



UNIVERSIDAD TÉCNICA



DEL NORTE

FACULTAD DE INGENIERÍA EN CIENCIAS APLICADAS

CARRERA DE INGENIERÍA EN MECATRÓNICA

**TRABAJO DE GRADO PREVIO A LA OBTENCIÓN DEL TÍTULO DE
INGENIERO EN MECATRÓNICA**

**DISEÑO DE UN REHABILITADOR DE TOBILLO INTERACTIVO PARA
ASISTIR LA RECUPERACIÓN DE PACIENTES POSTERIOR A LA
INMOVILIZACIÓN**

AUTOR:

DIEGO MARCELO MUÑOZ PUENAYAN

DIRECTOR:

ING. COSME DAMIÁN MEJIA ECHEVERRIA, MSc.

Ibarra, 2019

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:	040144635-6		
APELLIDOS Y NOMBRES:	Muñoz Puenayan Diego Marcelo		
DIRECCIÓN:	Quito, Calle El Oro y José de Armero		
EMAIL:	dmmuniozp@utn.edu.ec		
TELÉFONO FIJO:	2-250-999	TELÉFONO MÓVIL	0959001417

DATOS DE LA OBRA	
TÍTULO:	Diseño de un rehabilitador de tobillo interactivo para asistir la recuperación de pacientes posterior a la inmovilización
AUTOR:	Muñoz Puenayan Diego Marcelo
FECHA:	01/03/2019
PROGRAMA:	PREGRADO
TÍTULO POR EL QUE OPTA:	Ingeniero en Mecatrónica
DIRECTOR:	MSc. Mejia Echeverria Cosme Damián

2. CONSTANCIAS

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

Ibarra, a los 01 días del mes de marzo del 2019.



Diego Marcelo Muñoz Puenayan
CI: 040144635-6

CERTIFICACIÓN

En calidad de tutor del trabajo de grado titulado: “DISEÑO DE UN REHABILITADOR DE TOBILLO INTERACTIVO PARA ASISTIR LA RECUPERACIÓN DE PACIENTES POSTERIOR A LA INMOVILIZACIÓN”, certifico que el presente trabajo fue desarrollado por el señor **Diego Marcelo Muñoz Puenayan**, bajo mi supervisión.



Ing. Cosme Damián Mejía Echeverría, MSc
DIRECTOR DEL PROYECTO

Agradecimiento

Agradezco a Dios y a la Virgen de Guadalupe por bendecirme en cada paso que he dado, y por cuidar de mí estos años que estuve alejado de mi familia.

A mis padres porque de ellos recibí el apoyo total para cumplir este sueño, no existirá manera con la que pueda agradecer todo lo que han hecho por mí, porque a pesar de los problemas que llegaron a mi vida ellos supieron transmitirme la calma y hacerme ver que la vida en familia siempre sanará heridas y hará más llevadero los momentos difíciles que se presenten.

A mi hermana por ser mi fiel amiga y la mujer que confió en mis capacidades desde el inicio de esta carrera. Eres la persona que con tu ejemplo me ayudó a encontrar el enfoque en esta meta que algún día la soñamos y mil gracias por acogerme en tu casa y ayudarme en todo lo que necesité.

A mi abuelita porque de ella aprendí lo que es la lucha diaria, porque en ella jamás ha existido la frase darse por vencida, siempre serás mi mamá consentidora y no me alcanzará la vida para poderte devolver lo que hiciste por mi desde pequeño.

A mi director de tesis Ing. Cosme Mejia, gracias por todo el apoyo y la paciencia que tuvo al acompañarme en este proceso de la realización de mi proyecto. A los Ingenieros de mi carrera con los que hice amistad y desinteresadamente aportaron en mi formación profesional.

A mi familia que estuvo pendiente de mí en este trayecto gracias por sus palabras de apoyo a la distancia.

A cada uno de mis amigos que de una u otra manera aportaron su granito de arena para lograr este objetivo, a Tyty, María José Hernández, Jonathan Ortega, Diana Tirira quienes me acompañaron en la culminación de mis estudios gracias por su ayuda en todo, a la Sra. Mery Páez que me ayudó desde el primer día que llegué a la Universidad y me ofreció su amistad, los llevo en el corazón por siempre.

Diego

Dedicatoria

Dedico este proyecto a mis padres quienes con su amor estuvieron siempre para mí, Mami gracias porque de ti aprendí lo que es llevar a Dios en el corazón, me enseñaste que el calor de madre puede llegar a pesar de la distancia y sobre todo que el respeto, el amor, la humildad y el ayudar a los demás no tienen caducidad, Papi a ti gracias por tu temple y por tus palabras sabias porque fuiste el que mantuvo la calma cuando yo sentí que todo había truncado mis sueños.

A mi hermana la mujer de mi vida, mi compañera en la realización de este proyecto, tu siempre serás mi mayor tesoro porque me diste la mano en todo este tiempo que duró mi investigación.

A mi abuelita Cristina porque sin ella todo habría perdido sentido, la que con sus historias me enseñó a valorar lo que somos y tenemos, a ti abuelita mi mayor admiración por esa lucha que hiciste para enseñarnos que primero hay que ser persona y luego si un profesional.

Diego

ÍNDICE DE CONTENIDO

CERTIFICACIÓN	iv
Agradecimiento	v
Dedicatoria	vi
ÍNDICE DE CONTENIDO.....	vii
Índice de Tablas	x
Índice de Figuras	xii
Índice de Ecuaciones.....	xv
Índice de Anexos.....	xvi
Resumen.....	xvii
Abstract	xviii
INTRODUCCIÓN.....	1
Problema	1
Objetivos	2
Objetivo General	2
Objetivos Específicos.....	2
Alcance.....	2
Justificación.....	3
Limitaciones	4
CAPÍTULO I	5
MARCO TEÓRICO	5
1.1 Marco referencial	5
1.1.1. Nivel mundial.....	5
1.1.2. Nivel nacional	8
1.1.3. En la localidad.....	8

1.2 Base teórica	9
1.2.1. El tobillo.....	9
1.2.2 Mecánica de la lesión	12
1.2.3 Propiocepción.....	15
1.2.4 Elementos usados en la rehabilitación	18
1.2.5. Dispositivos electrónicos	20
1.2.6 Diseño conceptual	23
1.2.7 Posibles cargas en el prototipo	25
1.2.8 Análisis de esfuerzos.....	27
CAPÍTULO II.....	31
METODOLOGÍA	31
2.1 Marco metodológico	31
2.2 Diseño conceptual	31
2.3. Diseño mecánico del dispositivo.....	39
2.3.1 Selección de materiales	43
2.3.2 Cálculo de los esfuerzos en la sección transversal.....	48
2.4 Diseño electrónico.....	57
2.4.1 Selección de la tarjeta electrónica	57
2.4.2 Selección del sensor	58
2.4.3 Diagrama de circuito	59
2.4.4 Programación	59
2.5 Construcción del dispositivo	62
CAPÍTULO III.....	65
RESULTADOS Y PRUEBAS DE FUNCIONAMIENTO	65
3.1 Resultados	65
3.2 Pruebas de funcionamiento	66

3.2.1 Prueba de adaptación al pie.....	66
3.2.2 Prueba de posicionamiento en la posición cero para inicio del juego.....	68
3.2.3 Prueba de los dos tipos de movimiento que realiza el rehabilitador	68
3.2.4 Prueba del funcionamiento del dispositivo durante la rehabilitación	69
CAPÍTULO IV	73
CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES	73
4.1 Conclusiones	73
4.2 Recomendaciones.....	74
Bibliografía	75

Índice de Tablas

Tabla 1. Tabla de movimientos del tobillo.....	12
Tabla 2. Sensores de posición lineal	20
Tabla 3. Sensores de posición angular	22
Tabla 4. Tarjetas electrónicas.....	23
Tabla 5... Ejemplo de determinación de criterios ponderados	25
Tabla 6. Identificación de atributos.....	32
Tabla 7. Evaluación del peso específico de cada criterio.....	33
Tabla 8. Evaluación de la funcionalidad	35
Tabla 9. Evaluación de la ergonomía	35
Tabla 10. Evaluación de la facilidad de construir	36
Tabla 11. Evaluación del costo	37
Tabla 12. Evaluación del peso.....	37
Tabla 13. Evaluación de la estética	38
Tabla 14. Cálculo de la prioridad de las soluciones.....	39
Tabla 15.. Dimensiones antropométricas de hombres en centímetros	40
Tabla 16. Dimensiones antropométricas de mujeres en centímetros	40
Tabla 17. Rango de medidas en centímetros para un percentil del 95%	41
Tabla 18. Propiedades de los materiales	44
Tabla 19. Evaluación del peso específico de cada criterio.....	45
Tabla 20. Evaluación de la facilidad de producción	46
Tabla 21. Evaluación de la densidad del material	46
Tabla 22. Evaluación del costo	47
Tabla 23. Evaluación según el módulo de elasticidad.....	47
Tabla 24. Cálculo de la prioridad de las soluciones.....	48
Tabla 25. Hoja de procesos	63

Tabla 26. Medidas antropométricas en cm de las personas que ayudaron en las pruebas de adaptación66

Tabla 27. Proceso de medidas con una persona, para validar la adaptación del prototipo 67

Índice de Figuras

Figura 1. Exoesqueleto de tobillo.	5
Figura 2. Prototipo pasivo de rehabilitador de tobillo	6
Figura 3. Rehabilitador de tobillo tipo 1. Nota a) Modelo y partes del rehabilitador, b) Prototipo en funcionamiento.....	7
Figura 4. Rehabilitador de tobillo tipo exoesqueleto	7
Figura 5. Prototipo de un rehabilitador realizado en la Universidad de las fuerzas armadas	8
Figura 6. Prototipo de rehabilitador pasivo con cuatro movimientos.	9
Figura 7. Anatomía ósea del tobillo.	10
Figura 8. a) Arco de dorsiflexión del tobillo, b) Arco de la flexión plantar del tobillo.	11
Figura 9. a) Prueba de inversión del pie, b) Prueba de eversión del pie.	11
Figura 10. Tipos de esguinces.	13
Figura 11. Clasificación de fracturas según DANIS-WEBER.	14
Figura 12. Clasificación LAUGE-HANSEN.	14
Figura 13. Apoyo monopodal con desequilibrios	17
Figura 14. Apoyo bipodal sobre el plato de böhler	17
Figura 15. Plato de böhler. a) Movimiento de dorsiflexión, b) Ángulo recto.....	18
Figura 16. Ejercicios con la Goma elástica. a) Plantarflexion, b) Dorsiflexión	19
Figura 17. Ejercicio con la Pelota	19
Figura 18. Ejercicio en Bosu.....	19
Figura 19. Etapas del diseño conceptual. Nota. Extraído de: Riba, 2002.....	24
Figura 20. Ecuación de del momento generado por fricción. Nota. Extraído de Shigley, 2008.....	26
Figura 21. Torque del tobillo versus el ángulo de flexión. Nota. Extraído de: “Análisis cinético de indicadores difusos en tobillo y rodilla para clasificar la marcha hemipléjica espástica utilizando diagrama de flujo”, 2016	26
Figura 22. a) Esfuerzos en el espacio, b) Esfuerzos en el plano. Nota. Fuente: Shigley, 2008	27

Figura 23. Diagrama de esfuerzos de flexión. Nota. Fuente: Shigley, 2008	28
Figura 24. Diagrama de esfuerzos del cortante. Nota. Fuente: Shigley, 2008.....	29
Figura 25. Valores de alfa en función de la relación de altura y ancho.	29
Figura 26. Bosquejos propuestos para el rehabilitador de tobillo.....	34
Figura 27. Gráfica de dimensiones antropométricas.....	39
Figura 28. Diseño de la base	42
Figura 29. Diseño de canillera	42
Figura 30. Diseño del tope	42
Figura 31. Ensamblaje del prototipo	43
Figura 32. Posición de la fuerza puntual.....	49
Figura 33. Nuevo sistema de referencia.....	50
Figura 34. Distancia del punto de aplicación de la fuerza a la zona crítica	50
Figura 35. a) Diagrama de esfuerzo para el punto máximo superior. b) Aplicación de la fuerza.....	54
Figura 36. a) Diagrama de esfuerzos para el punto máximo inferior. b) Aplicación de la fuerza.....	55
Figura 37. Punto de máximo esfuerzo	55
Figura 38. Resultados de la simulación	56
Figura 39. Esfuerzo de Von Mises en función del ancho de malla en milímetros.....	56
Figura 40. ATMEGA 328	57
Figura 41. Arduino Pro Micro.....	58
Figura 42. a) Bluetooth HC05. b). Raspberry PI	58
Figura 43. MPU 9250.....	59
Figura 44. Diagrama de flujo de la programación	61
Figura 45. Impresión de las pruebas. a) Mecanismo que permite los movimientos plantarflexion y dorsiflexión, b) Parte superior del rehabilitador.....	62
Figura 46. a) Ensamblaje de las piezas perspectiva 1. b) Ensamblaje de las piezas perspectiva 2	65

Figura 47.. a) Rehabilitador de tobillo CAD. b) Rehabilitador de tobillo impreso en ABS	65
Figura 48.. Calibración del sensor. Encendido de la placa madre	68
Figura 49.. a) Led rojo encendido. b) Tira de leds encendida completamente	68
Figura 50.. Movimiento dorsiflexión, led rojo encendido	69
Figura 51.. Movimiento plantarflexion, led verde encendido	69
Figura 52.. a) Movimiento dorsiflexión. b) Rehabilitador utilizado por la paciente	70
Figura 53.. a) Interacción del paciente con el ambiente del videojuego. b) Pantalla del videojuego.....	70

Índice de Ecuaciones

Ecuación 1: Esfuerzo normal	27
Ecuación 2: Esfuerzo de flexión	28
Ecuación 3: Momento de área rectangular	28
Ecuación 4: Esfuerzo cortante.....	29
Ecuación 5: Esfuerzo producido por la torsión para una sección rectangular	29
Ecuación 6: Esfuerzos normales máximos.....	30
Ecuación 7: Factor de seguridad	30
Ecuación 8: Esfuerzo de Von Mises	30
Ecuación 9: Momento máximo	49

Índice de Anexos

Anexo 1: Diagramas de los circuitos usados tanto para el emisor como para el receptor.	79
Anexo 2: Programación para el funcionamiento del rehabilitador	83
Anexo 3: Historial médico de pacientes que usaron el dispositivo en su proceso de rehabilitación	89
Anexo 4: Planos	99

Resumen

Las fracturas de tobillo son las lesiones que mayormente se presentan en todas las edades, el 30% de las lesiones se producen en ambiente deportivo que supone la utilización de las extremidades inferiores, por lo que el aportar con estas ideas es de gran ayuda para la recuperación de los pacientes que asisten a los centros de rehabilitación física.

El presente proyecto describe el diseño, construcción y la adaptación de la parte electrónica de un rehabilitador interactivo que a través de movimientos y de un videojuego ayuda a recuperar la movilidad del tobillo en personas que han sufrido una lesión que haya requerido inmovilización.

Inicialmente se realizó una investigación de las medidas antropométricas de la población que está entre los 20 y 39 años de edad para poder establecer un rango de valores a los cuales el dispositivo se adapta, luego se pidió la opinión del fisioterapeuta del centro de rehabilitación FisioStar para construir la parte mecánica con lo cual se realizó un mecanismo que consta de dos partes que son la canillera y la base que nos ayudan a mover tanto en dorsiflexión como en flexión plantar y a su vez determinar el material del cual está hecho, se lo hizo en ABS ya que es un plástico que se puede pulir, lijar, agujerar es resistente y posee un poco de flexibilidad.

Construido el mecanismo se buscó un videojuego que permita realizar estos dos tipos de movimientos requeridos, para que la parte electrónica ayude en la interacción entre el paciente y el videojuego. Esta parte electrónica consta de un sensor MPU9250 que envía los valores de los ángulos a los cuales se está moviendo el pie y un atmega 328 interpreta estas señales que son enviadas por bluetooth (HC-05 maestro y esclavo) y son recibidas por un arduino pro-micro que está configurado como teclado en el que únicamente envía la señal de arriba o abajo que interpreta las Rasp Berry.

Una vez que se ensambló lo mecánico y la parte electrónica se realizaron pruebas de funcionamiento que ayudaron a validar el funcionamiento del dispositivo.

Abstract

Ankle fractures are injuries that occur mostly in all ages, the 30% of injuries occur in the athletic environment in which the lower extremities are used. For this reason, to contribute with ideas is of great help for the recovery of patients who attend to the physical rehabilitation centers.

The present project describes the design, construction and adaptation of the electronic part of an interactive rehabilitator that through movements and a video game helps to recover the mobility of the ankle in people who have suffered an injury that has been required immobilization.

Initially, an investigation of the anthropometric measures of the population that is between 20 and 39 years old to be able to establish a range of values in which it adapts was made. Then, the opinion of the FisioStar rehabilitation center physiotherapist was asked in order to build the mechanical part. With this, a mechanism that consists of two parts was made. They are; shinguard and the base that help us move both in dorsiflexion and in plantar flexion and thus to determine the material used. It was built in ABS which is a plastic that can be polished, stored, is resistant and has a bit of flexibility.

Once the mechanism was built, we searched for a video game that allows the patient to perform these two types of movements required. So that the electronic part helps in the interaction between the patient and the video game. The electronic part consists of an MPU9250 sensor that sends the values of the angles to which the foot is moving and an atmega 328 that interprets these signals that are sent by Bluetooth (HC-05 master and slave) and are received by an arduino pro-micro that is configured as a keyboard that only sends the signal up or down that interprets the Rasp Berry.

Once the mechanical part and the electronic part were assembled, functional tests were carried out that helped to validate the operation of the device.

MA. María José Hernández
CIDEN-UPEC COORDINATOR

"Educating the mind without educating the heart is no education at all."
Aristotle

INTRODUCCIÓN

Problema

Años atrás los centros de Fisioterapia no contaban con implementos adecuados para tratar a pacientes con fracturas o esguinces de tobillo, por lo que la recuperación era un poco más dolorosa. [1]

La rehabilitación de tobillo en la mayor cantidad de casos no es bien tratada, con excepción en deportistas que son revisados por especialistas en el tema, en donde siguen un protocolo de recuperación y en cada fase se va incrementando el ángulo de movilidad del tobillo. [2]

Hoy en día existen implementos que contribuyen en el tratamiento de pacientes con alguna lesión en el tobillo, por lo que la recuperación se la puede conseguir en un tiempo muy reducido dependiendo de la gravedad de esta. Actualmente se está utilizando ultrasonido, magneto, electroestimulaciones (TENS), bandas tensoras que facilitan el fortalecimiento, disco de freeman que ayuda a mejorar la movilidad y parches que trabajan en la inflamación de la zona afectada. [1]

En la parte inferior de la pierna se unen tibia y peroné al pie, por medio del tobillo, como consecuencia de su función, es la articulación más comúnmente lesionada en personas que practican deportes de contacto. Las fracturas en esta zona son las lesiones óseas con mayor incidencia en todas las edades, el 75% de estas lesiones se producen en la etapa productiva y se presentan mayormente en hombres. De ahí radica su importancia en la necesidad de obtener el tratamiento que permita un resultado que devuelva su función total y que permita a esta estructura soportar el peso corporal. Es por esta razón que se plantea construir un rehabilitador de tobillo interactivo que complemente la primera fase de recuperación de los pacientes (ejercicios sin resistencia) y a su vez éste sea un control de mando para un videojuego. [3]

La fisioterapia que requieren los diferentes tipos de lesiones de tobillo es similar y presentan un común denominador que es restablecer la movilidad y estabilidad de este, para lo que se usa movilizaciones pasivas es decir que las hace el fisioterapeuta y activas que son las actividades que realiza la persona con la lesión, y será en esta última en la que se centre el estudio. Por lo tanto, esta propuesta permitirá que los centros de rehabilitación cuenten con implementos innovadores que ayuden en el tratamiento de pacientes de una manera diferente, enfocando su concentración en el videojuego y no en los movimientos que realice con su pie. [4]

Objetivos

Objetivo General

Diseñar un rehabilitador de tobillo interactivo para asistir la recuperación de pacientes posterior a la inmovilización.

Objetivos Específicos

- Seleccionar los movimientos que realizará el dispositivo.
- Diseñar el mecanismo que permita efectuar los movimientos de rehabilitación y determinar los materiales que serán utilizados en la construcción del dispositivo.
- Esquematizar el sistema electrónico que al ser adaptado a la parte mecánica del dispositivo permita cumplir con la interactividad entre paciente y videojuego.
- Validar el funcionamiento del dispositivo.

Alcance

El alcance de este proyecto es diseñar un rehabilitador de tobillo transportable, en el cual se apoyará el pie y este estará sujeto para evitar que se mueva en el instante en el que se realizan los ejercicios complementarios de la fase uno de recuperación (ejercicios sin resistencia). [5]

El rehabilitador será activo debido a que el paciente realizará los movimientos del tobillo, tomando en cuenta que el dispositivo no va a ejercer ningún tipo de resistencia. [4]

Adicionalmente se realizará la adaptación de la parte electrónica, que constará de una tarjeta y un sensor para lograr que la rehabilitación sea divertida debido a que se usará un videojuego para poder interactuar con el paciente. [6]

Justificación

Se ha decidido llevar a cabo esta investigación ya que los centros de rehabilitación manejan una terapia modelo que se hace rutinaria para los pacientes, es por esto que se quiere implementar algo diferente e innovador que ayude a la persona lesionada a mejorar su movilidad del tobillo después de haber sido retirada la inmovilización. [1]

Las fracturas de tobillo son las lesiones que mayormente se presentan en todas las edades, el 30% de las lesiones se producen en ambiente deportivo que supone la utilización de las extremidades inferiores como es en el fútbol y el baloncesto [7]. De ahí su importancia para poder realizar un tratamiento que ayude a obtener mejores resultados, que devuelva la movilidad total y que soporte el peso corporal. [8]

El deporte es una actividad que ha ganado espacio entre la población debido a los torneos que se organizan en las distintas disciplinas, por lo que existen centros de Fisioterapia dedicados a contribuir en la rehabilitación integral de los deportistas, con esto se justifica tecnológicamente que la innovación en máquinas para estos centros es algo factible y de mucha ayuda. [9]

Por lo tanto, el propósito de este proyecto es el cambiar la matriz productiva de la zona 1 del país, apoyando a los centros de rehabilitación con un producto de bajo costo e innovador y con una manera diferente de rehabilitar, ya que al estar interactuando con un videojuego la

concentración del paciente se enfocará en una pantalla, y su pie realizará movimientos que permitirán recuperar la función muscular más rápidamente.

Limitaciones

Como limitación importante estaría el que no se tenga la cantidad de pacientes necesarios para realizar las pruebas de funcionamiento y así poder evidenciar resultados claros de la funcionalidad del dispositivo y a su vez que este resulte poco usual para las personas durante el tratamiento.

CAPÍTULO I

MARCO TEÓRICO

1.1 Marco referencial

Hoy en día existen diversos tipos de rehabilitadores en tobillo, entre los diseños más interesantes para el proyecto se tiene:

1.1.1. Nivel mundial.

A nivel mundial hay un gran interés en el desarrollo de mecanismos que ayuden al movimiento del cuerpo humano que tienen la particularidad de estar pensados en base a un exoesqueleto entre estos se tiene un estudio desarrollado en Estados Unidos, esta máquina es capaz de adaptarse a los movimientos de las personas, es principalmente usado para reducir el esfuerzo que necesitan los pacientes al caminar, el desarrollo de este tipo de tecnologías en el futuro puede facilitar la realización de cualquier actividad. Como algunos resultados de este estudio se tiene la medición del gasto metabólico para diferentes velocidades de caminata, además de la determinación del rango de movimiento del tobillo en distintas personas. [9]

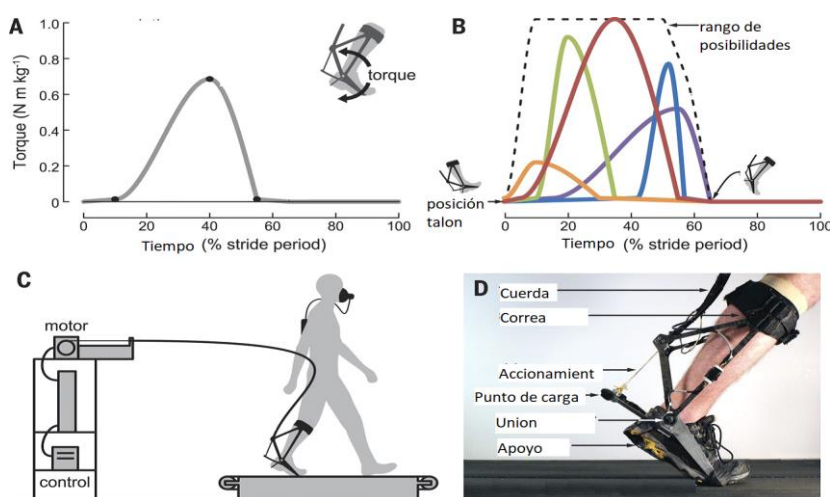


Figura 1. Exoesqueleto de tobillo.

Nota a) Gráfica del torque en función de la rotación del tobillo, b) Gráfica de posibles rangos de movimientos, c) Esquema de control del dispositivo, d) Partes del dispositivo

Otro dispositivo encontrado es un sistema interactivo para la rehabilitación de tobillo, este estudio realiza un análisis biomecánico del tobillo de los movimientos de dorsiflexión y plantar flexión, además de una interfaz gráfica para un videojuego. Este al ser un rehabilitador pasivo cuenta con un control PID para que el usuario realice movimientos suaves. Entre los resultados que se presenta del prototipo se tiene las pruebas de funcionamiento en pacientes sanos para determinar y calibrar el equipo. [10]

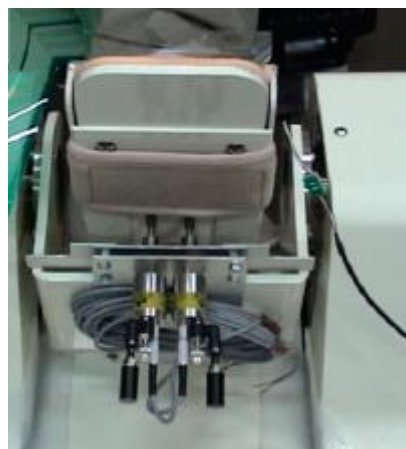


Figura 2. Prototipo pasivo de rehabilitador de tobillo

Un sistema interactivo para la rehabilitación de tobillo desarrollado por la Universidad Politécnica de Zacatecas plantea el uso de una rehabilitación activa y también pasiva, que incorpora una interfaz gráfica con un modo de videojuego, con lo cual los pacientes permanecen más entretenidos durante la terapia. Este estudio se lo desarrollo en niños que es un grupo poblacional complicado debido a la facilidad con la que se distraen, se evidenció que, al hacer las actividades con un juego, los niños se concentran de mejor manera, un problema de este dispositivo es el tamaño que posee por lo que es difícil transportarlo. [11]

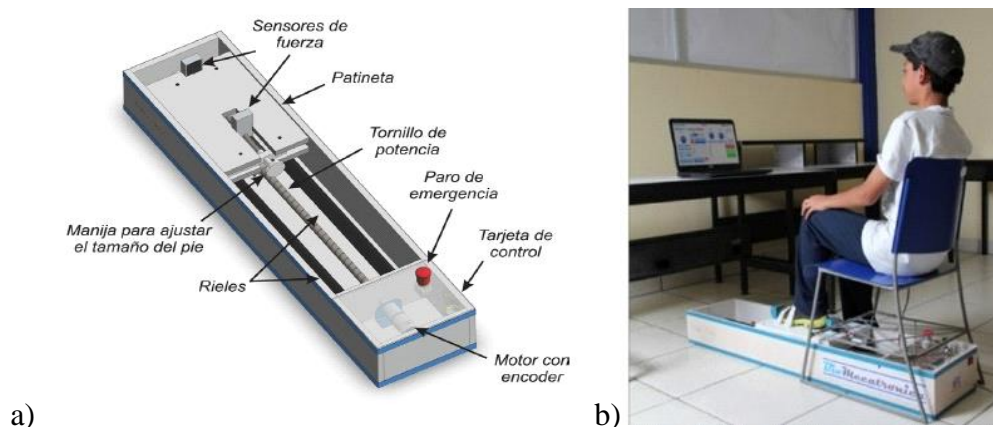


Figura 3. Rehabilitador de tobillo tipo 1. Nota a) Modelo y partes del rehabilitador, b) Prototipo en funcionamiento

Además, se tiene exoesqueletos que pueden ser usados por el paciente en todo momento, mientras camina en la superficie o en caminadora. El dispositivo en cuestión tiene la finalidad de controlar la posición y el movimiento del tobillo, compensar la debilidad y/o corregir deformidades. Como desventaja se tiene que es costoso ya que está compuesto de una gran cantidad de elementos como: microcontroladores, resortes, sensores de posición angular, motores, fuente de energía, codificador rotatorio óptico, un giróscopo y un controlador para amplificar la señal. Las propuestas que se tiene con este tipo de mecanismos son dar mayor soporte a las articulaciones, ayudar en la rehabilitación y además en caso de personas con problemas proporcionar un aumento de fuerza en las extremidades. [12]

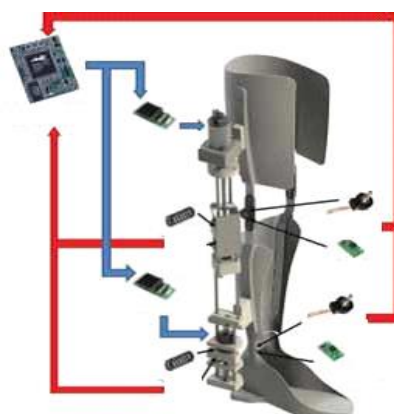


Figura 4. Rehabilitador de tobillo tipo exoesqueleto

1.1.2. Nivel nacional

Uno de los proyectos realizados en el país es un prototipo automático para rehabilitación pasiva por esguince de tobillo, este está centrado en asistir a las personas en el inicio de su tratamiento. Este prototipo está diseñado para realizar los movimientos de dorsiflexión, plantar flexión, inversión y eversión, este prototipo hace uso de una estructura en paralelo. Algunas de las conclusiones de este prototipo son que es capaz de asistir a los diferentes movimientos, pero es un dispositivo muy rígido con un peso y complejidad que complica su transporte y además dificulta al paciente colocarse en la postura adecuada para ser usado. [13]



Figura 5. Prototipo de un rehabilitador realizado en la Universidad de las fuerzas armadas

1.1.3. En la localidad.

Otro trabajo realizado en Ibarra se centra en un rehabilitador virtual interactivo de tobillo, que permita realizar tres movimientos para la rehabilitación funcional del tobillo. Para lo que se diseña un disco que permite al adulto mayor realizar movimiento activo libre, y por otro lado también se realiza el diseño de videojuegos en base a rutinas de fisioterapia que permite hacer más amena la rehabilitación. Los resultados de este proyecto son muy alentadores en la cuestión de aplicar juegos interactivos a las rehabilitaciones, ya que con este método se pudo apreciar

que los pacientes realizan la rehabilitación de forma más natural logran cumplir con mayor facilidad las metas propuestas. [14]



Figura 6. Prototipo de rehabilitador pasivo con cuatro movimientos.

1.2 Base teórica

1.2.1. El tobillo.

El Tobillo es una articulación formada por la unión de los huesos del pie y la pierna. Está formado por tres huesos: el peroné, la tibia y el astrágalo. Además, por ligamentos entre los más importantes el ligamento deltoideos y los ligamentos laterales, que son los responsables de dar estabilidad a la articulación. [15]

1.2.1.1 Constitución anatómica.

La articulación del tobillo presenta una configuración anatómica congruente con su funcionamiento ya que debe ser una de las articulaciones más estables de las extremidades inferiores. Permite realizar movimientos de flexión y extensión del pie. La unión del tobillo está conformada por la tróclea astragalina y por la mortaja tibioperonea. [16]

La tróclea astragalina tiene la forma de un segmento cilíndrico de alrededor de 105° , posee una forma de cuña, vista desde su parte superior, la superficie es ligeramente acanalada, lo que contribuye a su estabilidad en la mortaja. [16]

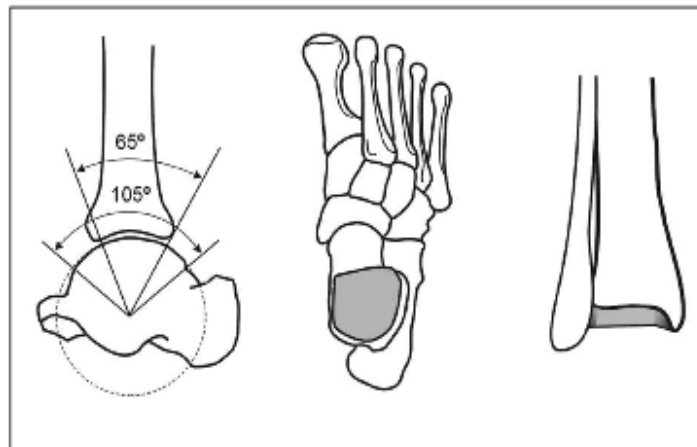


Figura 7. Anatomía ósea del tobillo.

La mortaja tibioperonea está formada por dos superficies la primera es el extremo de la tibia y por el peroné, los dos son ligeramente divergentes en su parte posterior. El maléolo interno tibial se halla poco desarrollado, principal acción mecánica es mantener las fuerzas de tracción. [16]

Para el diseño del rehabilitador se debe considerar el tamaño que es el más apropiado para la mayoría de la población, para esto es necesario considerar las medidas antropométricas, en las cuales se tiene como meta ideal de que al menos el 90% de los usuarios estén dentro del rango de uso del dispositivo, de aquí se puede tomar diferentes posturas como: la operabilidad universal que se enfoca en que los productos puedan ser utilizados por un grupo de la población con una alta variabilidad dimensional y la virtualmente universal que se centra en reducir el número de limitaciones en las dimensiones humanas, de esta manera se puede llegar a conseguir que hasta el 95% de la población pueda ser fácilmente acomodada al producto por medio de artificios ajustables. [17]

1.2.1.2 Rangos de movimiento

El rango de movimiento dado por las diferentes interacciones entre los huesos del pie se puede clasificar de la siguiente manera:

- Movimientos de tobillo: dorsiflexión y flexión plantar

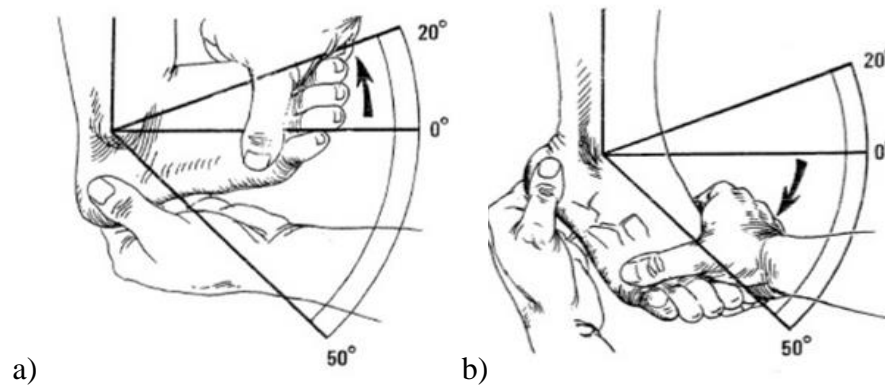


Figura 8. a) Arco de dorsiflexión del tobillo, b) Arco de la flexión plantar del tobillo.

- Movimiento subastragalinos: inversión y eversión

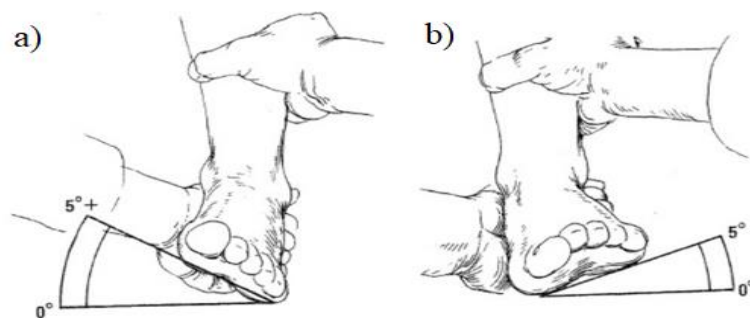


Figura 9. a) Prueba de inversión del pie, b) Prueba de eversión del pie.

Según otras fuentes como Blanco e Isidro se menciona que los ángulos de movimientos del pie pueden variar en función de la edad y también del sexo del paciente, con lo que se plantea un ángulo mayor de movimiento al antes mencionado. [18]

Dependiendo de los diferentes pacientes se puede tener ángulos de movimiento del tobillo distintos, estos ángulos se pueden observar en la *tabla 1*.

Tabla 1.*Tabla de movimientos del tobillo*

Tipo de movimiento	Movimiento máximo
Dorsiflexión	20.3° a 29. 8°
Plantarflexion	37.6° a 45. 8°
Inversión	14.5° a 22. 0°
Eversión	10.0° a 17. 0°
Abducción	15.4° a 25. 9°
Aducción	22.0° a 36.0°

Nota. Extraído de: Blanco e Isidro, 2013

1.2.2 Mecánica de la lesión

Las lesiones de tobillo según su gravedad se clasifican de la siguiente manera:

Grado I (desgarro parcial de un ligamento):

Existe dolor, cuya intensidad puede variar según los casos, y que puede aparecer tras un periodo de menos dolor. No hay impotencia funcional o es mínima y existe poca tumefacción en la zona. No hay inestabilidad en la articulación. [19]

Grado II (desgarro incompleto de un ligamento con incapacidad funcional moderada):

Hay presencia de dolor al palpar sobre la lesión. Existe tumefacción precoz por el edema de partes blandas, y equimosis en las primeras 24 a 48 horas. Se tiene una impotencia funcional

moderada. Hay inestabilidad articular que puede observar con las maniobras de movilidad pasiva. [19]

Grado III (rotura completa y pérdida de integridad de un ligamento):

Se observa, una tumefacción por el edema y el hematoma local es inmediata tras el accidente. La equimosis es también precoz. El dolor es intenso desde el momento de la lesión y se tiene una percepción clara de la gravedad por parte del paciente. Presenta impotencia funcional total, con imposibilidad de apoyar el pie. En ocasiones después de esta fase inicial de dolor agudo e intenso puede llegar otra de analgesia por la rotura de haces nerviosos. [19]



Figura 10. Tipos de esguinces.

Para clasificar los diferentes tipos de fracturas de tobillo existen diversos métodos que dependen del enfoque del autor, como por ejemplo la clasificación DANIS-WEBER que se basa en la localización de las fracturas, ya que determina la necesidad de intervención quirúrgica que requiere el paciente. [20]

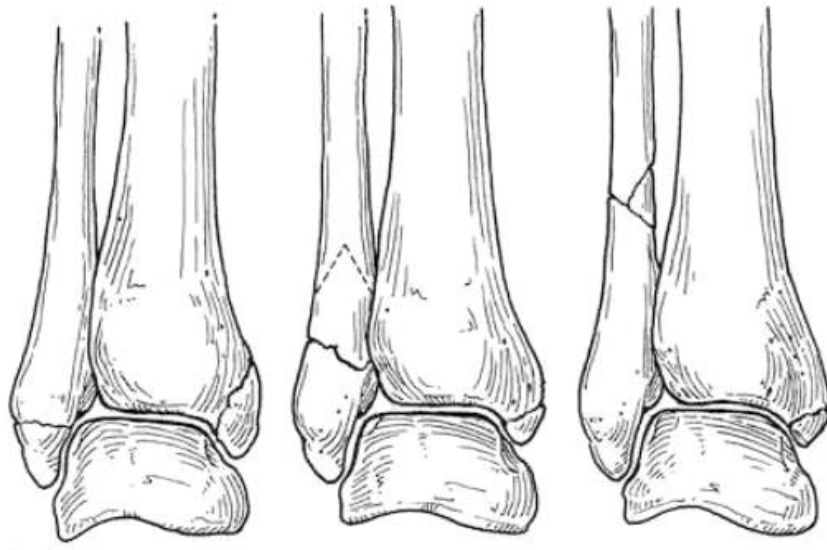


Figura 11. Clasificación de fracturas según DANIS-WEBER.

Otra clasificación muy utilizada es la de LAUGE-HANSEN, que está basada en el mecanismo de lesión y está dividida en 4 tipos de movimientos complejos que son: pronación, abducción, supinación y rotación externa. [21]

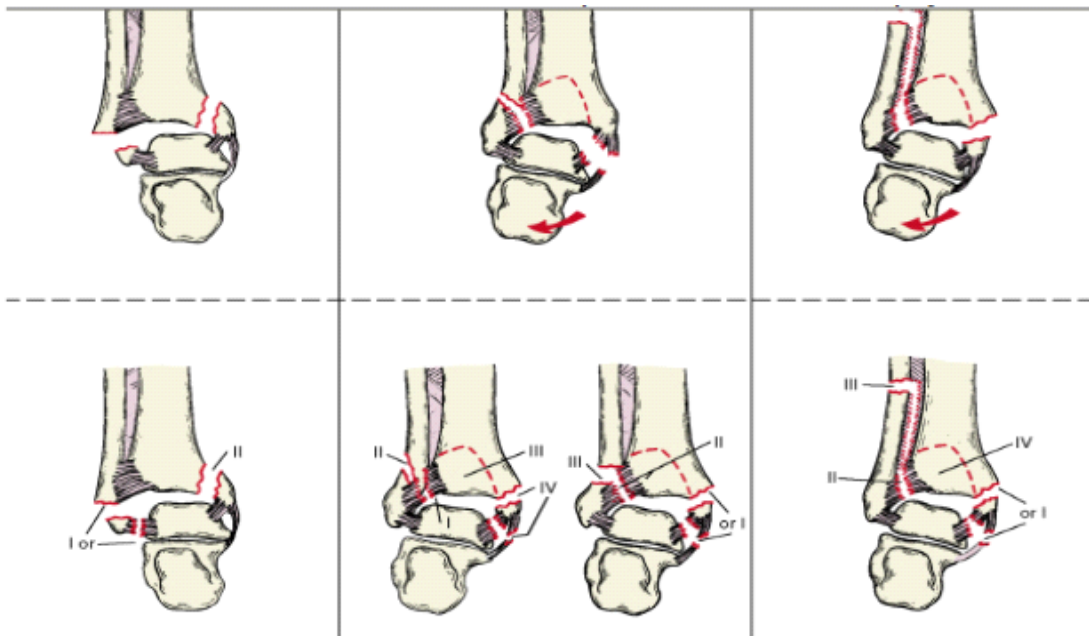


Figura 12. Clasificación LAUGE-HANSEN.

1.2.3 Propiocepción

La propiocepción es la capacidad del cuerpo humano para detectar el movimiento y posición de las articulaciones. Al sufrir una lesión articular, el sistema propioceptivo se deteriora produciendo un déficit de información propioceptiva. Y dando como resultado que el paciente sea más propenso a sufrir otra lesión en el futuro. [22]

El tratamiento de rehabilitación de esta entidad patológica debe centrarse en devolver el control del tobillo, restablecer su estabilidad y además la reeducación propioceptiva articular, es decir, recuperar la conciencia de la posición, equilibrio y aumento de sensación de movimiento, para lograr restaurar la coordinación neuromuscular y los mecanismos reflejos de protección que se perdieron por la lesión. [22]

1. Cadena cinética abierta o descarga:

- Realizar movimientos circulares con el pie, mantener las rodillas extendidas. Y realizar 5 series con 5 repeticiones en cada sentido. [23]

- Mover el pie hacia la mano del fisioterapeuta, sin que haya resistencia. Cuando le toquen el dorso del pie lo moverá hacia arriba, si le toca la planta realizará el movimiento contrario. También debe hacer inversión y eversión del pie cuando toque los laterales. Se hacen 5 veces en cada dirección en 10 series. [23]

- Hacer fuerza contra la mano del fisioterapeuta, pero ahora con resistencia al movimiento. Cuando note la fuerza, se retirará la mano y al mismo tiempo, debe dejar de hacer la fuerza muscular. [23]

2. Sedestación:

Se realiza sentado, con las rodillas flexionadas con un ángulo recto. Se coloca una pelota pequeña en la planta del pie y se va moviendo en círculos por toda la planta. Se realiza en cada pie durante 5 minutos. [23]

3. Cadena cinética cerrada o bipedestación:

- Apoyo bipodal sobre los talones, la zona del antepié debe quedar sin tocar el suelo. Se realizarán 2 series de 10 o 15 repeticiones. [23]

- Apoyo bipodal sobre el antepié, es decir, talones elevados. Se realizarán 2 series de 10 o 15 repeticiones. [23]

- Apoyo bipodal sobre el lado externo de ambos pies. Se realizarán 2 series de 10 o 15 repeticiones. [23]

- Apoyo bipodal sobre el lado interno de ambos pies. Se realizarán 2 series de 10 o 15 repeticiones. [23]

- Apoyo monopodal: De pie, descalzo y con los ojos abiertos. Se apoya en el suelo el pie afectado, mientras que la otra extremidad realiza flexión de rodilla para no tocar el suelo. Hay que mantener esta posición 5 segundos y después volver a la posición bipodal. Se debe realizar 2 series de 10 repeticiones cada una. No se debe realizar con los ojos cerrados. [23]

- Apoyo monopodal con desequilibrios: descalzo y con el pie afectado apoyado. Se balancea la pierna no apoyada para causar desequilibrio o también se puede poner delante de una pared y tirar la pelota y recogerla. Se realizan 4 o 8 series, lanzando 5-10 veces el balón. Una vez se consiga hacer este ejercicio de manera estable, se procederá a hacerse con los ojos cerrados. [23]



Figura 13. Apoyo monopodal con disequilibrios

- Apoyo bipodal sobre el plato de böhler: mantener la posición sobre el plato con ambos pies apoyados y los ojos abiertos. Cuando consiga estabilidad, se debe mantener la posición por 30 segundos. Cuando ya no se tenga problemas en llevarlo a cabo, se realizará con los ojos cerrados. [23]



Figura 14. Apoyo bipodal sobre el plato de böhler

- Apoyo unipodal sobre el plato de böhler: mantener el equilibrio sobre la plataforma inestable, solo con el apoyo del pie lesionado. Hacer 4 series de 10 repeticiones, durante 5 segundos. Cuando ya pueda realizarlo se hará con los ojos cerrados. [23]
- Apoyo unipodal sobre el plato de böhler con disequilibrios: se debe hacer igual que el anterior, con la diferencia que ahora se debe pasar un objeto de mano a mano por delante y por detrás del cuerpo de 5 a 10 veces. Se harán 2 series de 10 repeticiones. [23]

- Salto lateral sobre bosu o balón de goma aplastado: colocamos un pie en el bosu y el otro en el suelo. Se realizan saltos hacia los lados, en los que se intercambia el pie del bosu al suelo. Hacer 5 repeticiones del ciclo con 10 veces a cada lado. Una vez superado realizar lo mismo, pero de adelante hacia atrás. [23]

- Salto sobre el bosu: colocar el bosu delante, saltar con ambos pies y caer encima del mismo. Se realizarán 15 o 20 repeticiones. [23]

1.2.4 Elementos usados en la rehabilitación

El plato de böhler es usado ampliamente en la rehabilitación de tobillo, ya que permite al paciente realizar movimientos en todas direcciones o trabajar en la estabilidad del tobillo.

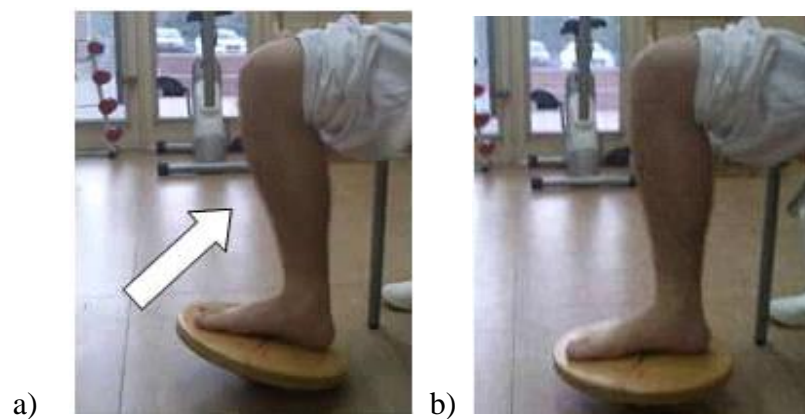


Figura 15. Plato de böhler. a) Movimiento de dorsiflexión, b) Ángulo recto

Uso de goma elástica las propiedades físicas de la goma elástica ayudan a realizar una fuerza sobre el pie, con el fin de realizar diversos ejercicios.

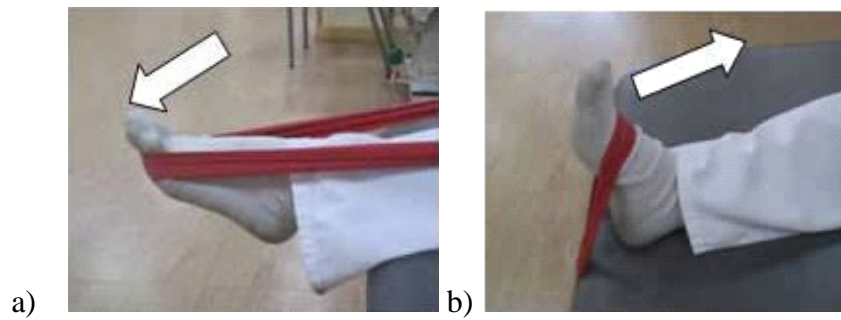


Figura 16. Ejercicios con la Goma elástica. a) Plantarflexion, b) Dorsiflexión

La pelota es usada en la sedestación que se mencionó anteriormente o como objeto desequilibrante.



Figura 17. Ejercicio con la Pelota

Otro elemento usado es el Bosu, una semiesfera de látex con la que se logra potenciar tu equilibrio, aumentar tu fuerza y resistencia y mejorar tu postura corporal.



Figura 18. Ejercicio en Bosu


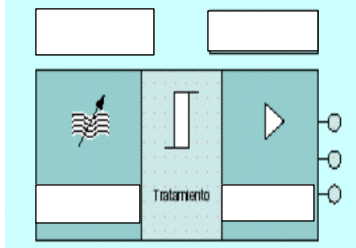
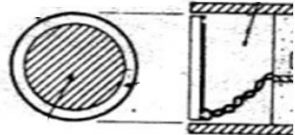
1.2.5. Dispositivos electrónicos

Existe una amplia gama de tipos de sensores de posición y de tarjetas electrónicas. Para este estudio nos centramos en los sensores de posición. Primero cabe definir que es un sensor. Un sensor es un dispositivo capaz de sentir una magnitud y además variar la magnitud de su señal.

A continuación, en la *tabla 2* se tiene los diferentes sensores de posición lineal, donde podemos encontrar el nombre de los diferentes sensores lineales, un detalle que menciona lo que caracteriza al sensor y por último un gráfico del mismo.

Tabla 2.

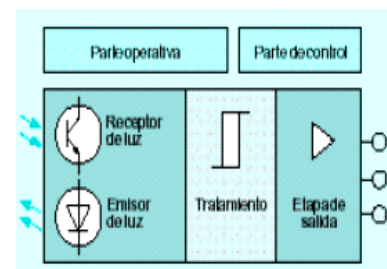
Sensores de posición lineal

Nombre	Detalles	Imagen
Sensores de proximidad mecánicos	Estos dispositivos están basados en operaciones tan simples como la activación mecánica de un actuador que mueve a su vez un contacto mecánico. [6]	
Sensores inductivos	Estos sensores consisten en una bobina cuya frecuencia de oscilación varía al ser acercado a un objeto metálico, el cual es detectado e interpretado por la siguiente etapa. [6]	
	Son usados en materiales no metálicos, el elemento principal del sensor es un oscilador de alta frecuencia con un electrodo flotante en el circuito de base del transistor. [6]	

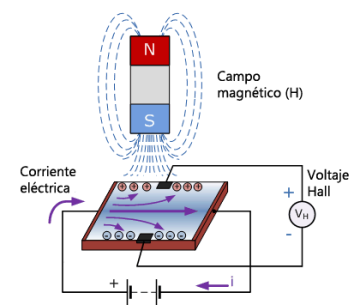
Sensores capacitivos El funcionamiento de este tipo de sensor se basa en la deformación del campo magnético de un imán permanente por el paso de un objeto con alta reluctancia, como puede ser los dientes de un engrane metálico, este cambio produce un voltaje en la bobina que rodea el imán. [6]



Sensores de reluctancia variable Son sensores muy usados en aplicaciones como contar piezas, detectar colores entre otras, ya que se reemplaza todos los dispositivos por un rayo de luz, que puede ser usado a distancias muy grandes. Opera al detectar un cambio de luz en el fotodetector. [6]



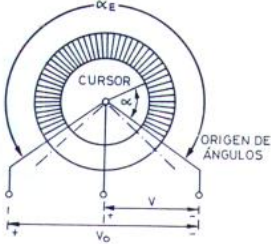
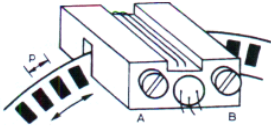
Sensores fotoeléctricos Existen dos tipos de los llamados tipo reed usados como indicadores de posición de cilindros y están formados por un par de contactos flexibles, son inmunes al polvo y la contaminación, y los sensores de efecto hall que son semiconductores, son menos usados por su elevado costo, aunque en servomecanismos se usan mucho. [6]



Sensores magnéticos



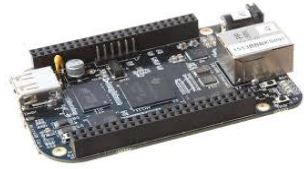
En la *tabla 3* se tiene los sensores de posición angular, donde podemos encontrar el nombre de los diferentes sensores angulares, un detalle que menciona lo que caracteriza al sensor y por último un gráfico del mismo.

Tabla 3.*Sensores de posición angular*

Nombre	Detalles	Imagen
Sensor de posición angular, potenciómetros	Los potenciómetros son transductores con salida analógica. Su principio se basa en el cambio de posición del eje lo que produce un cambio en la resistencia la cual es detectada e interpretada como un movimiento angular. [6]	
Sensor de posición angular, encoders	Son dispositivos formados por un rotor con un grupo de bandas opacas y translucidas, y por un captador óptico que se encuentra en el estator, este captador detecta las bandas frente y esta información es traducida a un movimiento angular. [6]	

En la actualidad existe una gran diversidad de placas de desarrollo, que son usadas para el diseño y la construcción de proyectos específicos. Los kits de desarrollo tienen amplias aplicaciones en el diseño y creación de prototipos de sistemas incorporados e integrados. Algunas de estas tarjetas se las puede observar en la *tabla 4*.

Tabla 4.*Tarjetas electrónicas*

Nombre	Detalles	Imagen
Arduino	En específico el Arduino Uno es una placa electrónica basada alrededor del microcontrolador ATmega328. Posee 14 entradas o salidas digitales, de las cuales 6 se pueden ser utilizadas como salidas PWM y otras 6 como entradas analógicas. [24]	
Raspberry Pi	Es una placa computadora (SBC) de bajo coste, se puede decir que es un ordenador de pequeño tamaño, desarrollado en el Reino Unido por la Fundación Raspberry PI en 2011, con el fin de estimular la enseñanza de la informática en las escuelas, su comercialización comenzó en el año 2012. [24]	
BeagleBone Black	Se trata de un nuevo sistema de desarrollo que está basado en el procesador AM3359AZCZ100 Cortex A8 ARM de Texas Instruments. Es similar al Beagle Bone, pero con cambios en sus características. Tiene una salida de video HDMI, 512Mb de RAM, y cuenta con un sistema operativo Linux. [24]	

1.2.6 Diseño conceptual

El diseño conceptual es la etapa en que la creatividad juega un papel determinante, el impacto de esta fase es primordial para el resto del proceso. El diseño conceptual se da inicio con las especificaciones del producto deseado, los requerimientos técnicos que debe cumplir, las condiciones de trabajo del mismo y las restricciones. [25]

Con lo que se crea ideas funcionales con principios físicos y de trabajo, organización de estructuras y se contrasta con los requerimientos. En la *figura 19* se puede observar las etapas del diseño conceptual. [25]

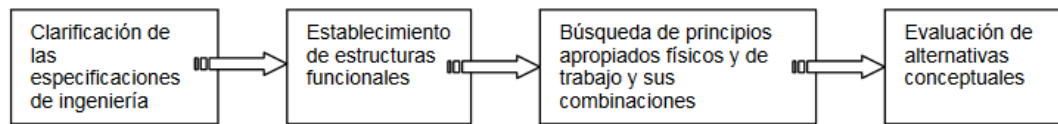


Figura 19. Etapas del diseño conceptual. Nota. Extraído de: Riba, 2002

El proceso a seguir en el diseño conceptual es el siguiente, se determina los objetivos que debe ser capaz de realizar el prototipo, restricciones que se tiene para su funcionamiento y funciones para las que será diseñado, es decir es primordial que el dispositivo sea diseñado, siempre teniendo en mente estos tres aspectos. [25]

Posteriormente se procede a obtener los criterios de valoración y además se define de forma ordenada la importancia de cada uno de los criterios respecto a los demás. Como, por ejemplo: que tenga poco peso es más importante que el costo. [25]

El método a usar para la evaluación de soluciones es el método ordinal corregido de criterios ponderados que permite obtener resultados globales significativos para las diferentes alternativas. Este método está basado en un conjunto de tablas donde cada criterio se compara entre sí, asignando los siguientes valores. [25]

- 1 si el criterio o la solución de las filas es superior que el de las columnas.
- 0.5 Si el criterio o la solución de las filas es equivalente al de las columnas.
- 0 Si el criterio o la solución de las filas son inferior que el de las columnas.

Una vez determinados los criterios se procede a realizar una tabla en la cual se compara uno a uno los criterios, para esto primero se procede a comparar los criterios comenzando siempre desde los colocados en forma vertical, con los criterios colocados en forma horizontal. Es decir, si se considera que el criterio de la funcionalidad es más relevante que el de la ergonomía como

se observa en la *tabla 5*, se le da el valor de 1, y al comparar la ergonomía con la funcionalidad resulta un cero.

Tabla 5.

Ejemplo de determinación de criterios ponderados

	Funcionalidad	Ergonomía	$\sum+1$	Ponderado
Funcionalidad	-	1		
Ergonomía	0	-		

Determinadas las ponderaciones de los diferentes criterios se procede a realizar el mismo proceso solo que esta vez se evalúan cada una de las soluciones que se propuso para el diseño con respecto a cada uno de los criterios ponderados anteriormente. [25]

Para concluir esta evaluación de los criterios ponderados con la evaluación de las diferentes ventajas de cada modelo en cada uno de los criterios respecto a la importancia de cada criterio. Y por último se selecciona el criterio que tenga un mejor puntaje en la evaluación, según el criterio de diseño también se puede seleccionar la segunda opción si esta tiene más ventajas o está muy cerca a la primera. [25]

1.2.7 Posibles cargas en el prototipo

Un factor a considerar en el diseño es el rozamiento que se da dependiendo del tipo de material, el coeficiente de fricción para el plástico ABS es de 0.48 según Gehr productor de este material.

Si el modelo funciona como un eje móvil que es soportado por un cojinete se puede usar la siguiente formula.

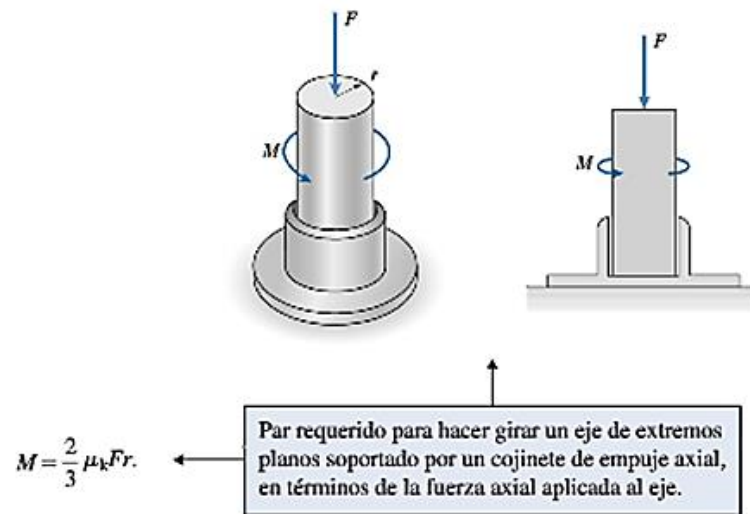


Figura 20. Ecuación de del momento generado por fricción. Nota. Extraído de Shigley, 2008

Como se aprecia en la *figura 20* el momento que se genera en la unión es únicamente función de la fuerza de ajuste entre ambas.

Otra opción es considerar en el diseño el torque que puede generar el tobillo al caminar es decir la fuerza que genera el pie para realizar su movimiento de dorsiflexión y flexión plantar.

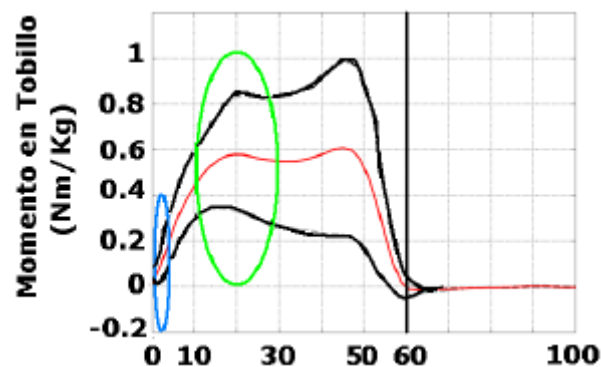


Figura 21. Torque del tobillo versus el ángulo de flexión. Nota. Extraído de: “Análisis cinético de indicadores difusos en tobillo y rodilla para clasificar la marcha hemipléjica espástica utilizando diagrama de flujo”, 2016

Para el diseño del rehabilitador se plantea que debe ser capaz de realizar un movimiento limitado por los ángulos de flexión plantar y dorsiflexión, es decir para la flexión plantar de -50° y de 30° para la dorsiflexión. Estos ángulos son los límites por lo que como se observa en *figura 21* la fuerza que se genera en estos puntos es nula.

1.2.8 Análisis de esfuerzos

Existen dos tipos de esfuerzos los normales y los cortantes, estos son ocasionados por la forma de aplicación de la fuerza, como en un corte, que se tiene cuando se presentan dos fuerzas opuestas a una pequeña distancia, en el caso de que generen un momento, en el que se tenga dos fuerzas iguales opuestas separadas por una distancia, y en el que se aplique una fuerza en algún punto y esta genera una flexión sobre la estructura. [26]

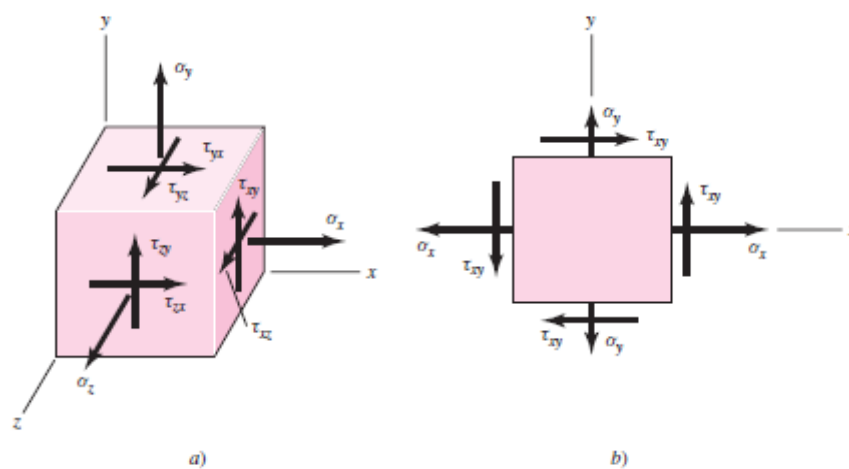


Figura 22. a) Esfuerzos en el espacio, b) Esfuerzos en el plano. Nota. Fuente: Shigley, 2008

El primer esfuerzo es el de compresión y tracción que es un esfuerzo normal, se produce cuando una fuerza es aplicada sobre la superficie directamente, este esfuerzo es función del área de aplicación de la fuerza y es constante a lo largo de la superficie. [26]

(1)

$$\sigma_n = \frac{F}{A}$$

Ecuación 1: Esfuerzo normal

El siguiente tipo de esfuerzo es el de flexión se produce cuando se tiene una fuerza que actúa en dirección perpendicular al eje neutro que se muestra en la *figura 20*, para relacionarla con

la fuerza que produce la tracción o compresión, la fuerza que genera la flexión es perpendicular a estas dos. Este esfuerzo es mayor mientras más lejos se este del eje neutro. [26]

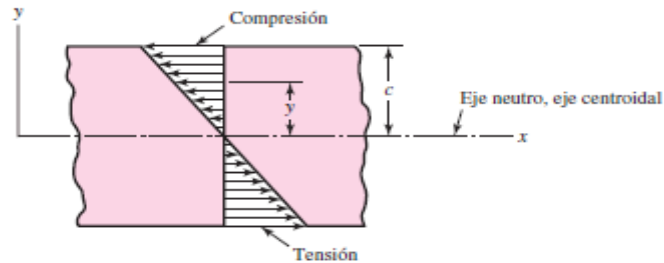


Figura 23. Diagrama de esfuerzos de flexión. Nota. Fuente: Shigley, 2008

$$\sigma_M = -\frac{MC}{I} \quad (2)$$

Ecuación 2: Esfuerzo de flexión

Donde:

$M = F * d_{perpendicular}$: es la flexión producida por la fuerza que se obtiene a partir de la distancia perpendicular de la fuerza al punto en el que se la traslada.

C: Distancia desde el eje neutro

I: Momento de área

La inercia o momento de área es diferente para cada tipo de sección, en nuestro caso tenemos una sección rectangular, y debe ser calculada de la siguiente forma.

$$I = \frac{1}{12} base * altura^3 \quad (3)$$

Ecuación 3: Momento de área rectangular

El tercer tipo de esfuerzo a ser considerado es el cortante, este esfuerzo se produce de manera simultánea con el de flexión y viene dado para secciones rectangulares por la siguiente expresión y tiene su valor máximo en el eje neutro [26]:

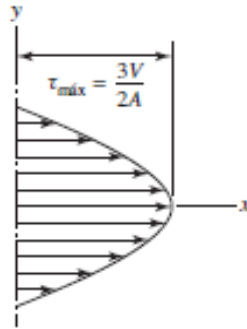


Figura 24. Diagrama de esfuerzos del cortante. Nota. Fuente: Shigley, 2008

$$\tau_{max} = \frac{3V}{2A} \quad (4)$$

Ecuación 4: Esfuerzo cortante

Y por último el esfuerzo producido por la torsión que también es un esfuerzo cortante con la diferencia de que el esfuerzo es máximo mientras más lejos se encuentre del plano neutro. La ecuación para determinar el esfuerzo cortante producido por la torsión para una sección rectangular es la siguiente [26]:

$$\tau_{max} = \frac{F*d}{\gamma ab^2 h} \quad (5)$$

Ecuación 5: Esfuerzo producido por la torsión para una sección rectangular

Donde h es la altura y b es la longitud de la base

a/b	1	1.5	1.75	2	2.5	3	4	6	8	10	∞
α	0.208	0.231	0.239	0.246	0.258	0.267	0.282	0.299	0.307	0.313	0.333
β	0.141	0.196	0.214	0.229	0.249	0.263	0.281	0.299	0.307	0.313	0.333
γ	1.00	0.859	0.820	0.795	0.766	0.753	0.745	0.743	0.742	0.742	0.742

Figura 25. Valores de alfa en función de la relación de altura y ancho.

Nota. Fuente: "Torsión", recuperado de: http://ing.unne.edu.ar/mecap/Apuntes/Estabilidad_2/Cap05-Torsion.pdf

La teoría del esfuerzo normal máximo indica que cuando un esfuerzo normal en algún plano se excede a la de falla del material se produce una rotura, para esto se debe determinar los esfuerzos principales que son los esfuerzos normales máximos que se puede tener sobre el elemento en cuestión. Estos esfuerzos pueden ser calculados de la siguiente manera. [26]

$$\sigma_{1,2} = \frac{\sigma_x}{2} \pm \sqrt{\left(\frac{\sigma_x}{2}\right)^2 + \tau_A^2} \quad (6)$$

Ecuación 6: Esfuerzos normales máximos

También indica como calcular el factor de seguridad, que será el esfuerzo de fluencia del material sobre el esfuerzo normal máximo.

$$n = \frac{S_y}{\sigma_1} \quad (7)$$

Ecuación 7: Factor de seguridad

En la simulación se obtiene el esfuerzo de Von Mises, este esfuerzo agrupa todos los esfuerzos principales y para el caso de un análisis plano se tiene que es igual a:

$$\sigma' = \sqrt{\sigma_1^2 - \sigma_1\sigma_2 + \sigma_2^2} \quad (8)$$

Ecuación 8: Esfuerzo de Von Mises

CAPÍTULO II

METODOLOGÍA

2.1 Marco metodológico

Para la realización de este estudio se pretende usar el método inductivo, para lo cual se pretende observar los hechos, que en nuestro caso son los rangos de movimiento del tobillo y las dimensiones antropométricas de los pacientes. El siguiente paso a seguir es la elaboración de una hipótesis en este punto se plantea las posibles soluciones para el prototipo. Posterior a esto se evalúa cual hipótesis es la más adecuada, para lo que usamos el método de criterios ponderados y definimos los criterios más importantes a tener en cuenta. Y por último se realiza el diseño del prototipo.

Una vez realizado el diseño del prototipo se procede a su producción y posteriormente se realiza pruebas para determinar si este prototipo cumple con las características para las que fue diseñado.

2.2 Diseño conceptual

Para realizar un correcto diseño se debe comenzar por un diseño conceptual. A continuación, en la *tabla 6*, se procede a enlistar los objetivos, restricciones y funciones que debe ser capaz de cumplir el mecanismo.

Tabla 6.*Identificación de atributos*

OBJETIVOS	RESTRICCIONES
Fácil de transportar	Cumpla con el rango de movilidad del tobillo.
Fácil de usar	Que se ajuste a la media de la población según el estudio realizado en Colombia para personas de 20 a 39 años.
Fácil de fabricar	
Costo de ensamble sea bajo	
Pocos elementos	
No cause contaminación	FUNCIONES
No sea peligroso	Soportar el momento generado por el tobillo del paciente
Costo de producción sea bajo	Acoplarse a la pantorrilla y pie, y permitir la movilidad en el rango de movimiento.

En base a la *tabla 6* se determina cuáles son los criterios de valoración más relevantes a considerar para el diseño:

- Peso: Más liviano mejor
- Funcionalidad
- Ergonomía
- Facilidad de construir
- Costo: Más bajo mejor
- Estético

En la *tabla 7* se procede a ordenar de mayor a menor importancia los diferentes criterios, obteniendo de esta manera el ponderado de los diferentes criterios.

Funcionalidad>Ergonomía>Facilidad>Costo>Peso>Estético

Tabla 7.*Evaluación del peso específico de cada criterio*

	Funcionalidad	Ergonomía	Facilidad	Costo	Peso	Estético	$\sum+1$	Ponderado
Funcionalidad	-	1	1	1	1	1	6	0,286
Ergonomía	0	-	1	1	1	1	5	0,238
Facilidad	0	0	-	1	1	1	4	0,190
Costo	0	0	0	-	1	1	3	0,143
Peso	0	0	0	0	-	1	2	0,095
Estético	0	0	0	0	0	-	1	0,048
						Suma	21	1

Para la determinación de las soluciones se realizó bocetos de rehabilitadores basados en diseños anteriores como exoesqueletos y otros rehabilitadores presentes en la industria, el boceto que se obtenga como el más conveniente será el punto de partida para los cálculos analíticos y diseño CAD.

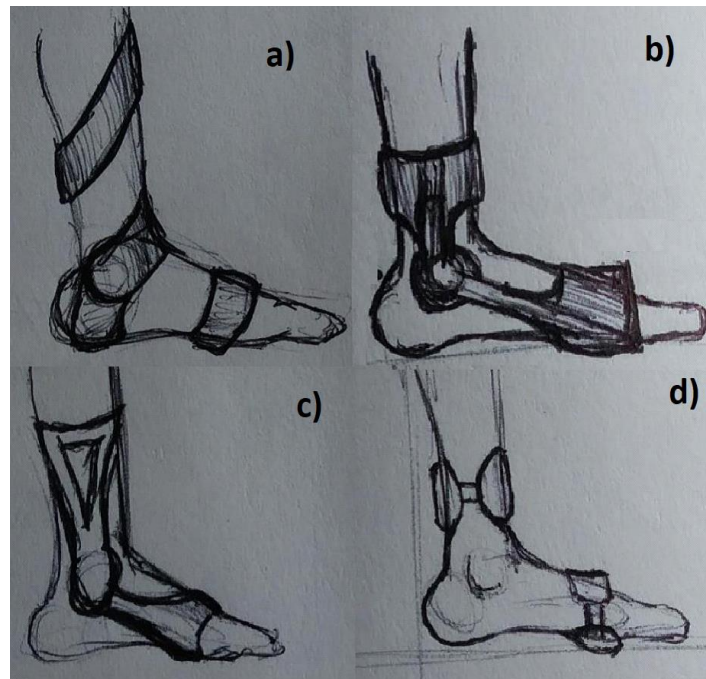


Figura 26.. Bosquejos propuestos para el rehabilitador de tobillo

Solución a: *Figura 24* superior izquierda

Solución b: *Figura 24* superior derecha

Solución c: *Figura 24* inferior izquierda

Solución d: *Figura 24* inferior derecha

En las *tablas 8-13* se realiza la evaluación de cada una de las soluciones de diseño en función de los criterios que se considera para el diseño, con lo que se obtiene un ponderado de cada solución:

- Funcionalidad

Se considera que los prototipos B y C pueden cumplir de mejor manera con el funcionamiento, ya que son más rígidos.

Solución B=Solución C>Solución A>Solución D

Tabla 8.*Evaluación de la funcionalidad*

FUNCIONALIDAD	Solución A	Solución B	Solución C	Solución D	$\Sigma+1$	Ponderado
Solución A	-	0	0	1	2	0,20
Solución B	1	-	0,5	1	3,5	0,35
Solución C	1	0,5	-	1	3,5	0,35
Solución D	0	0	0	-	1	0,10
				Suma	10	1,00

- Ergonomía

El diseño más ergonómico es el A debido a que está tomando gran cantidad del pie. Posterior a esto tenemos el modelo B y C que son menos ergonómicos y el modelo D que es poco ergonómico por su pequeña área de contacto.

Solución A>Solución B>Solución C>Solución D

Tabla 9.*Evaluación de la ergonomía*

Ergonomía	Solución A	Solución B	Solución C	Solución D	$\Sigma+1$	Ponderado
Solución A	-	1	1	1	4	0,40
Solución B	0	-	1	1	3	0,30
Solución C	0	0	-	1	2	0,20

Solución D	0	0	0	-	1	0,10
				Suma	10	1,00

- Facilidad de construir

Las soluciones B y D son las más sencillas ya que presentan geometrías menos complejas.

Solución B>Solución D>Solución C>Solución A

Tabla 10.

Evaluación de la facilidad de construir

Facilidad	Solución A	Solución B	Solución C	Solución D	$\sum+1$	Ponderado
Solución A	-	0	0	0	1	0,10
Solución B	1	-	1	1	4	0,40
Solución C	1	0	-	0	2	0,20
Solución D	1	0	1	-	3	0,30
				Suma	10	1,00

- Costo

La solución D es la menos costosa por su simpleza, y poco material a ser usado, mientras que la solución A es costosa debido a la dificultad de su geometría y al posible uso de materiales más especializados.

Solución D>Solución B>Solución C>Solución A

Tabla 11.*Evaluación del costo*

Costo	Solución A	Solución B	Solución C	Solución D	$\Sigma+1$	Ponderado
Solución A	-	0	0	0	1	0,10
Solución B	1	-	1	0	3	0,30
Solución C	1	0	-	0	2	0,20
Solución D	1	1	1	-	4	0,40
Suma					10	1,00

- Peso

Solución D>Solución B>Solución A=Solución C

Tabla 12.*Evaluación del peso*

Peso	Solución A	Solución B	Solución C	Solución D	$\Sigma+1$	Ponderado
Solución A	-	0	0,5	0	1,5	0,15
Solución B	1	-	1	0	3	0,30
Solución C	0,5	0	-	0	1,5	0,15
Solución D	1	1	1	-	4	0,40
Suma					10	1,00

- Estético

Solución A>Solución B=Solución C>Solución D

Tabla 13

Evaluación de la estética

Estético	Solución A	Solución B	Solución C	Solución D	$\sum+1$	Ponderado
Solución A	-	1	1	1	4	0,40
Solución B	0	-	0,5	1	2,5	0,25
Solución C	0	0,5	-	1	2,5	0,25
Solución D	0	0	0	-	1	0,10
Suma					10	1,00

Las conclusiones del análisis:

A continuación, en la *tabla 14* se presenta la evaluación de todos los criterios, donde se puede observar que la solución B es la mejor en funcionalidad que es el primer criterio importante de evaluación y en facilidad de construcción que es el tercer criterio más importante, por lo que se concluye que es la que tiene supremacía ante las demás opciones.

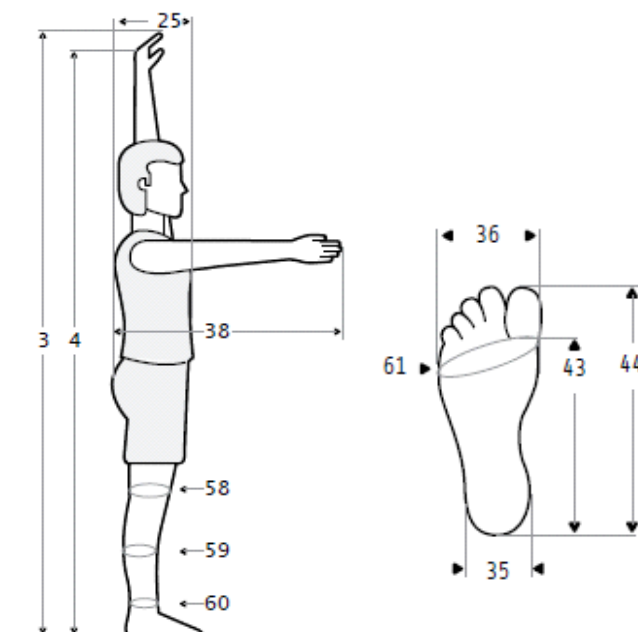
La segunda mejor opción es la solución C, en tercer y cuarto lugar se encuentran la solución A y D respectivamente.

Tabla 14.*Cálculo de la prioridad de las soluciones*

Conclusión	Funcionalidad	Ergonomía	Facilidad	Costo	Peso	Estético	Σ (Sumatoria)	Prioridad
Solución A	0,057	0,095	0,019	0,014	0,014	0,019	0,219	3
Solución B	0,100	0,071	0,076	0,043	0,029	0,012	0,331	1
Solución C	0,100	0,048	0,038	0,029	0,014	0,012	0,240	2
Solución D	0,029	0,024	0,057	0,057	0,038	0,005	0,210	4

2.3. Diseño mecánico del dispositivo

A continuación, se toma en cuenta las medias antropométricas de la población laboral entre 20 a 39 años, tanto para hombre como para mujeres.

**Figura 27..** Gráfica de dimensiones antropométricas

En las *tablas 15-16* se puede observar los diferentes percentiles, la desviación estándar y la media de las diferentes medidas antropométricas tanto para hombres como para mujeres.

Tabla 15.

Dimensiones antropométricas de hombres en centímetros

Dimensiones		20 - 29 años (n= 487)					30 - 39 años (n= 447)				
		\bar{X}	D.E.	Percentiles			\bar{X}	D.E.	Percentiles		
				5	50	95			5	50	95
35	Anchura de talón	6,6	0,5	5,9	6,7	7,5	6,8	0,5	6	6,8	7,6
36	Anchura de pie	9,8	0,5	9	9,9	11	9,9	0,5	9,1	9,9	10,8
44	Largura de pie	25	1,2	24	25	28	25,2	1,2	23,2	25,2	27,1
43	Largura planta del pie	20	1	19	20	22	20,3	0,9	18,8	20,4	21,8
59	Perímetro pierna media	35	2,6	31	35	40	36,3	2,4	32,4	36,2	40,3
60	Perímetro supramaleolar	22	1,4	20	22	24	21,9	1,3	19,9	22	24,1
61	Perímetro metatarsial	25	1,3	23	25	27	24,8	1,2	23	24,8	26,7

Nota. Fuente: Editado de “Dimensiones antropométricas de la población latinoamericana”, de Avila, R., 2015

Tabla 16.

Dimensiones antropométricas de mujeres en centímetros

Dimensiones		20 - 29 años (n= 487)					30 - 39 años (n= 447)				
		\bar{X}	D.E.	Percentiles			\bar{X}	D.E.	Percentiles		
				5	50	95			5	50	95
35	Anchura de talón	6	0,5	5,3	6	6,9	6,2	0,5	5,4	6,2	7
36	Anchura de pie	8,8	0,5	8,1	8,8	9,8	8,9	0,5	8,2	9	9,9
44	Largura de pie	23	1,1	21	23	25	22,8	1	21,2	22,8	24,6
43	Largura planta de pie	19	0,9	17	19	20	18,4	0,8	17	18,5	19,8
59	Perímetro pierna media	34	2,6	30	34	38	34,1	2,4	30,5	34	38,6
60	Perímetro supramaleolar	21	1,5	18	20	23	20,5	1,3	18,5	20,6	22,8
61	Perímetro metatarsial	22	1,2	20	22	24	22,3	1,1	20,5	22,3	24,3

Nota. Fuente: Editado de “Dimensiones antropométricas de la población latinoamericana”, de Avila, R., 2015

Las medidas con las que se realiza el diseño del rehabilitador son en base al percentil 95, con el fin de garantizar que el diseño se acople a la mayor parte de la población laboralmente activa.

Al revisar los valores obtenidos del estudio se observa que en la población de 20-29 años las dimensiones del pie son mayores, por lo que si se realiza el diseño para este grupo esto incluiría al grupo de personas entre 30-39 años. Para el diseño se considera las dimensiones del percentil de 95% es decir el prototipo debe ser capaz de ser usado por personas en el siguiente rango de medidas, esto se encuentra en la *tabla 17*.

Tabla 17.

Rango de medidas en centímetros para un percentil del 95%

Dimensiones		Percentil 95%			
		Hombres		Mujeres	
		min	max	min	Max
35	Anchura de talón	5,6	7,5	5,1	6,9
36	Anchura de pie	8,7	11	7,8	9,8
43	Largura de pie	23	28	21	25
44	Largura planta del pie	18	22	17	20
59	Perímetro pierna media	30	40	29	38
60	Perímetro supramaleolar	19	24	18	23
61	Perímetro metatarsial	22	27	20	24

Fuente: Editado de “Dimensiones antropométricas de la población latinoamericana”, de Avila, R., 2015

Con ayuda del diseño conceptual y las medidas antropométricas se realiza el diseño del prototipo de rehabilitador de tobillo, el cual consta de tres partes. Que están definidas como:

Base. - Parte donde se apoya el pie del paciente

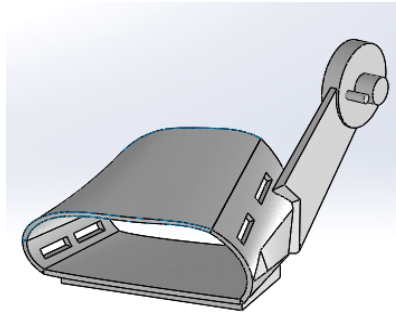


Figura 28.. Diseño de la base

Canillera. - Parte que se apoya en la canilla del paciente.

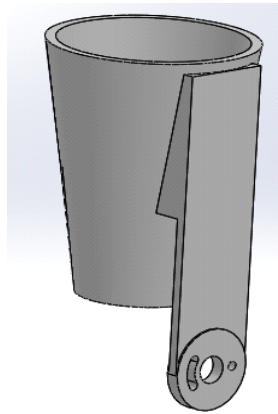


Figura 29.. Diseño de canillera

Tope. - Se coloca como límite en la unión de la base y la canillera.

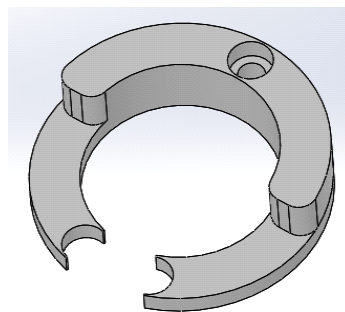


Figura 30.. Diseño del tope

Una vez diseñadas las piezas se procede a realizar el ensamblaje de las partes, el cual se puede observar a continuación.

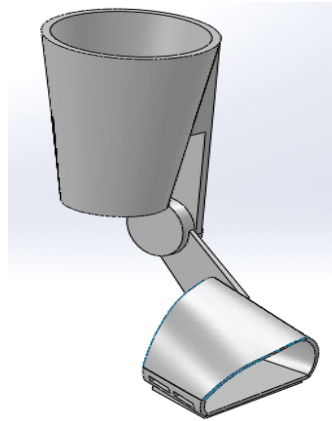


Figura 31.. Ensamblaje del prototipo

2.3.1 Selección de materiales

Para la selección de los materiales de diseño se analiza las funciones de cada componente en el diseño, y se formula preguntas como: ¿qué objetivos hay que optimizar de los materiales?, y ¿qué restricciones hay que satisfacer?

Función a realizar:

Soportar los diferentes movimientos, tanto cuando se realiza la dorsiflexión, así como con la flexión plantar (maximizar).

Objetivos a optimizar: Resistencia a la tracción y compresión.

Restricciones a satisfacer: peso y costo.

En la *tabla 18* se compara las propiedades físicas de la madera, del aluminio y del polímero ABS que es usado en impresión 3D, a continuación, se muestra las propiedades de estos materiales como: densidad, módulo de elasticidad y costo unitario.

Tabla 18.*Propiedades de los materiales*

Propiedades	Símbolos	Unidades	Madera (pino)	Aluminio (6061)	ABS impresión 3D
Densidad	P	Kg/m ³	380	2700	1040
Módulo de elasticidad	E	GPa	8,3	70	2,03
Coste unitario		\$/Kg	1,4	4,3	46,4

Nota: Editado de “Diseño en ingeniería mecánica de Shigley”, 2008, “Ficha de datos técnicos ABS”, 2017

Un factor importante a considerar junto con el material es la facilidad que se tiene con este material de realizar el prototipo, en el caso de realizar con madera el diseño tiene que ser adaptado para poder realizar el proceso de mecanizado de las piezas, con aluminio de igual manera se lo puede realizar por mecanizado que involucra nuevamente el rediseño y además un gran desperdicio de material y la impresión 3D con ABS que no tiene desperdicio de material y además no necesita ninguna adaptación para realizar el diseño del prototipo. Para la elección del material de igual manera se usa del método de selección por criterios ponderados.

De igual manera que en la selección de la mejor alternativa de diseño, en la *tabla 19* se procede a ordenar de mayor a menor importancia los diferentes criterios

Facilidad de producción > Densidad > Costo > Módulo de elasticidad

Tabla 19.*Evaluación del peso específico de cada criterio*

	Facilidad de producción	Densidad	Costo	Módulo de elasticidad	$\Sigma+1$	Ponderado
Facilidad de producción	-	1	1	1	4	0,400
Densidad	0	-	1	1	3	0,300
Coste	0	0	-	1	2	0,200
Módulo de elasticidad	0	0	0	-	1	0,100
SUMA					10	1

Solución A: Prototipo de madera

Solución B: Prototipo de aluminio

Solución C: Prototipo de ABS

A continuación, en las *tablas 20-23* se tiene la evaluación de los pesos específicos de las distintas soluciones para cada criterio:

- Facilidad de producción

Solución C>Solución B>Solución A

Tabla 20.*Evaluación de la facilidad de producción*

Facilidad de producción	Solución A	Solución B	Solución C	$\Sigma+1$	Ponderado
Solución A	-	0	0	1	0,17
Solución B	1	-	0	2	0,33
Solución C	1	1	-	3	0,50
			Suma	6	1

- Densidad

Solución B>Solución C>Solución A

Tabla 21.*Evaluación de la densidad del material*

Densidad	Solución A	Solución B	Solución C	$\Sigma+1$	Ponderado
Solución A	-	0	0	1	0,17
Solución B	1	-	1	3	0,50
Solución C	1	0	-	2	0,33

Suma	6	1
------	---	---

- Costo

Solución A>Solución B>Solución C

Tabla 22.

Evaluación del costo

Costo	Solución A	Solución B	Solución C	$\Sigma+1$	Ponderado
Solución A	-	1	1	3	0,50
Solución B	0	-	1	2	0,33
Solución C	0	0	-	1	0,17
			Suma	6	1

- Módulo de elasticidad

Solución A>Solución B>Solución C

Tabla 23

Evaluación según el módulo de elasticidad

Módulo de elasticidad	Solución A	Solución B	Solución C	$\Sigma+1$	Ponderado
Solución A	-	1	1	3	0,50
Solución B	0	-	1	2	0,33

Solución C	0	0	-	1	0,17
Suma				6	1

En la *tabla 24* se obtiene el resultado de los criterios ponderados, al analizar las dos opciones con mayor prioridad, se observa que no se tiene mucha diferencia y el considerarse como el parámetro principal la facilidad de construcción se selecciona como material la opción C, es decir realizar el prototipo en ABS impresión 3D.

Tabla 24.

Cálculo de la prioridad de las soluciones

Conclusión	Facilidad de producción	Densidad	Costo	Módulo de elasticidad	Σ (sumatoria)	Prioridad
Solución A	0,067	0,050	0,100	0,050	0,267	3
Solución B	0,133	0,150	0,067	0,033	0,383	1
Solución C	0,200	0,100	0,033	0,017	0,350	2

2.3.2 Cálculo de los esfuerzos en la sección transversal

Se realiza el estudio para la posición cuando la dorsiflexión y flexión plantar son de 0°. Es decir, al iniciar el movimiento ya que al no llegar a los límites máximos de movimiento en único esfuerzo que debe es prácticamente nulo. Para las consideraciones de diseño se plantea el cálculo del factor de seguridad en base a la fuerza que puede generar el tobillo, la que prácticamente no se llegará a producir, pero ayuda a la construcción de un mecanismo robusto y que cumpla con la función que desempeña.

2.3.2.1 Memoria de cálculo

El cálculo se lo realiza para una persona promedio de 70 Kg y en la *figura 21* se observa el torque que tiene una persona sana en su tobillo dependiendo del peso del paciente y respecto al ángulo de acción, para el análisis se considera que los pacientes no están en plena capacidad para aplicar toda su fuerza:

Ecuación 9: Momento máximo

$$M_{max} = 70Kg * \frac{0,6 Nm}{Kg} = 42Nm$$

$$M_{análisis} = M_{max} * 0.2 = 8.4 Nm$$

Al considerar la distancia desde el tobillo hasta el punto en que se aplica la fuerza, se puede determinar el valor de esta

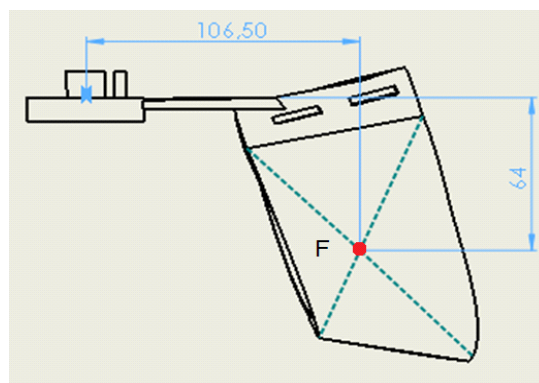


Figura 32.. Posición de la fuerza puntual.

$$F = \frac{8.4Nm}{0.1065m} = 78.8N$$

Una vez determinada la fuerza que se ejerce se la procede a desplazar a la zona crítica de la estructura, se considera como la zona crítica el punto más alejado del punto de aplicación de la

fuerza y además posee una sección transversal menor, este punto será corroborado posteriormente con la simulación.

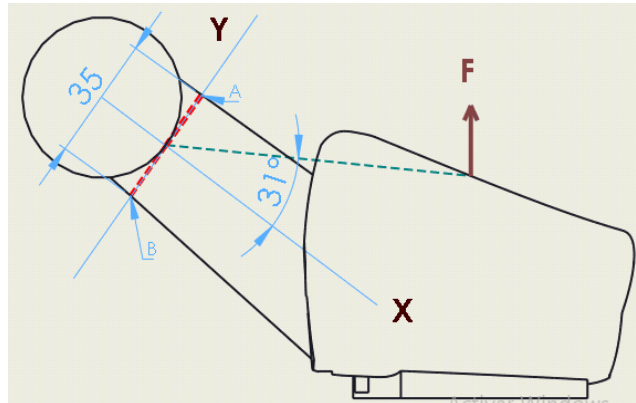


Figura 33.. Nuevo sistema de referencia

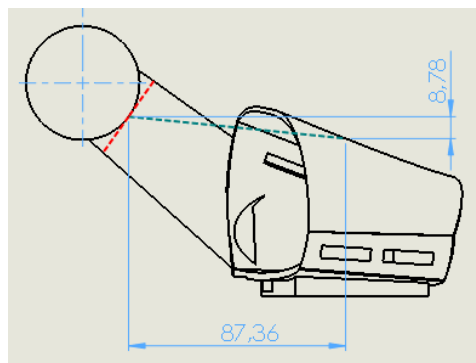


Figura 34.. Distancia del punto de aplicación de la fuerza a la zona crítica

Se procede a proyectar las fuerzas al plano que se encuentra de rojo en la *figura 34* para determinar el momento en el eje Z.

Donde:

F'_x : Componente de la fuerza en el plano rotado

F'_y : Componente de la fuerza en el plano rotado

M : Momento

I : Inercia

$$F'_x = F \sin 31^\circ = 40.6N$$

$$F'_y = F \cos 31^\circ = 67.6N$$

$$M_z = F'_y * d_1 + F'_x * d_2$$

$$M_z = 67.6N * (0.087 * \cos 31^\circ) + 40.6N * (0.087 * \sin 31^\circ)$$

$$M_z = 6.9Nm$$

De igual manera se procede a calcular la inercia del área como indica la *ecuación 3*:

$$I_z = \frac{1}{12} ((0.005) * 0.035^3) = 1.786x10^{-8}m^4$$

Al analizar los esfuerzos se centra el estudio en los puntos máximos A y B en lo que se aprecia un mayor esfuerzo normal debido al momento, como se muestra en la *ecuación 2*.

Donde:

σ : Esfuerzo normal

τ : Esfuerzo cortante

$$(\sigma_{xA})_M = -\frac{M_z * y}{I_z} = -\frac{6.9 Nm * \left(\frac{0,035}{2}\right) m}{1.786x10^{-8}m^4} = -6.7 MPa$$

$$(\sigma_{xB})_M = -\frac{M_z * y}{I_z} = -\frac{6,9Nm * \left(-\frac{0,035}{2}\right) m}{1.786x10^{-8}m^4} = 6.7 MPa$$

El esfuerzo normal según la *ecuación 1* causado por la fuerza F'_x será el siguiente

$$(\sigma_x)_{F'_x} = \frac{F'_x}{Area} = \frac{40.6N}{0,005 * 0,035} = -0.23 MPa$$

El esfuerzo cortante máximo que se da en el eje neutro eje X es calculado de la *ecuación 4*:

Donde:

V: Fuerza cortante

A: Área transversal

$$\tau_{max} = \frac{3V}{2A} = \frac{3 * F'_y}{2 * Area}$$

$$\tau_{max} = \frac{3 * 67.6N}{2 * 0,005 * 0,035} = 0.58 MPa$$

$$\tau_{A y B} = 0$$

Esfuerzo cortante producido por la torsión de la *ecuación 5*:

$$\tau_{max} = \frac{\gamma * F * d}{\alpha b^2 h}$$

De la *figura 25* se selecciona h es la altura y b es la longitud de la base

$$\frac{h}{b} = \frac{35mm}{5mm} = 7$$

$$\Rightarrow \alpha = 0.3$$

$$\Rightarrow \gamma = 0.7$$

$$\tau_{max_A} = \frac{\gamma * F * 0.064}{\alpha b^2 h} = \frac{0.7 * 78.8N * 0.064m}{0.3 * (0.005m)^2 * 0.035m} = 13.2 MPa$$

$$\tau_{max_B} = -\frac{\gamma * F * 0.064m}{\alpha b^2 h} = -13.2 MPa$$

Entonces el esfuerzo total en los puntos A y B sería el siguiente:

$$\sigma_{xA} = (\sigma_{xA})_M + (\sigma_x)_{F'_x}$$

$$\sigma_{xA} = -6.7 \text{ MPa} - 0.23 \text{ MPa} = -6.95 \text{ MPa}$$

$$\sigma_{xB} = (\sigma_{xB})_M + (\sigma_x)_{F'_x}$$

$$\sigma_{xB} = 6.7 \text{ KPa} - 0.23 \text{ KPa} = 6.47 \text{ MPa}$$

Para determinar el factor de seguridad se usa la teoría del esfuerzo normal máximo que manifiesta que cuando alguno de los esfuerzos principales es igual o excede la resistencia del material ocurre la falla.

Con los resultados previos se determina que el punto A es el de mayor esfuerzo, se determina sus esfuerzos principales utilizando la *ecuación 6*.

Donde:

$\sigma_{1,2}$: Esfuerzos principales

$$\sigma_{1,2} = \frac{\sigma_x}{2} \pm \sqrt{\left(\frac{\sigma_x}{2}\right)^2 + \tau_A^2}$$

$$\sigma_1 = \frac{-6.95}{2} + \sqrt{\left(\frac{6.95}{2}\right)^2 + 13.2^2} = 10.1 \text{ MPa}$$

$$\sigma_2 = \frac{-6.95}{2} - \sqrt{\left(\frac{6.95}{2}\right)^2 + 13.2^2} = -17.1 \text{ MPa}$$

Donde el esfuerzo de fluencia para el polímero ABS es de 22MPa según León 3D productor del material. Y se procede a calcular el factor de seguridad según la *ecuación 7*.

Donde:

S_y : Esfuerzo de fluencia

n : Factor de seguridad

$$n_{20\%} = \frac{S_y}{\sigma_1} = \frac{22MPa}{17.1 MPa} = 1.3$$

Con lo que se determina que es capaz de soportar la carga de diseño. Cabe mencionar que este análisis está considerando el peor escenario en el que el prototipo tenga que soportar la carga del tobillo por algún mal funcionamiento, se considera el 20% ya que los pacientes en las primeras fases de la rehabilitación no son capaces de realizar fuerza y los valores encontrados son para personas sanas.

2.3.2.2 Simulación y determinación del punto crítico

Para la realización de la simulación primero se procede a seleccionar el material y en el caso de que no se tenga la librería introducir las constantes características del plástico ABS que se tiene en la *tabla 18*, y se procede a realizar un análisis de la convergencia de los resultados al cambiar el tamaño del mallado.

En la *figura 35* se muestra el diagrama de esfuerzos en el límite máximo superior para lo que se colocó una fuerza distribuida en la parte superior interna de la base.

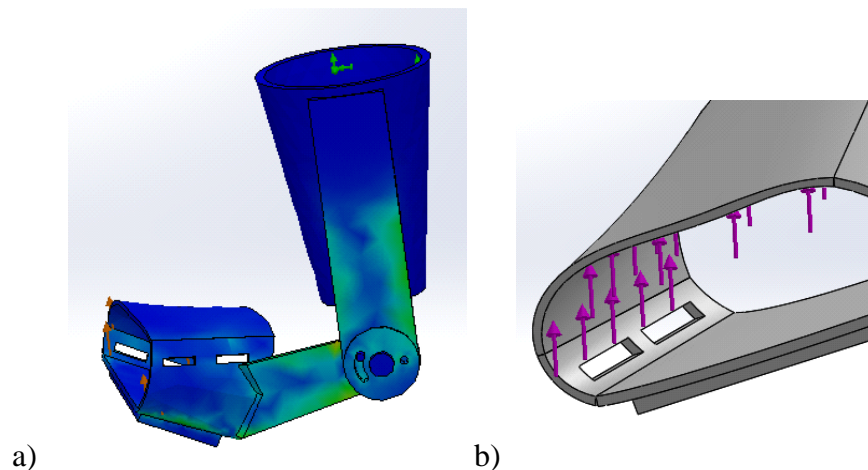


Figura 35.. a) Diagrama de esfuerzo para el punto máximo superior. b) Aplicación de la fuerza

En la *figura 36* se muestra el diagrama de esfuerzos en el límite máximo inferior para lo que se colocó una fuerza distribuida en la parte inferior interna de la base.

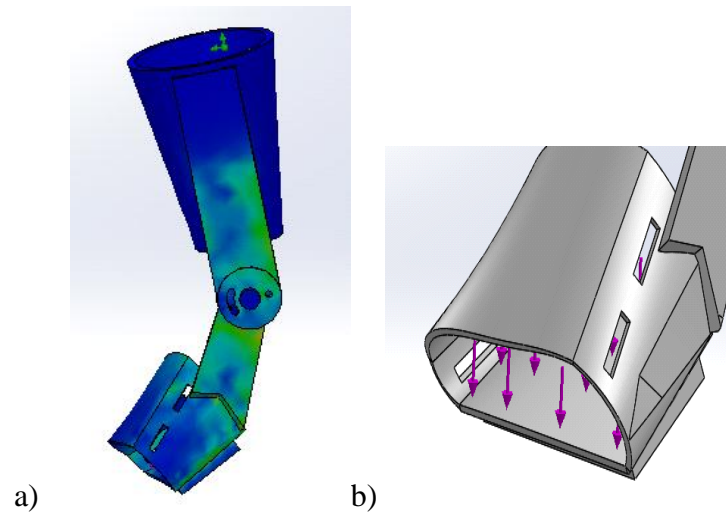


Figura 36.. a) Diagrama de esfuerzos para el punto máximo inferior. b) Aplicación de la fuerza

Como se puede observar en los diagramas de esfuerzos en los dos casos la sección que soporta el mayor esfuerzo es en la base la parte que esta próxima a la articulación, de esta manera queda corroborado la selección del punto crítico que se tomó al analizar matemáticamente.

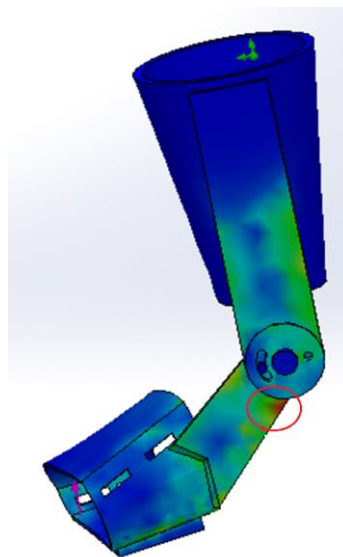


Figura 37.. Punto de máximo esfuerzo

Además, al realizar la simulación se obtiene que los valores obtenidos en el punto crítico son de magnitudes similares.

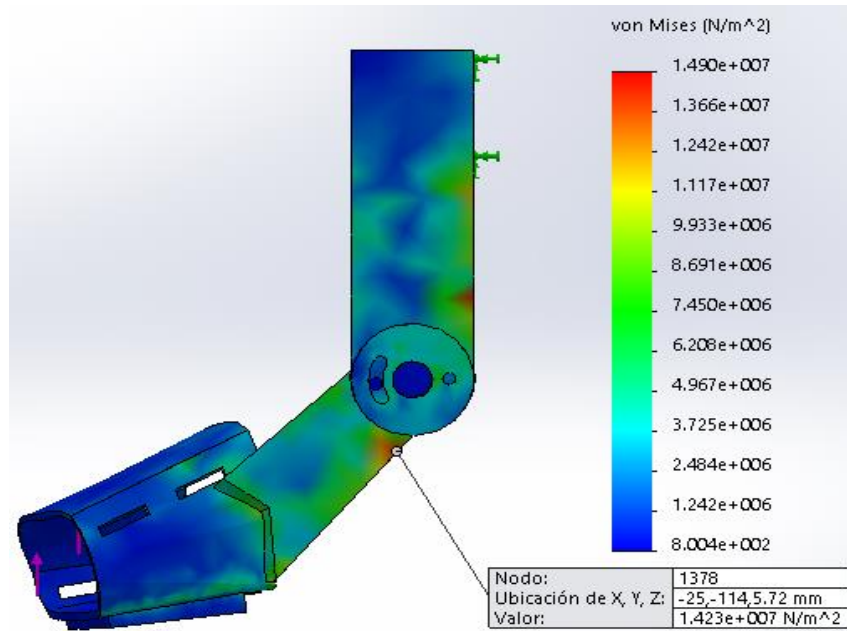


Figura 38. Resultados de la simulación

$$\sigma_{VM} = 14.2 \text{ MPa}$$

La simulación es realizada con un mallado triangular en el que para determinar su convergencia se va cambiando el tamaño de elemento del mallado comenzado por 12 milímetros como se observa en la *figura 39*, hasta llegar a una convergencia en los resultados.

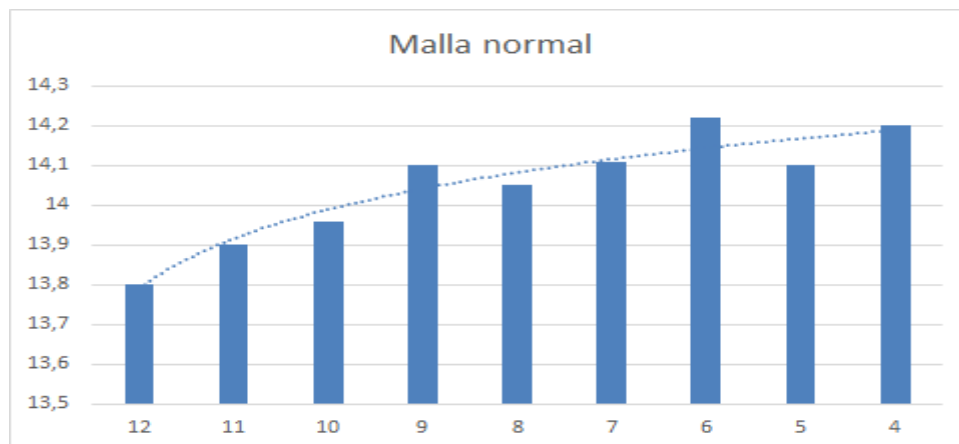


Figura 39. Esfuerzo de Von Mises en función del ancho de malla en milímetros

Entonces se puede comparar con los resultados del cálculo, determinando el esfuerzo de Von Mises en función de los esfuerzos normales según la *ecuación 8*:

$$\sigma' = \sqrt{10.1^2 - 10.1 * 17.1 + 17.1^2} \text{ MPa}$$

$$\sigma' = 14.9 \text{ MPa}$$

Se puede apreciar una diferencia en las medidas, pero son bastante similares dando un error entre ellas del 4.5%, este error se puede deber a diversas consideraciones de ingeniería como el considerar para el cálculo una fuerza constante.

2.4 Diseño electrónico

2.4.1 Selección de la tarjeta electrónica

Entre los diversos dispositivos, microcontroladores y tipos de tarjetas electrónicas existentes en el mercado se selecciona el microcontrolador ATMEGA328 para realizar la interpretación de la señal del sensor, debido a su tamaño reducido, su precio no es muy elevado, es decir es seleccionado por su versatilidad y facilidad de encontrar en el mercado.

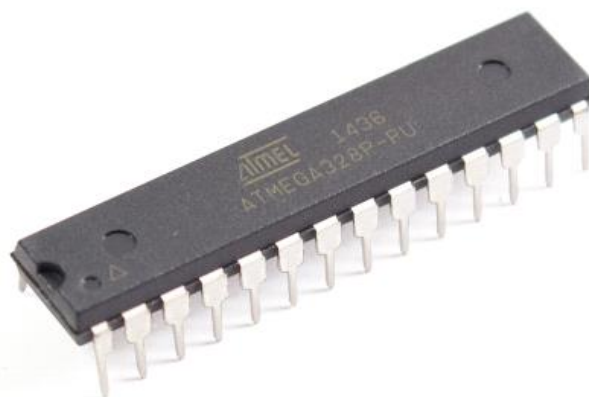


Figura 40.. ATMEGA 328

Para la recepción de información del microcontrolador se decidió utilizar un arduino pro-micro que permite ser configurado como teclado y así poder enviar a la Raspberry únicamente la señal de arriba y abajo.

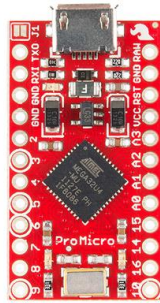


Figura 41.. Arduino Pro Micro

Para la emisión de la señal de bluetooth se usó el HC-05 tanto en modo maestro como esclavo. Y para interpretar la señal de arriba y abajo para el juego se decide utilizar una Raspberry y así poder lograr que el dispositivo sea plug and play (enchufar-conectar-usar).

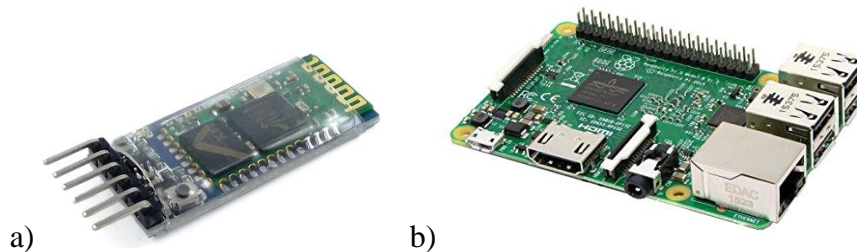


Figura 42.. a) Bluetooth HC05. b). Raspberry PI

2.4.2 Selección del sensor

Para el sensor se optó por un dispositivo versátil que es el sensor MPU 9250, el cual es un módulo de sensores de movimiento, que es compuesto por un giroscopio, un acelerómetro y una brújula MEMS combinados en un procesador de movimiento digital, estos sensores son usados en controles remotos 3D, ratones 3D, controladores y videojuegos basados en movimiento.

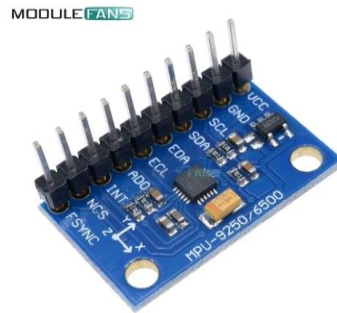


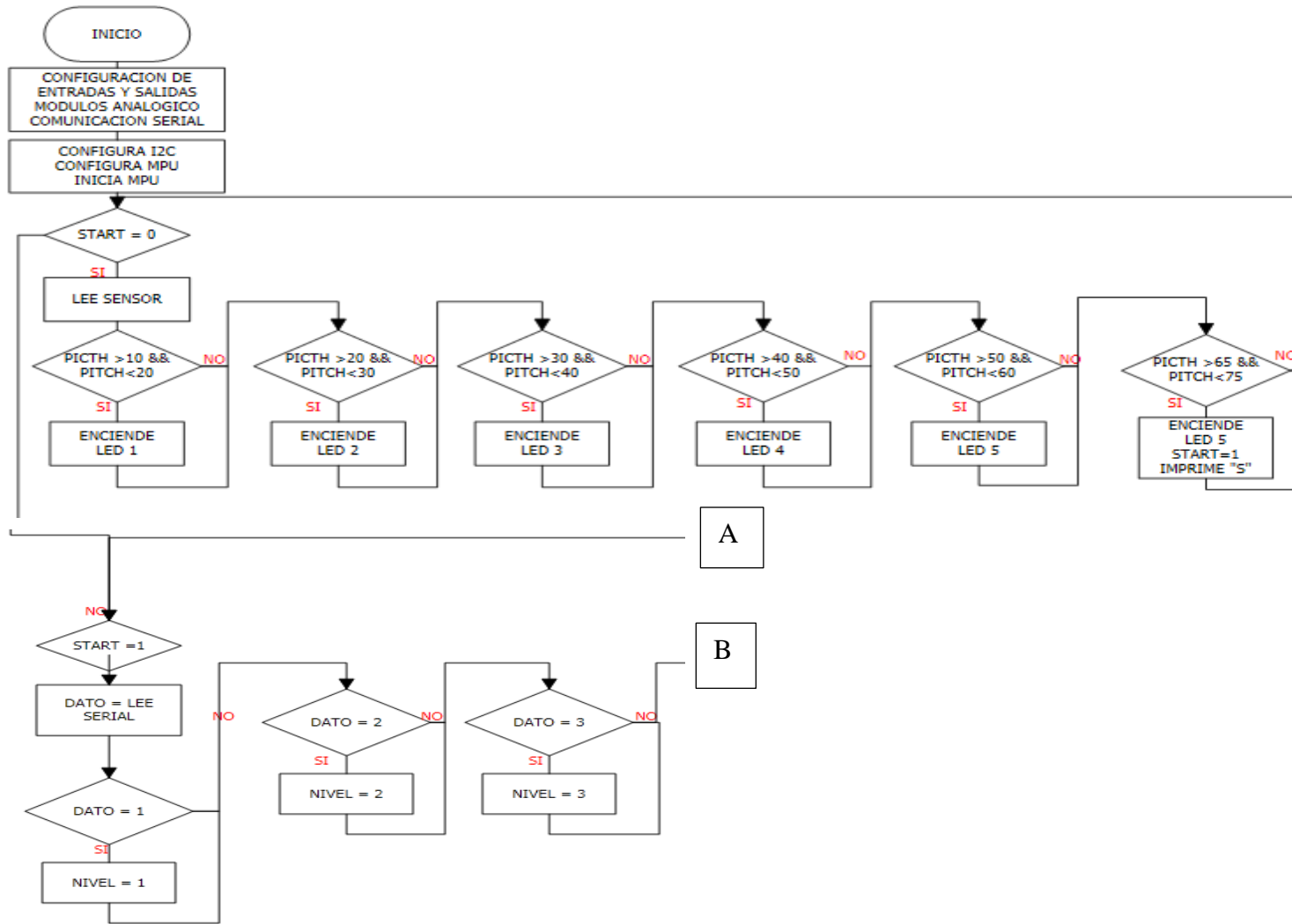
Figura 43. MPU 9250

2.4.3 Diagrama de circuito

El diagrama del circuito emisor se desarrolló en Autodesk Eagle, se utilizó un circuito integrado atmega328, un Bluetooth Hc-05. Los circuitos realizados se encuentran en la sección de *Anexo 1*.

2.4.4 Programación

El código de programación debe realizar las siguientes acciones: que el juego presente tres niveles, los cuales variarán debido a que el sensor no está anclado a un punto de referencia fijo, pero tomando en cuenta que jamás se sobrepasará los -50° y 30° que están estipulados para flexión plantar y dorsiflexión respectivamente y además indicará los puntos máximos de cada nivel por medio de un led rojo y un led verde colocados en la caja de la canillera del dispositivo. Se puede observar la programación en el *Anexo 2*.



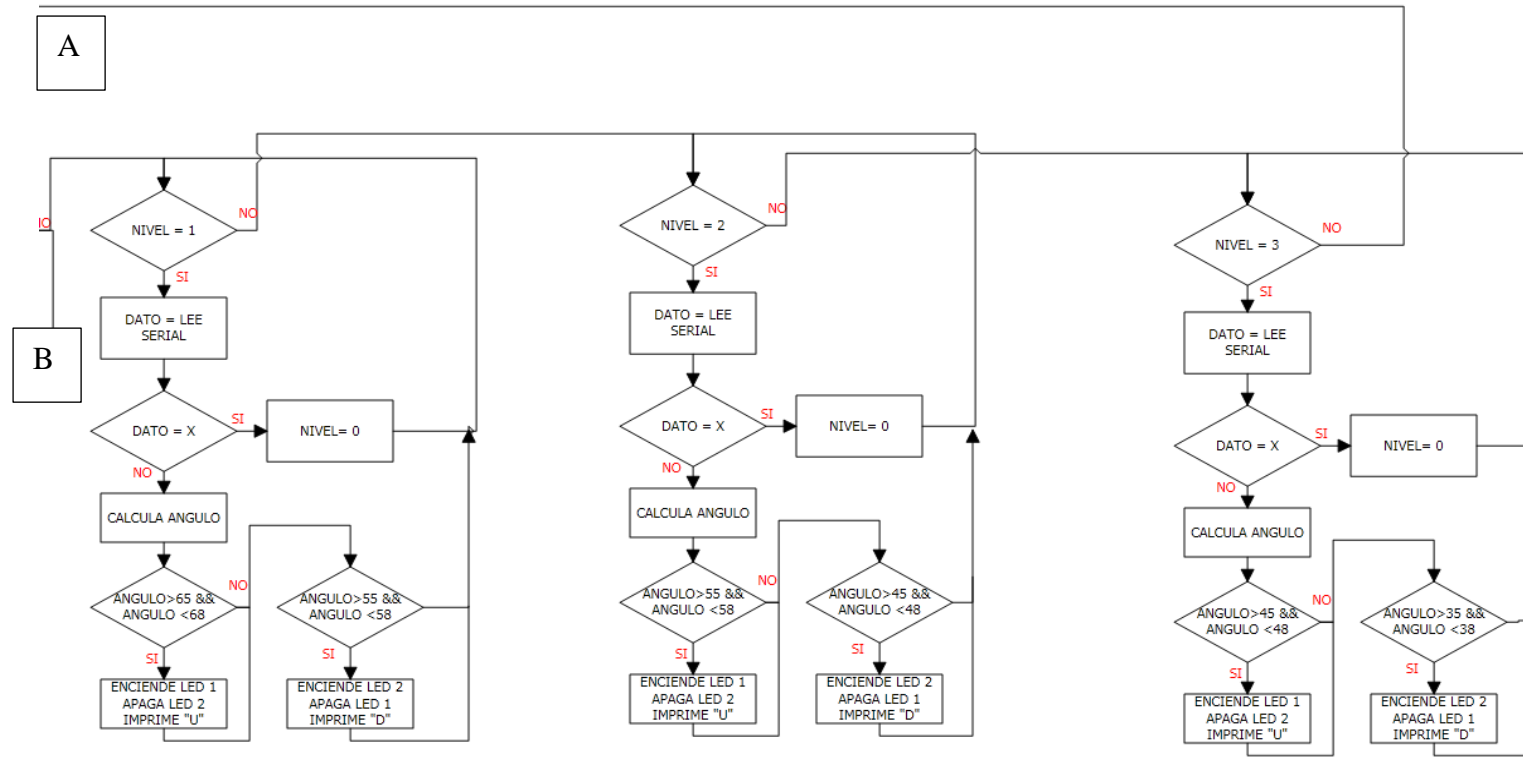


Figura 44. Diagrama de flujo de la programación

2.5 Construcción del dispositivo

Para efectuar el proceso constructivo del prototipo, se realizó una serie de pruebas de impresión con el fin de garantizar que el diseño y la forma de impresión 3D sea la correcta, a continuación, se observa algunas de las pruebas realizadas:

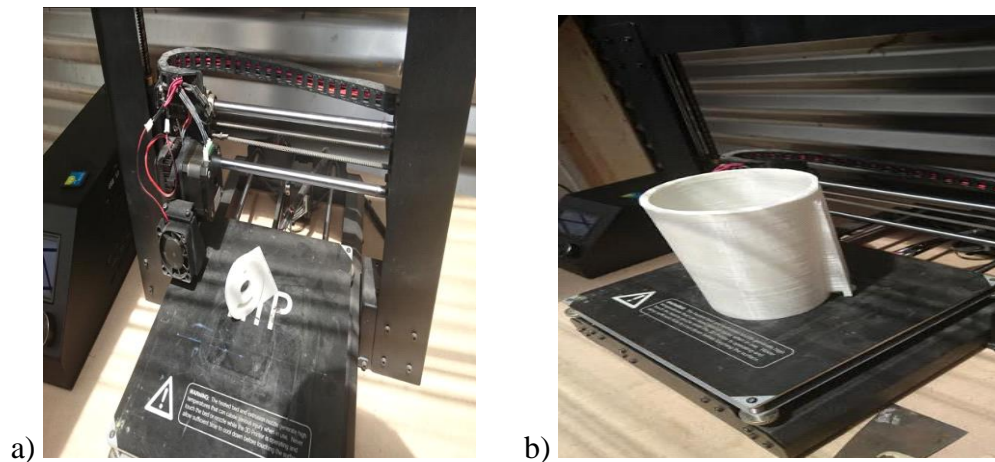


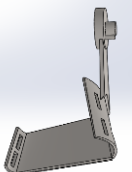

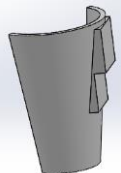



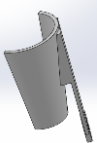

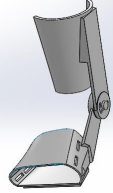


Figura 45.. Impresión de las pruebas. a) Mecanismo que permite los movimientos plantarflexion y dorsiflexión, b) Parte superior del rehabilitador

Para definir el proceso de construcción se realiza una hoja de proceso, en la cual se enlista las diferentes actividades a realizar y el tiempo de producción que conlleva cada actividad. Con lo que se puede observar que para realizar el proceso completo se necesita alrededor de 225 minutos con la impresora PRUSA i3.

Tabla 25. Hoja de procesos

Hoja de proceso

Proceso de manufactura	REHABILITADOR DE TOBILLO				
					
Numero	Operación	Grafico	Diagrama 3D	Tiempo de producción (min)	Observaciones
10	Impresión 3D de la base			72	Se ejecuta el programa de diseño y se procede a imprimir
20	Impresión de la mitad superior de la canillera			52	Se ejecuta el programa de diseño y se procede a imprimir
21	Impresión de la mitad inferior de la canillera			26	Se ejecuta el programa de diseño y se procede a imprimir
22	Unión de las partes			15	Se unen las partes en cuestión
30	Colocación de esponjas y velcros			30	Se realiza el pegado de las esponjas y los velcros para posicionar el pie
40	Unión de base y canillera			15	Se procede al ensamblaje de las la base y la canillera
50	Colocación de sensor y cableado			15	Se coloca el sensor y el cableado, y se verifica su movilidad.

CAPÍTULO III

RESULTADOS Y PRUEBAS DE FUNCIONAMIENTO

3.1 Resultados

Se muestra el proceso de ensamblaje y el producto final del dispositivo que va a contribuir a la rehabilitación de pacientes que hayan sufrido alguna lesión de tobillo posterior a la inmovilización.

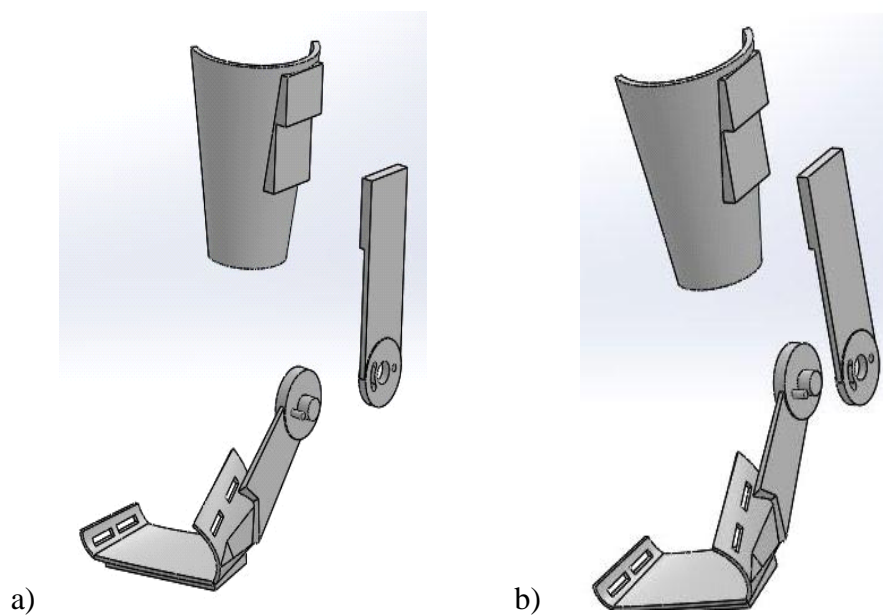


Figura 46. a) Ensamblaje de las piezas perspectiva 1. b) Ensamblaje de las piezas perspectiva 2

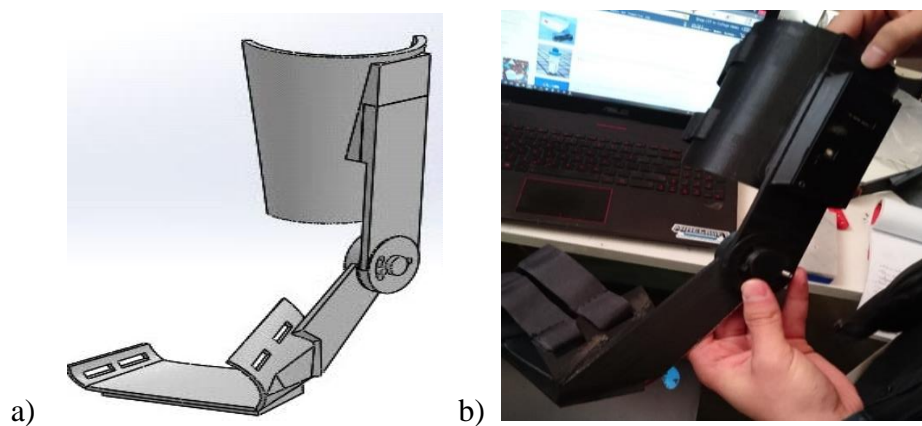


Figura 47. a) Rehabilitador de tobillo CAD. b) Rehabilitador de tobillo impreso en ABS

3.2 Pruebas de funcionamiento

Una vez que se ha concluido con la construcción del rehabilitador y la adaptación de la parte electrónica, se realiza las pruebas en las que se verifique y se valide el correcto funcionamiento del dispositivo.

3.2.1 Prueba de adaptación al pie

Esta prueba se la hizo con personas tanto de género masculino como femenino para verificar que el dispositivo se adapte a las medidas antropométricas establecidas en la *tabla 17*.

Se observa en la *tabla 26* las medidas antropométricas de varias personas, para poder validar el diseño del rehabilitador.

Tabla 26.

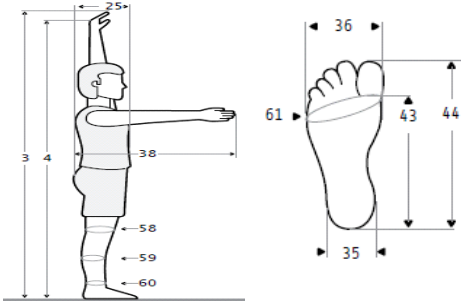







Medidas antropométricas en cm de las personas que ayudaron en las pruebas de adaptación

Nombre y Apellido	Edad (años)	A.T.	A.P.	L.P	L.P.P	P.P.M.	P.S	P.M.
Jorge Muñoz	57	6	9	23.5	18.5	33	19	21
Lidia Puenayán	56	7	11	22	18	37	22	22
María Velasco	36	6.5	9	21.5	17.5	35	18	19.5
Williams Salazar	28	7	10	25	20	33	22	22.5
Cynthia Tobar	26	7	9	22.5	19.5	32	20	20.5
María José Sánchez	22	7	10	21.5	19.5	35	22	22
Marcos Rosero	20	8	10.5	26	21	35	25	23

Se realizó un proceso de medidas con las personas, pero en la *tabla 27* se observa el proceso con una de ellas.

Tabla 27.

Proceso de medidas con una persona, para validar la adaptación del prototipo

Proceso de medición	REHABILITADOR DE TOBILLO		
Nombre:	Williams Salazar		
			
Número	Medida	Gráfico	Medidas(cm)
35	Anchura de talón		7
36	Anchura de pie		10
44	Largura de pie		25
43	Largura planta del pie		20
59	Perímetro pierna media		33
60	Perímetro supramaleolar		22
61	Perímetro metatarsial		22,5

3.2.2 Prueba de posicionamiento en la posición cero para inicio del juego

Para poder dar inicio al videojuego la parte de la planta del pie (sensor MPU 9250) debe estar situada en la posición cero, solo así el videojuego dará inicio y para guía del Fisioterapeuta existe una tira de leds en la parte de la pantorrilla del dispositivo que se encenderá completamente cuando se haya logrado la correcta ubicación del pie. Esta prueba únicamente se da en el encendido de la placa madre una vez calibrado ya no es necesario volver hacerlo.



Figura 48. Calibración del sensor. Encendido de la placa madre

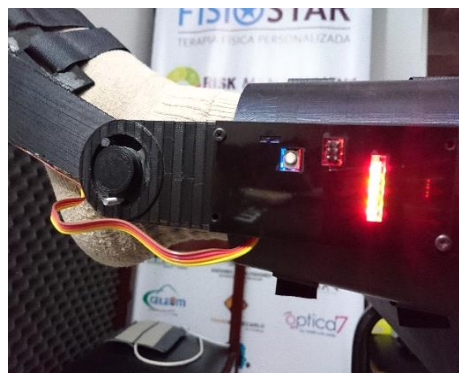


Figura 49. a) Led rojo encendido. b) Tira de leds encendida completamente

3.2.3 Prueba de los dos tipos de movimiento que realiza el rehabilitador

El rehabilitador permite realizar dos tipos de movimiento que son plantar flexión y dorsiflexión, por lo cual se tuvo que diseñar un mecanismo que logre cumplir este objetivo.

Para comprobar que el dispositivo trabaja los movimientos existe un led rojo y un led verde que se encienden indicando el trabajo que hace el paciente.



Figura 50.. Movimiento dorsiflexión, led rojo encendido



Figura 51.. Movimiento plantarflexion, led verde encendido

3.2.4 Prueba del funcionamiento del dispositivo durante la rehabilitación

Para esta prueba se colocó el dispositivo en el paciente y se tomó en cuenta dos aspectos importantes. La aceptación del paciente al rehabilitador y el correcto funcionamiento del videojuego

Nombre del paciente	Aceptación (Si o No)	Funcionamiento videojuego (bueno o malo)
María José Sánchez	Si	Bueno

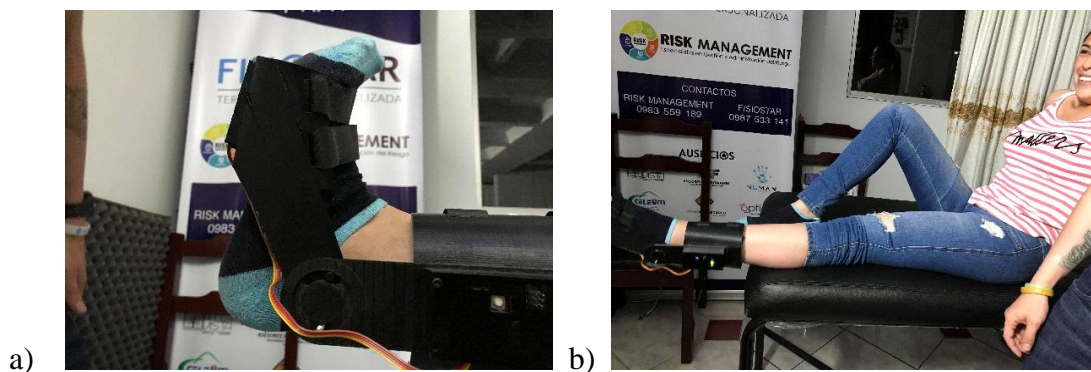


Figura 52.. a) Movimiento dorsiflexión. b) Rehabilitador utilizado por la paciente

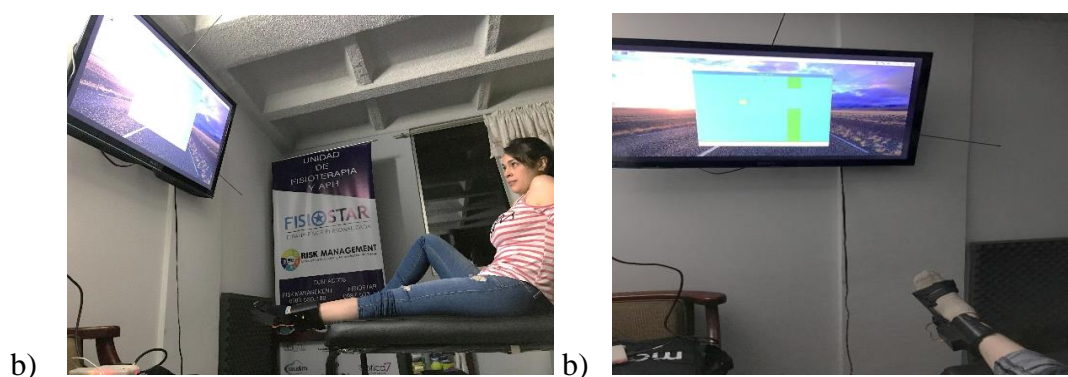


Figura 53..a) Interacción del paciente con el ambiente del videojuego. b) Pantalla del videojuego

Una vez realizadas las pruebas de funcionamiento se pudo determinar:

La prueba de adaptación al pie se realizó con 7 pacientes y en todos los casos el dispositivo se adaptó correctamente, luego se verificó el correcto posicionamiento en el que el videojuego da inicio al colocar el pie del paciente en la posición cero (posición de arranque) y a su vez se comprobó los dos tipos de movimientos sin resistencia que se pueden realizar con el rehabilitador.

Para la prueba final se la realizó con 6 personas y según la pregunta que se les hizo se tuvo una aceptación de 6/6 y un funcionamiento óptimo en todos los momentos de la rehabilitación. El rehabilitador funciona 5 horas sin carga alguna y en caso que se necesite seguir rehabilitando

únicamente se lo debe conectar a la placa madre. Estas pruebas se las hizo por un periodo de 2 meses, tomando en cuenta que el rehabilitador se usa en promedio de 4 a 5 sesiones y en un tiempo de 10 a 20 minutos por paciente.

Se evidencia en el *Anexo 3* el historial médico de pacientes que usaron el dispositivo en su proceso de rehabilitación.

Un consejo que nos dieron los pacientes era el aumentar el nivel de esponja en el dispositivo para apoyar el pie y evitar que les lastime al momento de la rehabilitación.

CAPÍTULO IV

CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES

4.1 Conclusiones

- Los movimientos seleccionados son los de dorsiflexión hasta los 30° y flexión plantar hasta los 50°, que son movimientos que ayudan en un 60% a la recuperación del paciente.
- El diseño del mecanismo como se ve en el *Anexo 4* permite realizar movimientos verticales únicamente, en un máximo de 30° hacia arriba y 50° hacia abajo, está hecho del polímero ABS que es un material que ayuda a cumplir con los parámetros de funcionalidad, ergonomía y sobre todo de disponibilidad para conseguir.
- La parte electrónica del rehabilitador mediante un giroscopio es capaz de acoplarse a los movimientos de dorsiflexión y flexión plantar que permite realizar la parte mecánica; para su interacción se utiliza un sensor que proporciona los ángulos de trabajo del pie, un microcontrolador que recepta los valores de estos y un módulo bluetooth que envía la señal a la placa madre para que la comunicación entre el rehabilitador y el videojuego sea posible.
- En la validación del prototipo se hizo pruebas tanto en medidas antropométricas como en funcionalidad arrojando como resultados; 100% en el ajuste de las medidas en los pacientes y un 100% de funcionalidad mientras se efectuaba la rehabilitación como se muestra en las pruebas de funcionamiento.
- Se puede apreciar un error del 4.5% entre la memoria de cálculo y las simulaciones realizadas en el programa, este error se puede deber a diversas consideraciones de ingeniería como el considerar para el cálculo una fuerza constante
- Al determinar el factor de seguridad en la sección crítica, se presenta el problema de determinar la carga a la que se somete, para lo cual se toma en cuenta una quinta parte de la

fuerza del paciente que puede generar una persona de 70 kg en buenas condiciones, ya que se toma el peor escenario posible en el que haya un problema en el mecanismo, que no permita su movimiento, además los pacientes en recuperación no pueden usar la totalidad de la fuerza. Con lo que se obtiene un factor de seguridad de 1.3. Aun así, se debe tomar en cuenta que en los extremos de movimiento la fuerza generada es de cero.

4.2 Recomendaciones

- Es importante considerar, como alternativa del proyecto implementar una diversidad de juegos, para que el paciente pueda seleccionar y hacer la rehabilitación con una mejor predisposición.
- En futuros proyectos se recomienda exportar los valores del ángulo en la pantalla del videojuego para saber la posición exacta en la que se encuentra posicionado el tobillo.
- No exponer la placa madre al sol porque se puede derretir la carcasa.
- El pin de tope mecánico del dispositivo podría hacerse de un material más resistente o caso contrario ser desmontable para cambiarlo cuando ya tenga desgaste.
- El dispositivo puede ser usado para varios ejercicios, no solo para el tobillo haciendo referencia a las palabras del fisioterapeuta.

Bibliografía

- [1] L. A. C. Carolyn Kisner, Ejercicio terapèutico.Fundamentos y tènicas, Barcelona: Paidotribo, 2005.
- [2] D. Berdejo, S. Sànches, M. Gonzàles y F. Jiménes, Protocolo de recuperaci3n funcional de una lesi3n ligamentosa de tobillo, 2007.
- [3] À. M. Mu1oz Ruiz, «Rehabilitador virtual interactivo para mejorar la movilidad del tobillo en adultos mayores,» 10 10 2017. [En l3nea]. Available: <http://repositorio.utn.edu.ec/handle/123456789/7160> .
- [4] L. Bernal, Fisioterapia en traumatolog3a, 2012.
- [5] Terapia Fisica, «Rehabilitaci3n de tobillo,» 2019. [En l3nea]. Available: <http://www.terapia-fisica.com/rehabilitacion-de-tobillo/>.
- [6] IIMPI, Sensores de posicion, 2011.
- [7] J. Schmidt, S. Olsen, U. Jorgensen, S. Kaalund y J. Jorensen, Injuries among young soccer players, 1991.
- [8] T. Maccozzay, Complicaciones de las fracturas de tobillo, Ortho-tips, 2006.
- [9] J. Zhang, P. Fiers y K. Witte, Human-in-the-loop optimization of exoskeleton assistance during walking, 2017.
- [10] G. Cesar, Dise1o y control de un sistema interactivo para la rehabilitaci3n de tobillo:, 2014.
- [11] C. Guzmán y J. Carrera, Dise1o y control de un sistema interactivo para la rehabilitaci3n de tobillo: TobiBot, M3xico., 2014.
- [12] Tecnochos, Desarrollo de un Exoesqueleto para Rehabilitaci3n de Tobillo y Rodilla, 2016.
- [13] L. Nagua, Dise1o y construccion de un prototipo automatico para rehabilitacion pasiva, Quito: Espe, 2015.
- [14] A. Mu1oz, REHABILITADOR VIRTUAL INTERACTIVO PARA MEJORAR LA MOVILIDAD DEL TOBILLO EN ADULTOS MAYORES, Ibarra, 2017.

- [15] Braunwald's Heart Disease, A textbook of Cardiovascular Medicine, 9th, Ed., Philadelphia: Goldman, 2011.
- [16] A. Viladot, Anatomía funcional y biomecánica del tobillo y el pie, 2003.
- [17] R. Avila, E. González y L. Prado, Dimensiones antropométricas de la población latinoamericana: México, Cuba, Colombia y Chile, 2015.
- [18] A. Blanco y R. Azcaray, Máquina de Rehabilitación de Tobillo, Mexico: Congreso Internacional sobre Innovación y Desarrollo Tecnológico, 2013.
- [19] F. Sánchez, E. Paya y A. Galiana, Esguince de tobillo, 2012.
- [20] M. Charles, Fractures of the tibia and fibula, 5th ed., Count-Brown, 2001, pp. 1064-1080.
- [21] D. Hanlon, Leg, Ankle and Foot Injuries, Emerg Med Clin, 2010.
- [22] M. Arrate, Características Propioceptivas en el Esguince de Tobillo, 2015.
- [23] J. Cerdeño y V. Yuste, «Protocolo ejercicios de tobillo,» 2012. [En línea]. Available: <https://www.efisioterapia.net/articulos/protocolo-ejercicios-tobillo>.
- [24] «Las mejores diez placas de desarrollo de 2017,» 02 12 2018. [En línea]. Available: <https://www.arrow.com/es-mx/research-and-events/articles/the-top-ten-development-platforms-dev-kits-for-2017>.
- [25] C. Riba, Diseño concurrente, UPC, 2002.
- [26] R. Budynas y J. Nisbett, Diseño en ingeniería mecánica de Shigley, Mexico, 2008.
- [27] A. Auleta, W. Conway, C. Hayes, D. Guisto y A. Gervin, Indications for radiography in patients with acute ankle injuries, 1991.
- [28] S. Hoppenfeld, Exploración física de la columna vertebral y las extremidades, 1 era ed., 1999.
- [29] R. Versluys, A. Matthys, R. Van y I. Vanderniepen, Powered ankle-foot system that mimics intact human ankle behavior:, Japan, 2009.
- [30] J. Isidro, Robot Paralelo para la Rehabilitación de Tobillo, Mexico, 2012.

[31] Ultimaker, Ficha de datos técnicos ABS, 2017.

ANEXO 1.

**Diagramas de los circuitos usados tanto para el emisor
como para el receptor**

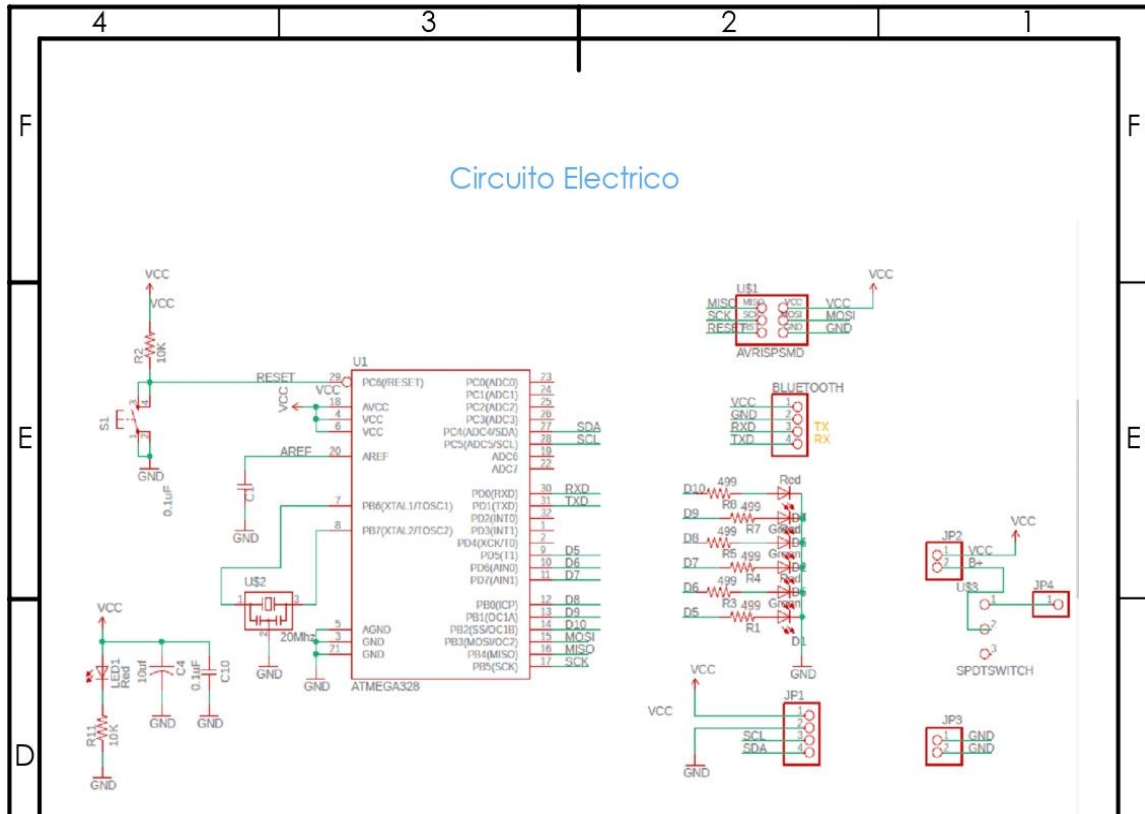
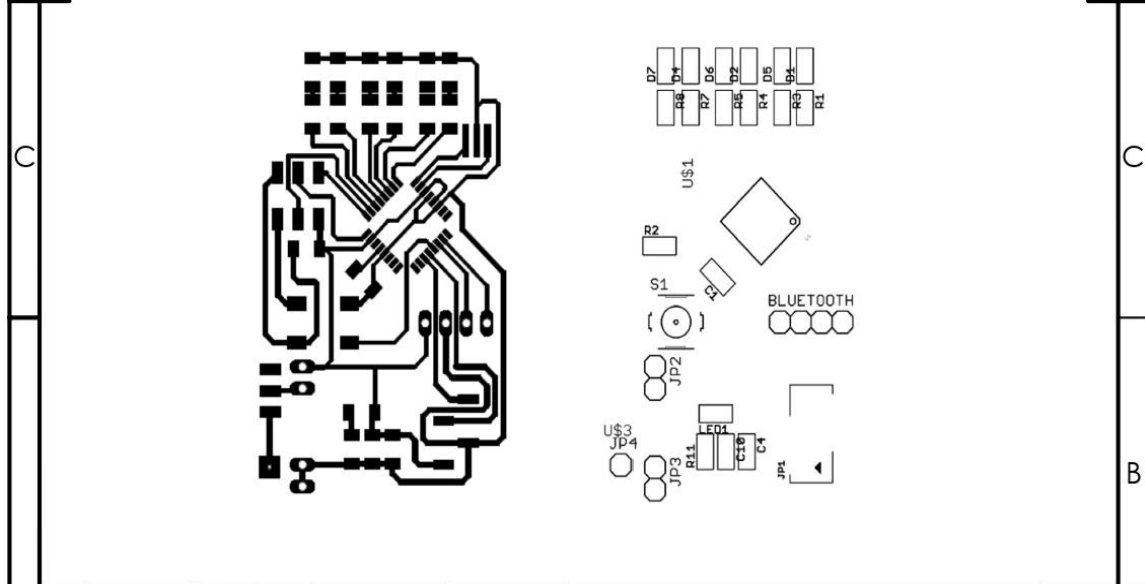
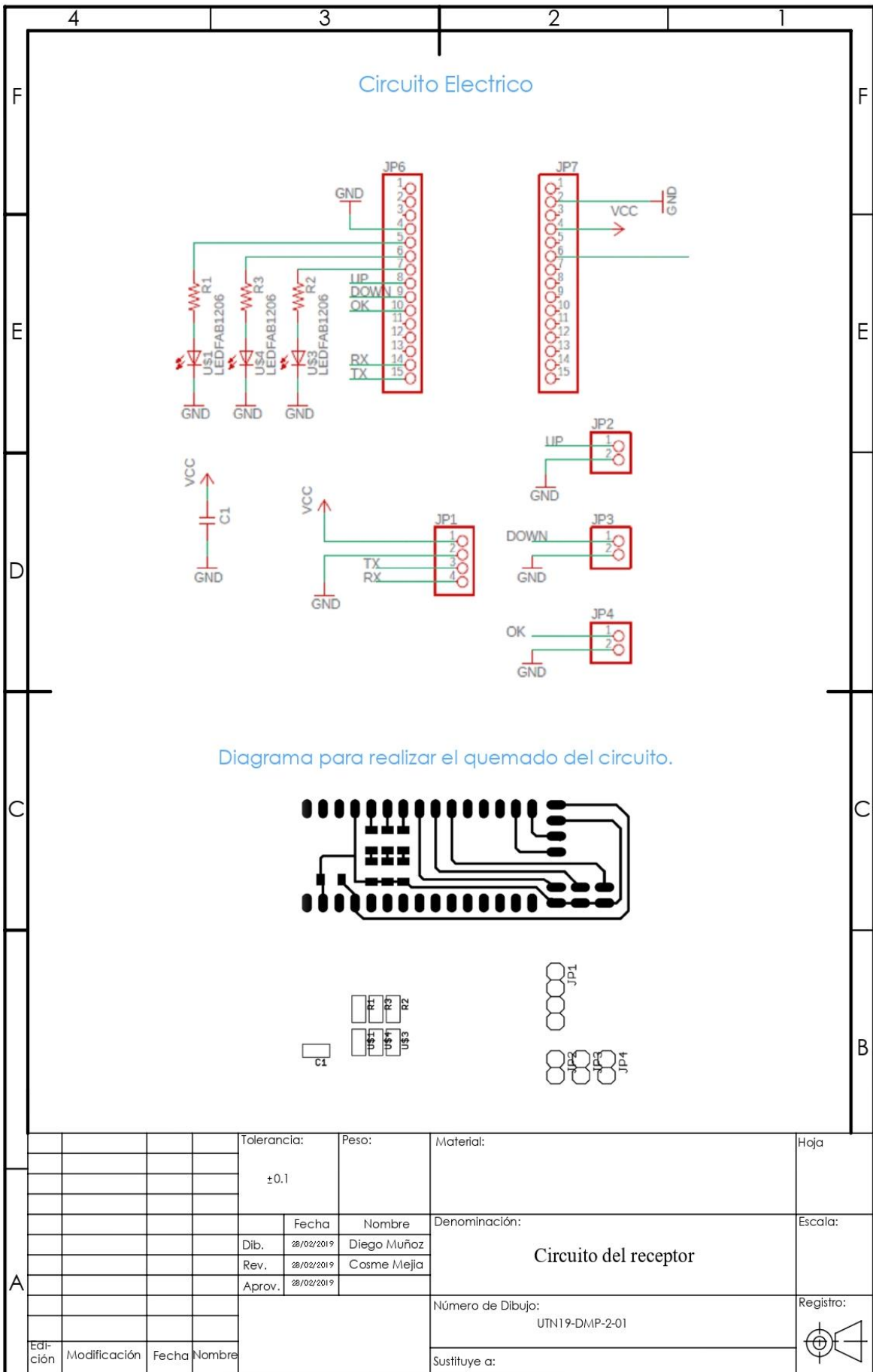


Diagrama para realizar el quemado del circuito.



				Tolerancia:	Peso:	Material:		Hoja
				±0.1				
				Fecha	Nombre	Denominación:		Escala:
				Dib. 28/02/2019	Diego Muñoz	Circuito del emisor		
				Rev. 28/02/2019	Cosme Mejía			
				Aprov. 28/02/2019				
				Número de Dibujo:				Registro:
				UTN19-DMP-2-01				
				Sustituye a:				
Edición	Modificación	Fecha	Nombre					



ANEXO 2.

Programación para el funcionamiento del rehabilitador

```

#include "I2Cdev.h"
#include "MPU6050_6Axis_MotionApps20.h"
#include "Wire.h"
MPU6050 mpu;
#define OUTPUT_READABLE_YAWPITCHROLL
// MPU control/status vars
uint8_t devStatus; // return status after each device operation (0 = success, != 0 = error)
uint16_t packetSize; // expected DMP packet size (default is 42 bytes)
uint16_t fifoCount; // count of all bytes currently in FIFO
uint8_t fifoBuffer[64]; // FIFO storage buffer
// orientation/motion vars
Quaternion q; // [w, x, y, z] quaternion container
VectorFloat gravity; // [x, y, z] gravity vector
float ypr[3]; // [yaw, pitch, roll] yaw/pitch/roll container and gravity vector
float pitch;
boolean start_system;
int level=0;
char data_rx="";

// === INITIAL SETUP ===
void setup()
{
  Wire.begin();
  Wire.setClock(400000);
  Serial.begin(115200);
  while (!Serial);
  Serial.println(F("Initializing I2C devices..."));
  mpu.initialize();
  for(int i=5;i<=10;i++)
  { pinMode(i, OUTPUT);
    digitalWrite(i,LOW); }

  for(int i=5;i<=10;i++)
  { digitalWrite(i,HIGH);
    delay(100);
    digitalWrite(i,LOW);
    delay(100);
  }

  for(int i=5;i<=10;i++)
  { digitalWrite(i,HIGH);
    delay(100);
  }

  }
  delay(2000);
  for(int i=5;i<=10;i++)
  { digitalWrite(i,LOW);
    delay(100);
  }
  }

  // verify connection
  Serial.println(F("Testing device connections..."));
  Serial.println(mpu.testConnection() ? F("MPU6050 connection successful") : F("MPU6050 connection failed"));
  // wait for ready
  // load and configure the DMP
  Serial.println(F("Initializing DMP..."));
  devStatus = mpu.dmpInitialize();
  Serial.println(devStatus);
  // supply your own gyro offsets here, scaled for min sensitivity
  mpu.setXGyroOffset(220);
  mpu.setYGyroOffset(76);
  mpu.setZGyroOffset(-85);
  mpu.setZAccelOffset(1688);
  // make sure it worked (returns 0 if so)

```

```

    if (devStatus == 0)
    {
        Serial.println(F("Enabling SR..."));
        mpu.setDMPEnabled(true);
        packetSize = mpu.dmpGetFIFOPageSize();
        Serial.println(devStatus);
    }
    else
    {
        digitalWrite(5,HIGH);
        digitalWrite(7,HIGH);
        digitalWrite(9,HIGH);
        while(1);}
}
// ===                MAIN PROGRAM LOOP                ===
void lecture()
{
    fifoCount = mpu.getFIFOCount();
    if (fifoCount == 1024)
    {
        mpu.resetFIFO();
        Serial.println(F("FIFO overflow!"));
    }
    else
    {
        while (fifoCount < packetSize) fifoCount = mpu.getFIFOCount();

        mpu.getFIFOBytes(fifoBuffer, packetSize);
        fifoCount -= packetSize;
        mpu.dmpGetQuaternion(&q, fifoBuffer);
        mpu.dmpGetGravity(&gravity, &q);
        mpu.dmpGetYawPitchRoll(ypr, &q, &gravity);
        //Data save in the vector ypr
        // YAW the data belongs to z
        // PITCH the data belongs to y
        // ROLL the data belongs to x

        // the second step is convert to grade
        // the value of data is in Radian
        // Select one information in this case Pitch

        pitch= ypr[1] * 180/M_PI;
        //Serial.println(pitch);
    }
}

void loop()
{
    while(start_system==0)
    {
        lecture();
        if((pitch>10)&&(pitch<20))
        {digitalWrite(5,HIGH);digitalWrite(6,LOW);digitalWrite(7,LOW);digitalWrite(8,LOW);digitalWrite(9,LOW);digitalWrite(10,LOW);}
        if((pitch>20)&&(pitch<30))
        {digitalWrite(5,HIGH);digitalWrite(6,HIGH);digitalWrite(7,LOW);digitalWrite(8,LOW);digitalWrite(9,LOW);digitalWrite(10,LOW);}
        if((pitch>30)&&(pitch<40))
        {digitalWrite(5,HIGH);digitalWrite(6,HIGH);digitalWrite(7,HIGH);digitalWrite(8,LOW);digitalWrite(9,LOW);digitalWrite(10,LOW);}
        if((pitch>40)&&(pitch<50))
        {digitalWrite(5,HIGH);digitalWrite(6,HIGH);digitalWrite(7,HIGH);digitalWrite(8,HIGH);digitalWrite(9,LOW);digitalWrite(10,LOW);}
        if((pitch>50)&&(pitch<60))
        {digitalWrite(5,HIGH);digitalWrite(6,HIGH);digitalWrite(7,HIGH);digitalWrite(8,HIGH);digitalWrite(9,HIGH);digitalWrite(10,LOW);}
        if((pitch>65)&&(pitch<75))

    }

    {
        start_system=1;
        Serial.println("5");
        digitalWrite(5,HIGH);digitalWrite(6,HIGH);digitalWrite(7,HIGH);digitalWrite(8,HIGH);digitalWrite(9,HIGH);digitalWrite(10,HIGH);
        delay(500);
        digitalWrite(5,LOW);digitalWrite(6,LOW);digitalWrite(7,LOW);digitalWrite(8,LOW);digitalWrite(9,LOW);digitalWrite(10,LOW);
        delay(500);
        digitalWrite(5,HIGH);digitalWrite(6,HIGH);digitalWrite(7,HIGH);digitalWrite(8,HIGH);digitalWrite(9,HIGH);digitalWrite(10,HIGH);
        delay(500);
        digitalWrite(5,LOW);digitalWrite(6,LOW);digitalWrite(7,LOW);digitalWrite(8,LOW);digitalWrite(9,LOW);digitalWrite(10,LOW);
    }
}

```

```

while(start_system==1)
{data_rx=Serial.read();

  if(data_rx=='1')
  level=1;
  if(data_rx=='2')
  level=2;
  if(data_rx=='3')
  level=3;

  while(level==1)
  {data_rx=Serial.read();
  if(data_rx=='X')
  level=0;

  lecture();
  if((pitch>65)&&(pitch<68))
  {digitalWrite(5,HIGH);digitalWrite(6,LOW);
  Serial.println("U");}
  if((pitch>55)&&(pitch<58))
  {digitalWrite(5,LOW);digitalWrite(6,HIGH);
  Serial.println("D");}
}

while(level==2)
{data_rx=Serial.read();
if(data_rx=='X')
level=0;
lecture();
if((pitch>55)&&(pitch<58))
{digitalWrite(5,HIGH);digitalWrite(6,LOW);
Serial.println("U");}
if((pitch>45)&&(pitch<48))
{digitalWrite(5,LOW);digitalWrite(6,HIGH);
Serial.println("D");}
}

while(level==3)
{
  data_rx=Serial.read();
  if(data_rx=='X')
  level=0;

  lecture();
  if((pitch>45)&&(pitch<48))
  {digitalWrite(5,HIGH);digitalWrite(6,LOW);
  Serial.println("U");}
  if((pitch>37)&&(pitch<40))
  {digitalWrite(5,LOW);digitalWrite(6,HIGH);
  Serial.println("D");}
}
}
}

```

A continuación, se observa el código utilizado para el mando:

```

#include "Keyboard.h"
#include <SoftwareSerial.h>

SoftwareSerial mySerial(8, 9); // RX, TX
char inchar="";
char inchara="";
boolean inicio=0;
int cont=0;

void setup()
{
  // open the serial port:
  //Serial.begin(115200);
  //while (!Serial);

  // set the data rate for the SoftwareSerial port
  mySerial.begin(115200);
  pinMode(2, OUTPUT);
  pinMode(3, OUTPUT);
  pinMode(4, OUTPUT);
  pinMode(17, OUTPUT);
}

```



```

pinMode(5, INPUT_PULLUP);
pinMode(6, INPUT_PULLUP);
pinMode(7, INPUT_PULLUP);

digitalWrite(2,1);
digitalWrite(3,1);
digitalWrite(4,1);

Keyboard.begin();
digitalWrite(2,0);
digitalWrite(3,0);
digitalWrite(4,0);
}

void loop()
{
  if (mySerial.available() > 0)
  {
    inchar = mySerial.read();
    //Serial.print(inchar);
    if(inchar=='S')
    {
      inicio=1;
      for(int i=0; i<10;i++)
      { digitalWrite(17,0);
        delay(500);
        digitalWrite(17,1);
        delay(500);}
    }
  }

  if(inchar!=inchara)
  {
    if(inchar=='U')
    {
      Keyboard.press(KEY_UP_ARROW);
      delay(100);
      Keyboard.releaseAll();
      delay(100);
    }
    if(inchar=='D')
    {
      Keyboard.press(KEY_DOWN_ARROW);
      delay(100);
      Keyboard.releaseAll();
      delay(100);
    }
    inchara=inchar;
  }

  if ((digitalRead(5) == LOW) &&(inicio==1))
  {
    delay(100);
    while(digitalRead(5) == LOW);
    cont++;
    if(cont==1)
    {
      mySerial.print("1");
      digitalWrite(17,0);
    }
    if(cont==2)
    {
      mySerial.print("X");
      cont=0;
      digitalWrite(17,1);
    }
  }
}

```

```
if ((digitalRead(6) == LOW) &&(inicio==1))
{
  delay(100);
  while(digitalRead(6) == LOW);
  cont++;
  if(cont==1)
  {
    mySerial.print("2");
    digitalWrite(17,0);
  }
  if(cont==2)
  {
    mySerial.print("X");
    cont=0;
    digitalWrite(17,1);
  }
}

if ((digitalRead(7) == LOW) &&(inicio==1))
{
  delay(100);
  while(digitalRead(7) == LOW);
  cont++;
  if(cont==1)
  {
    mySerial.print("3");
    digitalWrite(17,0);
  }
  if(cont==2)
  {
    mySerial.print("X");
    cont=0;
    digitalWrite(17,1);
  }
}
}
```

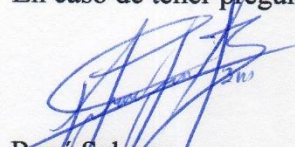
ANEXO 3.

**Historial médico de pacientes que usaron el dispositivo
en su proceso de rehabilitación**

CONSENTIMIENTO INFORMADO

Está a su consideración la información sobre el uso del Rehabilitador de Tobillo Interactivo, a fin de obtener su consentimiento para la participación voluntaria, lo cual garantiza que sea fidedigna y útil para todos, específicamente para los futuros profesionales involucrados en la investigación. Adicionalmente para cumplir los objetivos de dicho estudio, es necesario su consentimiento de acceso a la información personal de su Historia Clínica de Terapia Física. Cabe recalcar que éste proceso es confidencial y la información proporcionada será utilizada específicamente con fines académicos.


En caso de tener preguntas adicionales contactarse con:



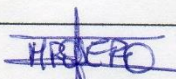


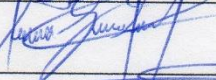
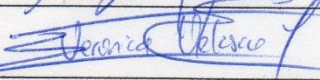
René Salazar
Fisioterapeuta FISIOSTAR
0987533141



Dir.: E4 -372 N17 y Av. Gran Colombia
Telf: 0987533141



Diego Muñoz
Facultad de Ingeniería en Ciencias Aplicadas
Universidad Técnica del Norte
Celular: 0959001417
Email: dmuniozp@utn.edu.ec

Nombre del participante	Firma del participante
Marcos Rosero	
María José Sánchez	
Cynthia Tobar	
Vanessa Ortega	
Verónica Velasco	
Brandon Yáñez	Brandon Yáñez

HISTORIA CLÍNICA DE TERAPIA FÍSICA



DATOS PERSONALES:

1.- Nombre y Apellido: Cynthia Zobar. (A)

2.- CC: 0401554464 3.- Edad: 26

4.- Fecha de nacimiento: 9/Nov/1992 4.- Sexo: M () F (x)

5.- Domicilio: 6 de Diciembre y Juanico Larrion

6.- Teléfono: — Celular: 0993369204

7.- Estado Civil: Soltera 8.- Ocupación: Estudiante

9.- Fecha de ingreso: 12/11/2018

10.- Diagnóstico 1: Esquive de hombro Grado II (S93:4)

12.- Número de sesiones: Por recibir: 10 P: efectivo.

ANAMNESIS:

MOTIVO DE CONSULTA:

Al acudir a consulta con hombro inmovilizado por el uso de yeso, referir dolor en patilla de hombro, sobre todo por el día. No en reposo.

PLAN DE TRATAMIENTO:

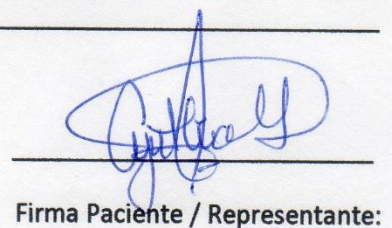
CQF, CQC, MGN, Hg, Kser, TMO, uso de aparato eléctrico en patilla por el H.O., frías y parafina.

NOVEDADES, CONTROL Y EVOLUCIÓN DEL PACIENTE:

- Fase inicial -> Referir de evolución con CQF, después de 7 días, por parte de, uso del aparato, MGN, ultrasonido, Kser.

- Fase media -> Referir de evolución +, por parte con acudo al R.M. x Dispositivo electrónico, MGN, Hg, Kser,


FISIOSTAR
 Dirección: E4-372 N17 y Av. Gran Colombia
 Telf: 0987533141
 Firma Terapeuta Físico:


 Firma Paciente / Representante:

HISTORIA CLÍNICA DE TERAPIA FÍSICA



DATOS PERSONALES:

1.- Nombre y Apellido: Marcos Rosero (B)
 2.- CC: 0401738141 3.- Edad: 20
 4.- Fecha de nacimiento: 13/5/1998 4.- Sexo: M (X) F ()
 5.- Domicilio: Caba 4 de Octubre (Tolón)
 6.- Teléfono: — Celular: 0969553880
 7.- Estado Civil: Soltero 8.- Ocupación: Estudiante
 9.- Fecha de ingreso: —
 10.- Diagnóstico 1: Espere de folla grado II con distors (S3,4)
 12.- Número de sesiones: Por recibir: 15 P: efectivo

ANAMNESIS:

MOTIVO DE CONSULTA:

R refiere caída de S3/S4 con sensación de dolor intenso
medula cervical inflorada, No presenta fracturas ni rupturas de los ligamentos.

PLAN DE TRATAMIENTO:

CRF, CQC, M&M, Uts, Laser, TMO, uso del dispositivo eléctrico,
propiocepción, futehenol, Neige profundo,

NOVEDADES, CONTROL Y EVOLUCIÓN DEL PACIENTE:

→ Fase preva → Edema, dolor neuropático, Band de control,
M&M, Laser, Uts,
→ Fase placa → Edema, CRF + CQC, movilidad física,
Uso del dispositivo, M&M, Uts, Laser

FISIOSTAR
 Dir. E4-372 N17 y Av. Gran Colombia
 Telf: 0987533141

Firma Terapeuta Físico:

HRIVERO

Firma Paciente / Representante:

HISTORIA CLÍNICA DE TERAPIA FÍSICA

FISI★STAR

DATOS PERSONALES:

1.- Nombre y Apellido: Alvaro Verónica Velasco Lopez (C)

2.- CC: 0401133244 3.- Edad: 36

4.- Fecha de nacimiento: 20/12/1982 4.- Sexo: M () F (X)

5.- Domicilio: Boyería de Angulo y Abanaria

6.- Teléfono: 2501157 Celular: 0987269963

7.- Estado Civil: Divorciado 8.- Ocupación: Trj en Abanaria

9.- Fecha de ingreso: 26/11/2018

10.- Diagnóstico 1: Fractura Metacarpo Extremo (5B2.6)

12.- Número de sesiones: Por recibir: 15. SS P: segunda

ANAMNESIS:

MOTIVO DE CONSULTA:

Problema con la marcha post inmovilización de fémur IZQ, adaptación de pie en accidente de tránsito. Refiere dolor Metacarpo ext.

PLAN DE TRATAMIENTO:

Método CQF, CQC, Uts, Drenaje linfático, Dispositivos Electrónicos, fortalecimiento peroneo tibiales y tobillo, gomas, MAAA, TMS, Montaje activa, propriocepción.

NOVEDADES, CONTROL Y EVOLUCIÓN DEL PACIENTE:

→ Fase 1. → Reducción de dolor, hinchazón con CQF + Drenaje, mejor movilidad, TMS, Adaptación al dispositivo electrónico.

→ Fase 2. → Control de dolor, Rfj, Drenaje de contante, uso de dispositivo electrónico, Aumento de PDM.

FISI★STAR
 Dir.: E4-372 N17 y Av. Gran Colombia
 Telf: 0987533141

Firma Terapeuta Físico:

Firma Paciente / Representante:

HISTORIA CLÍNICA DE TERAPIA FÍSICA



DATOS PERSONALES:

1.- Nombre y Apellido: Brandon Yáñez (D)

2.- CC: 0401620901 3.- Edad: 18

4.- Fecha de nacimiento: 6/5/2000 4.- Sexo: M (X) F ()

5.- Domicilio: Av. La Jiraca

6.- Teléfono: _____ Celular: 095 895 9013

7.- Estado Civil: soltero 8.- Ocupación: estudiante

9.- Fecha de ingreso: 11/12/2018

10.- Diagnóstico 1: Ruptura ligamento deltoideo (L5,93,2)

12.- Número de sesiones: Por recibir: 20.85. P: flexión

ANAMNESIS:

MOTIVO DE CONSULTA:

Px refiere caída en competencias de patinaje, por lo que se sintieron múltiples, Es referido por traumatología, Dolor y Edema evidentes.

PLAN DE TRATAMIENTO:

CZF, MqM, TENS, Taser, TMO, Pedicura Edema, inmov y en marcha, transfroncos, Aoliteudo, ejercicios, propriocepción, Dispositivo electrónico.

NOVEDADES, CONTROL Y EVOLUCIÓN DEL PACIENTE:

→ Fase Pasa → Control Edema, Dolor, MqM, CZF, RTAPS Modificación Pasa, 4 minutos, Incluir al dispositivo electrónico

→ Fase Marcha → MqM + TENS, Dispositivo electrónico, Uts, Marcha.

 **FISI★STAR**
 Dir. E4-372 N17 y Av. Gran Colombia
 Telf: 0987533141

Firma Terapeuta Físico:

Brandon Yáñez

Firma Paciente / Representante:

HISTORIA CLÍNICA DE TERAPIA FÍSICA

FISI★STAR

DATOS PERSONALES:

1.- Nombre y Apellido: Maria José Sánchez (E)2.- CC: 1722463898 3.- Edad: 224.- Fecha de nacimiento: 28/12/1996 4.- Sexo: M () F (x)5.- Domicilio: Canocofo6.- Teléfono: 5131806 Celular: 09849334167.- Estado Civil: Soltera 8.- Ocupación: Estudiante9.- Fecha de ingreso: 7/11/201910.- Diagnóstico 1: Luxación articularis talillo (S. 43)12.- Número de sesiones: Por recibir: 15 SS P: Agosto

ANAMNESIS:

MOTIVO DE CONSULTA:

Acude a consulta con bota Walker y muletas, accidente deportivo en entrenamiento de fútbol. Lesión de la pierna

PLAN DE TRATAMIENTO:

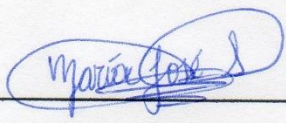
CRF, Myo, TMC, TMO, Utz, Readaptación a la marcha, fortalecimiento y propulsión, Dispositivo Electrónico, BSA, Acrobacia, Repaso al deporte.

NOVEDADES, CONTROL Y EVOLUCIÓN DEL PACIENTE:

→ Fin Pierna → Control edua post. inmovilización Myo, Utz, CRF, RTape, Mobilización pierna, Bungee Alas, 4 Bandas, pares, Inmersión al Dispositivo Electrónico.

→ Fin Pierna → Bungee Alas + Dispositivo Electrónico, Myo, Utz, Foto TENS, RTAPE, Control Edua, Acrobacia.

 **FISI★STAR**
 Dir. E4-372 N17 y Av. Gran Colombia
 Telf: 0987533141
 Firma Terapeuta Físico:


 Firma Paciente / Representante:

HISTORIA CLÍNICA DE TERAPIA FÍSICA



DATOS PERSONALES:

1.- Nombre y Apellido: Vanessa Ortega (F)
 2.- CC: 0401618665 3.- Edad: 26
 4.- Fecha de nacimiento: 18/6/1992 4.- Sexo: M () F (X)
 5.- Domicilio: J. Leifer y Av. La Gasca
 6.- Teléfono: _____ Celular: 0432594255
 7.- Estado Civil: Soltera 8.- Ocupación: Joy Quince
 9.- Fecha de ingreso: 17/1/2019
 10.- Diagnóstico 1: Espere de fello Estado HT (Sp 93, 2)
 12.- Número de sesiones: Por recibir: 20 SS. P: Joy Quince

ANAMNESIS:

MOTIVO DE CONSULTA:

Por referir caídas desde su papa altura, contusión
 maleolus, Mareas de frío en piernas e insomnio,

PLAN DE TRATAMIENTO:

CRI, CRI, Myo, Uts, Laser, TMO, Movilidad pasiva,
 Ajeza, Marcha, propiocepsh, Dispositivo electrónico.

NOVEDADES, CONTROL Y EVOLUCIÓN DEL PACIENTE:

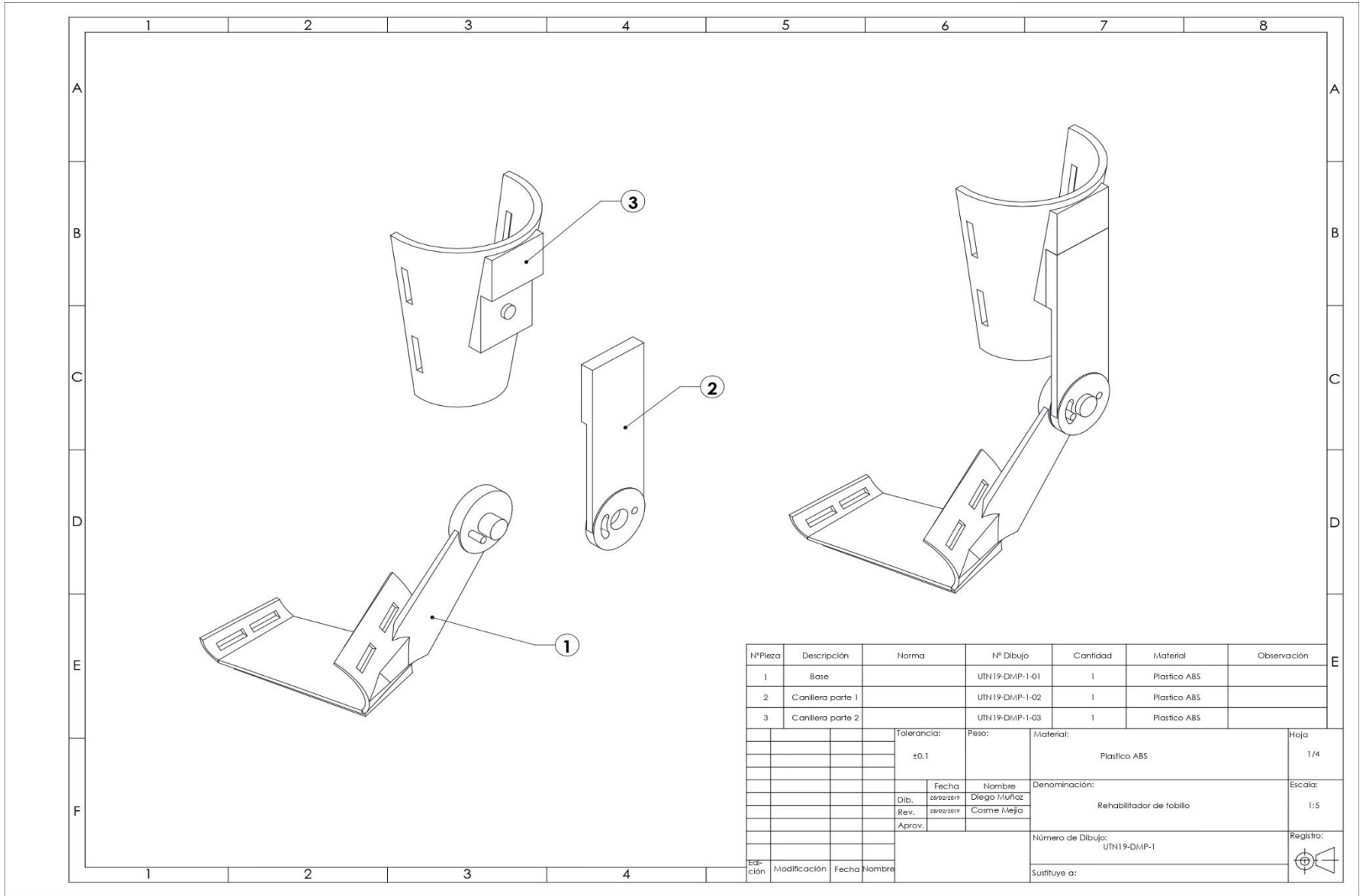
→ Por Anamnesis → Reducir edema y hematoma, manejar
 Myo, Laser. Introducir el Dispositivo electrónico.
→ Por Medica → Control edema, dolor, Hematoma, RTAPs,
 Myo, Uts, pacer, Manito libre, Dispositivo electrónico.


FISI★STAR
 Dir. E4-372 N17 y Av. Gran Colombia
 Telf: 0987533141

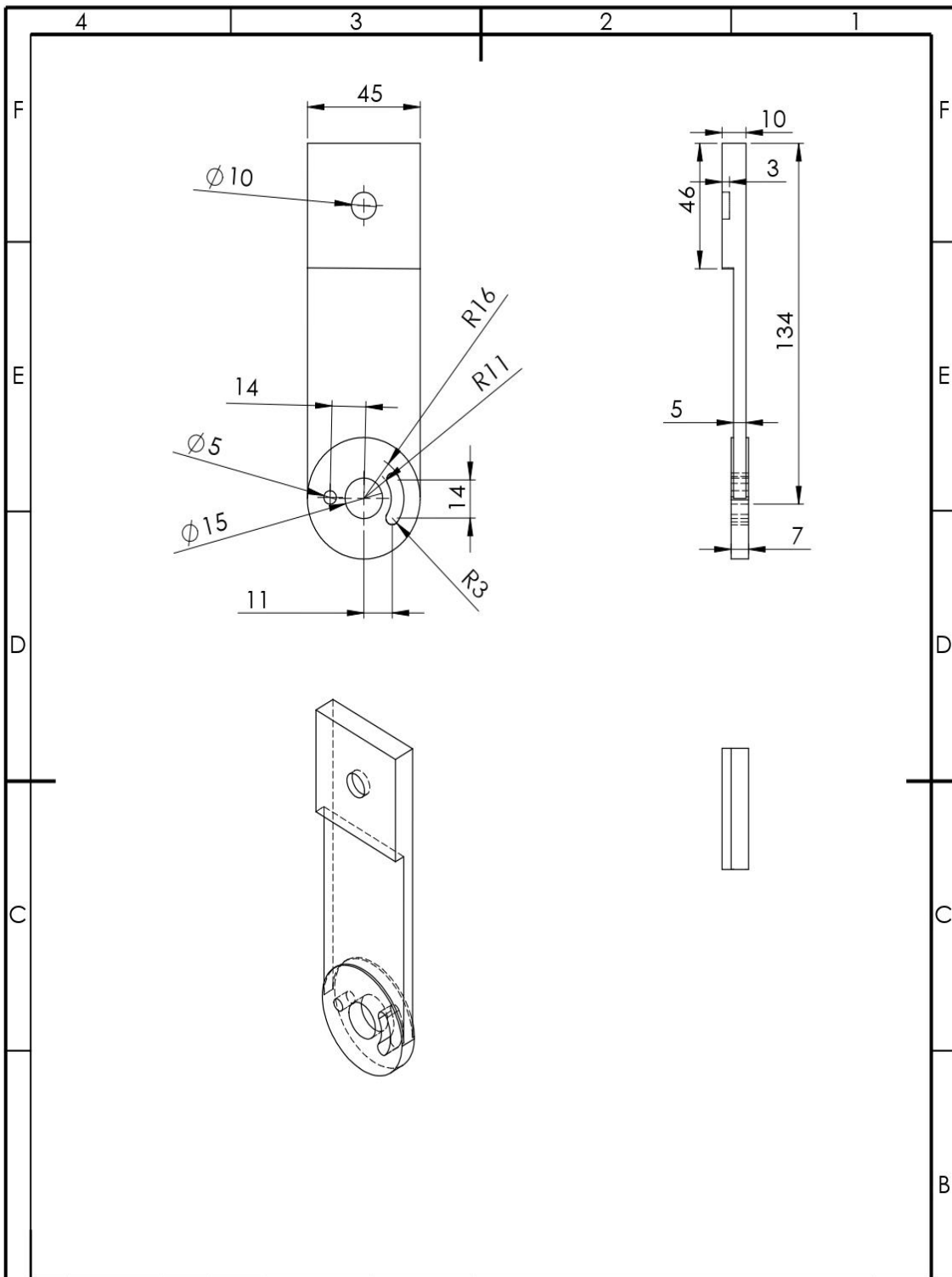

 Firma Paciente / Representante:

ANEXO 4.

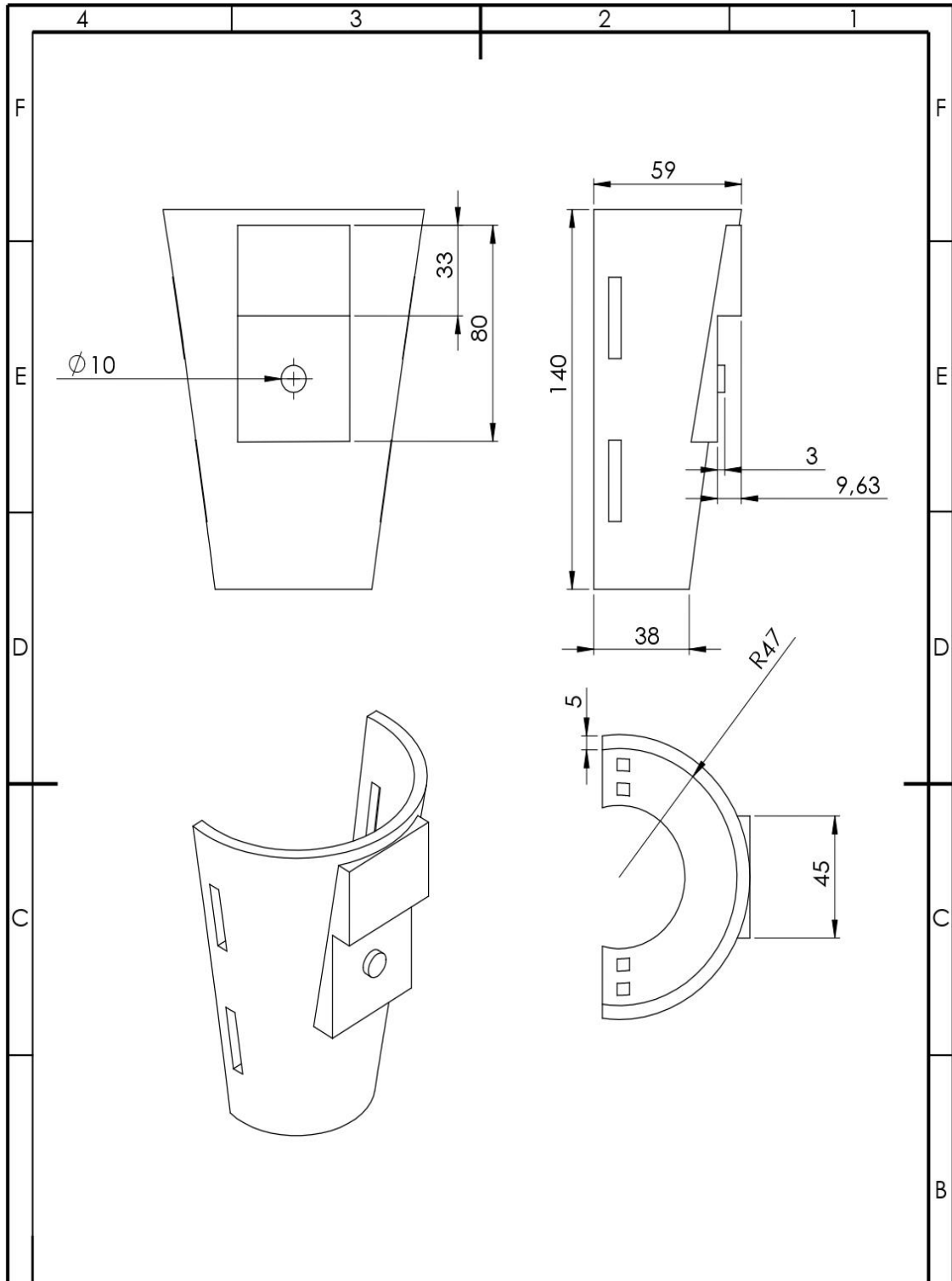
Planos



Nº Pieza	Descripción	Norma	Nº Dibujo	Cantidad	Material	Observación
1	Base		UTN19-DMP-1-01	1	Plastico ABS	
2	Canilera parte 1		UTN19-DMP-1-02	1	Plastico ABS	
3	Canilera parte 2		UTN19-DMP-1-03	1	Plastico ABS	
		Tolerancia:	Peso:	Material:		Hoja
		±0.1		Plastico ABS		1/4
		Fecha	Nombre	Denominación:		Escala:
		28/02/2019	Diego Muñoz	Rehabilitador de tobillo		1:5
		Rev.	Cosme Mejía			
		Aprov.				
		Número de Dibujo:			Registro:	
		UTN19-DMP-1				
Edi- ción	Modificación	Fecha	Nombre	Sustituye a:		



				Tolerancia:	Peso:	Material:	Hoja	
				±0.1		Plastico ABS	3/4	
				Fecha	Nombre	Denominación:	Escala:	
				Dib. 28/02/2019	Diego Muñoz	Canillera parte 1	1:2	
				Rev. 28/02/2019	Cosme Mejia			
				Aprov. 28/02/2019				
				Número de Dibujo:			Registro:	
				UTN19-DMP-1-02				
				Sustituye a:				
Edi- ción	Modificación	Fecha	Nombre					



				Tolerancia:	Peso:	Materia:	Hoja
				±0.1		Plastico ABS	4/4
				Fecha	Nombre	Denominación:	Escala:
				Dib. 28/02/2019	Diego Muñoz	Canillera parte 2	1:2
				Rev. 28/02/2019	Cosme Mejia		
				Aprov. 28/02/2019			
				Número de Dibujo:			Registro:
				UTN19-DMP-1-03			
				Sustituye a:			
Edi- ción	Modificación	Fecha	Nombre				