobillo en pacientes sanos.
- Diseñar la bota Walker para la rehabilitación del pie y del tobillo.
- Construir los componentes necesarios para el ensamblaje de la bota Walker.
- Evaluar el funcionamiento del diseño estándar de la bota Walker en pacientes sanos.

1.3 Alcance y delimitación

El proyecto abarcará desde la investigación teórica basada en anatomía, fisiología, biomecánica, antropometría del pie y del tobillo, lo que proporcionará las bases para el diseño de la bota Walker, incluyendo modelado 3D empleando un software de diseño asistido por computador.

Se verificará la validación de cada pieza con los cálculos inherentes para generar la construcción de cada componente y llevarlo al ensamblaje.

Finalmente, se realizarán pruebas con la bota Walker en pacientes sanos.

1.4 Justificación

El desarrollo de la bota Walker, puede remplazar a férulas y métodos de rehabilitación comunes que no son tan efectivos, ofreciendo una recuperación más eficiente, cómoda y segura para las personas con lesiones de este tipo. Las lesiones en estas áreas suelen ser incapacitantes, por eso, una correcta rehabilitación es esencial para evitar problemas de movilidad a futuro.

En la actualidad, existen botas Walker en el mercado que no cumplen con las expectativas necesarias para las personas con lesiones en el pie y el tobillo, ya que presentan algunas limitaciones, como la comodidad y la ergonomía, además, no son adaptables a las necesidades de cada paciente. Un diseño optimizado que priorice aspectos como la adaptabilidad, la ligereza y la estabilidad al momento de movilizarse puede marcar una diferencia significativa en la rehabilitación, permitiendo una recuperación avanzada y reduciendo el riesgo de recaídas.

Este proyecto abarcará el impacto económico y social de las lesiones en el pie y el tobillo. Estas no solo afectan a la calidad de vida, sino que también generan gastos en temas de salud y la pérdida de productividad socioeconómica, lo que disminuirá los gastos de la rehabilitación.

Se podría contribuir al desarrollo de modelos de dispositivos de rehabilitación en Ecuador.

CAPÍTULO 2: MARCO REFERENCIAL

2.1 Antecedentes

En este estudio se evaluó el uso de los andadores removibles con yeso (RCW) aplicados para reducir la presión plantar en pacientes con úlceras en el pie diabético neuropáticas plantares (DRFU). En este estudio participaron 16 personas con esta enfermedad, midiéndose las presiones plantares en cada paciente bajo ciertas condiciones distintas al caminar, permitiendo comprobar el efecto de las cargas sobre las zonas afectadas del pie. Indicando que el andador removible con yeso fieltro adherido directamente al pie logró la mayor reducción de la presión plantar máxima (83.1%), siendo esta la más efectiva que las otras condiciones [4].

En otro trabajo de grado se determinó la frecuencia y localización de efectos musculoesqueléticos asociados al uso de la órtesis CAM-Walker, que se utiliza para el control del movimiento del tobillo en patologías ortopédicas y quirúrgicas de pie y tobillo. Incluyendo a 62 pacientes a quienes se les prescribió una órtesis CAM-Walker, después de un periodo de tiempo de haber retirado la órtesis, se recogieron los datos de la órtesis (articulada o fija) para saber si los efectos se resolvieron tras su retiro. Los resultados mostraron que las órtesis articuladas generan menos efectos a distancia, pero más molestias locales que las fijas [5].

Adicionalmente, un estudio de posgrado evaluó la efectividad de diversas modalidades de rehabilitación de pacientes con fracturas en el tobillo. Evaluando los expedientes clínicos de 571 personas, que tenían distintos parámetros como el tipo de fractura, tratamiento, nivel de dolor, entre otros. Para considerar una bota de movimiento controlado y removible se observó la mejora de los arcos de movimiento y la reducción del dolor que se redujo significativamente [6].

En el estudio se investigaron los mecanismos biomecánicos que se activan en las articulaciones de la cadera, la rodilla y la extremidad contralateral, cuando se utilizan botas CAM. Con doce participantes sanos que caminaron en un tapiz con distintos calzados para evaluar la condición mecánica en la marcha. Mostrando un aumento significativo en las articulaciones ipsilaterales de la cadera y la rodilla [7].

En un proyecto previo, se buscó desarrollar un rediseño de una bota ortopédica tipo andador con el objetivo de mejorar sus prestaciones funcionales y ergonómicas, esenciales para la protección y rehabilitación de lesiones en el pie y tobillo, facilitando la movilidad del paciente durante el período de recuperación. El proceso se llevó a cabo mediante un análisis exhaustivo de productos similares ya existentes en el mercado, identificando sus ventajas y limitaciones. Además, se consultaron expertos en rehabilitación y se tomaron en cuenta las necesidades específicas de los usuarios. Uno de los resultados clave fue la reducción en el número de piezas de la órtesis, lo cual no solo mejoró el tiempo de fabricación y montaje, sino que también hizo viable su manufactura mediante tecnologías de impresión 3D [8].

En un artículo de difusión sobre la fisiología de la rótula a cargo de Pedro Artero Orta. Se analizó la fisiología de la rótula, enfocándose en los factores de riesgo y las precauciones necesarias para prevenir disfunciones, especialmente en el tema de actividades físicas exigentes como la danza. El proceso se llevó a cabo mediante una revisión detallada de las interacciones anatómicas y biomecánicas de la rótula con las estructuras circundantes, incluyendo el cuádriceps, la tróclea femoral y la tibia. Se utilizaron imágenes ilustrativas y referencias bibliográficas especializadas en biomecánica, fisiología articular y técnicas de prevención de lesiones. El estudio concluyó que una adecuada alineación de la rótula, el fortalecimiento específico del vasto interno, y una técnica correcta de movimiento pueden minimizar significativamente el riesgo de luxación externa.

Además, se destacó la importancia de equilibrar la musculatura de la rodilla y evitar posiciones extremas que aumenten la presión sobre la rótula. Estos hallazgos subrayan la relevancia de estrategias preventivas en la planificación de entrenamientos y tratamientos en terapia física deportiva [9].

En un trabajo de titulación se propuso un tratamiento conservador utilizando una bota ortopédica neumática tipo Walker larga en pacientes con fractura de maléolo lateral aislado de tipo Weber B estable. Se analizaron los resultados funcionales de esta alternativa y se compararon con los obtenidos mediante intervención quirúrgica. Para ello, se llevó a cabo un estudio transversal analítico entre agosto de 2018 y agosto de 2019, en el que participaron 44 pacientes con este tipo de fractura. Aquellos tratados con la bota fueron sometidos a controles clínicos y radiológicos en momentos específicos (una, dos, seis y 12 semanas), evaluando la alineación de la fractura, el espacio medial y el proceso de consolidación ósea. A los 12 meses, se aplicaron las escalas funcionales OMA, FAAM y AOFAS para determinar el estado funcional de los pacientes, siendo estas mediciones realizadas por un médico especializado. Los resultados fueron comparados con los de un grupo control sometido a cirugía. En total, 23 pacientes recibieron tratamiento con bota y 21 fueron operados, con una edad promedio de 34.7 años. Los hallazgos mostraron que los pacientes tratados con bota lograron una funcionalidad favorable del tobillo, con una puntuación promedio de 89.6 en la escala AOFAS, donde el 95.5% de los casos fueron clasificados como funcionales. Las puntuaciones medias en las escalas FAAM y OMA fueron de 80.6 y 93.4, respectivamente [10].

En un trabajo de grado se llevó a cabo una revisión bibliográfica sobre la frecuencia de lesiones en pie y tobillo en bailarines de danza clásica. El objetivo fue identificar las lesiones más comunes, analizar su biomecánica, examinar diferencias entre géneros y evaluar la influencia del calzado. Se

realizó una búsqueda sistemática en bases de datos científicas como PubMed, Scopus y Dialnet, empleando términos clave como "lesiones en pie", "danza" y "tobillo". Los criterios de selección incluyeron artículos publicados en los últimos cinco años, estudios centrados en humanos y aquellos que abordaran específicamente lesiones en pie y/o tobillo en el ámbito de la danza. Como resultado, se identificaron ocho artículos relevantes que describieron lesiones frecuentes, tales como esguinces de tobillo, tendinopatía del tendón de Aquiles, fracturas por estrés en los metatarsianos y otras afecciones musculoesqueléticas [11].

Por otra parte, se presentó el caso de un paciente de 17 años con síndrome de Down que sufrió una variante de la fractura-luxación de Bosworth. Esta lesión se caracterizó por una fractura diafisaria proximal de la fíbula, acompañada de luxación posterior del fragmento distal y subluxación del peroné distal debido a la interposición de un fragmento de Tillaux-Chaput. Para su tratamiento, se llevó a cabo una cirugía de reducción, tanto abierta como cerrada, con el objetivo de extraer el fragmento de Tillaux-Chaput, fijar el fragmento tibial avulsionado con un tornillo y estabilizar la articulación tibiofibular distal mediante dos dispositivos sindesmales. Posteriormente, el paciente mantuvo un período de descarga de seis semanas, seguido de una fase de movilidad con bota ortopédica. Gracias a este tratamiento, logró recuperar la funcionalidad normal y, en la actualidad, practica deporte con mínimas restricciones [12].

Asimismo, se desarrolló una órtesis dinámica de tobillo-pie (AFO pasiva) con el propósito de prevenir y corregir la progresión del pie equino, además de optimizar la marcha en una persona adulta con cuadriparesia espástica. El diseño de la órtesis AFO pasiva incorpora un sistema de compensación de cargas en la articulación del tobillo, lo que le otorga propiedades similares a una órtesis activa. Esta innovación permite superar las limitaciones de los dispositivos existentes en el

mercado, como la rigidez provocada por el uso continuo de órtesis AFO/DAFO o el alto desgaste metabólico derivado del peso de las órtesis activas [13].

2.2 Marco Teórico

El diseño de una férula de rehabilitación para el miembro inferior requiere el conocimiento de ciertos aspectos anatómicos, fisiológicos y biomecánicos sobre el pie y la articulación del tobillo. Los cuales se presentan a continuación.

2.2.1 Aspectos anatómicos del pie y tobillo

El pie y el tobillo están compuestos por una compleja estructura de huesos, articulaciones, músculos, ligamentos y tendones que trabajan en conjunto para soportar el peso del cuerpo y permitir el movimiento [14]. En la **Fig. 2.1** se puede apreciar una vista general y estructural del pie y el tobillo.

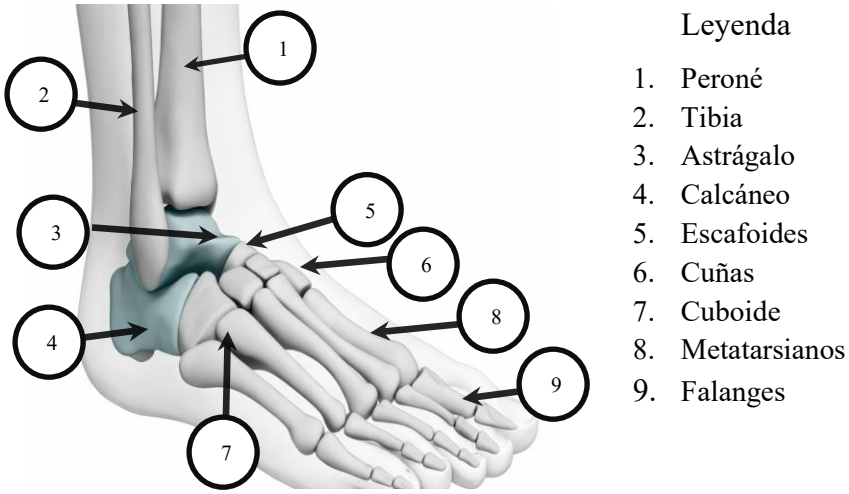


Fig 2. 1. *Vista general del pie y tobillo [15]*

2.2.1.1 Peroné

El peroné mostrado en la **Fig. 2.2** también llamado fíbula, es el hueso largo y delgado ubicado en la parte lateral de la pierna, junto a la tibia. Una fractura del peroné distal es muy frecuente y en la mayoría de los casos el tratamiento debe ser quirúrgico [16].

Fig 2. 2 *Peroné [17].*

2.2.1.2 Tibia

La tibia es un hueso largo de gran resistencia ubicado en la zona media de la pierna que se extiende desde la articulación de la rodilla hasta el tobillo y es el principal responsable de la transmisión del peso corporal hacia el pie. Su extremo distal es articulado con el tobillo mediante el maléolo medial, contribuyendo a la estabilidad del miembro inferior [18]. En la **Fig.2.3** se puede identificar la tibia.

Fig 2. 3 *Tibia [18].*

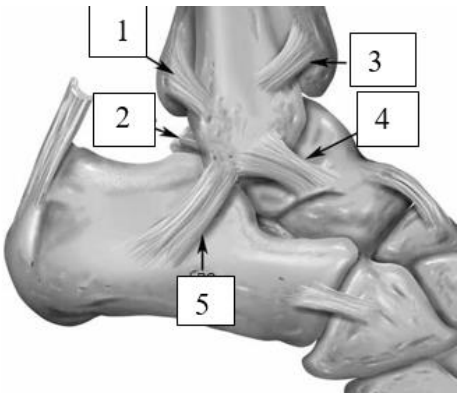
2.2.1.3 Astrágalo

El astrágalo es el segundo hueso más grande del tarso y cumple un papel fundamental en la articulación y la carga del tobillo. Al mismo tiempo, el astrágalo tiene aproximadamente un 65% de su superficie cubierta por cartílago articular. Aunque sus fracturas son poco frecuentes (alrededor del 0,4 % del total de fracturas), representan lesiones graves por la complejidad de su diagnóstico, tratamiento y por las posibles complicaciones agudas y tardías. Generalmente se producen por traumatismos de alta energía, como accidentes de tránsito o caídas desde gran altura [19]. En la **Fig.2.4** se puede apreciar la ubicación del astrágalo**.**

Fig 2. 4 *Astrágalo [20].*

2.2.1.4 Ligamentos del tobillo

Los ligamentos son fibras densas y resistentes de tejido fibroso cuya función es unir los huesos del tobillo y proporcionar estabilidad a la articulación, evitando movimientos excesivos que causen lesiones [21]. En la **Fig.2.5** se pueden apreciar los ligamentos que unen al tobillo.



Leyenda

1. Ligamento tibioperoneo posterior
2. Ligamento peroneoastragalino posterior
3. Ligamento tibioperoneo posterior
4. Ligamento peroneoastragalino anterior
5. Ligamento peroneocalcáneo

Fig 2. 5 *Ligamentos que unen al tobillo [21].*

2.2.1.5 Calcáneo

El calcáneo es el hueso más grande y resistente del tarso; está ubicado en la parte posterior del pie y forma el talón. Las fracturas del calcáneo representan el 2 % del total de las fracturas y aproximadamente el 60 % de todas las lesiones del tarso, siendo causadas principalmente por caídas desde gran altura, lo que genera un impacto negativo en la marcha y en las actividades cotidianas [22]. En la **Fig.2.6** se aprecia un esquema del calcáneo.

Fig 2. 6 *Calcáneo [23]*

2.2.1.6 Escafoides

El escafoides es un hueso del tarso que se sitúa en la parte media del pie, entre el astrágalo y los huesos cuneiformes. Es una estructura clave para el soporte y la biomecánica del pie [24]. En la **Fig.2.7** se observa el hueso escafoides.

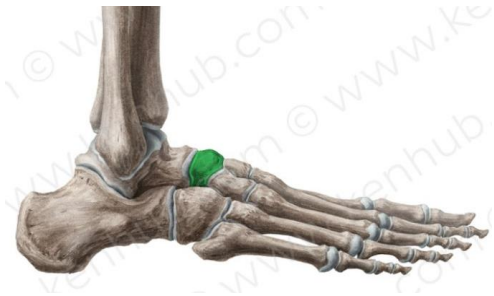
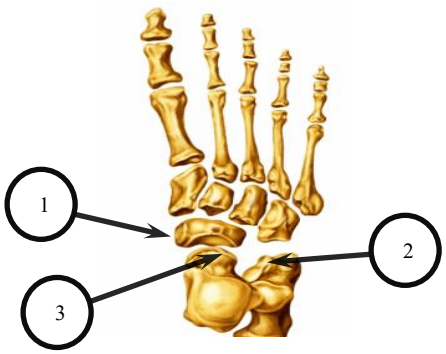


Fig 2. 7 *Hueso escafoides [24].*

2.2.1.7 Cuñas

Las cuñas, también llamadas huesos cuneiformes, son tres huesos del tarso ubicados en la parte media del pie. Las fracturas de los huesos cuneiformes se producen de manera directa o indirecta

cuando existe una fuerza de alto impacto en el dorso del pie, o durante caídas y accidentes de tránsito [25]. En la **Fig.2.8** se muestra la ubicación de las cuñas.



Leyenda

1. Cuneiforme medial
2. Cuneiforme lateral
3. Cuneiforme intermedio

Fig 2. 8 *Huesos cuneiformes [26].*

2.2.1.8 Cuboides

El hueso cuboides que se indica en la **Fig.2.9** es un hueso corto ubicado en la parte lateral del pie, localizado en la fila distal de los huesos tarsales [27].

Fig 2. 9 *Hueso cuboides [27].*

2.2.1.9 Metatarsianos

Los huesos metatarsianos del pie son cinco huesos largos ubicados entre el tarso y las falanges de los dedos [28]. En la **Fig.2.10** se observan los metatarsianos.

Leyenda
1. Primer metatarsiano
2. Segundo metatarsiano
3. Tercer metatarsiano
4. Cuarto metatarsiano
5. Quinto metatarsiano

Fig 2. 10 *Huesos metatarsianos[29].*

2.2.1.10 Falanges

Las falanges son huesos largos del pie situados distal a los metatarsos [30]. En la **Fig. 2.11** se muestra la ubicación de las falanges.

Leyenda

1. Falanges distales
2. Falanges mediales
3. Falanges proximales

Fig 2. 11 *Falanges[30].*

2.2.2 Aspectos fisiológicos del pie y tobillo

Durante la marcha, el sistema tobillo-pie cambia dinámicamente, actuando como un engranaje o una palanca en la articulación del tobillo con el suelo. Este cambio en la mecánica tobillo-pie regula la velocidad de contracción de la flexión plantar, lo que influye directamente en la producción de fuerza [31].

- El tobillo actúa como una articulación de carga que transmite las fuerzas desde la pierna hacia el pie, permitiendo movimientos como la flexión dorsal y plantar**.**
- El pie funciona como una estructura dinámica y adaptable. Sus arcos plantares longitudinales y transversales absorben impactos, distribuyen las cargas y se ajustan a diferentes superficies.

2.2.3 Aspectos biomecánicos del pie y tobillo

2.2.3.1 Flexión dorsal y plantar

La flexión plantar es un movimiento que ocurre en el plano sagital (plano anatómico vertical) y consiste en la extensión del pie hacia abajo. Por otro lado, la flexión dorsal se produce cuando el pie se mueve hacia arriba en el mismo plano [32]. En la **Fig.2.12** se observan los movimientos del pie en el plano sagital.

(a) *(b)* *(c)*

***Fig 2. 12**. Movimientos del pie: (a) Flexión dorsal, (b) Flexión neutral, (c) Flexión plantar*

El principal movimiento del tobillo es la flexoextensión. En condiciones normales, su rango va aproximadamente desde 20° en flexión dorsal hasta 45° en flexión plantar. Sin embargo, durante la marcha este rango se reduce: desde 10° en dorsiflexión y 15° en flexión plantar, mientras que para las escaleras el rango varía desde 37° para subir y 56° para bajarlas. En casos de artrosis de tobillo, la dorsiflexión es el primer movimiento en verse limitado, lo que provoca alteraciones en

la marcha, reducción de la longitud del paso y dificultad para desplazarse en escaleras [33]. En la **Fig.2.13** se observan los grados de desplazamiento tanto en flexión plantar como en dorsal.

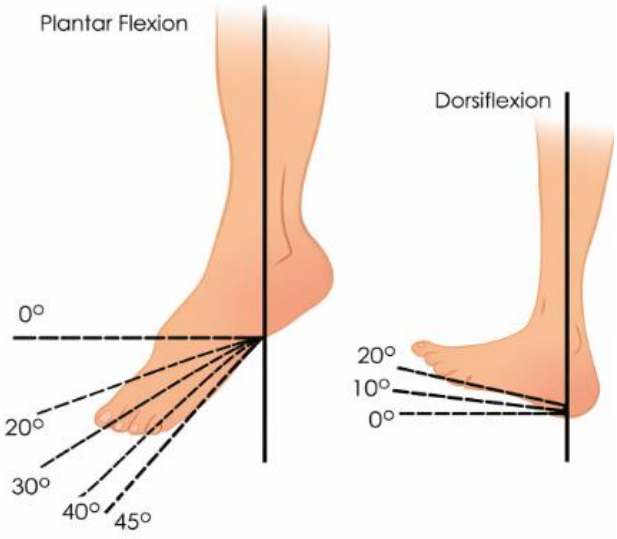


Fig 2. 13 *Grados de desplazamiento en flexión plantar y dorsiflexión [34].*

2.2.3.2 Inversión y eversión

La inversión y la eversión del pie son movimientos que se producen principalmente en el plano frontal. Estos movimientos permiten que el pie se adapte a las irregularidades del terreno y contribuyen a la estabilidad durante la marcha [35].

2.2.3.3 Rotación

La rotación en el plano horizontal de la articulación tobillo-pie corresponde a los movimientos de rotación interna y externa del astrágalo dentro de la mortaja tibioperonea. Estos movimientos no se producen de manera aislada, sino que están estrechamente vinculados a la articulación subastragalina y al funcionamiento conjunto con el retropié.

Durante la marcha, la rotación en el plano horizontal se integra de forma funcional con los movimientos en flexión plantar y dorsiflexión como se muestra en la **Fig.2.14**, permitiendo la adaptación progresiva del retropié al terreno [33].

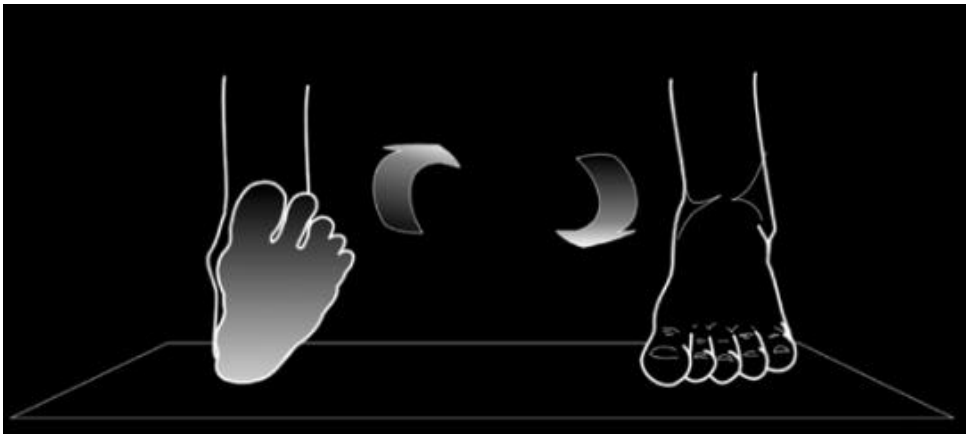


Fig 2. 14 *Rotación articular pie-tobillo [33].*

2.2.4 Aspectos antropométricos del pie y tobillo

La antropometría se encarga de medir las dimensiones y proporciones del cuerpo y sus segmentos (por ejemplo, estatura, peso, longitud y perímetros), con el objetivo de comprender las variaciones físicas entre las personas y aplicar estos datos en campos de diseño y la ergonomía [36].

En un estudio antropométrico se recolectaron modelos en 3D de los pies izquierdo y derecho de 317 jóvenes chinos (155 mujeres y 162 hombres) en condiciones de carga y sin carga de peso. Para cada muestra se tomaron trece dimensiones del pie y un ángulo, se evaluó profundamente las diferencias en la forma del pie entre ambos sexos y sus diferencias bilaterales, así como las diferencias en la forma del pie en diferentes condiciones [37].

Dimensiones antropométricas según J. Morphol:

- **Longitud del pie (FL)** – entre el punto del talón y la punta del dedo.
- **Longitud del empeine (IL)** – entre talón y metatarsal tibial.
- **Longitud empeine fibular (FIL)** – entre talón y metatarsal fibular.
- **Ancho del pie (FW)** – anchura máxima en la parte anterior.
- **Ancho del talón (HW)** – distancia entre los puntos medial y lateral del talón.

- **Altura superior de la bola del pie (HBG)** – desde superficie hasta parte más alta de la bola.
- **Altura del empeine (HI)** – desde la superficie hasta el punto del empeine.
- **Altura del navicular (HN)** – desde la superficie hasta el navicular.
- **Altura del maléolo lateral (LMH)** – altura desde la superficie al maléolo lateral.
- **Altura del maléolo medial (MMH)** – altura desde la superficie al maléolo medial.
- **Circunferencia de la bola del pie (BG)** – medida de perímetro.
- **Circunferencia del empeine (IG)** – perímetro alrededor del empeine.
- **Circunferencia del talón (HGC)** – perímetro alrededor del talón.
- **Ángulo del primer dedo (T1A)** – ángulo entre línea del primer dedo y eje X.

Los siguientes valores están expresados en milímetros (mm) salvo T1A en grados (°). Datos expresados como media ± desviación estándar.

Tabla 2. 1. Datos antropométricos del pie [37].

Medida	Hombres (media ± SD)	Mujeres (media ± SD)
Longitud del pie (FL)	254,56 ± 9,98	232,27 ± 9,03
Empeine (IL)	184,42 ± 8,08	168,90 ± 6,98
Empeine fibular (FIL)	162,28 ± 8,02	148,25 ± 6,74
Ancho pie (FW)	98,79 ± 5,19	88,90 ± 3,78
Ancho talón (HW)	66,10 ± 3,29	60,64 ± 2,70
Altura bola (HBG)	43,20 ± 2,83	37,64 ± 2,82
Altura empeine (HI)	64,88 ± 4,17	58,63 ± 4,35
Altura navicular (HN)	49,94 ± 5,46	44,14 ± 6,34
Maléolo lateral (LMH)	74,20 ± 5,90	67,17 ± 5,03
Maléolo medial (MMH)	86,10 ± 5,30	78,29 ± 6,04
Circunf. bola (BG)	242,11 ± 11,40	222,35 ± 9,11
Circunf. empeine (IG)	242,05 ± 11,57	222,89 ± 9,83
Circunf. talón (HGC)	326,48 ± 12,74	295,99 ± 11,40
Ángulo 1er dedo (T1A)	6,58 ± 3,95	10,03 ± 3,69

2.2.5 Lesiones más comunes en la articulación del pie y tobillo

2.2.5.1 Esguinces

El esguince de tobillo es una de las lesiones más frecuentes, especialmente cuando se practica algún deporte, debido a la realización de movimientos bruscos como cambios de dirección, saltos y giros, que aumentan el riesgo de daño en esta articulación. Aproximadamente el 40 % de las afecciones traumáticas del tobillo se producen durante la práctica deportiva. Los deportes con mayor incidencia de esta lesión son el baloncesto, seguido del fútbol americano y el fútbol. En cuanto a la recuperación, se estima que cerca del 80 % de los casos logra una recuperación completa [38]. En la **Fig.2.15** se muestra un esguince de tobillo.

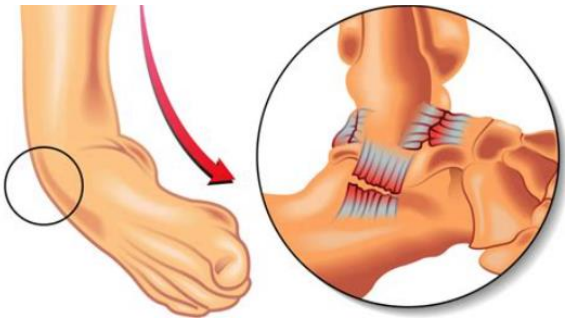


Fig 2. 15 *Esguince en el tobillo [39].*

2.2.5.2 Fracturas

Las fracturas del tobillo son lesiones que tratan sobre la ruptura parcial o total de uno o más huesos que conforman esta articulación. Son lesiones musculoesqueléticas más frecuentes, causadas por un mecanismo de rotación externa asociado a una supinación forzada del tobillo [40]. En la **Fig.2.16** se muestra la fractura del tobillo.

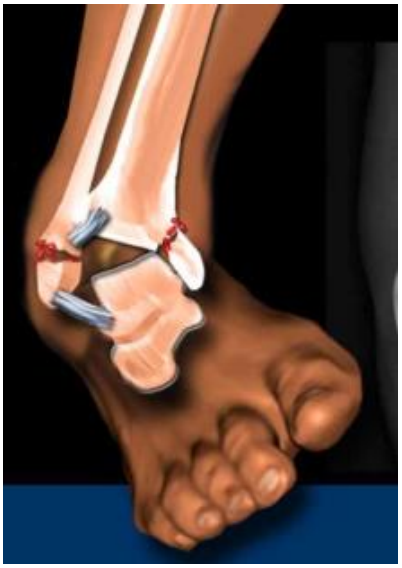


Fig 2. 16 *Fractura del tobillo[41]*

2.2.5.3 Tendinitis

La **t**endinopatía, también denominada tendinitis o tendinosis, es una afección del tendón caracterizada por dolor e inflamación. Los síntomas suelen intensificarse con el movimiento. Puede presentarse en distintas regiones del cuerpo, siendo frecuente en el hombro, codo, muñeca, cadera, rodilla y tobillo, especialmente en el tendón de Aquiles.

Su origen suele estar relacionado con lesiones o sobrecarga por movimientos repetitivos, por lo que afecta con mayor frecuencia a deportistas, músicos y personas que realizan trabajos manuales**.**

Con menor frecuencia, puede asociarse a enfermedades sistémicas como artritis, gota, alteraciones tiroideas o diabetes [42]. En la **Fig.2.17** se muestra una tendinitis.

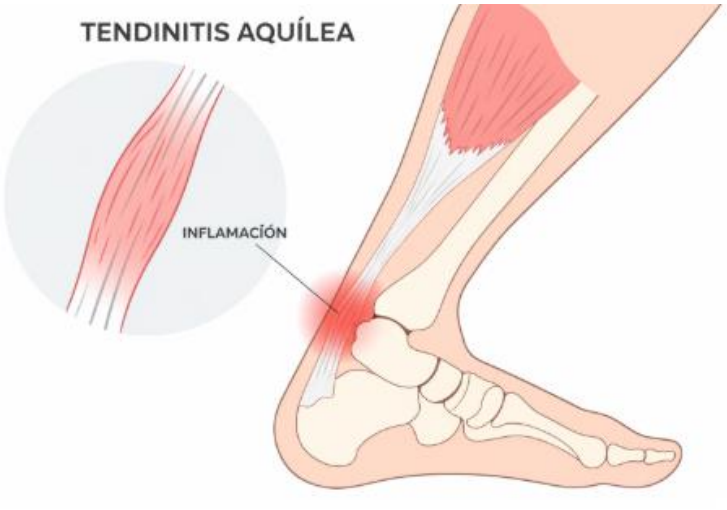


Fig 2. 17 Tendinitis aquilea [43].

2.2.6 Tratamiento para lesiones del pie y tobillo

2.2.6.1 Tratamiento quirúrgico

El tratamiento quirúrgico de las fracturas de tobillo se basa en la restauración anatómica de la articulación mediante la reducción y estabilización interna de los fragmentos óseos, con el objetivo de restablecer la funcionalidad del tobillo [40].

2.2.6.2 Rehabilitación y Fisioterapia

La fisioterapia es la disciplina mediante la cual se restablece la funcionalidad de una articulación del cuerpo a través de sesiones de tratamiento y entrenamiento terapéutico. En el caso del pie y el tobillo, después de una lesión o fractura, existen diversos enfoques y técnicas de rehabilitación orientados a recuperar la movilidad, la fuerza y la estabilidad funcional:

- Flexión plantar con banda: Realizar flexión plantar del tobillo contra la resistencia de la banda

- Flexión dorsal con banda: Realizar flexión dorsal contra la resistencia de la banda
- Eversión con banda: Realizar eversión contra la resistencia de la banda
- Realizar inversión contra la resistencia de la banda [44].

2.2.6.3 Férulas

Una férula es un dispositivo de sujeción hecho con material rígido, que mantiene inmóvil una zona lesionada. Las férulas mantienen los huesos y las articulaciones en su lugar para que puedan curarse después de una fractura, lesión o cirugía [45].

2.2.7 Tipos de férulas

2.2.7.1 Pasiva

Las férulas pasivas o de reposo, son dispositivos médicos de uso externo cuya finalidad es controlar y evitar la progresión de deformidades del pie, además de contribuir a la disminución del dolor y de los procesos inflamatorios [46]. En la **Fig.2.18** se visualiza un modelo de férula pasiva.

Fig 2. 18 *Férula pasiva [47].*

2.2.7.2 Activa

Una férula activa o dinámica es un dispositivo diseñado para realizar actividades de control muscular y estabilidad en las articulaciones de los miembros superiores e inferiores. Esto es posible

gracias a una variedad de sistemas mecánicos [48]. En la **Fig.2.19** se muestra un modelo de férula activa.

Fig 2. 19 *Férula activa [49].*

2.2.8 Bota Walker

La bota tipo Walker es una órtesis de miembro inferior que se utiliza para dar soporte y protección al pie y tobillo después de una lesión o intervenciones quirúrgicas. Es una órtesis cómoda y ajustable que permite empezar antes el proceso de rehabilitación [50].

2.2.8.1 Walker corta

- Cubre desde la parte baja de la pantorrilla hasta toda la zona del pie.
- Indicada para lesiones y fracturas leves de tejidos blandos
- Permite mayor movilidad y comodidad.

En la **Fig.2.20** se observa una bota Walker corta.

Fig 2. 20 *Walker corta [51].*

2.2.8.2 Walker larga rígida

- Cubre desde la parte baja de la rodilla hasta la zona del pie.
- Indicada para lesiones graves e inestables de ligamentos o postoperatorias.
- Permite la inmovilización del pie y tobillo.

En la **Fig.2.21** se observa una bota Walker larga.

Fig 2. 21 *Walker larga [52].*

2.2.8.3 Walker articulada

- Permite la movilidad del tobillo en un rango limitado.
- Indicada para fases avanzadas de recuperación, readaptando la marcha.

En la **Fig.2.22** se observa una bota Walker articulada.

Fig 2. 22 *Walker articulada [8].*

CAPÍTULO 3: MARCO METODOLÓGICO

3.1 Enfoque y tipos de investigación

En este trabajo de integración curricular se lleva a cabo una investigación aplicada, cuyo objetivo principal es ofrecer una solución concreta a las dificultades en el diseño y desarrollo de una bota Walker.

El estudio se enfoca en crear un prototipo funcional que optimice la movilidad y comodidad del usuario, mejorando así su proceso de recuperación. Para lograrlo, se realiza una investigación documental que recopila información relevante de libros, artículos científicos y trabajos previos, proporcionando una base sólida para el diseño del dispositivo.

Asimismo, se desarrolla una investigación de campo mediante la interacción con especialistas en ortopedia y posibles usuarios, con el fin de identificar sus necesidades y recopilar sugerencias. Este acercamiento permite comprender mejor el contexto real de uso de la bota Walker.

A su vez, la investigación adopta un enfoque descriptivo, detallando de manera clara y precisa las características y el funcionamiento del prototipo diseñado.

Finalmente, se lleva a cabo una fase experimental en la que se prueba el dispositivo para evaluar su desempeño, detectar posibles fallos y garantizar que cumpla con los requisitos de funcionalidad y ergonomía.

3.2 Diseño de la Investigación

A continuación, se describen las fases y actividades para desarrollar la bota Walker para rehabilitación de lesiones en el pie y el tobillo. Las fases y actividades están vinculadas con los objetivos específicos de este trabajo.

3.2.1. Fase 1: Evaluar los aspectos anatómico-fisiológicos de la articulación del pie y del tobillo en pacientes sanos.

En esta fase se investigan los aspectos anatómicos del pie y tobillo, fisiología general del pie y tobillo, generalidades antropométricas del pie y tobillo y biomecánica del pie y tobillo, así mismo los ejercicios de rehabilitación.

Actividad 1: "Búsqueda de información documental sobre la anatomía, fisiología, biomecánica y antropometría de la articulación del tobillo"; en esta actividad se realiza una búsqueda de libros especializados, artículos científicos y bases de datos relacionados con la anatomía, fisiología, biomecánica y antropometría del tobillo. Priorizando fuentes recientes y confiables.

Actividad 2: "Revisión de información sobre dispositivos ortopédicos y bota Walker"; en esta actividad se realiza el análisis de patentes, manuales y literatura técnica sobre diseños existentes de botas Walker y otros dispositivos similares. Identificando ventajas, limitaciones y características clave para la rehabilitación.

Actividad 3: "Evaluación de tratamientos de rehabilitación del tobillo empleando férulas"; se identifican las necesidades funcionales y terapéuticas del pie y del tobillo.

Actividad 4: "Entrevistas con especialistas en el área de fisioterapia"; en esta actividad se desarrolla un cuestionario estructurado para entrevistar a fisioterapeutas y especialistas en rehabilitación. Categorizando las respuestas para extraer recomendaciones aplicables al diseño.

Actividad 5: "Selección del tipo de lesión a abordar"; en esta actividad se realiza una revisión de estadísticas médicas y casos clínicos comunes en lesiones de tobillo. Tomando en cuenta aquellas con mayor impacto funcional y aplicabilidad en el uso de botas Walker.

Actividad 6: "Planteamiento de especificaciones para el diseño de la bota Walker"; en esta actividad se integran los datos recopilados sobre necesidades anatómicas, biomecánicas y clínicas para elaborar una lista preliminar de requisitos técnicos. Para realizar ajustes basados en las entrevistas y revisiones previas.

3.2.2. Fase 2: Diseñar la bota Walker para la rehabilitación del pie y tobillo.

En esta fase se desarrolla el diseño del prototipo que cumpla con las especificaciones mencionadas, proponiendo un modelo que se adapte a los requerimientos de comodidad, precio y durabilidad.

Actividad 7: "Elaboración de un modelo conceptual del dispositivo"; creación de un esquema inicial en papel o software, representando las funciones principales del dispositivo y su interacción con el pie y tobillo.

Actividad 8: "Desarrollo del prototipo mediante técnicas de diseño asistido por computador"; diseño del prototipo en software CAD, ajustando dimensiones basadas en la antropometría del pie y tobillo para garantizar ergonomía y funcionalidad.

Actividad 9: "Diseño electrónico"; en esta actividad se procede a realizar simulación de componentes electrónicos para la flexión plantar y dorsal del pie.

Actividad 10: "Selección de materiales para el diseño"; investigación y selección de materiales ligeros, resistentes y cómodos, considerando propiedades mecánicas.

Actividad 11: "Cálculos asociados al diseño del dispositivo"; realización de cálculos de esfuerzo, deformación y distribución de cargas en componentes clave para garantizar seguridad y eficiencia.

Actividad 12: "Desarrollo de planos mecánicos para cada componente del dispositivo"; creación de planos técnicos detallados de cada parte del dispositivo, especificando medidas, tolerancias y materiales con los que se va a realizar la bota Walker.

Fase 3: Construcción de los componentes necesarios para el ensamblaje de la bota Walker.

Actividad 13: "Adquisición de los materiales necesarios para cada componente"; identificación de proveedores, comparar opciones y adquirir los materiales seleccionados según especificaciones técnicas.

Actividad 14: "Construcción de componentes diseñados"; fabricación de cada componente utilizando herramientas y procesos adecuados, respetando los planos técnicos y tolerancias.

Actividad 15: "Ensamblaje de componentes mecánicos y electrónicos"; los componentes fabricados se ensamblan siguiendo el diseño conceptual, verificando que cada pieza se ajuste correctamente y el dispositivo funcione según lo esperado.

Actividad 16: "Programación del dispositivo"; se realiza la programación para controlar parámetros de flexión plantar y dorsal según lo requiera el paciente.

3.2.3. Fase 4: Evaluar el funcionamiento del diseño estándar de la bota Walker en pacientes sanos.

Actividad 17: "Realización de pruebas de funcionamiento"; se evalúa el prototipo en condiciones controladas para medir su efectividad en brindar soporte al tobillo y su comodidad para el usuario. Con los resultados documentados y analizados para identificar posibles áreas de mejora.

Actividad 18: "Ajustes y correcciones"; con base en los resultados de las pruebas, se realizan ajustes en el diseño o los materiales para optimizar el rendimiento del dispositivo.

Actividad 19: “Redacción del documento final (Trabajo de Integración Curricular)”; se elabora un documento final por escrito que detalle todo el desarrollo de la bota Walker.

CAPÍTULO 4: RESULTADOS Y ANÁLISIS

4.1 Especificaciones del sistema a diseñar

Las especificaciones de diseño de la bota Walker se definieron a partir de entrevistas con especialistas en fisioterapia, traumatología y bioingeniería, quienes compartieron sus experiencias en el tratamiento de lesiones en el pie y el tobillo. Estas opiniones fueron clave para identificar los requerimientos más importantes que debía cumplir el dispositivo, no solo desde un enfoque terapéutico, sino también en términos de comodidad, funcionalidad y seguridad para el paciente durante todo el proceso de rehabilitación.

A continuación, se resumen las características principales que debe cumplir el sistema:

- **Adaptabilidad anatómica:** La bota debe ajustarse a distintas formas y tamaños de pie, tobillo y pantorrilla. Se considera el uso de correas tipo velcro y sistemas tipo válvula Push que permitan una adaptación cómoda y personalizada.
- **Peso reducido:** Se opta por materiales que permitan mantener la ligereza de la bota sin comprometer su resistencia, evitando molestias musculares o posturales.
- **Sujeción segura:** Se recomienda un sistema de cierre que asegure que la bota permanezca fija durante el uso, evitando movimientos indeseados.
- **Control progresivo de movilidad:** Se plantea incluir mecanismos que permitan ajustar el grado de flexión plantar y dorsiflexión, adaptándose a la evolución del paciente y facilitando una rehabilitación funcional.
- **Ergonomía interna y confort:** El uso de acolchados internos en espuma EVA para mejorar la distribución de presiones, reduciendo el riesgo de incomodidad, irritación o puntos de dolor.

- **Ventilación estratégica:** Incorporar zonas de respiración pasiva mediante patrones perforados o diseños abiertos en la estructura externa ayudará a mantener el pie seco y a prevenir infecciones cutáneas.
- **Suela ergonómica y antideslizante:** Se propone una base tipo balancín que facilite el paso natural, con materiales que eviten deslizamientos y mejoren la estabilidad al caminar.
- **Diseño modular:** La posibilidad de modificar la altura de la bota permite atender diferentes tipos de lesiones, haciendo el dispositivo más versátil y adaptable a cada caso clínico.

Estas especificaciones técnicas y clínicas proporcionan una guía clara para el diseño y fabricación del prototipo. El objetivo es lograr un equilibrio entre soporte biomecánico y comodidad, favoreciendo una recuperación eficiente, segura y accesible para los pacientes, especialmente en contextos donde el acceso a tecnología médica personalizada aún es limitado.

4.2 Alternativas propuestas para la solución

Con base en los requerimientos recopilados a través de entrevistas clínicas y criterios técnicos de diseño, se presentan dos propuestas funcionales para la bota Walker orientadas a la rehabilitación del pie y del tobillo. Ambas opciones fueron planteadas con enfoque modular, usando tecnologías de fabricación digital, priorizando la ergonomía, el confort y la adaptabilidad para pacientes con distintos grados de lesión y etapas de recuperación.

4.2.1 Alternativa de solución # 1

La propuesta de la **Fig. 4.1** es una bota Walker conformada por una estructura posterior rígida (6), que se extiende desde la zona plantar hasta la pantorrilla, proporcionando estabilidad al tobillo y limitando movimientos no deseados durante el proceso de rehabilitación. Esta estructura actúa como elemento principal de soporte, permitiendo mantener una alineación adecuada del pie respecto a la pierna.

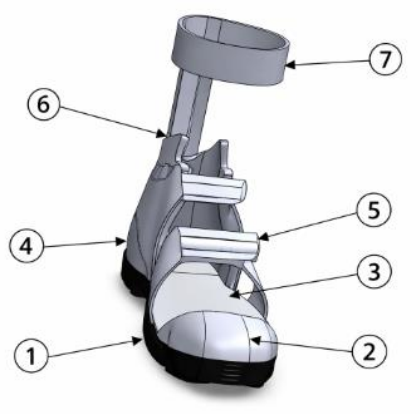


Fig 4. 1 *Alternativa de solución Nro.1.*

Al elemento (7) se incorpora un sistema de sujeción ajustable rígido mediante correas (5), el cual facilita la adaptación del dispositivo a diferentes morfologías del paciente y asegura una fijación firme y confortable. Dicho sistema contribuye a una correcta distribución de las cargas y evita desplazamientos laterales del dispositivo durante la marcha del paciente.

En la parte inferior, la bota cuenta con una plataforma plantar anatómica (1), diseñada con una geometría ergonómica que favorece la estabilidad del apoyo del pie. La suela presenta un acabado antideslizante, lo que mejora la seguridad del usuario durante la fase de contacto con el suelo.

En la parte frontal de la bota se cuenta con un soporte (2) que impide que, al momento de realizar la marcha, tope con un objeto y pueda causar daños en el proceso de rehabilitación.

La parte interna de la bota Walker (3), está compuesta por un acolchado que contribuye a la comodidad del paciente, facilitando la adaptación del pie durante los primeros días del proceso de rehabilitación.

Asimismo, la parte externa (4) está conformada por una estructura rígida, la cual impide movimientos no deseados y hace que el miembro inferior esté rígido mientras el paciente esté usando la órtesis. En la **Tabla 4. *2*1** se detallan los elementos que conforman esta alternativa de solución.

Tabla 4. 1 Componentes de la alternativa de solución Nro. 1.

No	Elementos	Cantidad
1	Plataforma plantar anatómica	1
2	Soporte frontal del pie	1
3	Acolchonado interno	1
4	Estructura externa rígida	1
5	Correas de sujeción ajustables	2
6	Articulación lateral restrictiva	2
7	Soporte superior de pantorrilla	1

La configuración de la alternativa de solución Nro. 1 permite restringir el rango de movimiento del tobillo, proporcionando estabilidad estructural y comodidad al usuario durante el proceso de rehabilitación.

4.2.2 Alternativa de solución #2

En la **Fig 4. 22** se presenta la alternativa de solución Nro. 2, la cual integra un enfoque tecnológico adicional al soporte estructural del dispositivo, con el objetivo de complementar el proceso de rehabilitación del pie y del tobillo.

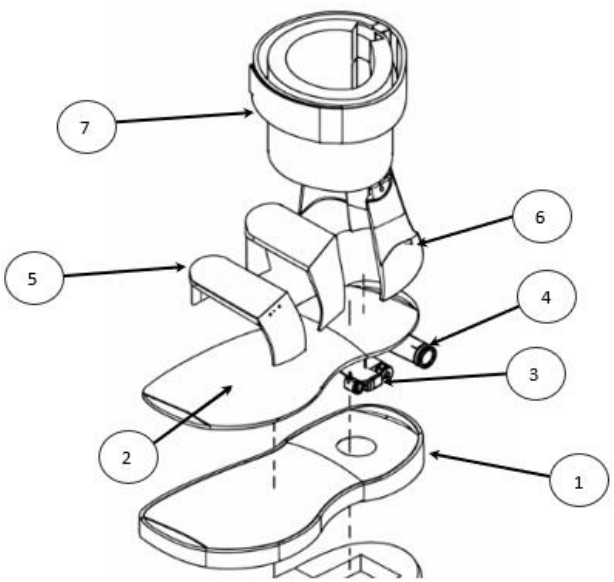


Fig 4. 2 *Opción 2 Bota Walker hermetizada con dispositivo electrónico*

Esta alternativa mantiene la estructura básica de una bota Walker, incorporando un sistema electrónico (3), el cual incorpora una batería de litio para su funcionamiento (4), proporcionando una estimulación electromagnética terapéutica, diseñada para favorecer la circulación sanguínea, contribuir al control del dolor y apoyar los procesos de regeneración tisular durante la rehabilitación. El sistema electrónico se encuentra encapsulado para su protección plantar en la suela (1), permitiendo un uso seguro durante la marcha y el reposo.

La bota está equipada con un acolchado interno (2), con efecto memoria, que facilita una mejor distribución de las cargas plantares y reduce la presión en zonas sensibles del pie. Esta característica resulta especialmente beneficiosa en pacientes con alta sensibilidad cutánea o afecciones neurológicas periféricas.

Cuenta con un sistema de sujeción mediante correas (5), el cual se ajusta a las diferentes morfologías de la parte inferior del paciente; asimismo, el elemento (7) posee un sistema de sujeción en la parte de la pantorrilla, asegurando una fijación firme. Al elemento (6) se incorpora

una estructura posterior rígida, la cual contribuye a mantener la zona afectada estable, impidiendo movimientos no deseados durante el proceso de rehabilitación. La **Tabla 4. 2** detalla los elementos que conforman esta alternativa de diseño de la bota Walker.

Tabla 4. 2 *Componentes de la alternativa de solución Nro. 2.*

No	Elementos	Cantidad
1	Plataforma plantar anatómica	1
2	Acolchonado interno	1
3	Sistema de control electrónico	1
4	Batería recargable de litio	3
5	Correas de sujeción ajustables	2
6	Estructura posterior rígida	1
7	Soporte superior de pantorrilla	1

La configuración de la alternativa de solución Nro. 2 permite complementar la rehabilitación mecánica del pie y tobillo mediante estimulación terapéutica, incrementando el nivel de confort y funcionalidad del dispositivo.

4.2.3 Alternativa de solución #3

Sistema 1: Bota Walker

En la **Fig 4. 2 3** se presenta la alternativa de solución Nro. 3. Este diseño incorpora un módulo de restricción de movimiento en los laterales (1), que permite controlar los movimientos de dorsiflexión y flexión plantar de acuerdo con el proceso de rehabilitación del paciente.

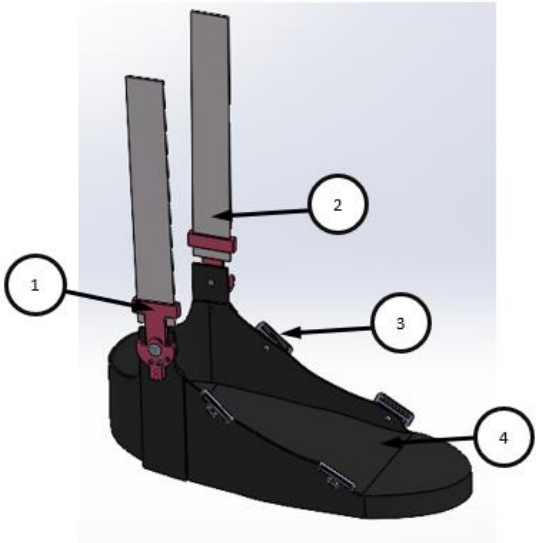


Fig 4. 3 *Bota Walker*

En complemento, la estructura lateral de soporte (2) refuerza la alineación del tobillo y la pierna inferior, proporcionando mayor seguridad al usuario.

Finalmente, la estructura exterior y plantar (4) conforma la base de la bota Walker, ofreciendo soporte y protección al pie, mientras que el sistema de sujeción (3) permite un ajuste firme y adaptable a las diferentes morfologías del paciente mediante correas de sujeción, asegurando comodidad y estabilidad durante su uso.

Sistema 2: Rehabilitador

En la **Fig.4.4** se presenta un sistema de rehabilitación el cual ayuda al movimiento del paciente en flexión plantar y dorsal.

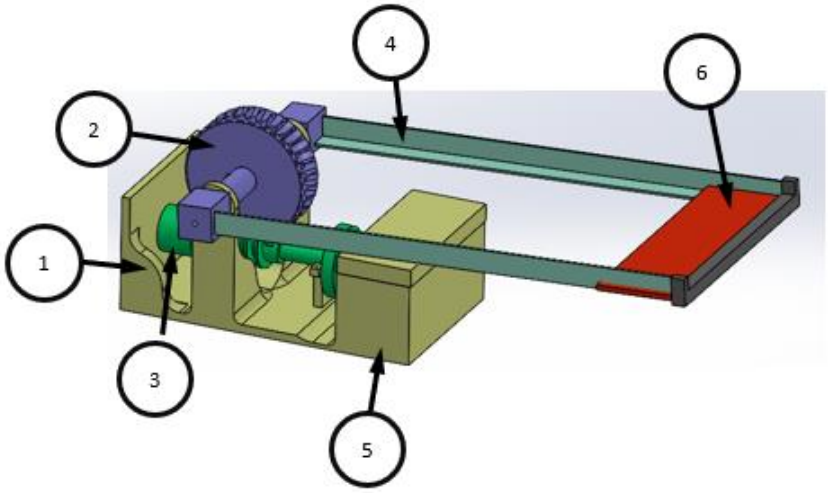


Fig 4. 4 *Rehabilitador*

Este sistema está conformado por una estructura rígida (1), una corona dentada (2) y un tornillo sin fin (3), los cuales permiten un control preciso del movimiento articular. Asimismo, el sistema integra una caja de control (5) que aloja los componentes necesarios para el funcionamiento del mecanismo, garantizando su protección y correcta operación durante el proceso de rehabilitación.

Adicionalmente, el diseño incluye barras de transmisión de fuerza (4), encargados de transferir el movimiento generado por el sistema de engranajes hacia el soporte frontal de la bota (6), permitiendo una conexión directa entre el mecanismo y la estructura del tobillo. De este modo, se logra una regulación controlada de los movimientos de dorsiflexión y flexión plantar, ajustándose a las distintas etapas del tratamiento terapéutico.

Sistema 3: Aplicación Movil

El sistema de rehabilitación incorpora una interfaz de usuario para el control del dispositivo de rehabilitación mediante una aplicación desarrollada en App inventor, como se muestra en la **Fig.4.5**.

Fig 4. 5. *Aplicación móvil*

Esta alternativa permite que el paciente reciba una rehabilitación asistida cuando así lo requiera. Dicho proceso se lleva a cabo mediante un microcontrolador, el cual controla el accionamiento de un servomotor acoplado a un sistema de engranajes. Este conjunto mecánico genera el movimiento de la parte frontal del pie, permitiendo la ejecución controlada de los movimientos de dorsiflexión y flexión plantar.

Una vez completado el movimiento programado, el sistema retorna automáticamente a su posición inicial, concluyendo de este modo el ciclo de rehabilitación establecido.

Adicionalmente, el sistema dispone de una interfaz desarrollada en Python, desde la cual es posible configurar y ajustar los parámetros de funcionamiento de acuerdo con las necesidades del paciente. Dicha interfaz se comunica con la caja de control mediante un enlace de comunicación serial a través de un cable USB, garantizando una transmisión de datos confiable y segura.

En la **Tabla 4. *2*3** se detallan los elementos que conforman el mecanismo adicional y los de la bota Walker.

Tabla 4. 3 Componentes de la alternativa de solución Nro. 3.

No.	Denominación	Modelo	Cantidad
1	Estructura rígida	PLA	1
2	Corona dentada	PLA	1
3	Tornillo sin fin	PLA	1
4	Barra de transmisión de fuerza	Aleación de aluminio	2
5	Caja de control	PLA	1
6	Soporte frontal de la bota	Aleación de aluminio	1
7	Sistema de restricción de movimiento	PLA	2
8	Estruvtura exterior y plantar	TPU	1
9	Estructura lateral de soporte	Aleación de aluminio	2
10	Sistema de sujeción	PLA	4

Esta propuesta está pensada para una fabricación accesible mediante impresión 3D (tecnología FDM), utilizando materiales poliméricos como PLA, aleación de aluminio y TPU, lo que permite obtener una estructura ligera, resistente y de bajo costo, adecuada para contextos con recursos limitados

4.3 Selección de mejor solución

Con el objetivo de seleccionar la alternativa de diseño más adecuada para el desarrollo de la bota Walker destinada a la rehabilitación del pie y tobillo, se realizó una comparación entre las tres

propuestas planteadas, considerando sus principales características funcionales, estructurales y de uso clínico. Esta comparación permite identificar las ventajas y limitaciones de cada alternativa en relación con los requerimientos del proceso de rehabilitación. En la **Tabla 4. 44** se presenta la comparación de las alternativas de solución con base en sus especificaciones.

Tabla 4. 4 Comparación de alternativas de solución en base a sus especificaciones.

CRITERIOS	SOLUCIÓN 1	SOLUCIÓN 2	SOLUCIÓN 3
Funcionalidad	Permite la inmovilización total del pie y tobillo.	Permite la inmovilización mecánica con posibilidad de apoyo electrónico al proceso de rehabilitación	Permite la inmovilización y el control mecánico del rango de movimiento del pie y del tobillo.
Seguridad	Alta estabilidad estructural durante la marcha y el apoyo del pie.	Buena estabilidad estructural, dependiente del correcto funcionamiento del sistema electrónico.	Alta seguridad durante la marcha mecánica o asistida debido al rango de movimiento limitado.
Facilidad de uso	Fácil colocación, ajuste y retiro por parte del paciente.	Requiere mayor atención debido a la integración de componentes electrónicos.	Fácil colocación, ajustable, regulable y retiro por parte del paciente.

Portabilidad	Diseño ligero y adecuado para uso ambulatorio.	Mayor peso y volumen por la incorporación de batería y módulo electrónico.	Diseño ligero y adecuado para uso ambulatorio.
Mantenimiento	Mantenimiento sencillo y limpieza básica de componentes.	Mantenimiento más complejo por encapsulado y sistema electrónico.	Mantenimiento básico, pero no complejo debido a sus piezas desmontables.
Costo	Bajo costo de fabricación mediante impresión 3D.	Costo más elevado por incorporación de electrónica y desarrollo de aplicación.	Costo más elevado por incorporación de electrónica y desarrollo de aplicación.
Adaptabilidad	Ajustable a diferentes tallas y morfologías del pie.	Ajustable, pero condicionado por la integración electrónica interna.	Ajustable a diferentes tallas y morfologías del pie.
Proyección tecnológica	Diseño mecánico con posibilidad de futura integración electrónica.	Diseño con enfoque tecnológico y control electrónico del movimiento.	Diseño con enfoque tecnológico y control electrónico directo a la articulación del tobillo.

4.4 Especificaciones de la solución seleccionada

La solución seleccionada corresponde a la alternativa de solución Nro. 3, debido a que presenta un mejor desempeño en los criterios de seguridad, facilidad de uso y mantenibilidad, considerados

prioritarios para el proceso de rehabilitación del pie y del tobillo. Esta propuesta se basa en una bota Walker de estructura rígida y diseño ergonómico, fabricada mediante tecnologías accesibles como la impresión 3D, a la cual se incorpora como complemento un sistema electrónico de control, destinado a asistir en el movimiento del tobillo dentro de un rango de ángulos permitidos durante la rehabilitación. En la **Fig 4. 66** se muestra el prototipo completo.

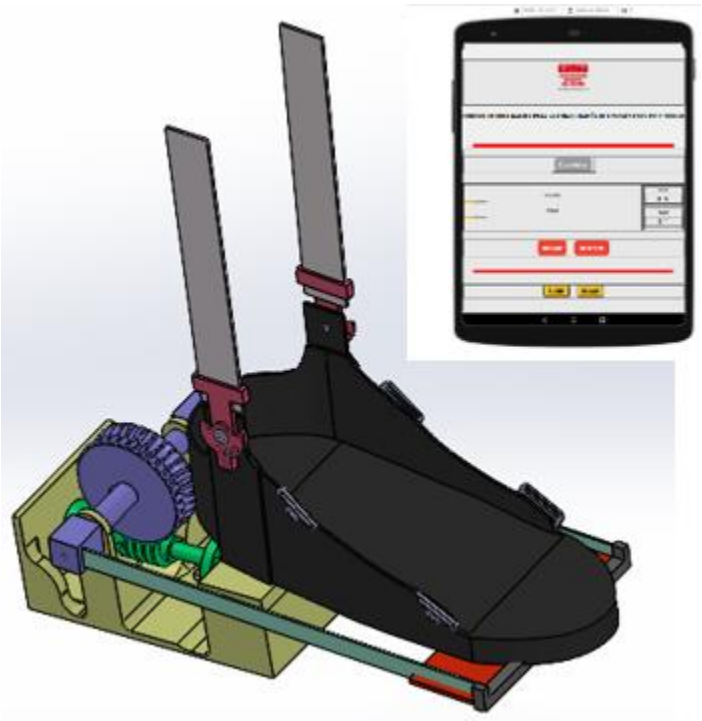


Fig 4. 6 *Prototipo de Bota Walker orientada a la rehabilitación del pie y tobillo*

En la **Fig. 4.7** se puede observar el contenido electrónico de la caja de control mediante una vista en explosión y en la **Tabla 4.5** se puede encontrar su contenido.

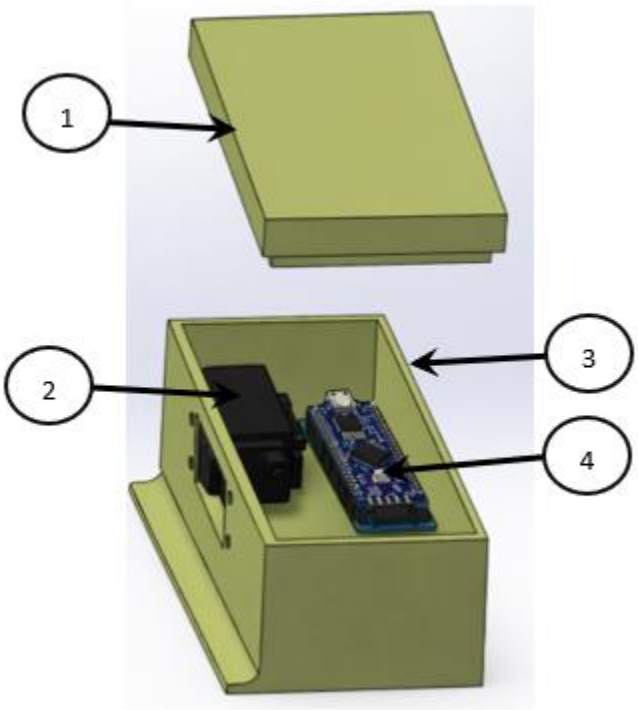


Fig 4. 7 *Vista explosionada de la caja de control*

Tabla 4. 5 *Componentes de la caja de control.*

No.	Denominación	Modelo	Cantidad
1	Tapa	PLA	1
2	Servomotor MG995	Comercial	1
3	Caja	PLA	1
4	Arduino Pro Mini	Comercial	1

4.4.1 Estructura rígida

La estructura rígida se puede observar en la **Fig. 4.8,** fue diseñada con la finalidad de dar soporte al mecanismo electromecánico, encargado de alojar y mantener alineados los componentes internos del sistema de transmisión. Este elemento se fabrica a través de técnicas de impresión 3D, utilizando filamento PLA, el cual tiene sus especificaciones en la **Tabla 4.6.**

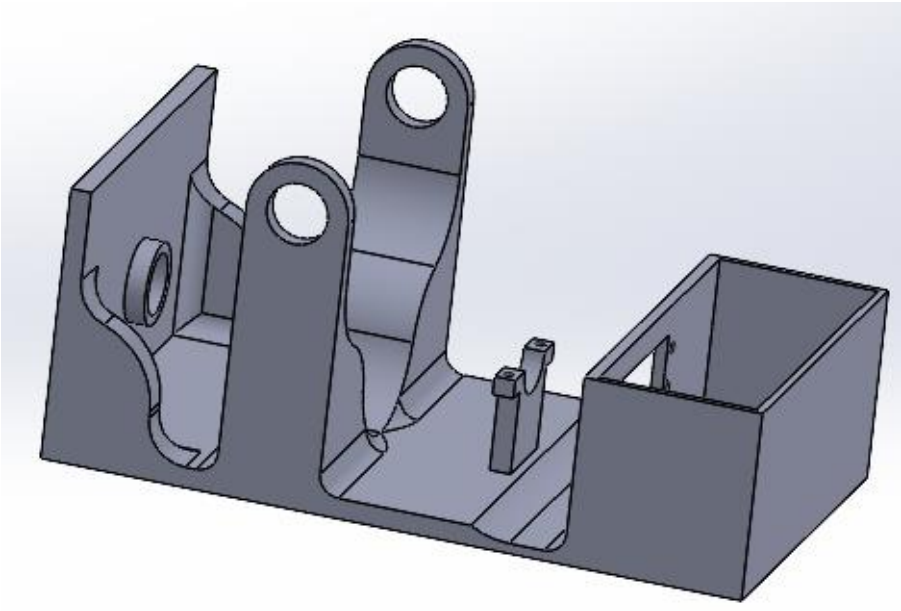


Fig 4. 8 *Estructura rígida*

Tabla 4. 6 *Propiedades del PLA [53].*

Características	**Denominación**
Fabricante	SUNLU
Peso	1 kg
Tipo de material	Ácido poliláctico
Resistencia a la tracción	65 MPa
Resistencia a la flexión	61 MPa
Densidad	125 g/cm³
Temperatura	164 °C

4.4.2 Servomotor MG995

El servomotor MG995 es un actuador electromecánico de alto torque que se utiliza ampliamente en los ámbitos de la robótica, la automatización y los esfuerzos de creación de prototipos mecatrónicos (ver Fig. 4.9)**.** Este modelo en particular facilita la manipulación precisa de la posición angular mediante la implementación de una señal de modulación por ancho de pulso

(PWM), lo que lo hace apropiado para sistemas que requieren movimientos controlados y repetitivos. Sus especificaciones técnicas se presentan en la **Tabla 4.7.**

Fig 4. 9 *Servomotor 995*

Tabla 4. 7 *Especificaciones técnicas del servomotor MG995 [54].*

Características	**Valor**
Modulación	Control por PWM
Torque	4.8 V – 9.4 kg*cm
	6 V – 11 kg*cm
Velocidad	4.8 V – 0.20s/60°
	6 V – 0.16s/60°
Peso	55g
Dimensión	40.7 × 19.7 × 42.9 mm
Alimentación	4.8 V – 7.2 V DC

4.4.3 Arduino Pro Mini

El Arduino Pro Mini es una placa microcontroladora compacta basada en el microcontrolador ATmega32P, diseñada para aplicaciones embebidas donde se requieren bajo consumo energético, tamaño reducido y control eficiente de dispositivos electrónicos. A diferencia de otras placas Arduino, el Pro Mini no incorpora interfaz USB integrada, logrando reducir su tamaño y consumo

energético, como se puede observar en la **¡Error! No se encuentra el origen de la referencia.10**. Y sus especificaciones técnicas se presentan en la **Tabla 4.8.**

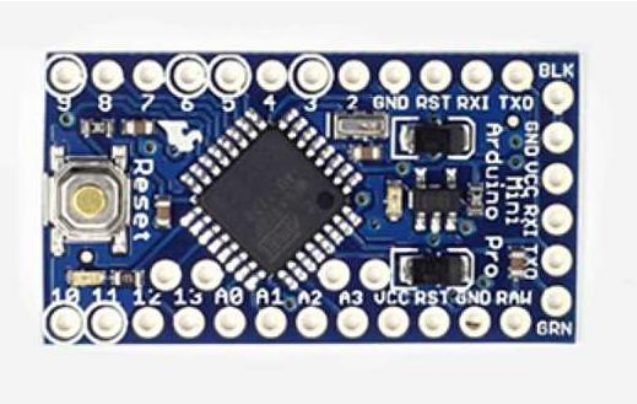


Fig 4. 10 *Arduino Pro Mini*

Tabla 4. 8 *Especificaciones técnicas del Arduino Pro Mini [55]*

Características	**Valor**
Microcontrolador	ATmega328P
Voltaje de operación	3.3 V o 5 V
Pines digitales I/O	14 (de los cuales 6 pueden usarse como PWM)
Frecuencia de reloj	8 MHz – 3.3 V 16 MHz – 5 V
Dimensiones	18 mm × 33 mm
Programación	USB-Serial

4.4.4 Tapa de la caja de control

El componente, mostrado en la **Fig. 4.11**, se encarga de cerrar la caja de control, la cual forma parte del diseño rígido presentado anteriormente, con el fin de evitar cualquier contacto del usuario con los componentes electrónicos, considerando que el talón se apoya directamente sobre esta zona.

Fue diseñada y fabricada mediante impresión 3D utilizando PLA. Las características del material se presentan en la **Tabla 4.6**.

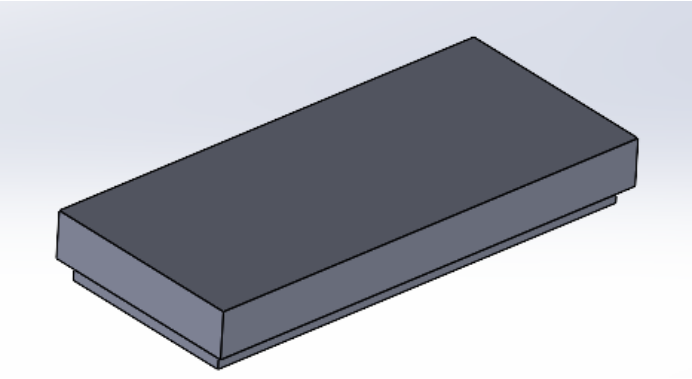


Fig 4. 11 *Tapa*

4.4.5 Tornillo sin fin

El tornillo sin fin mostrado en la **Fig. 4.12**, es responsable de transmitir el movimiento rotacional hacia la corona dentada por medio del acople que existe con el servomotor, permitiendo un accionamiento controlado del sistema mecánico. Su configuración contribuye a evitar movimientos bruscos o retrocesos no deseados durante la operación. Fue diseñada y fabricada mediante impresión 3D utilizando PLA. Las características del material se presentan en la **Tabla 4.6**.

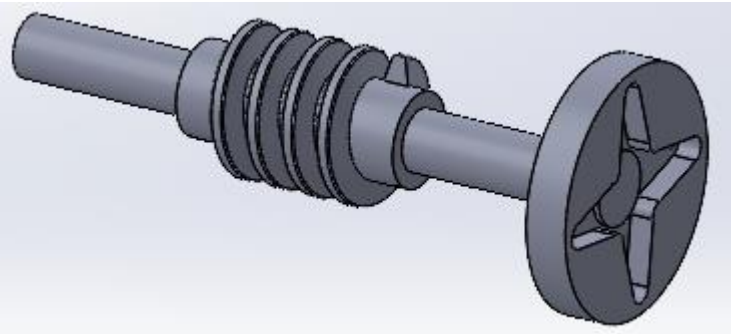


Fig 4. 12 *Tornillo sin fin*

4.4.6 Corona dentada

La corona dentada mostrada en la **Fig. 4.13**, forma parte del sistema de engranajes y se encarga de recibir el movimiento transmitido por el tornillo sin fin. Su diseño permite la reducción de velocidad y el aumento del par, facilitando un control preciso del movimiento aplicado durante el proceso de rehabilitación. Fue diseñada y fabricada mediante impresión 3D utilizando PLA. Las características del material se presentan en la **Tabla 4.6**.

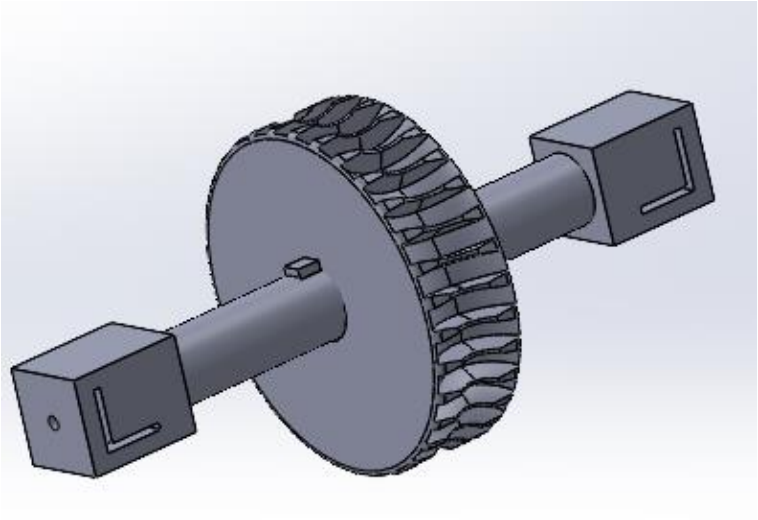


Fig 4. 13 *Corona dentada*

4.4.7 Barra de transmisión de fuerza

Esta barra de transmisión de fuerza mostrada en la **Fig. 4.14**, se encarga de transferir el movimiento generado por el sistema de engranajes hacia el soporte frontal de la bota. Su fabricación en aluminio permite soportar los esfuerzos mecánicos generados durante la rehabilitación, garantizando una transmisión eficiente y segura. Las características del material se presentan en la **Tabla 4.9**.

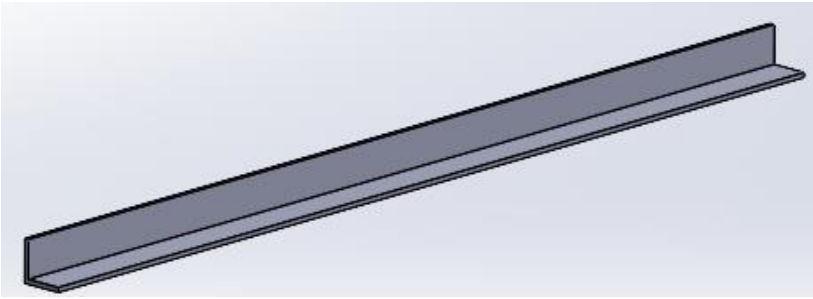


Fig 4. 14 *Barra de transmisión de fuerza*

Tabla 4. 9 *Propiedades del aluminio*

Propiedades	**Valor aproximado**
Resistencia a tracción	70 – 600 MPa
Limite elástico	30 – 550 MPa
Módulo de elasticidad	69 GPa
Punto de fusión	580 – 660°

4.4.8 Soporte frontal de la bota

El soporte frontal mostrado en la **Fig. 4.15**, actúa como elemento de unión entre el sistema mecánico y la parte frontal del pie. Permite la transmisión controlada del movimiento hacia la articulación del tobillo, manteniendo una correcta alineación durante los movimientos de dorsiflexión y flexión plantar. Fue diseñada y fabricada mediante impresión 3D utilizando PLA. Las características del material se presentan en la **Tabla 4.6**.

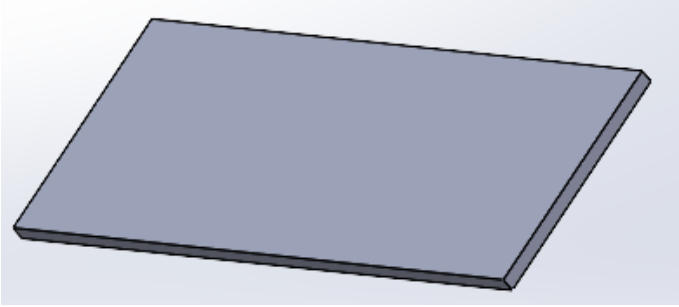


Fig 4. 15 *Soporte frontal de la bota*

4.4.9 Sistema de restricción de movimiento

Desde el punto de vista mecánico, la bota Walker está conformada por una estructura rígida principal que proporciona estabilidad al tobillo y a la pantorrilla, limitando movimientos no deseados durante la rehabilitación como se puede observar en la **Fig 4. 1616**. Esta estructura permite mantener una alineación adecuada del pie, reduciendo el riesgo de lesiones secundarias durante la marcha o la ejecución de ejercicios terapéuticos.

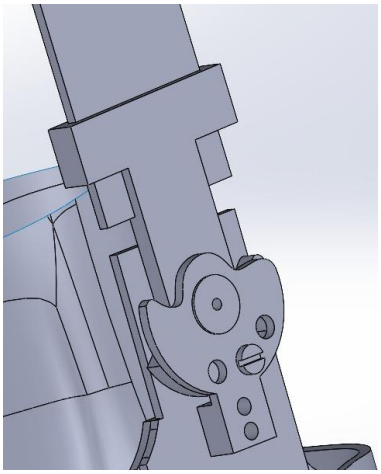
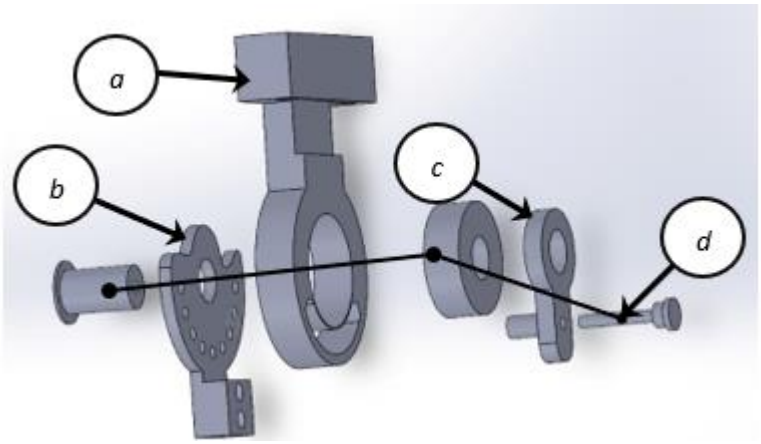


Fig 4. 16 *Sistema de restricción de movimiento*

Este sistema es el encargado de permitir y controlar el movimiento de flexión plantar y dorsiflexión del tobillo durante el proceso de rehabilitación. El sistema de articulación fue diseñado para guiar el movimiento dentro de un rango angular definido, evitando desplazamientos no deseados y garantizando una ejecución segura de los ejercicios terapéuticos, como se puede visualizar en la **Fig 4. 1717** donde se encuentran las partes que conforman el sistema de restricción de movimiento.



Leyenda:

a. Soporte principal
b. Disco regulador
c. Brazo de transmisión
d. Ejes de unión

Fig 4. 17 *Sistema de articulación del tobillo*

El conjunto está conformado por varias piezas impresas en 3D, las cuales trabajan de manera conjunta para transmitir el movimiento generado por el sistema electrónico hacia la articulación del tobillo. Dichas piezas fueron diseñadas para ser fabricadas mediante impresión 3D utilizando PLA. Las características del material se presentan en la **Tabla 4.6.**

4.4.10 Estructuras laterales de soporte

Las estructuras laterales de soporte cumplen la función de mantener la alineación del sistema de articulación con respecto a la estructura principal de la bota. Estas piezas ayudan a guiar el movimiento del tobillo, evitando desviaciones laterales y asegurando un funcionamiento estable del mecanismo durante el uso. En la **Fig 4. 1818** se observa la manera en la cual está ubicada nuestra estructura con relación a nuestro sistema de articulación.

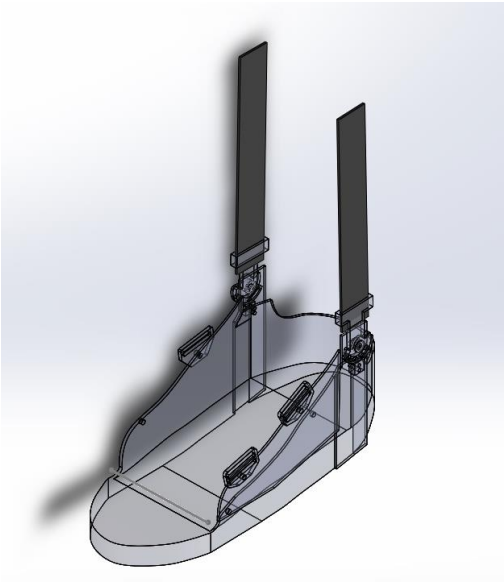


Fig 4. 18 *Estructura lateral de la Bota Walker*

4.4.11 Plataforma plantar anatómica

La bota incorpora una plataforma plantar anatómica impresa en TPU como se puede observar en la **¡Error! No se encuentra el origen de la referencia.9**, material seleccionado por su flexibilidad, resistencia al desgaste y capacidad de absorción de impactos. Este componente cumple la función de proporcionar soporte directo al pie del usuario, permitiendo una distribución uniforme de las cargas durante el apoyo y la marcha. Las características del TPU se describen en la **Tabla 4.10.**

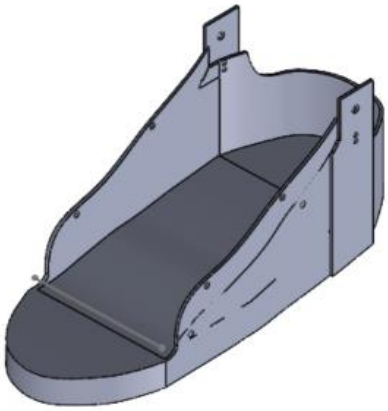


Fig 4. 19 *Plataforma plantar anatómica*

Tabla 4. 10. *Propiedades del TPU [56].*

Características	**Denominación**
Fabricante	SUNLU
Peso	1 kg
Tipo de material	Poliuretano termoplástico (TPU)
Resistencia a la tracción	35 MPa
Resistencia a la flexión	26 MPa
Densidad	1.21 g/cm³
Temperatura	160 – 220 °C

4.4.12 Sistema de sujeción

El sistema de anclaje fue diseñado e impreso en PLA, el proporciona la rigidez necesaria para soportar las fuerzas de tensión generadas por las correas durante la marcha y las sesiones de rehabilitación. Su diseño mostrado en la **Fig.4.20** permite una correcta distribución de la carga y evita deslizamientos o aflojamientos del sistema de sujeción.

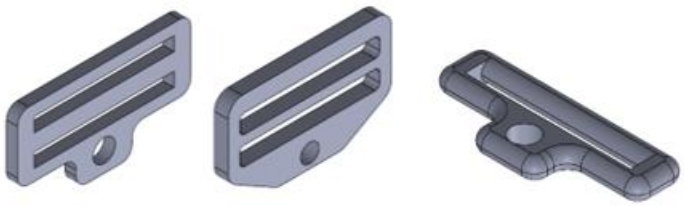


Fig 4. 20 *Sistema de sujeción para correas*

4.4.13 Cálculos

4.4.13.1 Análisis estático de barra:

***Tabla 4. 11**. Propiedades mecánicas de la barra*

Propiedades mecánicas de la barra	Descripción
Sección:	Perfil L12,75 x 12,75 x 1,04
Material:	Aleación de aluminio
Módulo de elasticidad:	$E = 68900\ MPa$
Limite elástico:	$S_y = 215\ \text{MPa}$
Límite de rotura:	$S_{ut} = 241\ \text{MPa}$
Momento de inercia de la sección:	$I = 496{,}02\ \text{mm}^4$
Distancia de centroide a fibra externa:	$c = 8{,}6138\text{mm}$

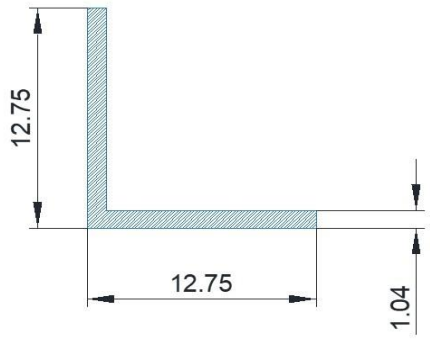


***Fig 4. 21** Sección transversal de perfil*

Consideraciones de diseño

Se considera para el diseño del dispositivo la carga que ejerce el pie en reposo, con el talón asentado como pivote y el resto del pie apoyado libremente en la placa unida a las barras. El peso del pie humano adulto representa aproximadamente el 1.5% del peso corporal total, equivalente a 1,1-1,5 kg (11-15 N) para usuarios de 75-100 kg.

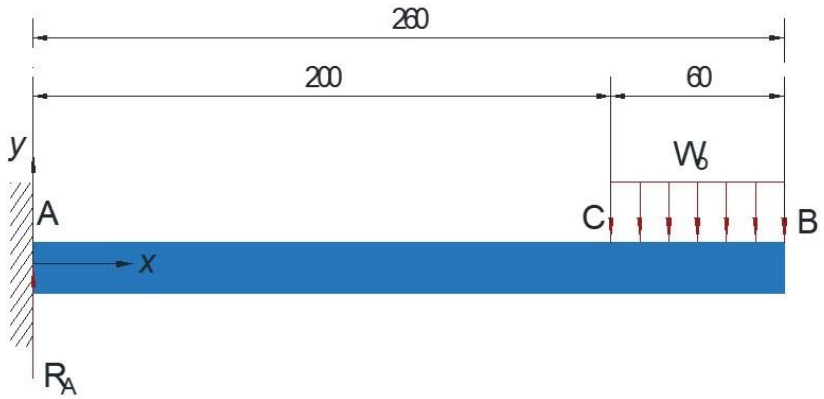


Fig 4. 22 *Diagrama de cuerpo libre*

Se establece las ecuaciones de equilibrio estático de acuerdo con el diagrama de cuerpo libre de la barra de aluminio:

Equilibrio de fuerzas:

$$\sum F = 0 \qquad \text{Ec. 4.1}$$

$$R_A - W_0(60\text{mm}) = 0$$

Donde:

R_A = Reacción en el punto A

La carga W_0 se define como el peso del pie (15 N) más un 25% de sobrecarga de diseño, y se distribuye para dos barras

$$F_0 = 1{,}25 * \frac{W_0}{2}$$

Sustituyendo los datos en la ecuación F_0, se obtiene:

$$F_0 = 9,375 \text{ N}$$

Despejando W_0 de la ecuación F_0, se obtiene:

$$W_0 = \frac{F_0}{0{,}06 \text{ m}}$$

Sustituyendo los datos en la ecuación W_0, se obtiene:

$$W_0 = 156{,}25\,\frac{N}{m}$$

Sustituyendo en la Ec.4.1 los datos calculados, se obtiene.

$$R_A = W_0 * (60mm)$$

Sustituyendo los datos en la ecuación R_A, se obtiene:

$$R_A = 9{,}375\ N$$

Equilibrio de momentos:

$$\sum M_A = 0 \qquad \text{Ec.4.2}$$

$$M_A - W_0 * (60\ mm) * (200\ mm + 30\ mm) = 0$$

Despejando M_A de la ecuación de equilibrio de momentos, se obtiene:

$$M_A = W_0 * (60\ mm) * (200\ mm + 30\ mm)$$

Sustituyendo los datos en la ecuación M_A, se obtiene:

$$M_A = 2{,}156\ N * m$$

Fuerzas cortantes:

$$V_{AC} = W_0 * (60\ mm)$$

$$V_{CB} = W_0 * (260\ mm - x)$$

Sustituyendo los datos en la ecuación V_{AC}, se obtiene:

$$V_{AC} = 9{,}375\ N$$

Momentos:

$$M_{AC} = \frac{-W_0 * (60\ mm)}{2} * (260\ mm + 200\ mm - 2x)$$

$$M_{CB} = \frac{-W_0}{2} * (260\ mm - x)^2$$

En la **Fig.4.23** se observa el diagrama de corte y momento que verifica los esfuerzos internos que aparecen en cada sección.

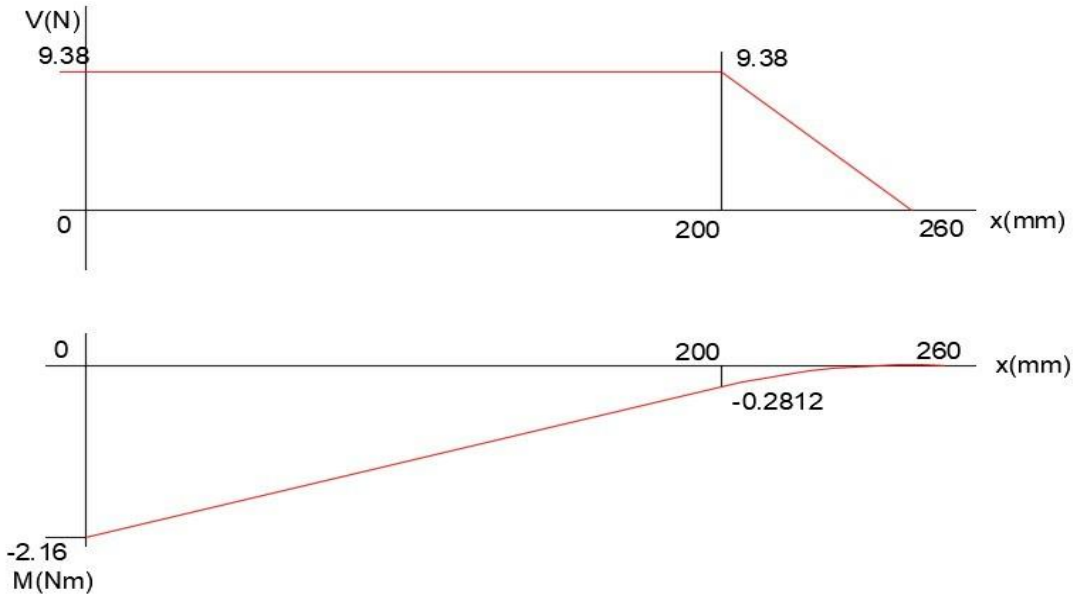


Fig.4.23 *Diagramas de corte y momento*

Del diagrama de momento, se conoce que el momento máximo es:

$$M_{max} = M_A$$

Por lo tanto:

$$M_A = 2{,}156\ N * m$$

Con la Ec.4.3 se calcula el esfuerzo a flexión:

$$\sigma_{max} = \frac{M_{max} * c}{I} \qquad \text{Ec.4.3}$$

Donde:

c = 8,614 *mm* Distancia desde el centroide de la sección hasta la fibra externa

I = 496,02 mm^4 Momento de inercia de la sección

Sustituyendo los datos en la Ec.4.3, se obtiene:

$$\sigma_{max} = 37{,}445\ MPa$$

Con la Ec.4.4 se obtiene el factor de seguridad que verifica si el material utilizado es apropiado para el prototipo:

$$n = \frac{S_y}{\sigma_{max}} \qquad \text{Ec.4.4}$$

Sustituyendo los datos en la Ec.4.4, se obtiene:

$$n = 5{,}742$$

4.4.13.2 Análisis por elementos finitos de barra

El elemento barra se sujeta en un extremo donde se une a un eje que mueve un engranaje conjugado a un tornillo sinfín movido por un servo motor. En su otro extremo se aplica la carga correspondiente a W_0, como se muestra en la **Fig.4.24.**

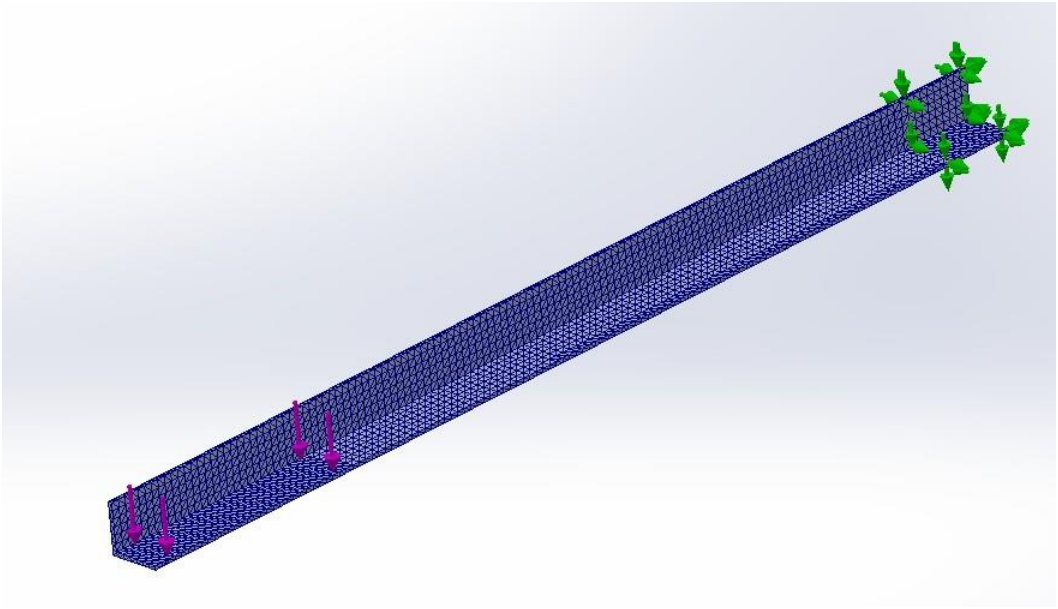


Fig 4. 23 *Mallado de barra*

El mayor esfuerzo en el elemento barra se produce en la zona del empotramiento como se muestra en la **Fig.4.25.**

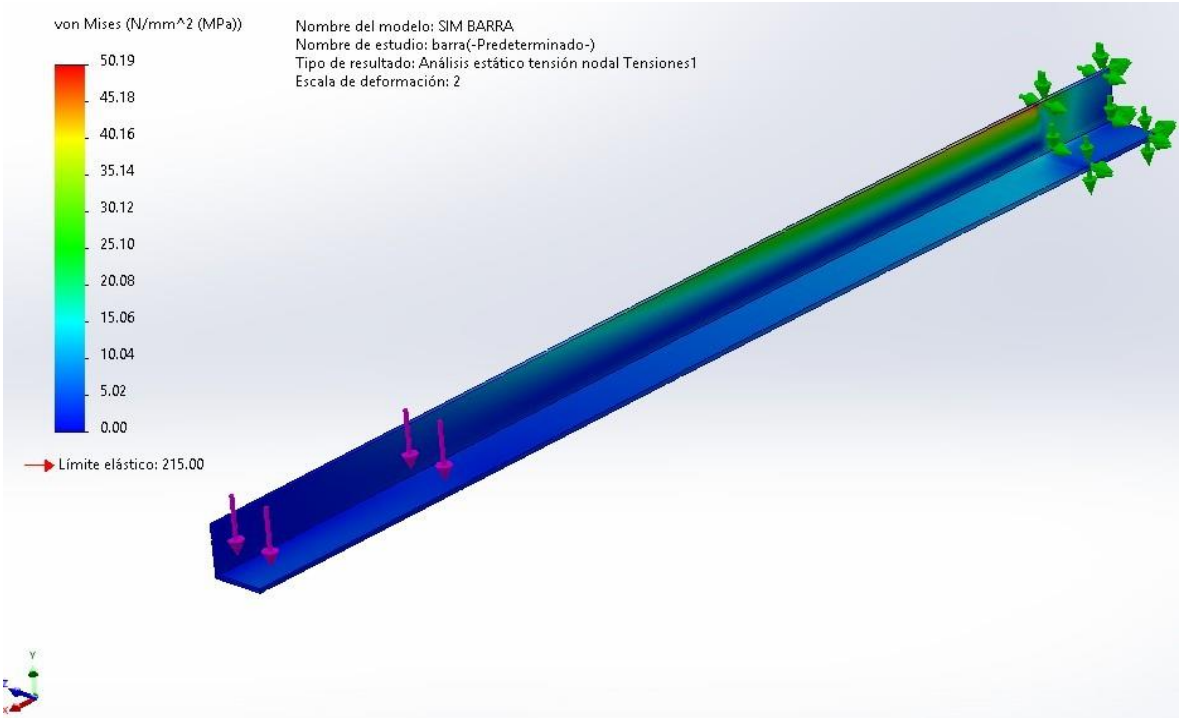


Fig 4. 24 *Tensiones*

El mayor desplazamiento se da en el extremo de la barra, en el lado donde se aplica la carga como se muestra en la **Fig.4.26.**

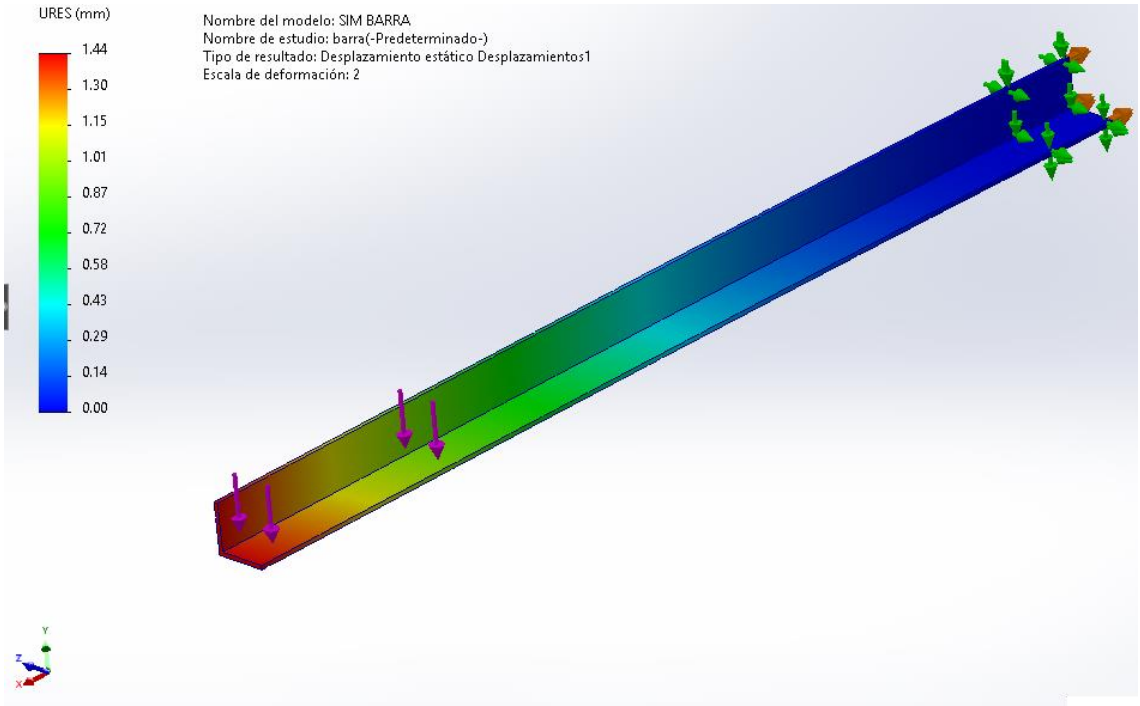


Fig 4. 25 *Desplazamiento*

El menor factor de seguridad en el elemento barra se encuentra en la unión entre el elemento de fijación y el ala más delgada de la barra como se muestra en la **Fig.4.27**, de todas maneras, es superior a 2, lo cual es adecuado.

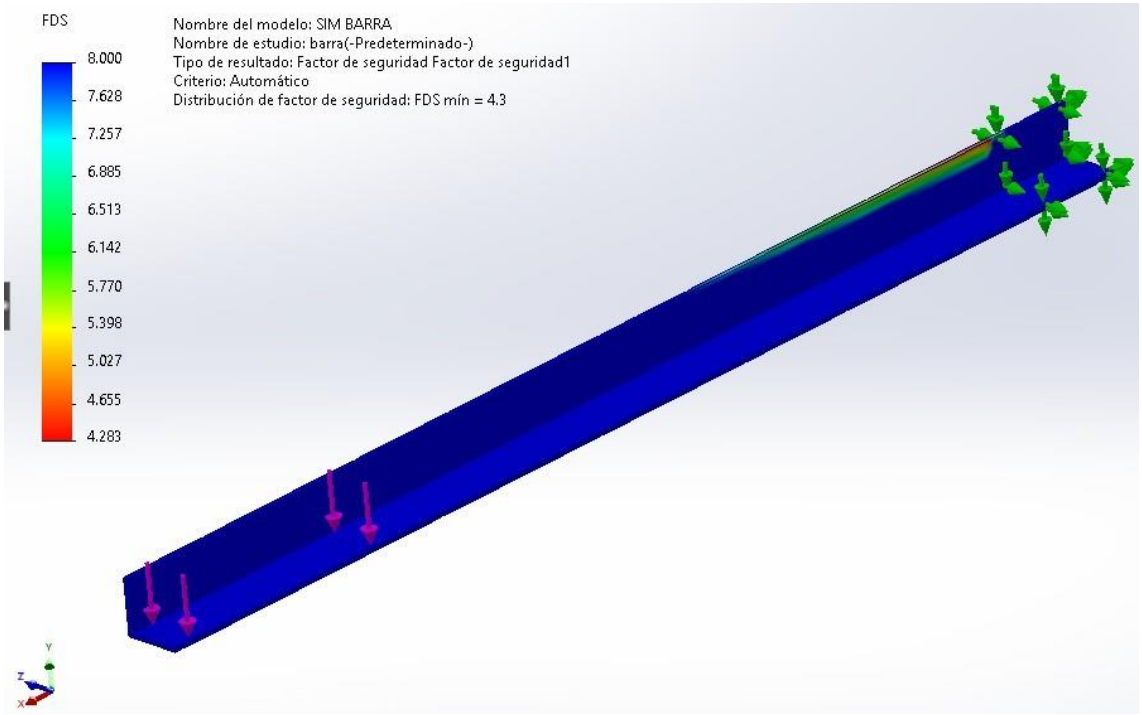


Fig 4. 26 *Factor de seguridad*

4.4.13.3 Análisis de eje: Torsión

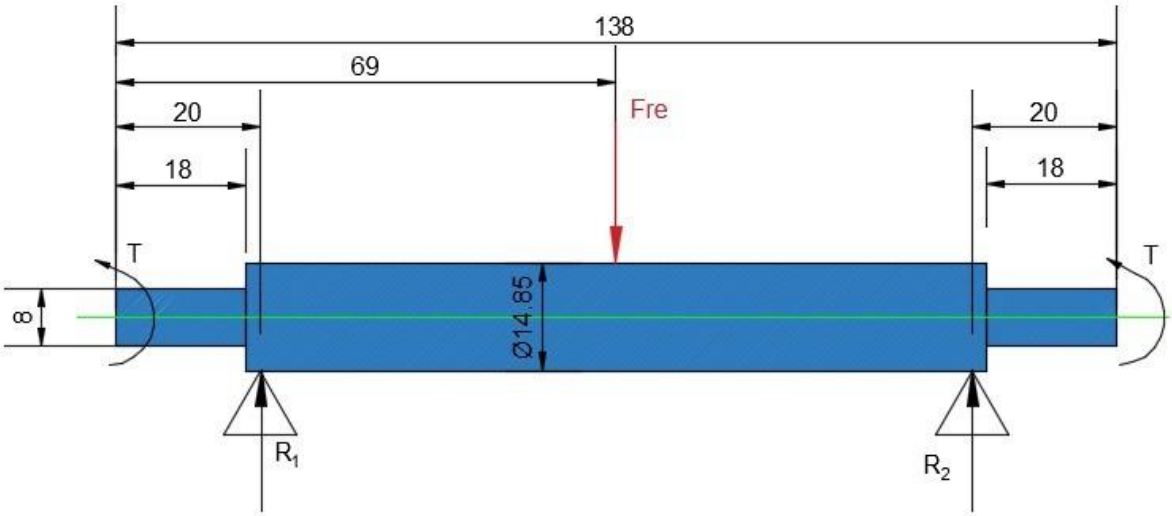


Fig 4. 27 *Diagrama de cuerpo libre*

Consideraciones de diseño

Material: PETG

Límite de flexión: $S_y = 50\ \text{MPa}$

Límite de rotura: $S_{ut} = 53\ \text{MPa}$

Constante de torsión:

$$\tau = \frac{T * r}{J} \qquad \text{Ec.4.5}$$

Donde:

r: es el radio del eje

l: es el lado de la sección cuadrada del eje

T: es el torque aplicado en el eje

J: es el momento polar de inercia del eje

$r_{14} = 7{,}425$

$l = 8\ \text{mm}$

$T = M_A = 2{,}156\ \text{N} * \text{m}$

Como el eje tiene dos secciones, se determina para cada sección J_8 y J_{14}:

$$J_8 = \frac{2\ l^4}{15} \qquad \text{Ec.4.6}$$

$$J_{14} = \frac{\pi}{2} * (r_{14})^4 \qquad \text{Ec.4.7}$$

Sustituyendo los datos en la ecuación J_8, se obtiene:

$$J_8 = 546{,}133\ mm^4$$

Sustituyendo los datos en la ecuación J_{14}, se obtiene:

$$J_{14} = 4774{,}256\ \text{mm}^4$$

Se calcula el esfuerzo cortante por torsión para ambas secciones:

$$\tau_8 = \frac{T}{0{,}208\ l^3} \qquad \text{Ec.4.8}$$

Sustituyendo los datos en la ecuación τ_8, se obtiene:

$$\tau_8 = 20{,}247\ MPa$$

$$\tau_{14} = \frac{T * r_{14}}{J_{14}} \qquad \text{Ec.4.9}$$

Sustituyendo los datos en la ecuación τ_{14} se obtiene.

$$\tau_{14} = 3{,}353\ \text{MPa}$$

El mayor esfuerzo de torsión se produce en la sección de 8 mm de lado.

Factor de seguridad:

Para esfuerzos de torsión se utiliza el límite elástico a torsión S_{sy} mostrado en la Ec.4.10.

$$S_{sy} = \frac{1}{\sqrt[2]{3}} * S_y \qquad \text{Ec.4.10}$$

Sustituyendo los datos en la Ec.4.10, se obtiene:

$$S_{sy} = 28{,}868\ \text{MPa}$$

Factor de seguridad en la sección cuadrada:

$$n_{eje8} = \frac{S_{sy}}{\tau_8} \qquad \text{Ec.4.11}$$

Sustituyendo los datos en la Ec.4.11, se obtiene:

$$n_{eje8} = 1{,}4226$$

Factor de seguridad en la sección central cilíndrica:

$$n_{eje14} = \frac{S_{sy}}{\tau_{14}} \qquad \text{Ec.4.12}$$

Sustituyendo los datos en la Ec.4.12, se obtiene

$$n_{eje14} = 8{,}608$$

El peor desempeño a torsión se da en la sección de 8 mm de lado, el factor de seguridad es 1,4226 aceptable para prototipos, pero para uso comercial debe ser igual o superior a 2.

Desplazamiento por torsión:

Para calcular el desplazamiento por torsión se utiliza la Ec.4.13.

$$\phi = \frac{T * L}{G * J} \qquad \text{Ec.4.13}$$

Donde:

T : Torque aplicado a cada extremo del eje

L_8, L_{14}: Longitud de cada sección de eje

J: Momento polar de inercia

G: Modulo de rigidez torsional

Entonces, se obtiene las siguientes ecuaciones según las secciones:

$$\phi_8 = \frac{T * L_8}{G * J_8}$$

$$\phi_{14} = \frac{T * L_{14}}{G * J_{14}}$$

Sustituyendo los datos en la ecuación ϕ_8, se obtiene:

$$\phi_8 = 0{,}067$$

Sustituyendo los datos en la ecuación ϕ_{14},se obtiene:

$$\phi_{14} = 0{,}022$$

Para transformar los ángulos expresados en radianes a grados, se utiliza la Ec.4.14.

$$\phi_{8grad} = \phi_8 * \frac{180}{\pi} \qquad \text{Ec.4.14}$$

Sustituyendo los datos en la Ec.4.14, se obtiene:

$$\phi_{8grad} = 3{,}863°$$

Se hace la conversión para la siguiente sección con la Ec.4.15.

$$\phi_{14grad} = \phi_{14} * \frac{180}{\pi} \qquad \text{Ec.4.15}$$

Sustituyendo los datos en la Ec.4.15, se obtiene:

$$\phi_{14grad} = 1{,}252°$$

Para calcular el ángulo total se utiliza la Ec.4.16.

$$\phi_{total} = \phi_{8grad} + \phi_{14grad} \qquad \text{Ec.4.16}$$

Sustituyendo los datos en la Ec.4.16, se obtiene:

$$\phi_{total} = 5{,}115° \text{ (por cada extremo del eje)}$$

Si se considera la mitad de la diagonal de la sección cuadrada como un punto que se desplaza ϕ_{total} se tiene la distancia s de desplazamiento por torsión por medio de la Ec.4.17.

$$s = \left(4 \text{ mm} * \sqrt[3]{2}\right) * \phi_{total} \qquad \text{Ec.4.17}$$

Sustituyendo los datos en la Ec.4.17, se obtiene:

$$s = 0{,}505 \text{ mm}$$

4.4.13.4 Análisis de torsión por elementos finitos

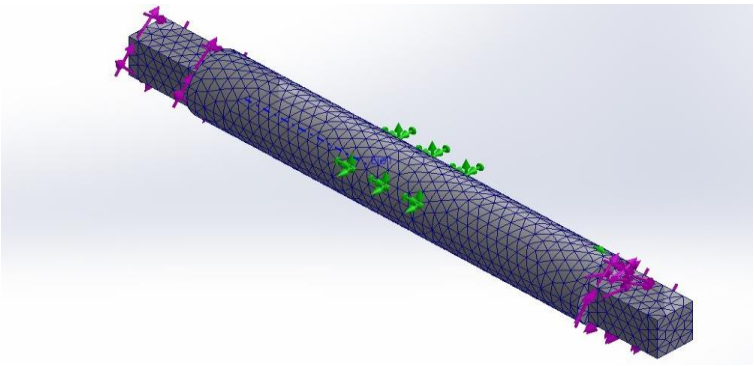


Fig 4. 28 *Malla de eje con restricciones (color verde) y carga de torsión (color morado) en extremos.*

El esfuerzo de torsión máximo se produce en los extremos de sección cuadrada del eje como se observa en la **Fig.4.30**, y su valor es cercano al calculado analíticamente.

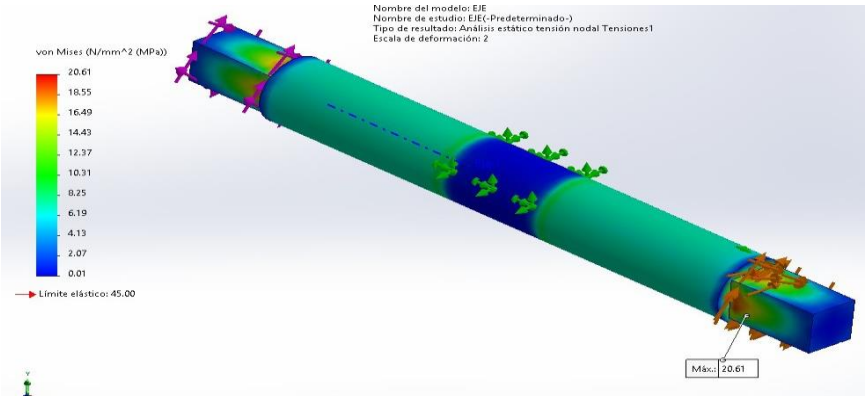


Fig 4. 29 Esfuerzos de torsión

En la sección cuadrada del eje es donde el desplazamiento angular es más evidente (ver **Fig.4.31**), siendo del orden de los 0.37 mm su valor máximo, valor no tan alejado del calculado analíticamente (0.505 mm).

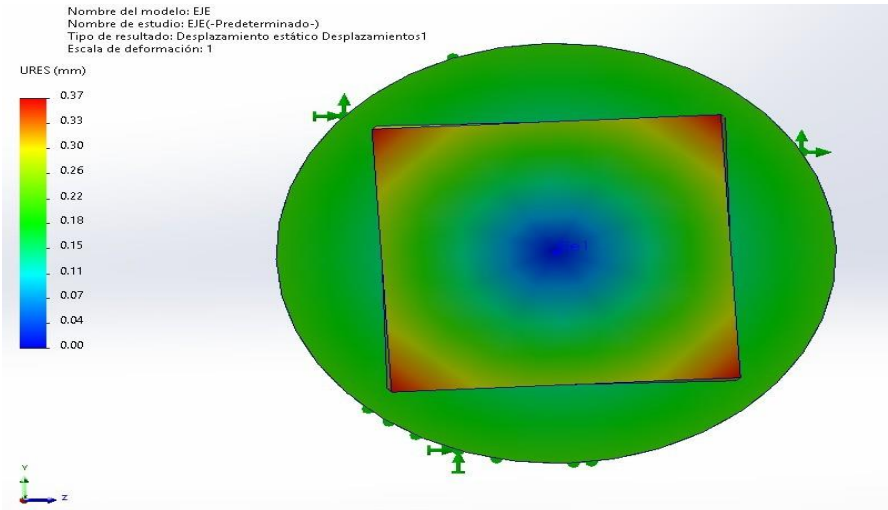


Fig 4. 30 *Desplazamiento por efecto de torsión*

El factor de seguridad mínimo se encuentra en las zonas de cambio de sección (ver **Fig.4.32**), pero es un valor adecuado, superior a 2.

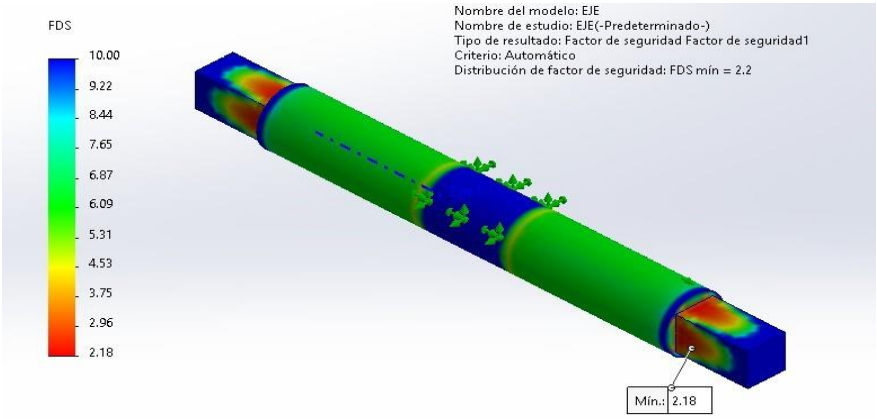


Fig 4. 31 *Factor de seguridad por efecto de torsión.*

Análisis de eje: Flexión

Se considera en el engranaje un ángulo de ataque de 20°.

Para calcular la fuerza tangencial en el engranaje se utiliza la Ec.4.18.

$$F_{te} = \frac{T}{R} \qquad \text{Ec.4.18}$$

Donde:

T : Torque aplicado al eje en sus extremos (2,156 N*m)

R : Radio del engranaje (35,5 mm)

Sustituyendo los datos en la Ec.4.18, se obtiene:

$$F_{te} = 60{,}739 \text{ N}$$

La fuerza radial en el engranaje y que produce flexión en el eje se calcula mediante la Ec.4.19.

$$F_{re} = F_{te} * \tan(20°) \qquad \text{Ec.4.19}$$

Sustituyendo los datos en la Ec.4.19, se obtiene:

$$F_{re} = 22{,}107 \text{ N}$$

Se calcula las reacciones en los apoyos mediante la Ec.4.20.

$$\Sigma F_y = 0 \qquad \text{Ec.4.20}$$

$$F_{re} - R_1 - R_2 = 0$$

Para calcular el momento se utiliza la Ec.4.21.

$$\Sigma M_1 = 0 \qquad \text{Ec.4.21}$$

$$69 \text{ mm} * F_{re} - 13.8 \text{ mm} * R_2 = 0$$

Despejando R_2 de la Ec.4.21, se obtiene:

$$R_2 = \frac{69}{138} * F_{re}$$

Sustituyendo los datos en la ecuación R_2, se obtiene:

$$R_2 = 11{,}054 \text{ N}$$

Sustituyendo los datos obtenemos R_1.

$$R_1 = 11{,}054 \text{ N}$$

Cortantes:

$$V_1 = R_1$$

$$V_2 = -R_2$$

Se despeja el momento flector de la Ec.4.21.

$$M_1 = \frac{F_{re} * (49\ mm)}{98\ mm} * x$$

Sustituyendo los datos en la ecuación M_1, se obtiene.

$$M_1 = \frac{F_{re} * (49\ mm)(49\ mm)}{98\ mm}$$

$$M_1 = 0{,}542\ N * m$$

En la **Fig.4.33** se observa el diagrama de fuerza y momento flector correspondiente al eje analizado.

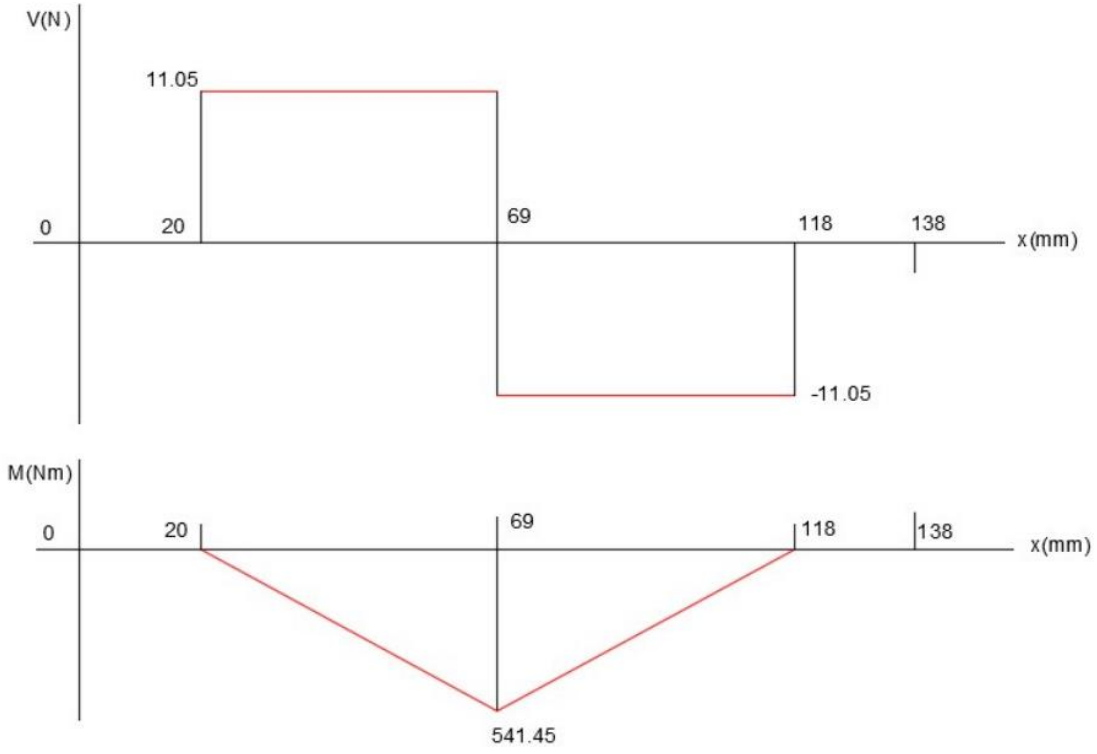


Fig 4. 32 *Diagrama de fuerza y momento flector*

Se calcula el esfuerzo a flexión máximo

$$\sigma_{ejemax} = \frac{M_{ejemax} * r_{14}}{I_{14}} \qquad \text{Ec.4.22}$$

Donde:

I_{14}: Momento de inercia de sección circular de eje ($2{,}387*10^3 mm^4$)

Sustituyendo los datos en la Ec.4.22, se obtiene:

$$\sigma_{ejemax} = 1{,}685 \text{ MPa}$$

Para calcular el factor de seguridad a flexión se utiliza la Ec.4.23.

$$n_{ejeflexion} = \frac{S_y}{\sigma_{ejemax}} \qquad \text{Ec.4.23}$$

Sustituyendo los datos en la Ec.4.23, se obtiene:

$$n_{ejeflexion} = 29{,}679$$

Se procede al cálculo de esfuerzo combinado mediante la Ec.4.24.

$$\sigma_{VM} = \sqrt[2]{(\sigma_{ejemax})^2 + (3 * \tau_{14})^2} \qquad \text{Ec.4.24}$$

Sustituyendo los datos en la Ec.4.24, se obtiene:

$$\sigma_{VM} = 6{,}048 \text{ MPa}$$

Factor de seguridad por esfuerzos combinados:

$$n_{VM} = \frac{S_y}{\sigma_{VM}}$$

Sustituyendo los datos en la ecuación n_{VM}, se obtiene:

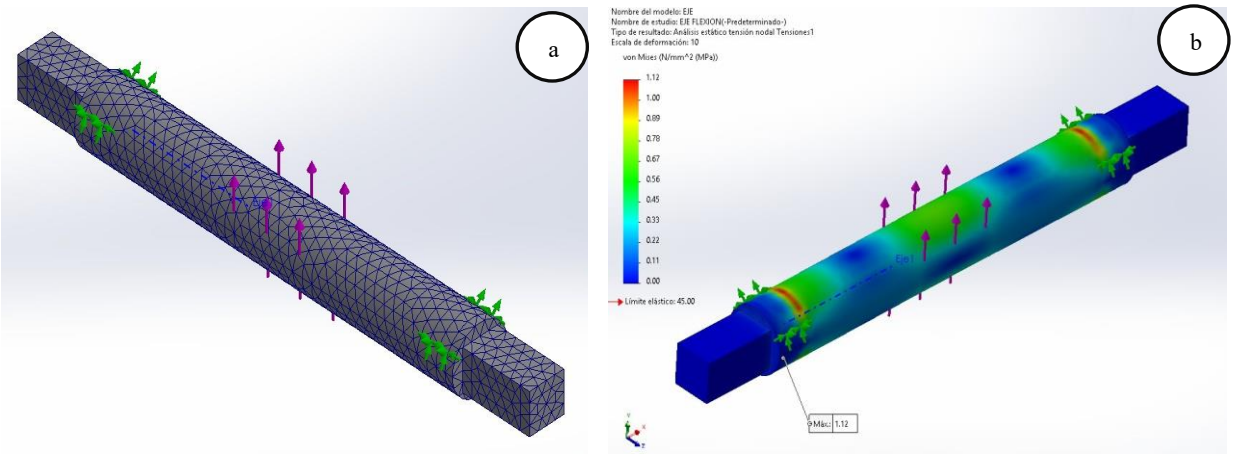
$$n_{VM} = 8{,}268$$

El cuerpo central del eje es lo suficientemente resistente, pero los extremos donde se aplica la torsión desde las barras laterales es una zona critica que para propósitos de uso para un prototipo es aceptable, pero debe ser reforzada para su uso final.

4.4.13.5 Análisis por elementos finitos de flexión del eje

Las propiedades mecánicas y cargas aplicadas al modelo 3D son las mismas indicadas para el cálculo analítico.

En la zona de mayor concentración de esfuerzos que es donde se asienta el eje se puede apreciar los valores más bajos de factor de seguridad como se muestra en la **Fig.4.34**, pero de todas maneras esos son muy superiores a 2, lo cual es muy aceptable.



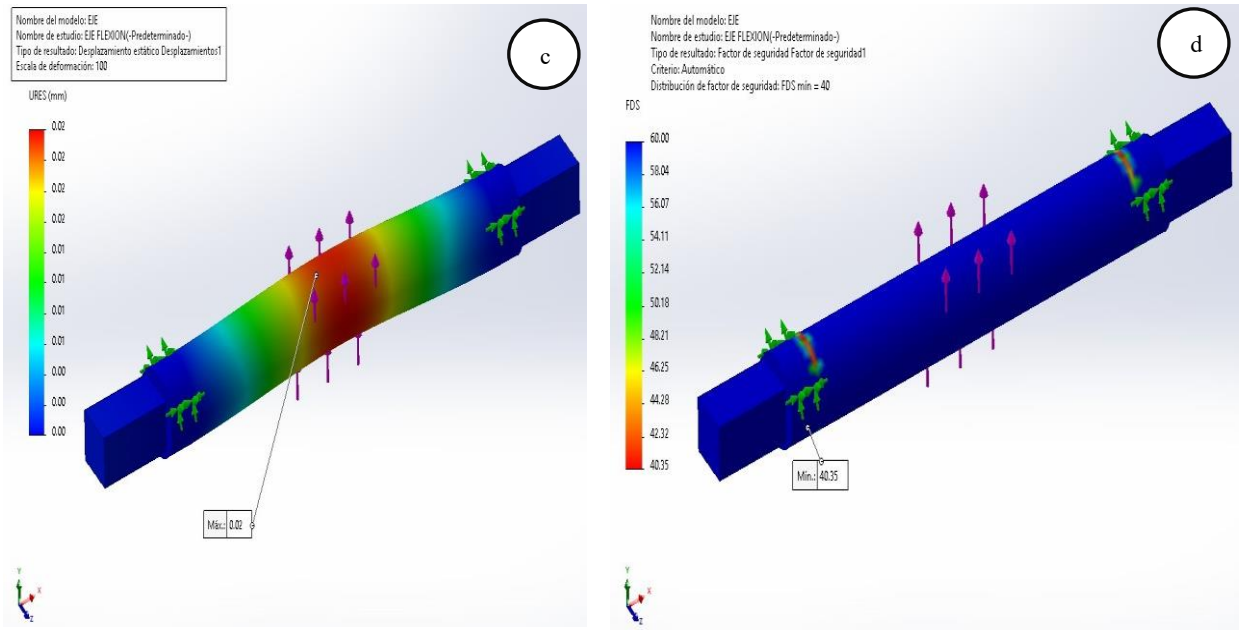


Fig 4. 33 *Análisis por elementos finitos: (a) Mallado, (b) Tensión, (c) Desplazamiento, (d) Factor de seguridad*

4.4.13.6 Análisis de engranaje

El engranaje se ha fabricado en PLA por proceso de impresión 3D. Sus propiedades mecánicas son:

Tabla 4.12. Propiedades mecánicas del Engranaje

Propiedades	**Descripción**
Densidad:	$1250\ \frac{kg}{m^3}$
Modulo elástico E:	2700 MPa
Limite elástico S_y:	57,3 MPa
Límite de tracción S_{ut}:	65 MPa
Fuerza:	123,43 N (ejercida por el torque que se transmite desde el eje)

El comportamiento del engranaje frente a cargas es satisfactorio, la tensión es baja respecto al límite de fluencia del material y el factor de seguridad conseguido es de 6,3 como se muestra en la Fig.4.35.

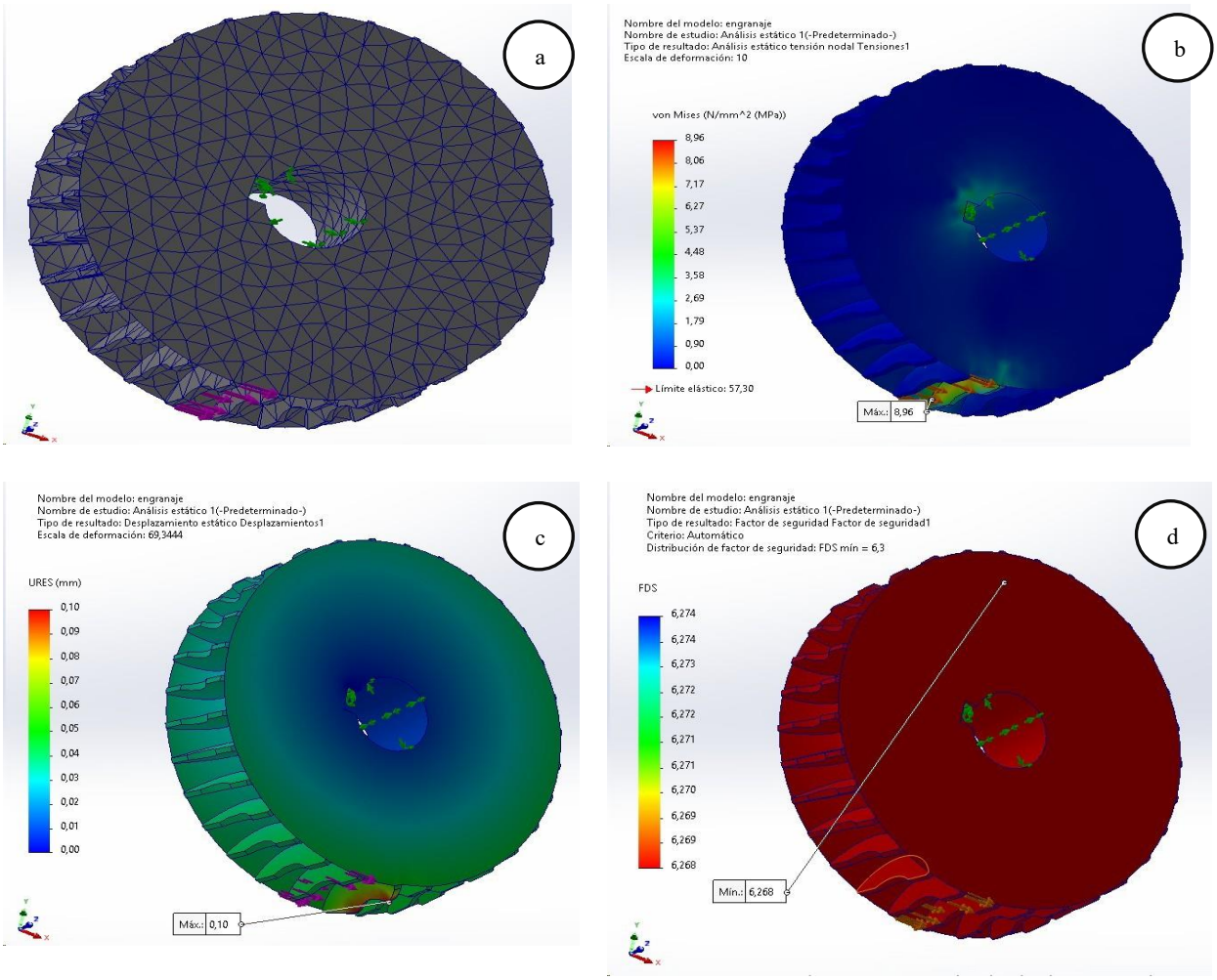


Fig 4. 34 *Análisis por elementos finitos: (a) Mallado, (b) Tensión, (c) Desplazamiento, (d) Factor de seguridad*

4.4.13.7 Análisis de tornillo sinfín

Parámetros de entrada

$T_{corona} =$	4,32 N*m (Torque en el eje del engranaje)
$D_{Ecorona} =$	72 mm (Diámetro externo de la corona)
$m_n =$	2 mm (Modulo Normal estimado)
$Z_{corona} =$	31 (Numero de dientes)
$\beta =$	9° (Angulo de hélice)
$\alpha =$	20 ° (Angulo de presión normal)
$D_{sinfin} =$	25 mm (Diámetro del sinfín)

Cálculos intermedios

$$r_{pcorona} = \frac{Z_{corona} * m_n}{2 * \cos(\beta)} \quad \text{Ec.4.25}$$

$$r_{psinfin} = \frac{D_{sinfin}}{2}$$

Donde:

$r_{pcorona}$: Radio primitivo de la corona

$r_{psinfin}$: Radio primitivo del sinfín

Resumen de fuerzas (Cargas para simulación)

1. Fuerza Axial en el sinfín (reacción de la corona)

$$F_{axial} = \frac{T_{corona}}{r_{pcorona}} \quad \text{Ec.4.26}$$

$$F_{axial} = 137{,}66\ N$$

2. Fuerza Tangencial en el sin fin (Generadora de torque)

$$F_{tangencial} = F_{axial} * \tan(\beta) \quad \text{Ec.4.27}$$

$$F_{tangencial} = 21{,}80\ \text{N}$$

3. Fuerza radial en el sinfín (Fuerza de separación)

$$F_{radial} = \frac{F_{axial} * \tan(\alpha)}{\cos(\beta)} \quad \text{Ec.4.28}$$

$$F_{radial} = 50{,}73\ \text{N}$$

El tornillo sin fin se somete a las cargas correspondientes a las producidas por una persona de 100 kg sufrirá tenciones por encima del límite elástico.

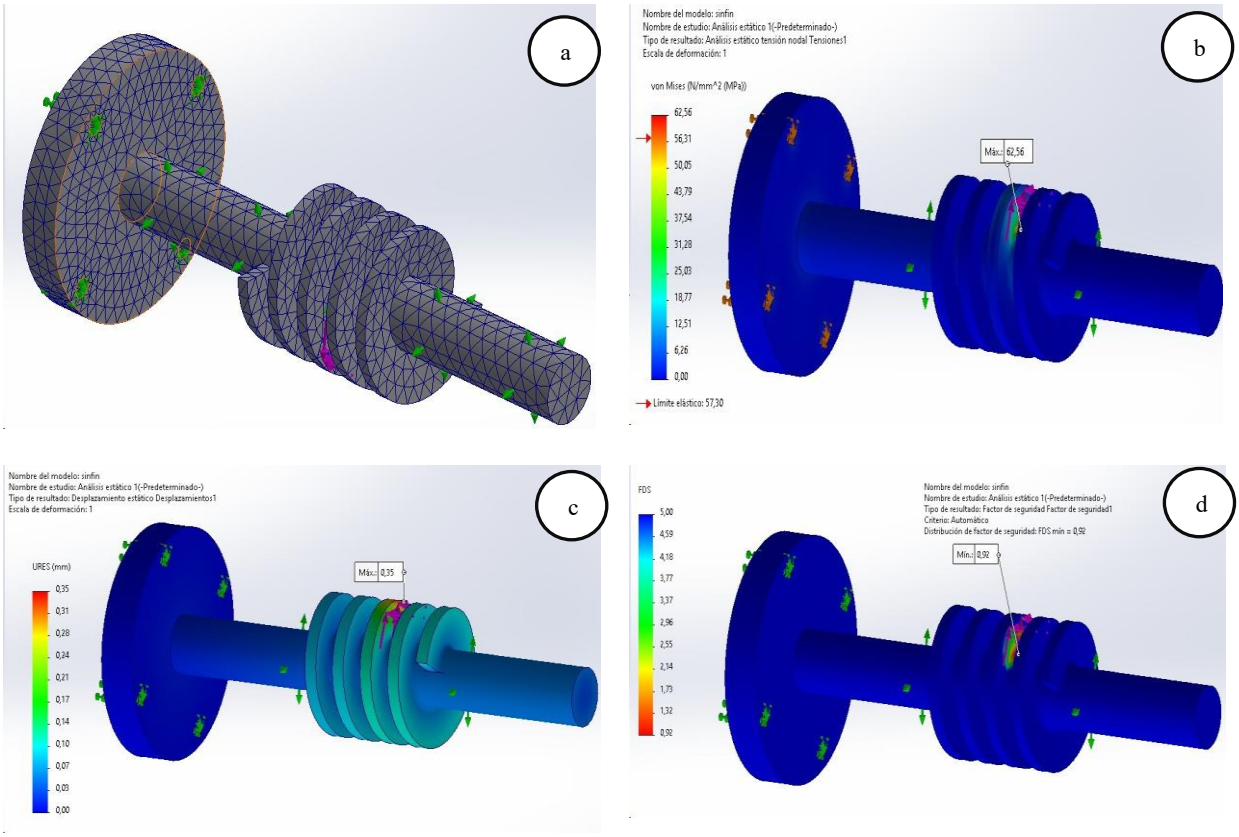


Fig 4. 35 *Análisis por elementos finitos: (a) Mallado, (b) Esfuerzos, (c) Desplazamiento, (d) Factor de seguridad*

El factor de seguridad del tornillo sin fin es de 0,92 inferior a 1 como se muestra en la Fig.4.36, lo que indica que, si se somete a las cargas que genera la pisada de una persona de 100 kg, la pieza fallara.

4.4.13.8 Análisis de la estructura rígida

Las cargas que se aplican en la estructura rígida son:

$F_{eje} = 11{,}054\ N$	Corresponde a la fuerza del eje en sus asientos
$F_{tornillo} = 51\ N$	Corresponde a la fuerza del tornillo sinfín en sus asientos
$F_{peso} = 15\ N$	Corresponde al peso del pie en el apoyo de la estructura

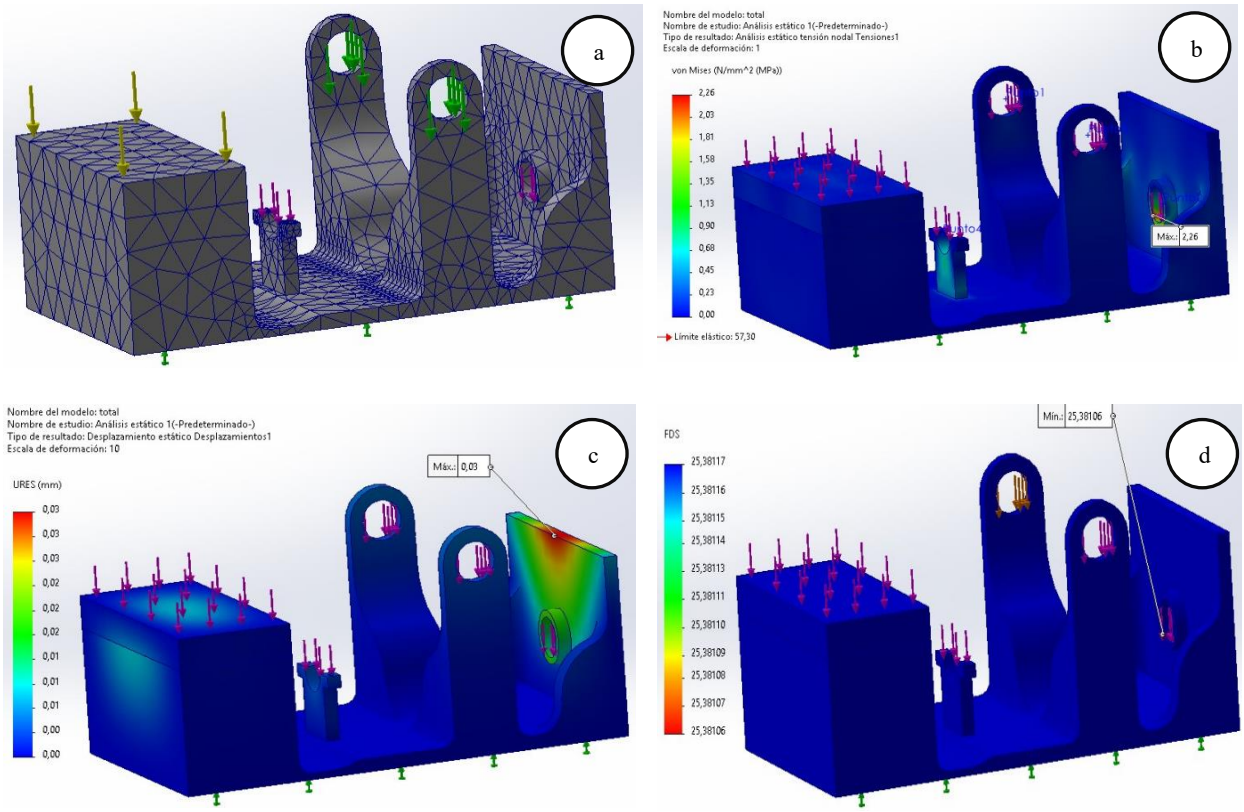


Fig 4. 36 *Análisis por elementos finitos: (a) Mallado, (b) Tensiones, (c) Desplazamiento, (d) Factor de seguridad*

Las tensiones que se generan en la estructura rígida por las cargas aplicadas son muy inferiores al límite elástico del material, del mismo modo, los desplazamientos generados son del orden de las centésimas de milímetros y el factor de seguridad mostrado en la Fig.4.37, demuestra que la estructura tiene resistencia y rigidez suficiente para soportar las cargas requeridas.

4.4.14 Diseño electrónico del sistema

Para el desarrollo y representación del circuito electrónico del sistema de asistencia al movimiento, se empleó la herramienta Fritzing, la cual permitió realizar el diagrama de conexiones de manera visual y estructurada. Mediante esta herramienta se estableció la correcta interconexión entre el microcontrolador Arduino Pro Mini, el servomotor, el módulo Bluetooth HC-06 y la fuente de alimentación.

El diagrama electrónico del sistema se muestra en la **Fig.4.38**, donde se observa la disposición de los componentes y las conexiones necesarias para el funcionamiento del sistema. El uso de esta herramienta facilitó la validación del diseño electrónico previo a su implementación física, reduciendo errores de conexión y permitiendo una integración ordenada con el sistema mecánico de la bota Walker.

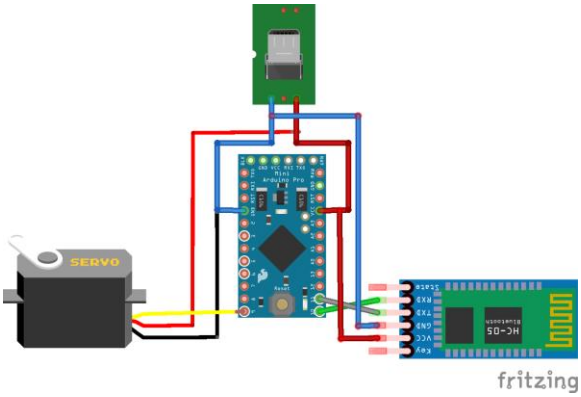


Fig 4. 37 *Diagrama del circuito electrónico*

4.4.15 Programación del sistema de control

La programación del sistema electrónico fue desarrollada utilizando el entorno Arduino IDE, empleando el lenguaje de programación basado en C/C++. El código implementado permite interpretar los comandos recibidos vía Bluetooth, controlar la posición del servomotor y gestionar las rutinas de movimiento de rehabilitación. Se puede divisar el código realizado en Arduino IDE en la **Fig.4.39.**

El software desarrollado incluye funciones para:

- Controlar el ángulo inicial y final del movimiento.
- Regular la velocidad del desplazamiento.
- Detener el movimiento de manera inmediata ante una orden de interrupción.
- Retornar el sistema a una posición neutral de seguridad.

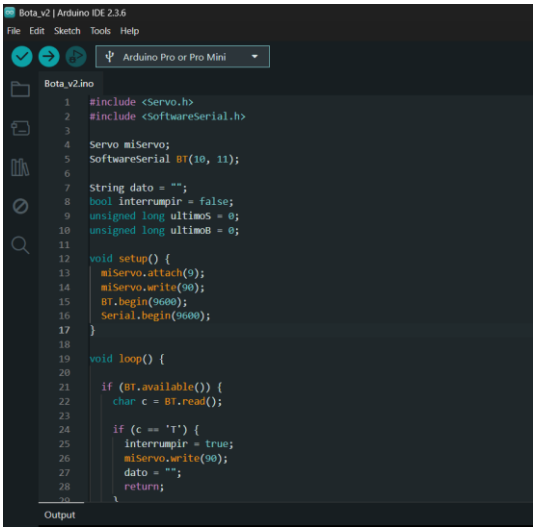


Fig 4. 38 *Código para el control de movimiento de la bota Walker*

4.4.16 Interfaz móvil de control

La interfaz de usuario para el control del dispositivo fue desarrollada en la plataforma MIT App Inventor, la cual fue seleccionada por su enfoque visual, facilidad de desarrollo y compatibilidad con dispositivos Android. Esta herramienta permitió diseñar una interfaz gráfica intuitiva, orientada a facilitar el control del sistema de rehabilitación de la bota Walker por parte del usuario o del terapeuta.

A través de la aplicación, el usuario puede establecer la conexión Bluetooth con el sistema electrónico mediante el módulo HC-06, permitiendo la comunicación inalámbrica con el microcontrolador Arduino Pro Mini. Una vez establecida la conexión, la aplicación posibilita la configuración de parámetros fundamentales del movimiento de rehabilitación, tales como la velocidad del desplazamiento y el ángulo de flexión y extensión del tobillo, de acuerdo con las necesidades terapéuticas del paciente.

La interfaz cuenta con controles básicos de operación, entre los que se incluyen botones de inicio y detención del movimiento, así como controles manuales para incrementar o disminuir la posición del servomotor, como se observa en la **Fig**.**4.40**. Estos elementos permiten una interacción sencilla,

segura y controlada durante las sesiones de rehabilitación, reduciendo el riesgo de errores en la ejecución del movimiento.

Fig 4. 39 *Interfaz gráfica de la aplicación de control*

La programación de la aplicación se realizó mediante bloques lógicos, propios de MIT App Inventor, los cuales permiten gestionar la conexión Bluetooth, el envío de comandos y la actualización visual de los valores seleccionados por el usuario. En la **Fig.4.41** se presentan los bloques de programación empleados para el control de la comunicación y el envío de parámetros al sistema electrónico.

Gracias a esta estructura, la aplicación permite un control remoto eficiente del sistema de rehabilitación, facilitando la adaptación del tratamiento a diferentes etapas del proceso terapéutico y mejorando la experiencia de uso tanto para el paciente como para el personal de rehabilitación.

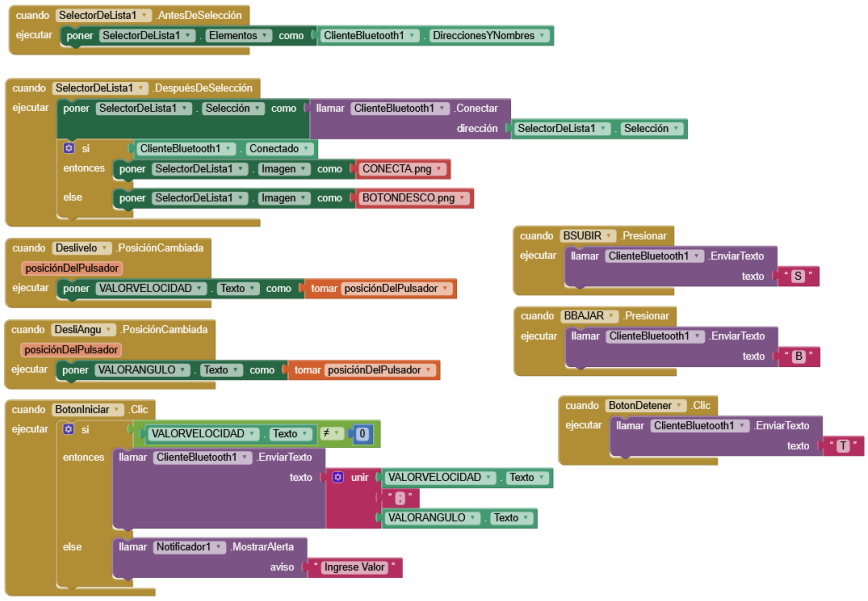


Fig 4. 40 *Bloques de programación de la aplicación móvil desarrollada en MIT App Inventor*

4.4.17 Diagrama de flujo del sistema

Con el fin de facilitar la comprensión del funcionamiento del software implementado, se elaboraron diagramas de flujo que representan la lógica de control del sistema electrónico y la interacción con la aplicación móvil.

En la **Fig. 4.42** se presenta el diagrama de flujo del control general del sistema implementado en el Arduino Pro Mini, mientras que en la **Fig. 4.43 se** muestra el diagrama correspondiente a la interacción de la aplicación móvil con el sistema. Estos diagramas permiten visualizar de forma clara la secuencia de procesos, decisiones y acciones ejecutadas durante el funcionamiento del sistema de rehabilitación.

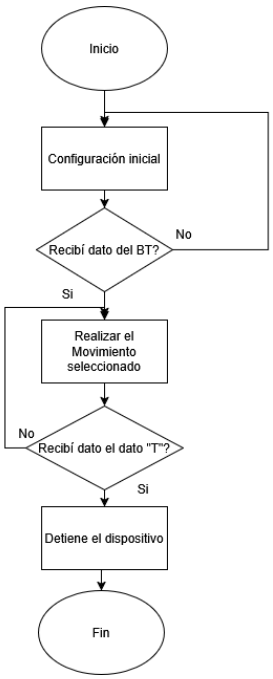


Fig 4. 41 *Diagrama del funcionamiento del dispositivo electrónico*

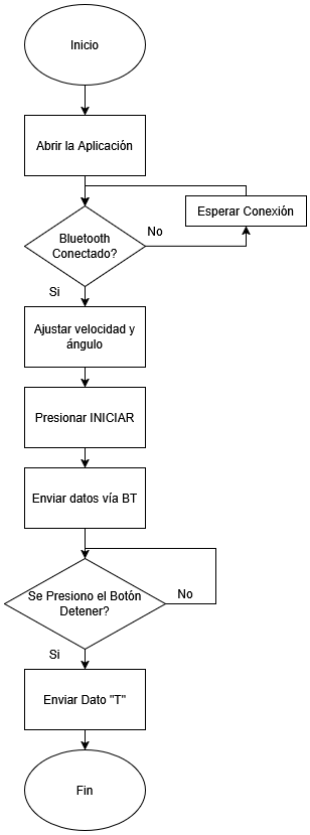


Fig 4. 42. *Diagrama de funcionamiento del Aplicativo de Control*

4.4.18 Implementación

Una vez finalizada la fase de diseño y validación conceptual, se procedió a la implementación práctica del prototipo de bota Walker, la cual contempla la fabricación, ensamblaje y verificación funcional del dispositivo en un entorno controlado. Esta propuesta de implementación busca garantizar la viabilidad técnica del diseño y su correcta integración mecánica y electrónica.

4.4.19 Fabricación de componentes

Los elementos estructurales principales de la bota fueron fabricados mediante impresión 3D FDM, utilizando PLA reforzado y TPU, según la función de cada componente:

- **Cuerpo central, soporte posterior y base plantar:** impresos en PLA reforzado por su rigidez estructural.
- **Zonas flexibles, acolchados internos y plantilla anatómica:** elaborados con TPU y espuma EVA.
- **Bisagra o sistema de tope ajustable:** diseñado como módulo independiente, fabricado en polímero técnico con tornillo metálico.

La impresión se realizó por partes, con parámetros adaptados a cada componente (altura de capa de 0.2 mm, 100% de relleno para zonas críticas).

4.5 Ensamblaje del prototipo

Los componentes fueron ensamblados manualmente con adhesivos compatibles, tornillos inoxidables y correas de velcro industrial. El sistema de movilidad restringida fue integrado al eje de articulación lateral, permitiendo el ajuste progresivo del ángulo de dorsiflexión y flexión plantar.

Se realizó una validación inicial del ensamble verificando:

- La rigidez de la estructura.

- El correcto funcionamiento del sistema de movilidad.
- La estabilidad en bipedestación del usuario.
- Aplicación práctica y verificación

Una vez ensamblado el prototipo, se realizó una aplicación práctica inicial con el fin de verificar su funcionamiento general en condiciones reales de uso. El dispositivo fue utilizado por voluntarios sanos bajo la supervisión de un fisioterapeuta, con el objetivo de comprobar su correcta adaptación al pie, estabilidad durante la marcha y funcionamiento del sistema de movilidad restringida, como se puede observar en la **Fig. 4.44**.

Esta verificación permitió confirmar que el prototipo se ajusta adecuadamente al usuario, mantiene una postura estable durante la bipedestación y permite regular el rango de movimiento del tobillo de manera controlada. Los resultados obtenidos en esta etapa evidenciaron que el diseño es funcional y seguro para su utilización, sirviendo como base para el desarrollo de las pruebas experimentales descritas en el apartado siguiente.

Fig 4. 43 *Bota Walker colocada en el usuario durante prueba de ajuste y estabilidad*

4.6 Desarrollo de pruebas

Con el fin de validar la funcionalidad, seguridad y comportamiento general del prototipo de bota Walker diseñado, se realizaron pruebas en un entorno controlado con usuarios sanos voluntarios,

bajo la supervisión de un profesional de fisioterapia. Estas pruebas permitieron evaluar el desempeño del dispositivo durante su uso, como su respuesta mecánica y ergonómica durante actividades básicas de rehabilitación.

4.6.1 Pruebas de funcionalidad

Estas pruebas tienen como objetivo evaluar el comportamiento general del prototipo durante su uso. Incluirán:

- Ensayo de rango de movimiento restringido (ROM) de la órtesis
- Funcionamiento del dispositivo de rehabilitación
- Comunicación Bluetooth y control desde la aplicación móvil.

Ensayo de rango de movimiento restringido (ROM) de la órtesis

- **Objetivo:** Verificar que la bota limita el movimiento del tobillo al rango diseñado y mantiene estabilidad sin holguras críticas.
- **Materiales:**
  Bota Walker (órtesis) ensamblada
  Goniómetro digital
  Cinta adhesiva/marking (para ejes)
  Silla y superficie plana
  Hoja de registro

- **Procedimiento:**

1. Colocar la bota en el usuario o en un “dummy” (pierna fija) si tienes.
2. Marcar referencias (pierna/pie) para repetir medición.
3. Medir ángulo en neutro.
4. Llevar el tobillo hasta el tope mecánico en dorsiflexión y medir °.
5. Repetir en plantiflexión y medir °.
6. Hacer 5 repeticiones por movimiento, registrando min–max.

7. Inspeccionar holguras: mover lateralmente y registrar si hay juego perceptible (sí/no) y dónde.

- **Resultados**

En la tabla 4.12 se puede observar la posición restrictiva, el regulador limita el rango de movimiento del tobillo para priorizar estabilidad y protección articular. Las cinco mediciones muestran una dorsiflexión promedio de 8.8° y una plantiflexión promedio de 12.8°, con variaciones máximas de +-1–2° entre repeticiones. Estos resultados evidencian un comportamiento consistente y repetible, adecuado para fases iniciales de rehabilitación donde se requiere restricción del movimiento.

***Tabla 4. 12**. Tabla de mediciones con regulador de tobillo: Regulador "Restrictivo"*

Medición	Dorsiflexión (°)	Plantiflexión (°)
1	8	12
2	9	13
3	8	12
4	10	14
5	9	13
Promedio	8.8	12.8

En la tabla 4.13, en la posición media, el regulador permite un rango de movilidad mayor manteniendo control mecánico del giro del tobillo. Se obtuvo una dorsiflexión promedio de 12.8° y una plantiflexión promedio de 18.8°, con dispersión reducida entre mediciones. Esto indica que el mecanismo de regulación incrementa el ROM de manera gradual sin perder repetibilidad, siendo útil para una etapa intermedia de recuperación donde se busca reintroducir movilidad controlada.

***Tabla 4. 13**. Tabla de mediciones con regulador de tobillo: Regulador "Medio"*

Medición	Dorsiflexión (°)	Plantiflexión (°)
1	16	24
2	17	25
3	16	24
4	18	26
5	17	25
Promedio	16.8	24.8

Como se aprecia en la tabla 4.13, en la posición libre, el regulador habilito el mayor rango de movimiento dentro de los límites mecánicos de la órtesis. Las mediciones reflejan una dorsiflexión promedio de 16.8° y una plantiflexión promedio de 24.8°, manteniendo una variación máxima aproximada de +-1–2°. Este comportamiento sugiere que el sistema puede adaptarse a fases avanzadas de rehabilitación, donde se requiere mayor movilidad funcional conservando la guía y soporte de la bota.

***Tabla 4. 14.** Tabla de mediciones con regulador de tobillo: Regulador "Libre"*

Medición	Dorsiflexión (°)	Plantiflexión (°)
1	16	24
2	17	25
3	16	24
4	18	26
5	17	25
Promedio	16.8	24.8

Los resultados obtenidos en las tres configuraciones del regulador mecánico del tobillo evidencian un incremento progresivo del rango de movimiento (ROM) conforme se ajusta el sistema desde

una condición restrictiva hacia una condición libre. En la posición A (restrictiva) se registraron valores promedio de 8.8° en dorsiflexión y 12.8° en plantiflexión, lo que confirma una limitación marcada del movimiento orientada a mejorar la estabilidad articular. En la posición B (media) el ROM aumentó a 12.8° y 18.8°, permitiendo movilidad controlada sin comprometer la repetibilidad. Finalmente, en la posición C (libre) se alcanzaron los mayores valores promedio (16.8° dorsiflexión y 24.8° plantiflexión), consistentes con una fase de rehabilitación donde se busca recuperar movilidad funcional. En todas las configuraciones, la variación entre repeticiones se mantuvo baja (aprox. +-1–2°), lo cual sugiere que el mecanismo de regulación presenta un comportamiento estable y repetible. En conjunto, estos hallazgos validan que el regulador incorporado en la órtesis cumple su función de ajustar el ROM de forma gradual, permitiendo adaptar la bota a diferentes etapas del proceso de rehabilitación.

Fig 4. 44 *Bota Walker colocada en el usuario durante prueba de ajuste y estabilidad*

Ensayo de ciclo terapéutico y repetibilidad del aparato

- **Objetivo:** Comprobar que el aparato ejecuta ciclos de rehabilitación de forma repetible (sin atascos), manteniendo tiempos y amplitud de movimiento configurados, al estar acoplado a la bota.
- **Materiales**
  - Aparato de rehabilitación ensamblado + fuente/batería
  - Bota Walker acoplada al aparato (como en uso real)
  - Cronómetro
  - (Opcional recomendado) inclinómetro/goniómetro para registrar ángulo real
  - Hoja de registro
- **Procedimiento**

1. Inspección previa: revisar fijaciones, tornillería, holguras y estado del acople bota–aparato.
2. Encendido: energizar el sistema y confirmar inicio correcto del controlador (sin reinicios).
3. Configuración del ciclo: establecer parámetros del modo terapéutico (según tu prototipo):
   - amplitud/recorrido (si aplica),
   - velocidad o tiempo por ciclo,
   - número de ciclos (N = 30 recomendado).
4. Ejecución: iniciar el programa y realizar 30 ciclos continuos (o 3 series de 10 con pausa de 30 s).
5. Registro por serie (10 ciclos): anotar:
   - ciclos completados (10/10),
   - tiempo total de la series,
   - fallos (atasco, ruido anómalo, vibración excesiva, parada),
   - reinicios del sistema (sí/no).
6. (Opcional) Amplitud: si se dispone de inclinómetro/goniómetro, medir el ángulo máximo alcanzado en 3 ciclos por serie.
7. Post-prueba: inspeccionar el conjunto (aflojamiento, deformación, desgaste visible) y registrar calentamiento (si aplica)

- **Resultados**

Porcentaje de ciclos completados sin fallos

- **Caso 1**
  - ✓ Ciclos programados: 30
  - ✓ Ciclos completados sin fallos: 29
  - ✓ Ciclos fallidos: 1 (micro-atasco / pérdida momentánea de torque, se reinició el ciclo)

$$Porcentaje\ de\ ciclos\ completados = \left(\frac{29}{30}\right) \times 100 = 96.7\%$$

De 30 ciclos programados, el sistema completó 29 ciclos sin fallos, registrándose 1 interrupción por micro-atasco mecánico. El porcentaje de ciclos completados sin fallos fue de 96,7%.

- **Caso 2**
  - ✓ Ciclos programados: 30
  - ✓ Ciclos completados sin fallos: 27
  - ✓ Ciclos fallidos: 3
    - 2 por vibración/holgura que detuvo el movimiento
    - 1 por reinicio del controlador

$$Porcentaje\ de\ ciclos\ completados = \left(\frac{27}{30}\right) \times 100 = 90.0\%$$

Se completaron 27 de 30 ciclos sin fallos. Se reportaron 3 fallos (2 asociados a vibración/holgura y 1 por reinicio del controlador), obteniéndose un funcionamiento sin fallos de 90.0% (Tabla 4.15).

***Tabla 4. 15**. Registro resumido por series de 10 ciclos*

Serie	Ciclos programados	Ciclos sin fallos	Fallos	% sin fallos
1	10	10	0	100%
2	10	9	1	90%
3	10	10	0	100%
Total	**30**	**29**	**1**	**96.7%**

Durante estas pruebas se observó que el prototipo mantiene una adecuada estabilidad durante la marcha y permite un control progresivo del movimiento del tobillo. En la **Fig. 4.45** se muestra la bota Walker durante la realización de las pruebas funcionales, evidenciando su correcta adaptación al usuario y el funcionamiento del sistema mecánico de apoyo y movilidad.

Fig 4. 45 prototipo *de bota Walker con integración del sistema de articulación y asistencia al movimiento*

Comunicación Bluetooth y control desde la aplicación móvil.

- **Objetivo:** Validar la comunicación Bluetooth entre la aplicación móvil y el aparato de rehabilitación, verificando tiempo de conexión, ejecución correcta de comandos, alcance operativo y comportamiento ante pérdida de enlace (seguridad y recuperación).

- **Materiales**
  - Aparato de rehabilitación con módulo Bluetooth integrado
  - Smartphone con la aplicación instalada
  - Fuente/batería del prototipo
  - Cronómetro
  - Cinta métrica (o distancias medidas en pasos)
  - Hoja de registro (tabla)

- **Procedimiento**

1. Encender el aparato.
2. Presionar Conectar en la app y medir el tiempo de conexión (3 intentos).
3. Con el sistema conectado, ejecutar la siguiente secuencia 5 veces:
   - Iniciar → esperar 3 s
   - Detener → esperar 2 s
   - Subir → esperar 2 s
   - Bajar → esperar 2 s
4. Registrar si cada acción se ejecuta correctamente (Sí/No).
5. Si ocurre un fallo, repetir una vez la acción y anotarlo como “reintento”..

- **Resultado**

La Tabla 4.16 presenta los tiempos registrados en tres intentos consecutivos de conexión Bluetooth entre la aplicación móvil y el aparato de rehabilitación. Se observa un comportamiento estable, con tiempos de enlace similares entre intentos y un valor promedio

representativo del tiempo requerido para establecer comunicación y habilitar el control desde la app.

***Tabla 4. 16**. Tiempo de conexión*

Intento	Tiempo (s)	Resultado
1	4.5	Conectó
2	5.2	Conectó
3	4.8	Conectó
Promedio	4.8 s	—

La Tabla 4.17 resume la ejecución de comandos básicos desde la aplicación móvil durante cinco rondas de prueba (Iniciar, Detener, Subir y Bajar). Los registros permiten identificar de forma directa la confiabilidad del control, evidenciando el número de acciones ejecutadas correctamente y la presencia de fallos puntuales, lo que facilita calcular el porcentaje de éxito del sistema en condiciones controladas.

***Tabla 4. 17**. Ejecución de comandos*

Ronda	Iniciar	Detener	Subir	Bajar
1	Sí	Sí	Sí	Sí
2	Sí	Sí	Sí	Sí
3	Sí	Sí	No	Sí
4	Sí	Sí	Sí	Sí
5	Sí	Sí	Sí	Sí

La aplicación móvil logró conectarse al aparato de rehabilitación con un tiempo promedio de 4.8 s en tres intentos. Al ejecutar cinco rondas de comandos básicos (Iniciar, Detener, Subir y Bajar), se registró un 95% de acciones exitosas (19/20), evidenciando un control inalámbrico estable en condiciones controladas y adecuado para pruebas funcionales del prototipo (Fig. 4. 46).

Fig 4. 46 prototipo *de bota Walker con integración del sistema de articulación y asistencia al movimiento*

4.7 Análisis de resultados

A partir del diseño, fabricación, ensamblaje e implementación del prototipo de bota Walker, se obtuvieron resultados satisfactorios en relación con los objetivos planteados en el presente trabajo. El prototipo impreso en tecnología 3D demostró una adecuada estabilidad estructural y un correcto ajuste al pie y al tobillo del usuario, permitiendo una correcta alineación durante la bipedestación y la marcha controlada.

No obstante, durante las pruebas se identificó como limitación principal la capacidad de torque del servomotor utilizado, el cual resultó insuficiente para asistir el movimiento del tobillo bajo ciertas

condiciones de carga. Esta limitación no afectó el funcionamiento general del sistema, pero evidencia la necesidad de considerar actuadores de mayor potencia en futuras versiones del dispositivo.

En general, los resultados obtenidos confirman que el prototipo desarrollado cumple con los objetivos propuestos, demostrando la viabilidad técnica del diseño mecánico y electrónico, y dejando un campo abierto para la mejora y evolución de sistemas de rehabilitación asistidos mediante tecnologías accesibles como la impresión 3D y el control electrónico.

CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES

5.1.Conclusiones

El desarrollo del prototipo de bota Walker impresa en 3D con asistencia electrónica permitió cumplir satisfactoriamente el objetivo general del presente trabajo, orientado a optimizar el proceso de rehabilitación del pie y del tobillo. El análisis anatómico-fisiológico realizado proporcionó una base sólida para comprender la dinámica articular durante la marcha y definir criterios de diseño que garantizaran estabilidad, confort y seguridad para el usuario.

A partir de estos fundamentos se diseñó y fabricó la bota Walker mediante técnicas de fabricación aditiva, empleando PLA reforzado para la estructura y TPU para la plataforma plantar. Estos materiales ofrecieron una combinación adecuada de rigidez, ligereza y adaptabilidad a la anatomía del pie, permitiendo obtener un prototipo funcional que distribuye correctamente las cargas durante el apoyo.

La integración del sistema electrónico —compuesto por un microcontrolador Arduino Pro Mini, un módulo Bluetooth HC-06 y una aplicación móvil desarrollada en MIT App Inventor— demostró la viabilidad de establecer un control inalámbrico intuitivo de los parámetros de movimiento. El sistema de comunicación y la lógica de control respondieron adecuadamente durante las pruebas.

La principal limitación identificada fue la insuficiencia de torque del servomotor utilizado, lo que impidió generar un movimiento asistido efectivo bajo carga. No obstante, esta limitación se atribuye únicamente al actuador y no al diseño general del sistema, el cual mostró un funcionamiento correcto en todos sus componentes.

En conjunto, los resultados obtenidos evidencian que el proyecto cumple con los objetivos específicos planteados y establece una base sólida para futuros desarrollos. Se recomienda incorporar actuadores de mayor capacidad y optimizar el sistema de asistencia mecánica para ampliar su aplicación en procesos reales de rehabilitación del pie y el tobillo.

5.2.Recomendaciones

Con el fin de potenciar el alcance y la efectividad del prototipo desarrollado, se recomienda continuar con un proceso iterativo de mejora y validación. En primer lugar, se sugiere reemplazar el servomotor utilizado por un actuador de mayor torque, como motores con reductores, servomotores industriales o actuadores lineales, que permitan generar el movimiento asistido del tobillo bajo condiciones reales de carga y durante sesiones prolongadas de rehabilitación.

De esta manera, se recomienda profundizar en el análisis mecánico del sistema de transmisión del movimiento, incorporando estudios de fuerzas, momentos y cargas aplicadas sobre el tobillo, con el fin de optimizar el diseño del mecanismo y seleccionar adecuadamente los componentes electrónicos y mecánicos del sistema.

En cuanto al sistema de control, se sugiere ampliar las funcionalidades de la aplicación móvil, incorporando opciones como el registro de sesiones de rehabilitación, perfiles de usuario y ajustes personalizados de los parámetros terapéuticos. Estas mejoras permitirían un seguimiento más detallado del proceso de recuperación y una mayor adaptabilidad del sistema a las necesidades de cada paciente.

Se recomienda también evaluar la integración de sensores de posición o fuerza, que permitan implementar sistemas de retroalimentación en tiempo real, mejorando la seguridad y el control del movimiento asistido. Esta información podría ser utilizada para desarrollar estrategias de control más avanzadas y terapias progresivas.

Finalmente, se sugiere continuar con la investigación y el desarrollo de este tipo de dispositivos, promoviendo la fabricación local, accesible y personalizable de sistemas de rehabilitación. La colaboración con profesionales del área de fisioterapia y rehabilitación permitiría validar clínicamente el dispositivo y avanzar hacia soluciones más robustas, seguras y con mayor impacto en la recuperación funcional de pacientes con lesiones de pie y tobillo.

REFERENCIAS

[1] "Questions for the Physician or Rehabilitation Team."

[2] G. Canton *et al.*, "Fibula fractures management," *World J. Orthop.*, vol. 12, no. 5, pp. 254–269, 2021, doi: 10.5312/wjo.v12.i5.254.

[3] A. Silva Hernández, "Diseño de una órtesis ergonómica tipo Walker mediante la reducción de piezas e impresión 3D. 1. Memoria."

[4] Rebekah V. Withers, "Offloading effects of a removable cast walker with and without modification for diabetes-related foot ulceration: a plantar pressure study," *J. Foot Ankle Res.*, vol. 16, no. 1, Dec. 2023, doi: 10.1186/s13047-023-00625-z.

[5] A. Del Carmen, E. Curbelo, T. : Mario, U. Herrera Pérez, and J. Álvarez De La Cruz, "PATOLOGÍA MUSCULOESQUELÉTICA ASOCIADA AL USO DEL CAM WALKER TRABAJO DE FIN DE GRADO."

[6] D. Rojano Mejía Daniel Martínez Barro Dra Nallely Contreras Del Carmen Dra Claudia Stephane Cortes Aguirre Dra Perla Karina Escalante Montes, "UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE MEXICO FACULTAD DE MEDICINA DIVISIÓN DE ESTUDIOS DE POSGRADO INSTITUTO MEXICANO DEL SEGURO SOCIAL UNIDAD MÉDICA DE ALTA ESPECIALIDAD (UMAE) DE TRAUMATOLOGÍA, ORTOPEDIA Y REHABILITACIÓN 'DR. VICTORIO DE LA FUENTE NARVÁEZ'. UNIDAD DE MEDICINA FISICA Y REHABILITACION NORTE."

[7] J. Walker, A. Thomas, M. L. Stolycia, R. A. Wilkins, and D. E. Lunn, "Acute biomechanical responses to wearing a controlled ankle motion (CAM) Walker boot during walking," *Gait Posture*, vol. 108, pp. 208–214, Feb. 2024, doi: 10.1016/j.gaitpost.2023.12.011.

[8] A. Silva Hernández, “Diseño de una órtesis ergonómica tipo Walker mediante la reducción de piezas e impresión 3D. 1. Memoria.”

[9] P. Pedro and A. Orta, “Fisiología de la Rótula: Factores de Riesgo, Precauciones.”

[10] C. L. Orozco Álvarez, “Funcionalidad del tobillo asociada a la colocación de bota ortopédica neumática en pacientes con fractura de maléolo lateral aislado tipo Weber B estables,” *Ortho-tips*, vol. 18, no. 1, pp. 33–40, 2022, doi: 10.35366/103730.

[11] G. Rodríguez, “UNIVERSIDAD MIGUEL HERNÁNDEZ FACULTAD DE MEDICINA TRABAJO FIN DE GRADO PODOLOGÍA LESIONES PREVALENTES EN EL PIE Y TOBILLO EN DANZA.” [Online]. Available: www.minidanza.com

[12] J. D. Serrano Alonso, Y. Hernanz González, E. J. Sánchez Morata, Á. C. Cortiñas González, and J. Vilá-Rico, “Variante de fractura-luxación de Bosworth en paciente con síndrome de Down,” *Revista del Pie y Tobillo*, vol. 37, no. 2, Dec. 2023, doi: 10.24129/j.rpt.3702.fs2305017.

[13] C. S. John Ignacio, T. Diaz Cristian Paul, M. M. Freddy Patricio, and R. Z. Daniel Alejandro, “Design and construction of an ánkle-foot orthosis with anti-equine lock,” in *2018 IEEE Biennial Congress of Argentina, ARGENCON 2018*, Institute of Electrical and Electronics Engineers Inc., Jul. 2018. doi: 10.1109/ARGENCON.2018.8646215.

[14] A. V. Voegeli, “Anatomía funcional y biomecánica del tobillo y el pie,” 2003.

[15] Podoactiva, “Huesos del pie. Nombres, partes y funciones de esta anatomía ósea,” Blog de podoactiva .

[16] G. Canton *et al.*, “Fibula fractures management,” *World J. Orthop.*, vol. 12, no. 5, pp. 254–269, 2021, doi: 10.5312/wjo.v12.i5.254.

[17] Matthieu Thomas, “Peroné ,” Kenhub .

[18] Kenhub, “Tibia y fíbula.”

[19] D. F. Luzuriaga Jaramillo, L. J. Toala Mosquera, M. A. Sares Barzola, and C. E. Parrales Cobos, “Fractura del Cuello de Astrágalo Hawking Tipo III. A propósito de un caso,” *Revista Científica de Salud y Desarrollo Humano*, vol. 5, no. 3, pp. 1088–1097, Oct. 2024, doi: 10.61368/r.s.d.h.v5i3.319.

[20] Psic. Blanca Navarro, “Talus (astrágalo),” Kenhub.

[21] K. Zaragoza-Velasco and S. Fernández-Tapia, “Ligamentos y tendones del tobillo: anatomía y afecciones más frecuentes analizadas mediante resonancia magnética,” 2013.

[22] M. Lu, S. H. Cao, J. Lu, Y. Li, P. Li, and J. K. Xu, “Three dimensional analysis of factors affecting the prognosis of calcaneal fractures,” *J. Orthop. Surg. Res.*, vol. 19, no. 1, Dec. 2024, doi: 10.1186/s13018-024-04975-7.

[23] Dr. Alfredo Torres, “Calcáneo,” Kenhub.

[24] Psic. Blanca Navarro, “Hueso navicular,” Kenhub.

[25] “Enfoque diagnóstico y manejo en fracturas cuneiformes. Revisión narrativa de la literatura,” *Acta Ortop. Mex.*, vol. 39, no. 6, pp. 352–362, 2025, doi: 10.35366/121813.

[26] Anatomía Topográfica, “Huesos cuneiformes.”

[27] Anatomía Topográfica, “Hueso cuboides.”

[28] Anatomía Topográfica, “Metatarsianos.”

[29] Images for Huesos Del Pie Metatarsianos, “Huesos Del Pie Metatarsianos.”

[30] Dr. Marcell Guzmán; Blanca Navarro, “Falanges del pie,” Kenhub.

[31] S. F. Ray and K. Z. Takahashi, “Gearing Up the Human Ankle-Foot System to Reduce Energy Cost of Fast Walking,” *Sci. Rep.*, vol. 10, no. 1, Dec. 2020, doi: 10.1038/s41598-020-65626-5.

[32] M. Barth, “Flexión plantar y dorsal,” MarkusBarth.net.

[33] A. V. Voegeli, “Fisiopatología y biomecánica del tobillo normal y artrósico en el adulto joven.”

[34] MarkusBarth.net, “Plantar-flexion definition & anatomy.”

[35] Fisioterapia-Online.com, “Inversión del pie.”

[36] “AUTOR: ANDRÉS DÍAZ ESPINOZA MAYO: 2021 ANTROPOMETRÍA Contenido.”

[37] B. Cao, J. Wang, W. Shi, ; Xi Lu, and K. Zhou, “3D Foot Anthropometric Measurements Under Two Weight-Bearing Conditions for Ergonomic Design of Foot-Related Products Mediciones Antropométricas del Pie en 3D Bajo Dos Condiciones de Soporte de Peso para el Diseño Ergonómico de Productos Relacionados con los Pies,” 2023.

[38] M. Ascheris Moreno, G. Matamala-Madrid, X. Sepúlveda-Vidal, F. Silva-Vera, and M. Bobadilla Olivares, “Efectividad del tratamiento kinésico para esguince de tobillo en deportistas: una revisión sistemática”, doi: 10.59856/arch.soc.chil.med.de.

[39] Impulsa Fisioterapia, “Esguince de tobillo: sabemos qué es y queremos prevenirlo,” Impulsa Fisioterapia.

[40] F. Marino *et al.*, “Efectividad del tratamiento quirúrgico de las fracturas de tobillo tipo Weber B según resultados anatomofuncionales Effectiveness of surgical treatment of weber b type ankle fractures according to anatomical-functional results.” [Online]. Available: https://orcid.org/0000-0002-5553-2624

[41] Camde.es, “Fractura de tibia y peroné,” Camde.es.

[42] Tendinopatía, “Tendinopatía.”

[43] Nova Family Podiatry, “Tendinitis.”

[44] “PROGRAMAS DE EJERCICIOS para Tobillo-Pie.”

[45] KidsHealth, “Férulas (para Niños).”

[46] C. Ferrari-Portafaix, “Férulas de reposo del pie del adulto: desde la ortesis de serie hasta el moldeado a medida,” 2025.

[47] La-Ortopedia.com, “Férula pie equino.”

[48] Kyrios Suit, “¿Qué es una órtesis dinámica?”

[49] MercadoLibre, “Férula para pie y tobillo – pie caído.”

[50] Ortopedia Lloretsalut, “Qué es y para qué sirve una bota tipo walker.”

[51] DEMA Argentina, “Nueva bota walker corta con varilla delantera D.E.M.A,” blog.dema-argentina.com.ar.

[52] La-Ortopedia.com, “Bota ortopédica walker larga.”

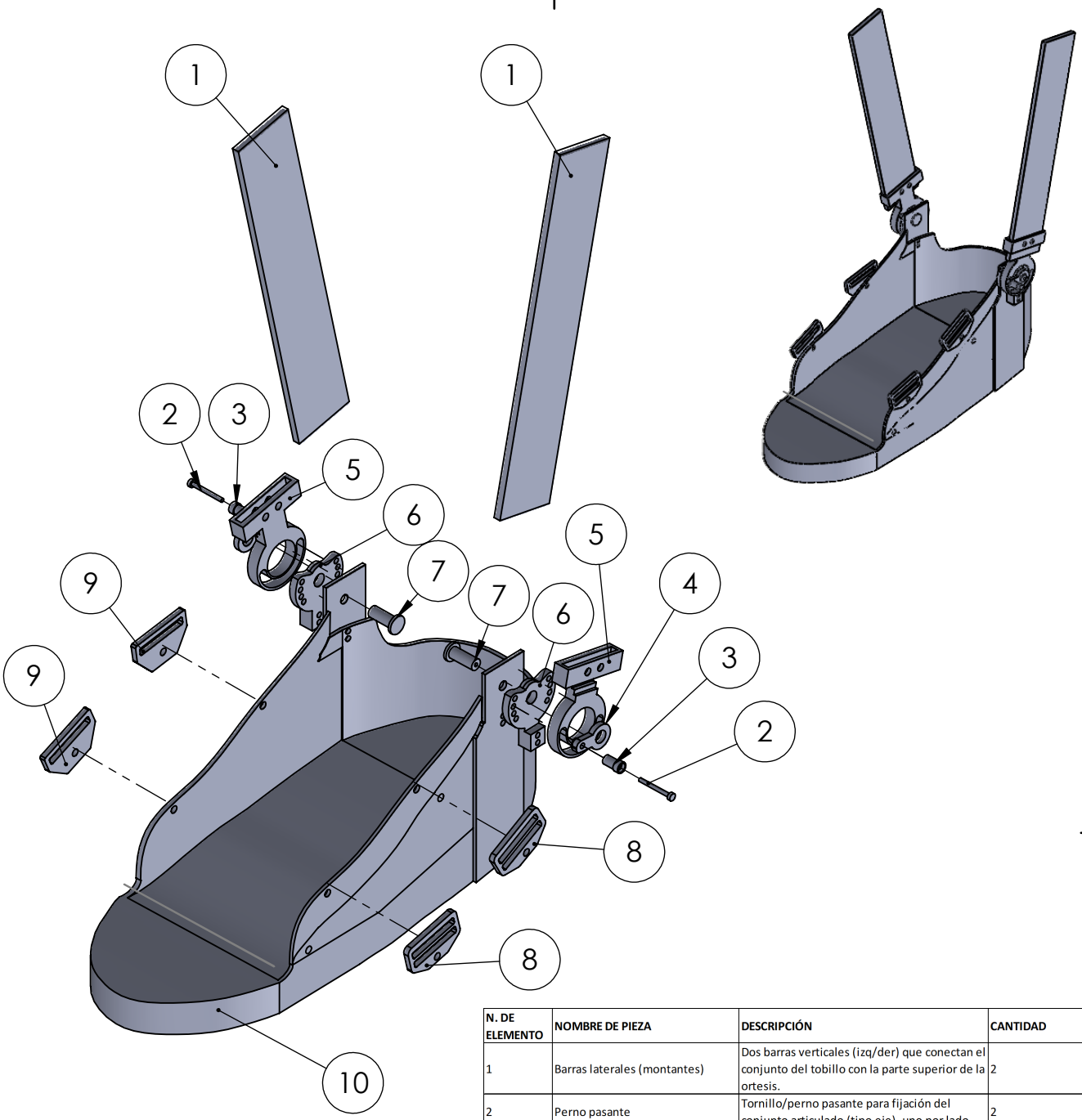
[53] Mastoner, “Todo sobre Filamento PLA para Impresión 3D,” Mastoner.com.

[54] DatasheetHub, “MG995 Hi-Speed Dual Ball Bearing Servo Motor,” DatasheetHub.

[55] Adafruit, “Arduino Pro Mini 328 - 5V/16 MHz,” Adafruit.com.

[56] NewAyerotech, “Thermoplastic Polyurethane (TPU) Material for 3D Printing,” NewAyerotech.com.

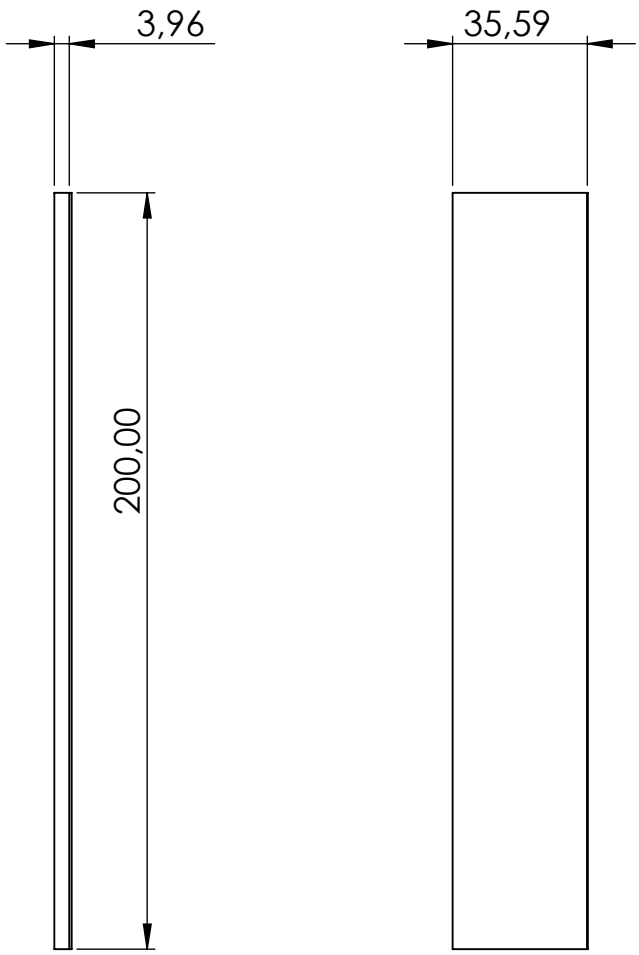
ANEXOS

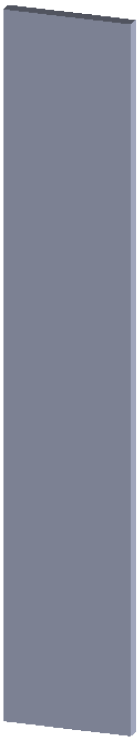


N. DE ELEMENTO	NOMBRE DE PIEZA	DESCRIPCIÓN	CANTIDAD
1	Barras laterales (montantes)	Dos barras verticales (izq/der) que conectan el conjunto del tobillo con la parte superior de la ortesis.	2
2	Perno pasante	Tornillo/perno pasante para fijación del conjunto articulado (tipo eje), uno por lado.	2
3	Tuerca de seguridad	Tuerca para el perno pasante (idealmente autoblocante) (arandela si aplica según tu diseño).	2
4	Conjunto articulado / Goniómetro	Mecanismo de bisagra/goniómetro (izq/der) para permitir y limitar el giro del tobillo.	2
5	Soporte superior de barra	Placa/soporte superior perforado donde se acopla la barra lateral (uno por lado).	2
6	Soporte lateral de unión	Bracket lateral que une el conjunto articulado con la estructura principal.	2
7	Pasador / Eje corto de unión	Pasador/eje interno de articulación/ensamble (aparece duplicado en el despiece).	2
8	Presillas / Anclajes de correa	Soportes/guías para correas (rectangulares negros).	2
9	Topes/soportes frontales (clips)	Piezas pequeñas tipo clip/tope (se muestran 2 unidades).	2
10	Férula base (cuerpo principal)	Estructura principal tipo "carcasa" donde apoya el pie y se fijan soportes, articulaciones y correas.	1

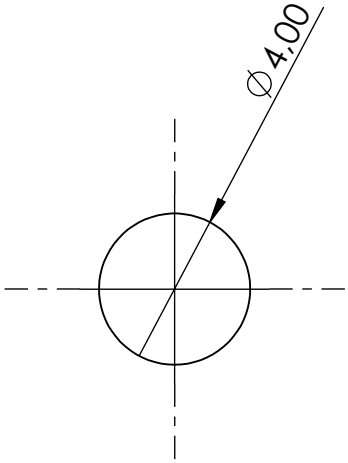
PROYECTO: DESARROLLO DE UNA BOTA WALKER				ESCALA	1:3
CONJUNTO: FERULAS					
CÓDIGO: DBWR				TOLERANCIA: ±	
MATERIAL:	PLA + PETG	DISEÑÓ:	FUENTES S.	19-02-2025	HOJA
MASA [gr]:	1.3 Kg	DIBUJÓ:	FUENTES S.	19-02-2025	A4
RECUBRIMIENTO:	Espuma de poliuretano	REVISÓ:	GÁMEZ B.	19-02-2025	1/1
CANTIDAD:	1	APROVÓ:	GÁMEZ B.	19-02-2025	

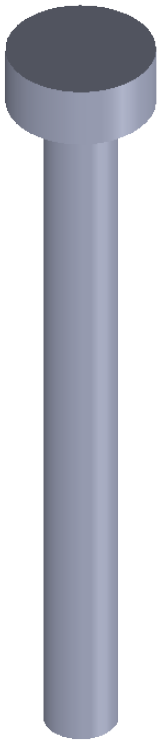
FICA CIME

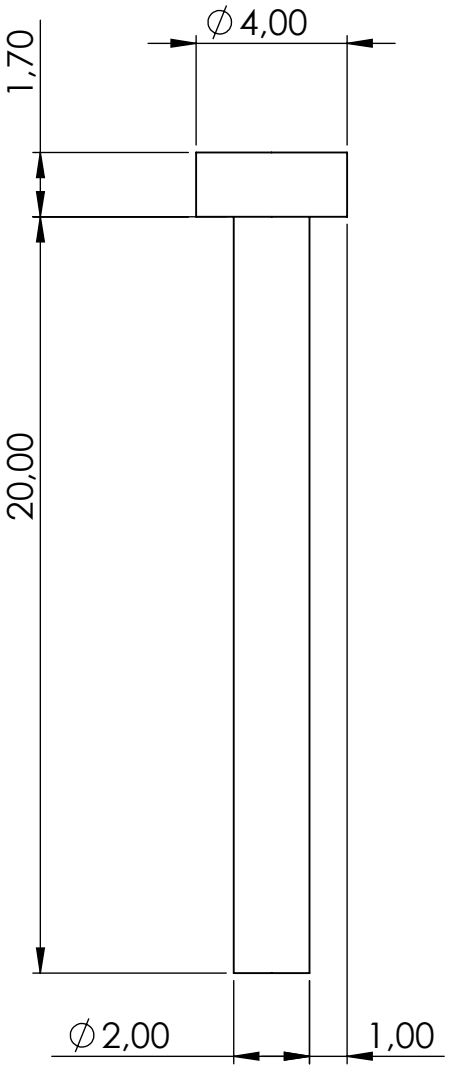




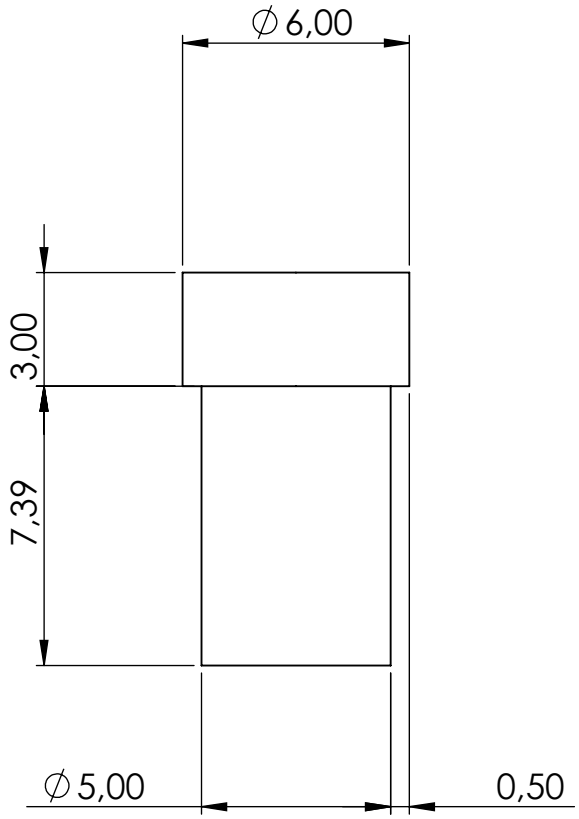
FICA	CIME	PROYECTO: DESARROLLO DE UNA BOTA WALKER		ESCALA	1:2
		PARTE: BARRAS LATERALES			
		CÔDIGO: DBWR-P1		TOLERANCIA: ±	
		MATERIAL: ACP (ALUMINIO+POLIETI)	DISEÑÔ: FUENTES S.	19/02/2026	HOJA
		MASA [gr]: 30 gr	DIBUJÔ: FUENTES S.	19/02/2026	A4
		RECUBRIMIENTO: Aluminio	REVISÔ: GËMEZ B.	19/02/2026	1/1
		CANTIDAD: 2	APROVÔ: GËMEZ B.	19/02/2026	

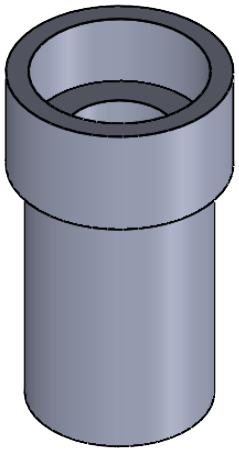


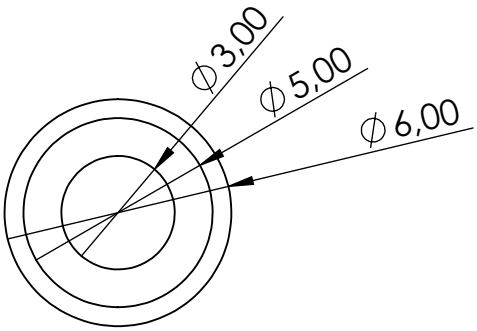




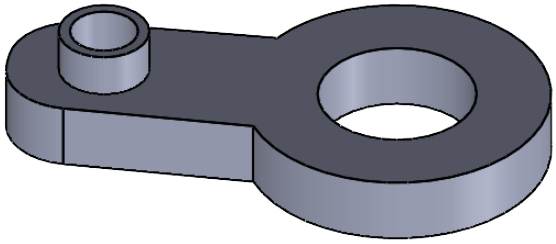
FICA	CIME	PROYECTO: DESARROLLO DE UNA BOTA WALKER		ESCALA	5:1
		PARTE: PERNO PASANTE			
		CÔDIGO: DBWR-P02		TOLERANCIA:	± 0.5mm
		MATERIAL: PETG	DISEÑÔ: FUENTES S	19/02/2026	HOJA
		MASA [gr]: 1,5 gr	DIBUJÔ: FUENTES S	19/02/2026	A4
		RECUBRIMIENTO: PETG	REVISÔ: GËMEZ B.	19/02/2026	1/1
		CANTIDAD: 2	APROVÔ: GËMEZ B.	19/02/2026	

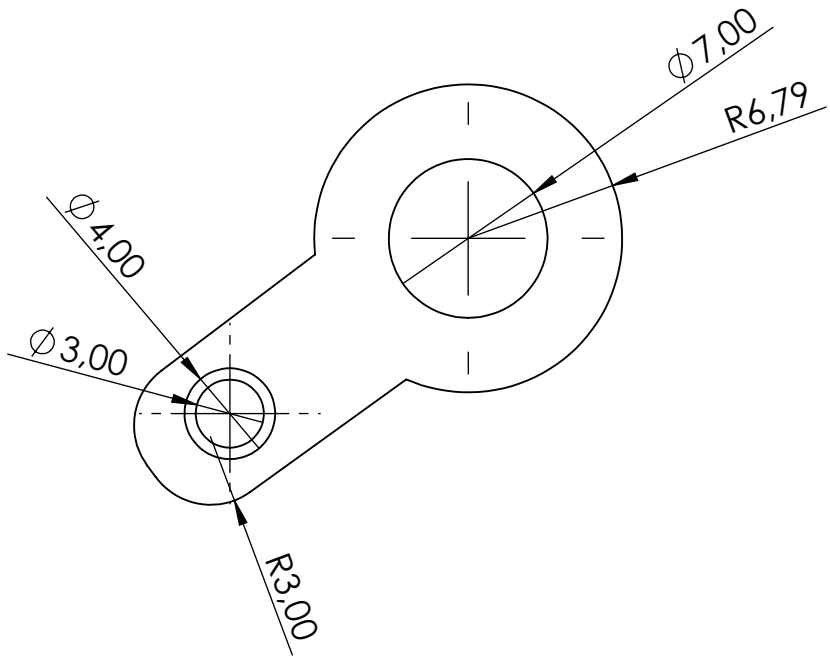


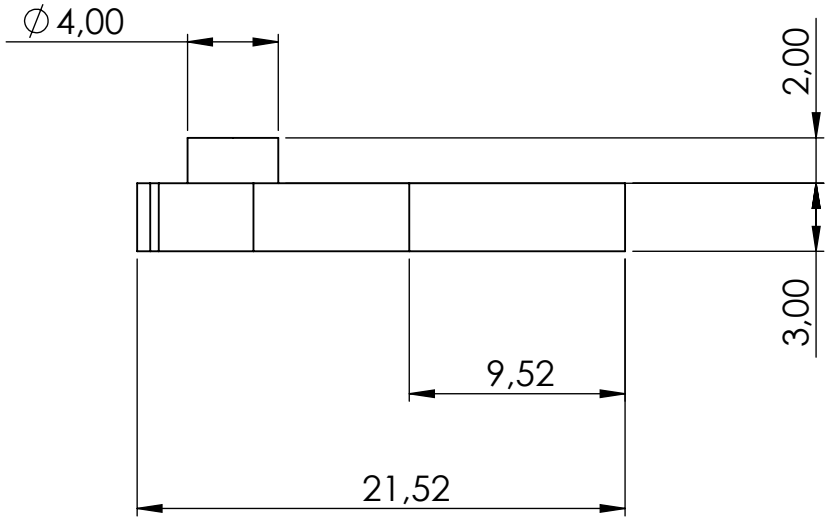




FICA	CIME	PROYECTO: DESARROLLO DE UNA BOTA WALKER		ESCALA	5:2
		PARTE: ARANDELA DE SEGURIDAD			
		CÔDIGO: DBWR-P03		TOLERANCIA: ±	
		MATERIAL: PETG	DISEÑÔ: FUENTES S	19/02/2026	HOJA
		MASA [gr]: 1.2 gr	DIBUJÔ: FUENTES S	19/02/2026	A4
		RECUBRIMIENTO: NINGUNO	REVISÔ: GËMEZ B	19/02/2026	1/1
		CANTIDAD: 2	APROVÔ: GËMEZ B	19/02/2026	

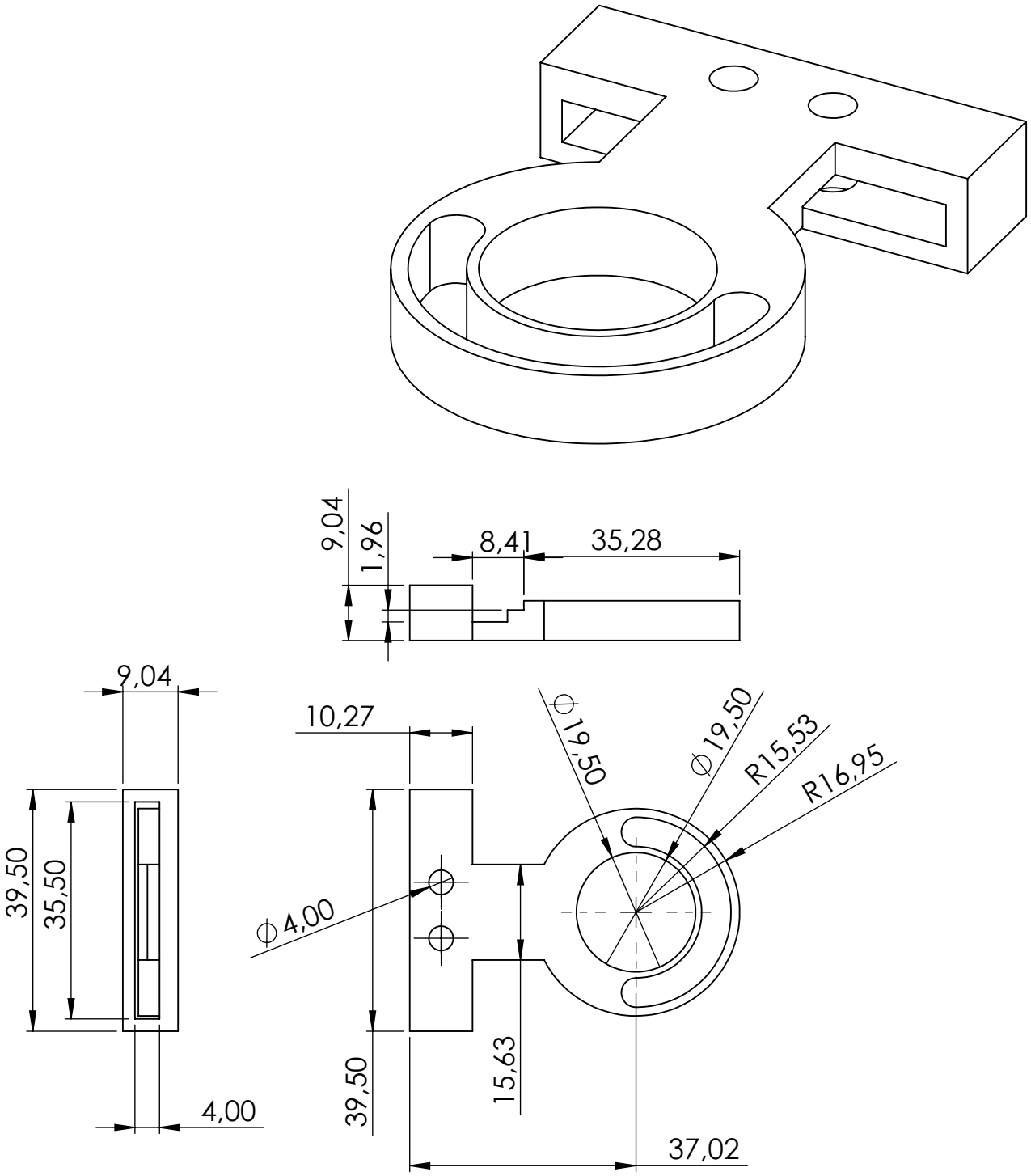






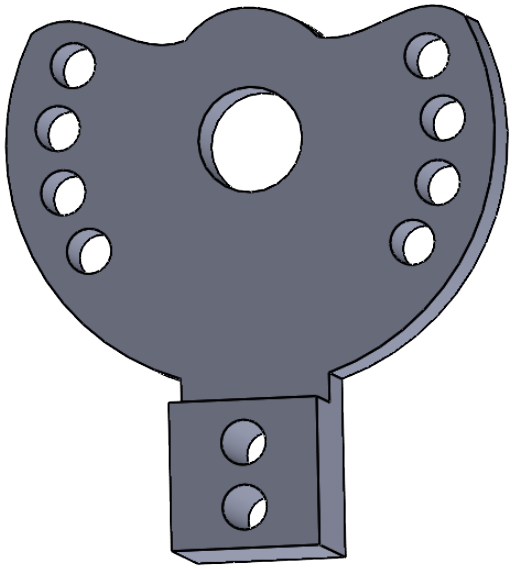
PROYECTO: DESARROLLO DE UNA BOTA WALKER				ESCALA	5:2
PARTE: GONIOMETRO - BARRA					
CÔDIGO: DBWR-P04				TOLERANCIA: ±	
MATERIAL:	PETG	DISEÑÔ:	FUENTES S	19/02/2026	HOJA
MASA [gr]:	2.1 gr	DIBUJÔ:	FUENTES S	19/02/2026	A4
RECUBRIMIENTO:	NINGUNO	REVISÔ:	GËMEZ B	19/02/2026	1/1
CANTIDAD:	2	APROVÔ:	GËMEZ B	19/02/2026	

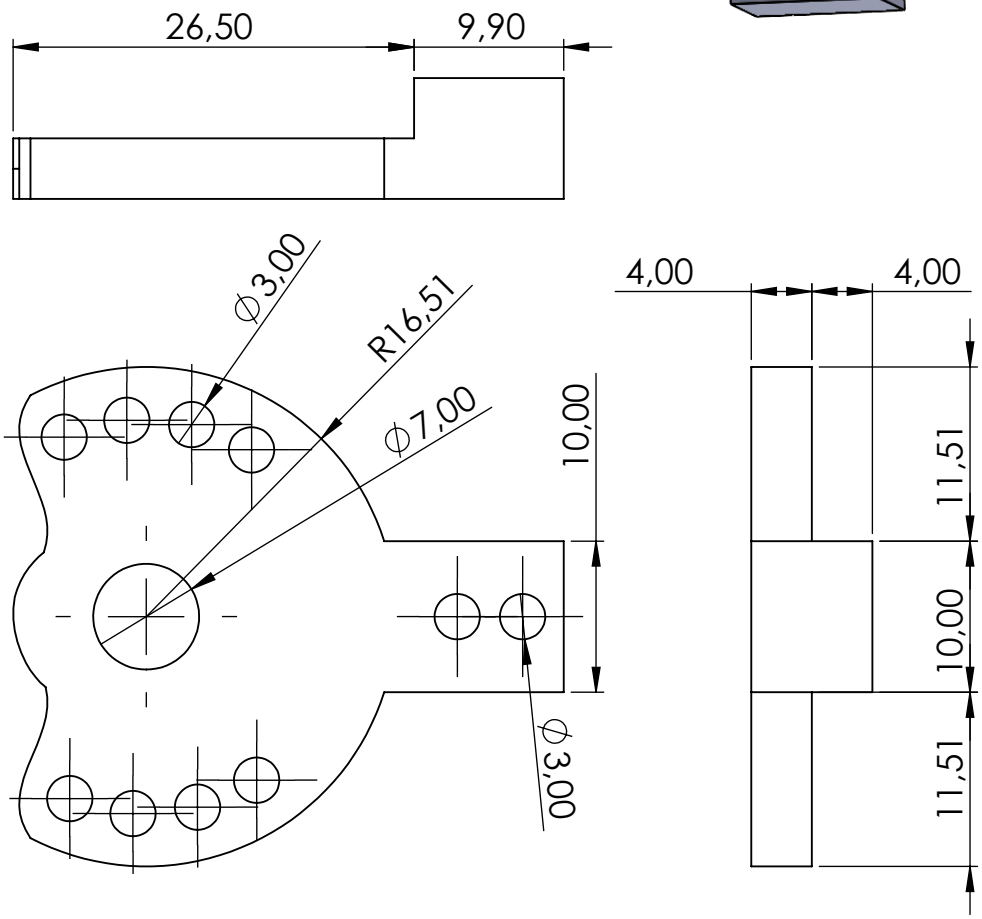
FICA CIME



PROYECTO: DESARROLLO DE UNA BOTA WALKER				ESCALA	1:1
PARTE: SOPORTE SUPERIOR DE BARRA					
CÔDIGO: DBWR-P05				TOLERANCIA: ±	
MATERIAL:	PETG	DISEÑÔ:	FUENTES S	19/02/2026	HOJA
MASA [gr]:	7.6 gr	DIBUJÔ:	FUENTES S	19/02/2026	A4
RECUBRIMIENTO:	NINGUNO	REVISÔ:	GËMEZ B	19/02/2026	1/1
CANTIDAD:	2	APROVÔ:	GËMEZ B	19/02/2026	

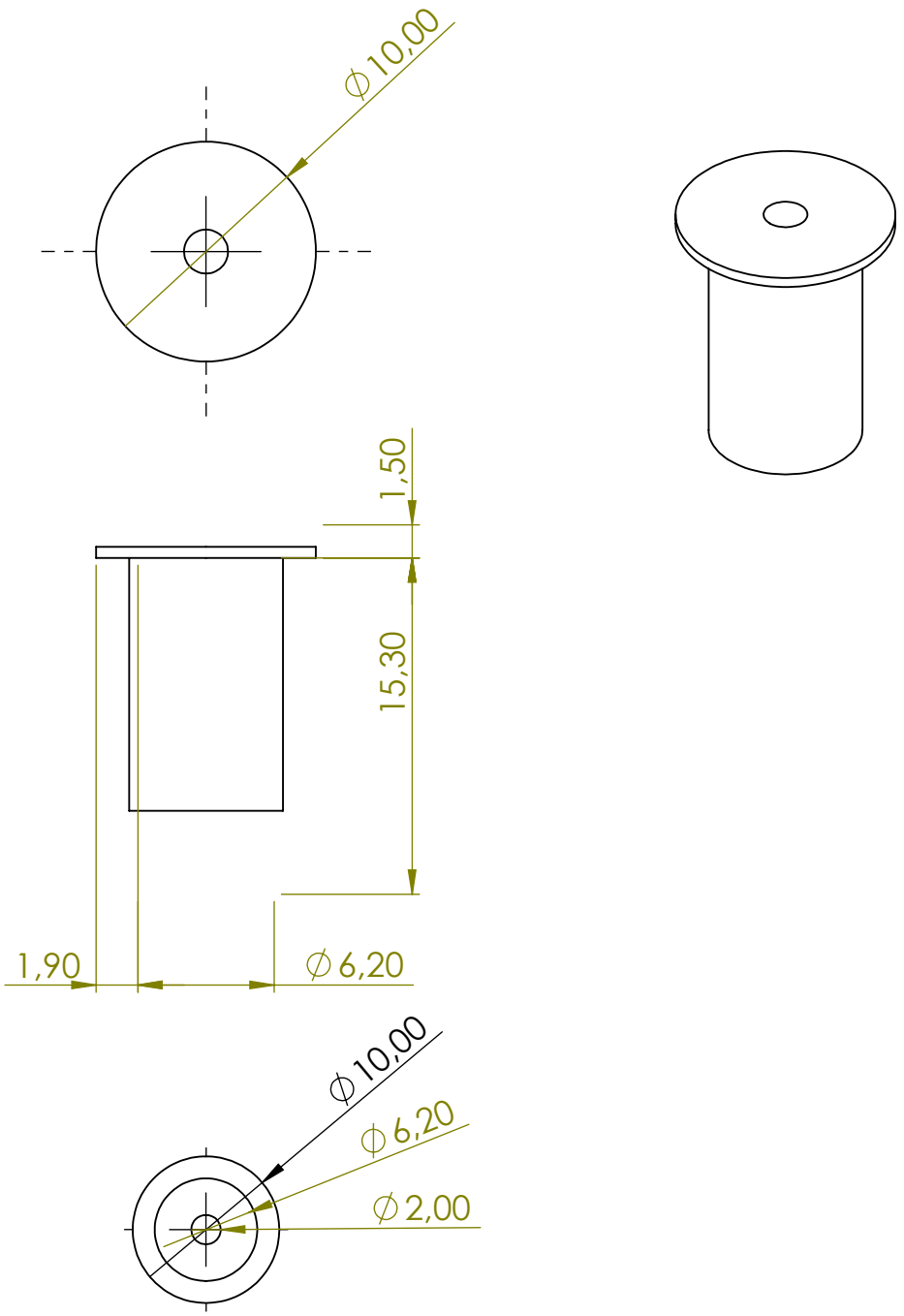
FICA CIME





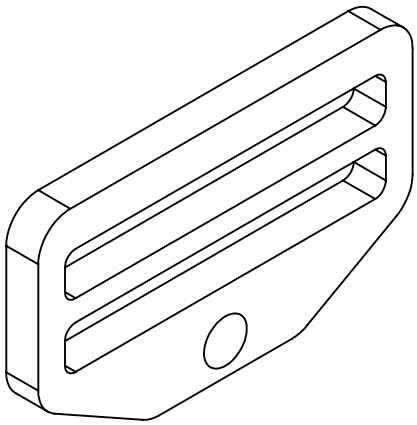
PROYECTO: DESARROLLO DE UNA BOTA WALKER				ESCALA	2:1
PARTE: SOPORTE LATERAL DE UNIÔN					
CÔDIGO: DBWR-P06				TOLERANCIA:	±0.5 mm
MATERIAL:	PETG	DISEÑÔ:	FUENTES S	19/02/2026	HOJA
MASA [gr]:	35 gr	DIBUJÔ:	FUENTES S	19/02/2026	A4
RECUBRIMIENTO:	NINGUNO	REVISÔ:	GËMEZ B	19/02/2026	1/1
CANTIDAD:	2	APROVÔ:	GËMEZ B	19/02/2026	

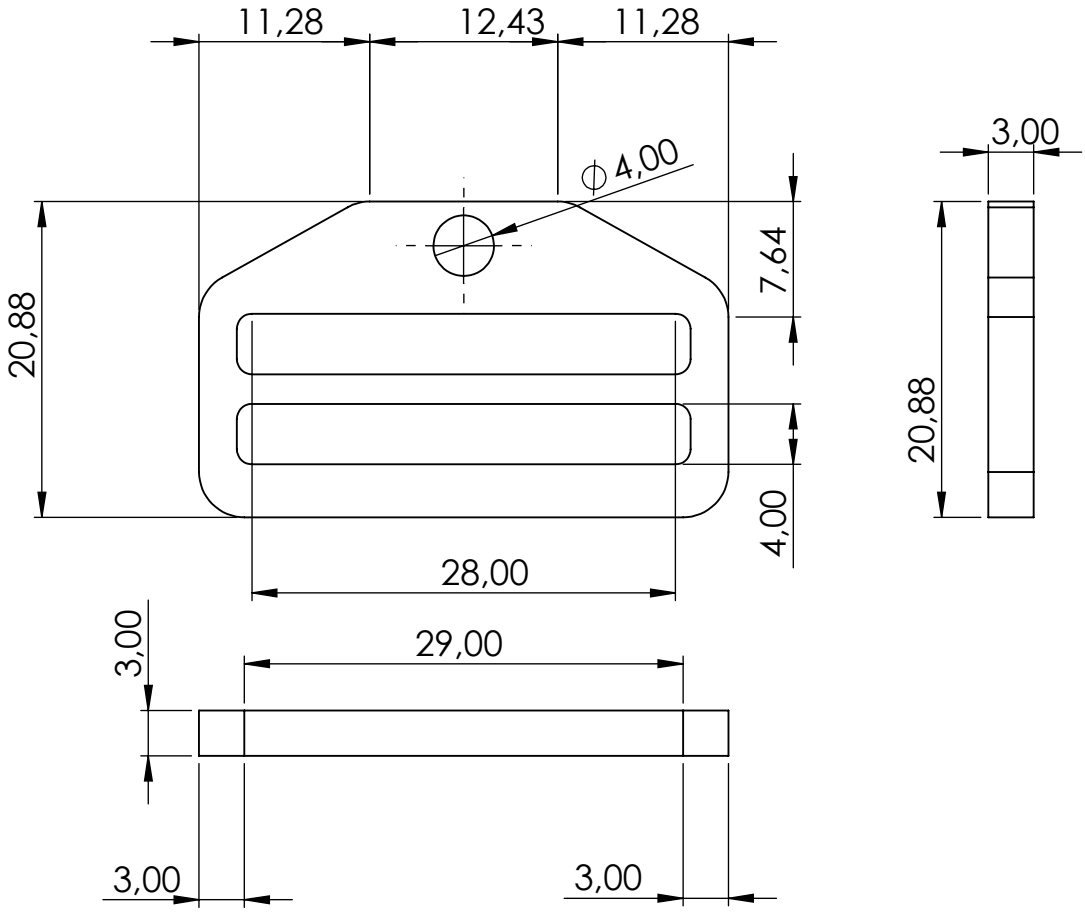
FICA CIME



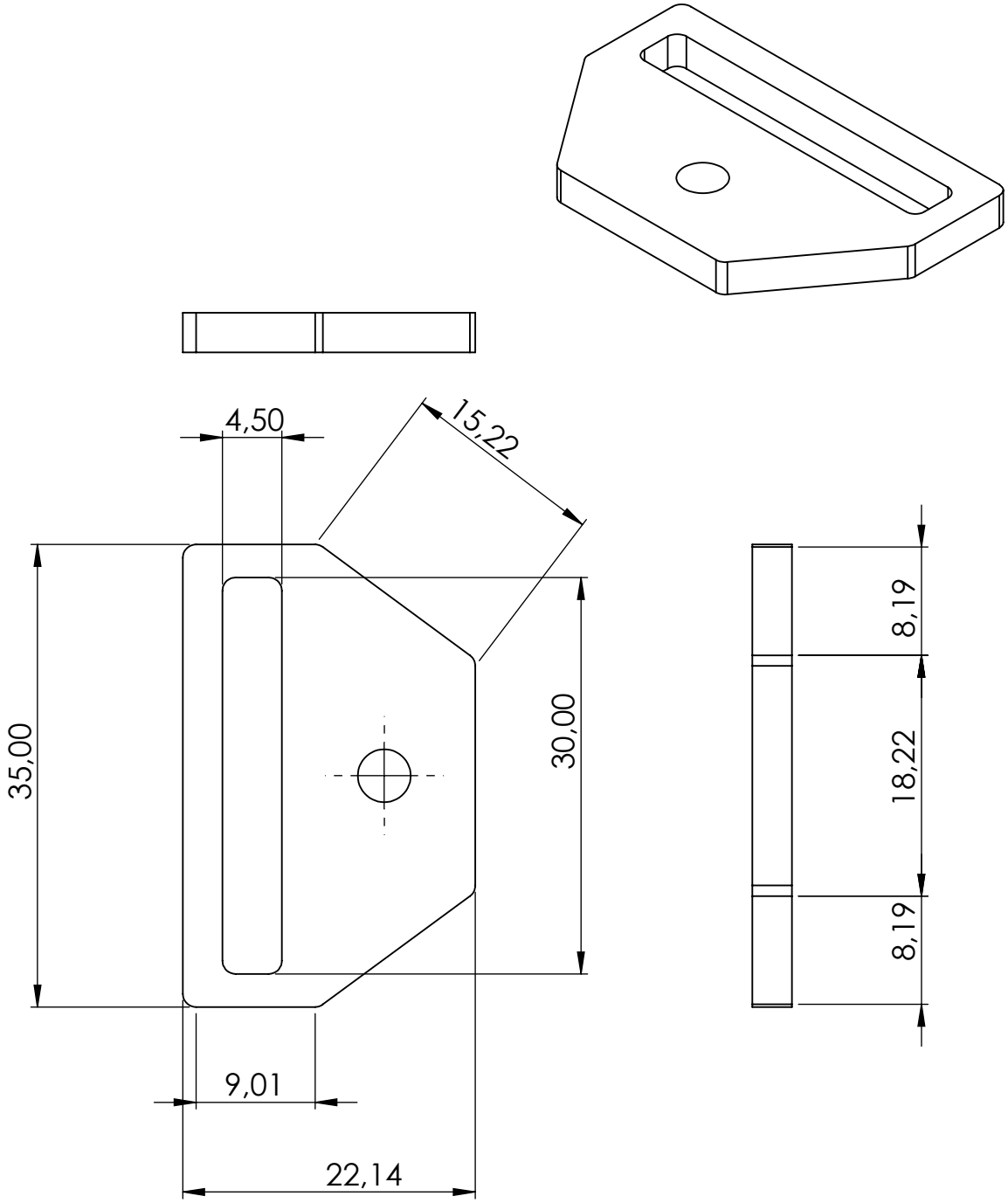
PROYECTO:	DESARROLLO DE UNA BOTA WALKER			ESCALA	
PARTE:	ANCLAJES DE CORREA				
CÔDIGO:	DBWR-P07			TOLERANCIA:	±0.5
MATERIAL:	PLA	DISEÑÔ:	FUENTES S	19/02/2026	HOJA
MASA [gr]:	NINGUNO	DIBUJÔ:	FUENTES S	19/02/2026	A4
RECUBRIMIENTO:	NINGUNO	REVISÔ:	GÁMEZ B	19/02/2026	1/1
CANTIDAD:	01	APROVÔ:	GÁMEZ B	19/02/2026	

FICA CIME

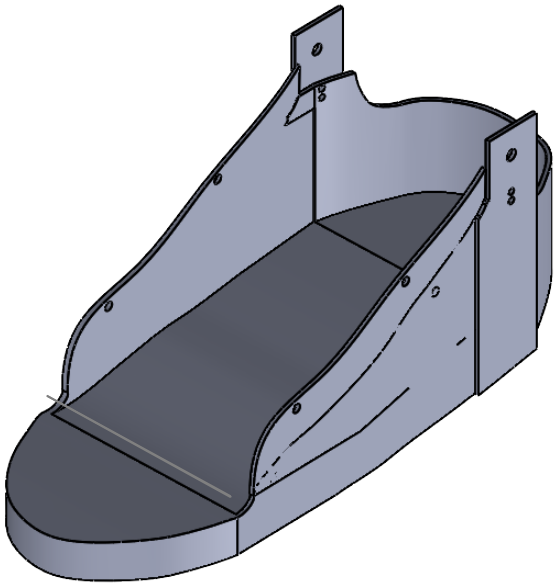


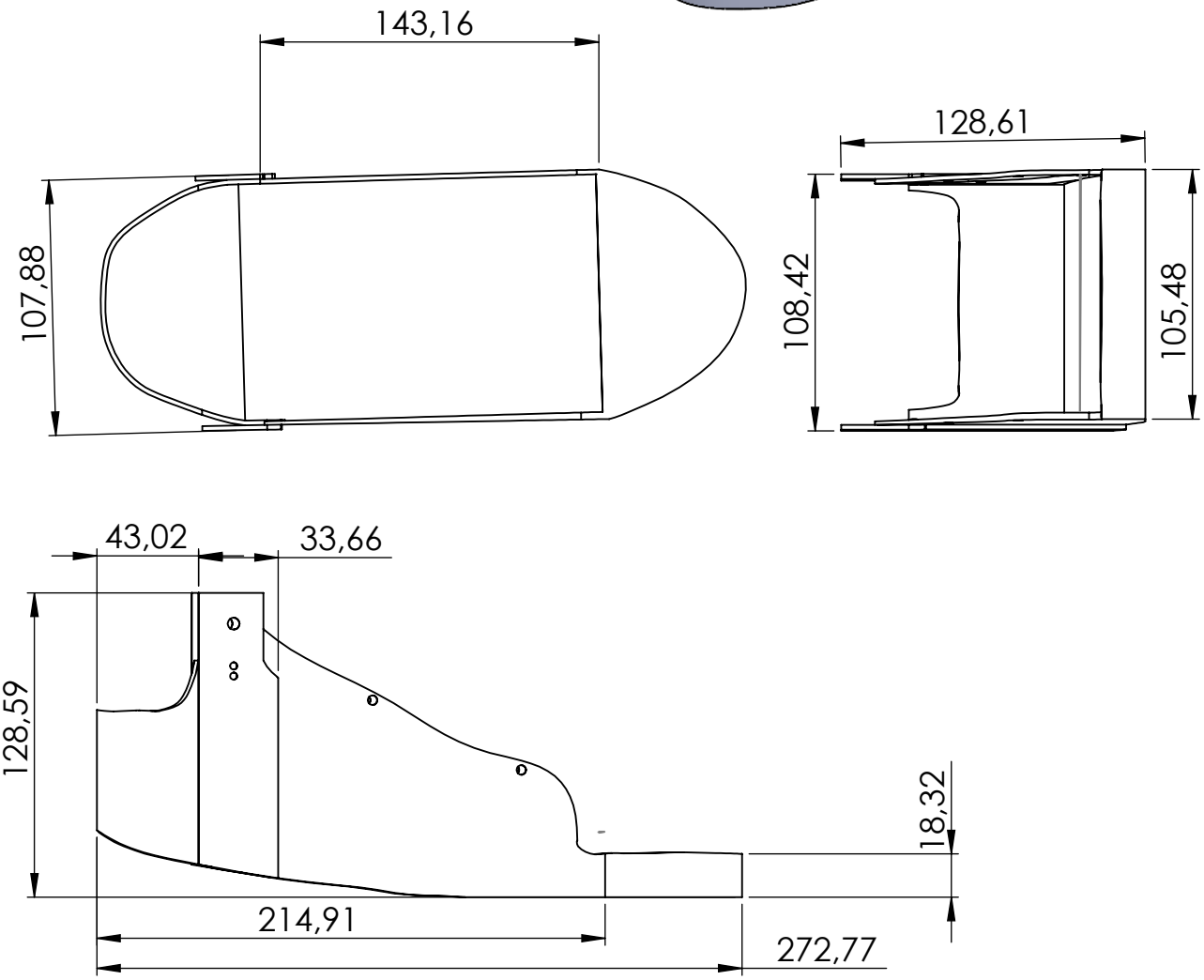


FICA	CIME	PROYECTO: DESARROLLO DE UNA BOTA WALKER			ESCALA	
		PARTE: PRESILLAS				
		CÔDIGO: DBWR-P08			TOLERANCIA: ±0.5	
		MATERIAL: PLA	DISEÑÔ: FUENTES S	19/02/2026	HOJA	
		MASA [gr]: NINGUNO	DIBUJÔ: FUENTES S	19/02/2026	A4	
		RECUBRIMIENTO: NINGUNO	REVISÔ: GÁMEZ B	19/02/2026	1/1	
		CANTIDAD: 01	APROVÔ: GÁMEZ B	19/02/2026		



FICA	CIME	PROYECTO: DESARROLLO DE UNA BOTA WALKER			ESCALA	
		PARTE: TOPES				
		CÔDIGO: DBWR-09			TOLERANCIA: ±0.5	
		MATERIAL: PLA	DISEÑÔ: FUENTES S	19/02/2026	HOJA	
		MASA [gr]: NINGUNO	DIBUJÔ: FUENTES S	19/02/2026	A4	
		RECUBRIMIENTO: NINGUNO	REVISÔ: GÁMEZ B	19/02/2026	1/1	
		CANTIDAD: 01	APROVÔ: GÁMEZ B	19/02/2026		





PROYECTO: DESARROLLO DE UNA BOTA WALKER				ESCALA	
PARTE: FÉRULA BASE					
CÔDIGO: DBWR-P10				TOLERANCIA: ±0.5	
MATERIAL:	PLA	DISEÑÔ:	FUENTES S	19/02/2026	HOJA
MASA [gr]:	NINGUNO	DIBUJÔ:	FUENTES S	19/02/2026	A4
RECUBRIMIENTO:	NINGUNO	REVISÔ:	GÁMEZ B	19/02/2026	1/1
CANTIDAD:	01	APROVÔ:	GÁMEZ B	19/02/2026	

FICA CIME