



**Diseño Y Construcción De Un Dispositivo Funcional Para Rehabilitación De Tobillo En  
Deportistas**

**Autores:**

**Manrique Baldovino Geraldine del Socorro**

**Vega Mendoza Kelly Tatiana**

**Trabajo de grado como prerrequisito para la obtención de grado de**

**Ingeniería Biomédica**

**Director(a):**

**Ing. José Navarro Pérez**

**Facultad de Ingeniería**

**Programa de Ingeniería Biomédica**

**Barranquilla**

**2023**



**Diseño Y Construcción De Un Dispositivo Funcional Para Rehabilitación De Tobillo En  
Deportistas**

**Autores:**

**Manrique Baldovino Geraldine del Socorro**

**Vega Mendoza Kelly Tatiana**

**Trabajo de grado como prerrequisito para la obtención de grado de**

**Ingeniería Biomédica**

**Director(a):**

**Ing. José Navarro Pérez**

**Facultad de Ingeniería**

**Programa de Ingeniería Biomédica**

**Barranquilla**

**2023**

## **DEDICATORIA**

### **A Dios**

Por haberme dado la vida y permitirme haber llegado hasta este momento tan importante en mi formación profesional.

### **A nuestras madres, Nora Baldovino – Yesenia Mendoza**

Por ser el pilar más importante en nuestras vidas, por demostrarnos siempre su cariño y su apoyo incondicional en nuestro proceso de formación, por su esfuerzo y dedicación y, sobre todo, por su amor eterno.

### **A nuestros padres, Libardo Manrique – Carlos Vega**

Por ser guías en nuestro camino, por enseñarnos a ser personas responsables y valientes, por esforzarse día a día para brindarnos la oportunidad de convertirnos en profesionales.

### **A nuestros hermanos**

Por ser nuestros compañeros de vida, por apoyarnos en cada paso que hemos dado durante nuestras vidas y por estar siempre presente en cada momento de felicidad o tristezas en nuestras vidas.

### **A nuestros sobrinos**

Por ser quienes con su alegría diaria nos motivan a seguir adelante día a día y ser un ejemplo de dedicación y superación en sus vidas.

### **A nuestros novios**

Por ser un apoyo incondicional en nuestras vidas, por creer en nosotras, por apoyarnos en nuestras decisiones, y por su gran amor y confianza.

### **A nuestros familiares**

Por motivarnos a cumplir nuestros sueños y metas

## AGRADECIMIENTOS

Principalmente agradecerle a Dios, por habernos permitido llegar hasta donde estamos hoy en día, por guiarme en el camino y fortalecernos espiritualmente para iniciar un camino lleno de éxito como profesionales.

Así, queremos mostrar nuestra gratitud a todo el cuerpo docente de la Facultad de Ingeniería de la Corporación Universitaria Reformada que estuvieron presente para la realización de esta meta, de este sueño que es tan importante para nosotras, agradecer sus ayudas, sus palabras motivadoras, sus conocimientos, sus consejos y su dedicación en nuestro proceso de formación profesional.

A nuestro docente José Navarro mostramos nuestros más sinceros agradecimientos como nuestro tutor de proyecto, quien, con su conocimiento profesional y su guía, fue una pieza clave para que se pudiera desarrollar este proyecto.

A mis compañeros, quienes a través del tiempo fuimos fortaleciendo una amistad y creando una familia dentro del campus universitario, muchas gracias por toda su colaboración, por convivir todo este tiempo con nosotras, por compartir experiencias, alegrías, frustraciones, celebración y múltiples factores que ayudaron a que hoy seamos como una familia, por aportarnos confianza y crecer juntos en este nuevo paso de nuestras vidas, muchas gracias.

Agradecemos al personal fisioterapeuta por brindarnos sus conocimientos sobre el tema de interés de nuestro proyecto, el cual fue una base fundamental para la construcción y desarrollo del proyecto.

Por último, queremos agradecer a la base de todo, a nuestras familias, en especial a nuestros padres, quienes con sus consejos fueron el motor de arranque y nuestra constante motivación, muchas gracias por su paciencia, comprensión, amor y cariño. Son ustedes la base principal de nuestras vidas.

¡Muchas gracias y lluvia de bendiciones!

**ÍNDICE**

RESUMEN .....	x
ABSTRACT.....	xi
INTRODUCCION .....	2
PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA .....	4
OBJETIVOS .....	7
JUSTIFICACION .....	8
MARCOS DE REFERENCIA.....	11
MARCO TEORICO.....	11
Historia.....	11
El tobillo y el pie.....	12
Arcos del pie .....	18
Músculos del tobillo y el pie.....	21
Arterias del tobillo .....	25
Biomecánica.....	25
Movimientos del tobillo.....	26
Fuerzas que actúan en las articulaciones en el tobillo y el pie.....	28
Angulo del tobillo .....	29
Potencial de lesión en el tobillo y el pie .....	31
Morfortipos y lesiones.....	32
Osteoartritis.....	34
Fisiopatología del esguince lateral de tobillo.....	35
Diagnóstico de esguince crónico de tobillo .....	36
Inestabilidad crónica de tobillo: mecánica y funcional.....	38

Tipos de Tratamiento para esguince de tobillo .....	40
Técnicas Actuales Para La Rehabilitación Del Tobillo .....	42
MARCO CONCEPTUAL .....	42
METODOLOGIA.....	47
Tipo de Investigación.....	49
Tipo de Estudio .....	50
Diseño .....	52
Materiales y métodos .....	66
Técnicas Para Recolección De La Información .....	66
Entrevista .....	67
Materiales.....	69
Procedimiento .....	79
RESULTADOS.....	82
DISCUSION (ANALISIS DE RESULTADOS) .....	85
CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES .....	86
REFERENCIAS.....	90
ANEXOS .....	96

**LISTADO DE TABLAS**

<b>Tabla 1.</b> Ligamentos del pie y tobillo, su inserción y acción.....	14
<b>Tabla 2.</b> Intervalos de movimientos de tobillo.....	28
<b>Tabla 3.</b> Lesiones relacionadas con el morfotipo o alteración anatómica del pie.....	32
<b>Tabla 4.</b> Tipos de movimientos.....	52
<b>Tabla 5.</b> Pesos típicos de hombres y mujeres.....	53
<b>Tabla 6.</b> Parámetros antropométricos de la población .....	53
<b>Tabla 7.</b> Pesos y centros de gravedad de segmentos corporales .....	54
<b>Tabla 8.</b> Pesos de miembro inferior .....	55
<b>Tabla 9.</b> Torque máximo generado por la articulación de tobillo en persona sana por movimiento de la articulación. ....	56
<b>Tabla 10.</b> Costos de los materiales.....	79

## LISTADO DE FIGURAS

Figura 1. División del pie en regiones funcionales.....	13
Figura 2. Ligamentos del pie y tobillo.....	13
Figura 3. Ligamentos mediales de la articulación tibiotalar.....	17
Figura 4. Arcos del pie.....	18
Figura 5. Fascia plantar.....	20
Figura 6. Fases durante la marcha.....	26
Figura 7. Planos del cuerpo humano.....	27
Figura 8. Movimientos del tobillo.....	27
Figura 9. Representación de los ángulos articulares utilizando los cálculos de ángulo relativo y ángulo absoluto.....	30
Figura 10. Longitudes del cuerpo como una fracción de la altura.....	54
Figura 11. Concepto diseñado, resultado de los requerimientos formulados.....	57
Figura 12. Vista isométrica del diseño en 3D.....	58
Figura 13. Vista frontal del diseño del dispositivo.....	58
Figura 14. Vista lateral del diseño del dispositivo.....	59
Figura 15. Medidas del dispositivo(1).....	60
Figura 16. Medidas del dispositivo (2).....	61
Figura 17. Medidas del dispositivo (3).....	62
Figura 18. Medidas del dispositivo (4).....	62
Figura 19. Diagrama IDEF0 de entradas y salidas del sistema de rehabilitación de tobillo.....	63
Figura 20. Diagrama IDEF0 de la arquitectura mecatrónica del sistema de rehabilitación de tobillo.....	64
Figura 21. Diagrama de las conexiones del dispositivo.....	65
Figura 22. Arquitectura de control.....	66
Figura 23. Arduino uno.....	70
Figura 24. Tabla comparativa de placas Arduinos.....	72
Figura 25. Driver Controlador de Motor A4988. Pieza que controla los actuadores lineales.....	72
Figura 26. Módulo Shield Arduino Cnc.....	73
Figura 27. Módulo Joystick.....	75
Figura 28. Motor Nema 17.....	76

Figura 29. Adaptador de corriente. ....	77
Figura 30. Longitudes del cuerpo como una fraccion de la altura. ....	83
Figura 31. Características de los segmentos del cuerpo. En rojo se resaltan los correspondientes al pie y a la pierna. ....	84
Figura 32. Ensamble del prototipo de rehabilitador de tobillo. ....	85

**LISTADO DE ECUACIONES**

<b>Ecuación 1.</b> Cálculo del ángulo de tobillo. ....	29
<b>Ecuación 2.</b> Formula del torque .....	55
<b>Ecuación 3.</b> Largo del pie. ....	83
<b>Ecuación 4.</b> Ancho del pie. ....	83
<b>Ecuación 5.</b> Altura en la que se encuentra el maléolo lateral. ....	83
<b>Ecuación 6.</b> Largo total del pie. ....	83
<b>Ecuación 7.</b> Peso del pie. ....	84
<b>Ecuación 8.</b> Peso de la pierna.....	84

**LISTADO DE ANEXOS**

<b>Anexo 1.</b> Programación del código. ....	96
<b>Anexo 2.</b> Formato de entrevista.....	111
<b>Anexo 3.</b> Matriz estado del arte .....	112
<b>Anexo 4.</b> Organización de los requerimientos planteados para el dispositivo rehabilitador de tobillo .....	116

## RESUMEN

El objeto de esta investigación es diseñar y construir un prototipo rehabilitador de tobillo que ayude a evaluar la efectividad en la recuperación de lesiones y mejore la funcionalidad en la población objetivo (deportistas) con diferentes tipos de lesiones en el tobillo, como esguinces o lesiones ligamentarias.

Este proyecto de investigación se basa en la metodología de investigación cuantitativa. Se llevó a cabo una indagación sobre la evolución histórica de las técnicas de rehabilitación del tobillo, así como un estudio de la cinemática de esta articulación, con el propósito de aplicar estos conocimientos al diseño del dispositivo, garantizando su correcto funcionamiento al momento de ser utilizado, y dando como resultados una recuperación factible.

El diseño se realizó siguiendo una estructura mecatrónica integrando sistemas mecánicos, electrónicos e informáticos guiados por unos requerimientos planteados con una metodología interdisciplinar, la cual consistió en realizar entrevistas semiestructuradas a profesionales de la rehabilitación y estudio de los dispositivos actuales en el mercado.

Para tener una idea de la selección de las características técnicas que debió llevar el dispositivo de rehabilitación de tobillo se realizó una matriz de decisión, con características similares para cierto grupo de dispositivos empleadas para la rehabilitación en el tobillo encontrados en las diferentes bases de datos científicas y médicas.

Finalmente se realizó un análisis de costo de la propuesta y se realizaron pruebas de validación de su funcionamiento básico para comprobar los movimientos del prototipo rehabilitador de tobillo.

*Palabras claves:* rehabilitador, tobillo, lesión.

## ABSTRACT

The purpose of this research is to design and build a prototype ankle rehabilitator to help evaluate the effectiveness in injury recovery and improve functionality in the target population (athletes) with different types of ankle injuries, such as sprains or ligament injuries.

This research project is based on quantitative research methodology. An inquiry was conducted on the historical evolution of ankle rehabilitation techniques, as well as a study of the kinematics of this joint, with the purpose of applying this knowledge to the design of the device, guaranteeing its correct functioning at the time of use, and resulting in a feasible recovery.

The design was conducted following a mechatronic structure integrating mechanical, electronic and computer systems guided by some requirements raised with an interdisciplinary methodology, which consisted of conducting semi-structured interviews with rehabilitation professionals and study of current devices on the market.

In order to have an idea of the selection of the technical characteristics that the ankle rehabilitation device should have, a decision matrix was made, with similar characteristics for a certain group of devices used for ankle rehabilitation found in different scientific and medical databases.

Finally, a cost analysis of the proposal was conducted, and validation tests of its basic operation were performed to check the movements of the ankle rehabilitation prototype.

*Key words:* rehabilitator, ankle, injury.

## INTRODUCCION

Las lesiones en el tobillo se produce una distensión que afecta los ligamentos que se encuentran en la parte inferior de la pierna donde estos se conectan con el pie. Rojas et al., definen los esguinces de tobillo por su grado de severidad y las estructuras que llegan a ser afectadas.

El esguince de tobillo es una lesión de los ligamentos alrededor del tobillo; se clasifican dependiendo del grado de severidad y las estructuras afectadas, los mecanismos de lesión se relacionan con posiciones en inversión o eversión, por lo que es común que ocurra durante prácticas deportivas. Sus principales manifestaciones son el dolor, el edema y la limitación en diversos grados para la marcha. (2004, p.437).

Para Rincón et al., las lesiones de tobillo son las más frecuentes en los servicios de urgencias: “Ya que suele ser una de las lesiones músculo esqueléticas más frecuentes en los servicios de urgencias tanto para la población general como en deportistas, reportándose en algunas series hasta en el 30 % de las lesiones deportivas” (2015, p.86).

Según Ruano et al., el esguince de tobillo es una lesión infravalorada. “El esguince de tobillo suele ser una lesión infravalorada tanto por el médico como por el propio paciente, y por tanto a veces se trata de forma insuficiente, siendo motivo de lesiones residuales, tumefacciones crónicas e inestabilidad articular” (2010, p.1).

La ingeniería de la rehabilitación se ha venido teniendo en cuenta porque se busca ayudar a mejorar el funcionamiento físico de diferentes partes del cuerpo. Cerón et al., nos explica las razones por las que se han desarrollado tecnologías para la rehabilitación.

Existen múltiples razones científicas, sociales y por supuesto clínicas para continuar investigando y desarrollando tecnología apropiada para la rehabilitación de cualquier articulación. Muchas instituciones están en constante desarrollo en la búsqueda de nuevos instrumentos que ayuden a fortalecer partes del cuerpo humano, tales como: rodilla, cadera, brazos, tobillos entre otros.

En las últimas décadas, se han aprovechado nuevas tecnologías con la finalidad de emplearlos en el diseño construcción de máquinas, dispositivos y equipos rehabilitadores para emplearlos en el área en la Terapia Física. (2016, p.1).

La investigación se realizó siguiendo un enfoque de etapas. En la primera etapa, se llevó a cabo una búsqueda de información bibliográfica y un análisis exhaustivo de la literatura existente sobre el estado actual del arte, se examinaron detalladamente los contenidos de los artículos científicos centrados en el diseño de dispositivos para la rehabilitación del tobillo, con el objetivo de plantear el diseño de un prototipo que facilite los movimientos del pie en dorsiflexión-plantarflexión e inversión-eversión. Luego, se procedió a una segunda etapa exploratoria, centrada en la parte experimental, que permitió una comprensión más profunda de la problemática y la identificación de los materiales adecuados. Además, se examinaron las estadísticas de casos de estudios previamente investigados, estos hallazgos fueron fundamentales para avanzar en la elaboración esquemática del diseño propuesto.

## PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

Las lesiones de tobillo son una problemática común que afecta a personas de todas las edades y niveles de actividad física. Estas lesiones, como los esguinces de tobillo y las fracturas, pueden resultar en dolor, limitaciones funcionales y un prolongado período de recuperación. Además, las lesiones de tobillo mal tratadas o rehabilitadas de forma inadecuada pueden dar lugar a complicaciones a largo plazo, como la inestabilidad crónica de la articulación.

El esguince de tobillo es una condición musculoesquelética muy común tanto en el ámbito deportivo como en la población en general. Se estima que ocurre aproximadamente un caso por cada 10.000 personas que practican algún tipo de deporte diariamente. En el fútbol, una gran proporción de los jugadores tiende a experimentar esta lesión, con una incidencia aproximada del 16% al 23%, y de este porcentaje, el 77% de los casos afectados principalmente por la parte lateral del tobillo. El ligamento más frecuentemente afectado es el ligamento talofibular en un 73% de los casos.

Es importante tener en cuenta las consecuencias que pueden surgir después de sufrir un esguince de tobillo. Se ha observado que aproximadamente el 30,2% de los deportistas presentarán dolor persistente y un 24,4% experimentarán inestabilidad crónica en el tobillo después de la lesión. Estas secuelas pueden limitar la capacidad de realizar actividades físicas, afectar el rendimiento deportivo y disminuir la calidad de vida de los individuos afectados.

En la actualidad, existen técnicas de rehabilitación convencionales que se utilizan para tratar las lesiones de tobillo. Sin embargo, hay una necesidad de opciones de rehabilitación más eficientes y efectivas que aceleren la recuperación, fortalezcan los tejidos lesionados y restauren la funcionalidad completa de la articulación del tobillo.

Ante este panorama, resulta evidente la necesidad de abordar de manera adecuada la rehabilitación de las lesiones de tobillo, con el fin de minimizar las secuelas y promover una recuperación completa. En este sentido, surge la importancia de diseñar y construir un dispositivo rehabilitador de tobillo específicamente diseñado para abordar las necesidades de rehabilitación de las lesiones de tobillo. Este dispositivo se propone como una herramienta innovadora que puede ofrecer beneficios significativos en el proceso de recuperación.

El diseño y construcción de un prototipo rehabilitador de tobillo tiene como objetivo principal acortar el tiempo de recuperación, fortalecer los ligamentos y músculos del tobillo, y mejorar la estabilidad y funcionalidad de la articulación. Este dispositivo puede proporcionar un soporte adecuado, permitir ejercicios específicos de rehabilitación y facilitar la movilidad controlada del tobillo durante el proceso de recuperación.

Por lo tanto, el problema a abordar es la necesidad de diseñar y construir un dispositivo rehabilitador de tobillo que contribuya a una recuperación más eficiente, reduzca el tiempo de rehabilitación y mejore la funcionalidad de la articulación. Este dispositivo debe ser efectivo, seguro, fácil de usar y adaptable a las necesidades individuales de los pacientes con lesiones de tobillo, además de ser un apoyo para los profesionales en rehabilitación.

La solución propuesta implica la investigación, el diseño y la construcción de un prototipo que combine conocimientos médicos, biomecánicos y tecnológicos para desarrollar un dispositivo de rehabilitación innovador y eficiente para las lesiones de tobillo. Esta investigación y desarrollo son fundamentales para mejorar la calidad de vida de las personas con lesiones de tobillo y proporcionar opciones de tratamiento más efectivas en el campo de la rehabilitación.

Para este proyecto se logró identificar una secuencia de problemáticas tales como:

- Los esguinces de tobillo son muy recurrentes e infravalorados.
- Un mal tratamiento y rehabilitación del tobillo produce una inestabilidad crónica de tobillo.
- La población más afectada son los deportistas.
- Es muy difícil adquirirlos
- Costosos

La premisa planteada generó la siguiente pregunta problemática:

¿Es factible diseñar y construir un dispositivo que contribuya a la rehabilitación del tobillo con resultados óptimos, acortando el tiempo de recuperación y fortaleciendo el ligamento lesionado para restaurar la funcionalidad de la articulación?

## **OBJETIVOS**

### **OBJETIVO GENERAL**

Diseñar y construir un dispositivo funcional de ayuda enmarcado a la rehabilitación de tobillo en deportistas.

### **OBJETIVOS ESPECIFICOS**

- Determinar los requerimientos mecánicos, electrónicos y de programación necesarios para la elaboración del prototipo funcional del dispositivo.
- Ensamblar los sistemas mecánicos y electrónicos para pruebas de ajuste y puesta a punto.
- Validar pruebas de funcionamiento básico para comprobar los movimientos del prototipo de rehabilitador de tobillo.

## JUSTIFICACION

Los seres humanos ocasionalmente pueden sufrir incidentes traumáticos que pueden ocasionar daño muscular permanente, la articulación del tobillo es una de las estructuras de mayor soporte de peso del cuerpo humano, por ello es importante contar con una rehabilitación adecuada, la cual permite a través de la fisioterapia recuperar las habilidades físicas perdidas a causa de un incidente traumático. Para ello es de gran interés desarrollar máquinas y dispositivos que ayuden a rehabilitar y fortalecer la parte afectada, absorber el esfuerzo físico y repetitivo de la terapia, y ofrecer una mayor diversidad de terapias personalizadas con movimientos precisos y seguros.

Colombia es un país que está empezando a recorrer el camino respecto a los programas de pregrados relacionados con biomédica. Según la base de datos del Ministerio de Educación Nacional de Colombia, existen 34 programas activos de pregrado de Ingeniería Biomédica, 4 programas de especializaciones encaminados a la ingeniería biomédica, 15 programas de maestrías y 13 programas de doctorados. En el departamento del Atlántico (Barranquilla) la Corporación Universitaria Reformada (CUR) y la Universidad Simón Bolívar son las únicas que ofrecen el programa de Ingeniería Biomédica. El Servicio Nacional de Aprendizaje (SENA) ofrece el único programa de Tecnología en Desarrollo y Adaptación de Prótesis y Órtesis, el cual forma tecnólogos enfocados en las necesidades de la población con discapacidad, donde aprenden a desarrollar elementos protésicos sobre medidas para extremidades superiores e inferiores.

El esguince de tobillo es una de las lesiones más frecuentes con las que se enfrenta el fisioterapeuta deportivo, siendo tan importante su abordaje terapéutico, como sobre todo su

prevención. Se estima que del 10% al 30% de todas las lesiones que afectan a este sistema implican el tobillo. Urrialde et al., al comprobaron en un estudio realizado en la Universidad de Washington, con una muestra de 2.200 sujetos, que al menos el 16% de todas las lesiones deportivas ocurridas a lo largo de un año eran esguines de tobillos. Según la Organización Mundial de la Salud (OMS) los esquinces de tobillos al igual que otros trastornos musculoesqueléticos tiene un coste social y sanitario significativo, si bien su gran variedad y las limitaciones del sistema de vigilancia sanitaria dificultan la medición de sus costos asociados.

Un área muy importante dentro de la medicina es la rehabilitación, en Colombia los rehabilitadores de tobillo son escasos y no han evolucionado, de tal forma que la minoría de rehabilitares con los que cuenta el país son equipos de tipo manual, esto se debe a que los equipos automáticos y programables que existen y se consideran eficientes son diseñados y desarrollados en Europa y su costo es eminente.

De modo que el desarrollo de un rehabilitador automático en Colombia sería rentable debido a que en la actualidad no hay competencia significativa, si se logra bajar el costo de la producción de esta manera el equipo puede ser accesible para la población. El desarrollo de este proyecto tiene por objeto reducir costos e implementar tecnología de alto nivel para entrar al mercado.

La justificación para el diseño y construcción de un prototipo rehabilitador de tobillo en Colombia se basa en varias razones fundamentales:

1. Alta incidencia de lesiones de tobillo: las lesiones de tobillo, como los esguines y las fracturas, son muy comunes en Colombia, tanto en la población general como en atletas y deportistas. Estas lesiones pueden tener un impacto significativo en la calidad de vida de las

personas y limitar su capacidad para realizar actividades diarias y deportivas. El diseño y construcción de un prototipo rehabilitador de tobillo busca abordar esta problemática y ofrecer una solución efectiva para acelerar la recuperación y mejorar la funcionalidad de la articulación del tobillo.

2. Necesidad de opciones de rehabilitación eficientes: en Colombia, es crucial contar con opciones de rehabilitación eficientes y accesibles para tratar las lesiones de tobillo. Aunque existen técnicas convencionales de rehabilitación, el desarrollo de un prototipo específico puede proporcionar beneficios adicionales al permitir una rehabilitación más personalizada, controlada y efectiva. Esto puede resultar en una recuperación más rápida, reducir el riesgo de complicaciones a largo plazo y mejorar la calidad de vida de los pacientes.

3. Avances tecnológicos y oportunidades de innovación: Colombia ha experimentado un crecimiento significativo en términos de investigación y desarrollo tecnológico en los últimos años. El diseño y construcción de un prototipo rehabilitador de tobillo representa una oportunidad para aplicar estos avances en el campo de la salud y la rehabilitación. La innovación en este ámbito puede impulsar la competitividad del país, generar empleo y contribuir al avance de la industria médica y tecnológica.

4. Mejora de la atención en salud: la implementación de un prototipo rehabilitador de tobillo puede tener un impacto positivo en la atención en salud en Colombia. Al ofrecer una herramienta efectiva para la rehabilitación de lesiones de tobillo, se puede optimizar el proceso de recuperación de los pacientes y reducir la carga económica y emocional asociada con estas lesiones. Esto conlleva a una mejora en la calidad de atención en salud y en la calidad de vida de la población.

En resumen, el diseño y construcción de un prototipo rehabilitador de tobillo en Colombia se justifica por la alta incidencia de lesiones de tobillo, la necesidad de opciones de rehabilitación eficientes, los avances tecnológicos disponibles y la oportunidad de mejorar la atención en salud. Este desarrollo puede brindar beneficios significativos a los pacientes, los profesionales de la salud y el sistema de salud en general, impulsando el progreso científico y tecnológico del país.

## **MARCOS DE REFERENCIA**

### **MARCO TEORICO**

Se lleva a cabo una exploración exhaustiva en bases de datos de artículos científicos para buscar referentes teóricos que permitan identificar las características, historia, lesiones relacionadas con los esguinces de tobillo, así como sus complicaciones, tratamientos y métodos de rehabilitación.

#### **Historia**

Al hablar de la historia se encuentran antecedentes en el uso de agentes físicos con fines terapéuticos. Desde épocas primitivas se realizaban diferentes técnicas, donde contrarrestaban las enfermedades por medio de rituales mágicos y religiosos.

Hipócrates impulso la autocuración, incorporando el movimiento como agente terapéutico, también la gimnasia, con la finalidad de prepararlos para la caza, el deporte y la guerra.

Al iniciar la edad media existían médicos musulmanes, que en sus textos describían agentes físicos como masajes, tracciones, ejercicios y manipulaciones para afecciones reumáticas y de columna.

Al pasar los años la medicina fue evolucionando en donde se fueron desarrollando cirugías para ayudar a la rehabilitación de tobillo, es por lo que se afirma que la fisioterapia y la medicina tienen un tronco en común. (Cañaris & Andrés, 2018, p. 7)

### **El tobillo y el pie**

El pie y el tobillo forman una estructura anatómica completa que consiste en 26 huesos de forma irregular, 30 articulaciones sinoviales, más de 100 ligamentos y 30 músculos que actúan sobre los segmentos. Todas estas articulaciones deben interactuar armoniosamente y en combinación para lograr un movimiento suave. La mayoría del movimiento del pie ocurre en tres articulaciones sinoviales: las articulaciones tibiotarsiana, subastragalina y en mediopié. El pie se mueve en tres planos, ocurriendo la mayoría del movimiento en el retropié (Figura 1). El pie contribuye significativamente a la función de todo el miembro inferior. El pie soporta el peso del cuerpo tanto en la posición de pie como al moverse. El pie debe poder adaptarse con laxitud a superficies desiguales al contacto. También, al contacto con el suelo, debe ser un amortiguador de golpe, atenuando fuerzas grandes que resultan por el contacto con el piso. Más tarde en la fase de apoyo, debe ser una estructura rígida con función de palanca para una propulsión eficiente.

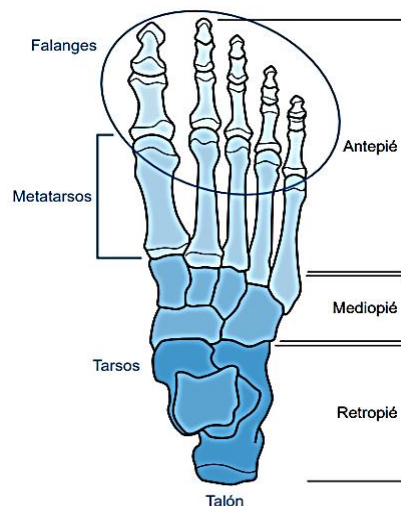


Figura 1. División del pie en regiones funcionales.

Nota. Figura obtenida de (Hamill et al., p. 209,2017).

La tibia y el peroné se encajan perfectamente sobre la tróclea del astrágalo, un hueso que es más ancho en su porción anterior que posterior. La diferencia de anchura en el astrágalo permite algo de abducción y aducción del pie. La posición ajustada del tobillo es en dorsiflexión cuando el astrágalo se encuentra en forma de cuña en su punto más ancho.

El tobillo tiene un soporte ligamentario excelente sobre los lados medial y lateral. La localización y acciones de los ligamentos se presentan en la Figura 2.

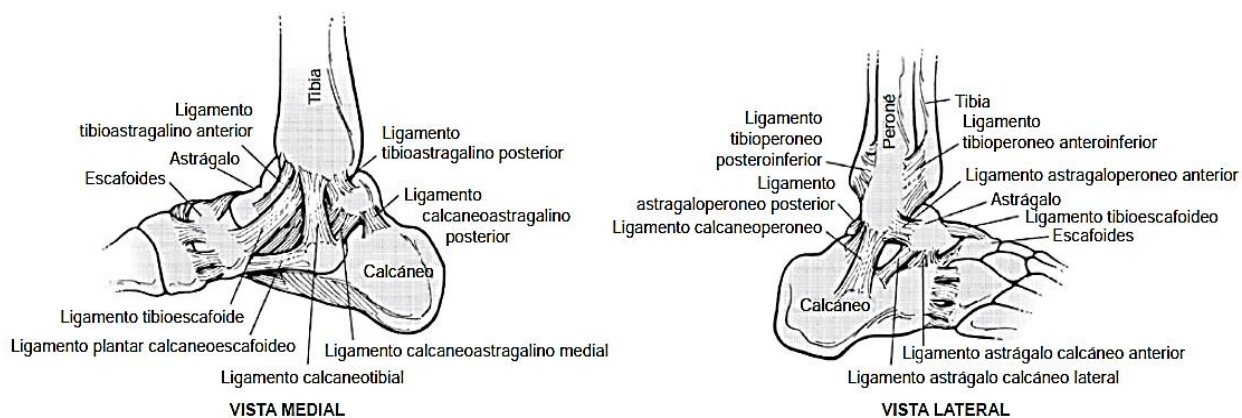


Figura 2. Ligamentos del pie y tobillo.

Nota. Figura obtenida de (Hamill et al., p. 211,2017).

Los ligamentos que rodean al tobillo limitan la flexión plantar y dorsiflexión, movimiento anterior y posterior del pie, inclinación del astrágalo, e inversión y eversión. Cada uno de los ligamentos laterales tiene un papel específico para estabilizar al tobillo dependiendo de la posición del pie. La estabilidad del tobillo depende de la orientación de los ligamentos, tipo de carga y la posición del tobillo en momentos de estrés (Tabla 1). El lado lateral de la articulación del tobillo es más susceptible a lesión, y representa cerca de 85% de los esguinces de tobillo. (Hamill et al., p. 209-211,2017)

**Tabla 1.** *Ligamentos del pie y tobillo, su inserción y acción.*

<b>Ligamento</b>	<b>Inserción</b>	<b>Acción</b>
Astragaloperoneo anterior	Maléolo lateral AL cuello del astrágalo	Limita el desplazamiento anterior del pie o inclinación del astrágalo; limita la flexión plantar e inversión.
Astragalotibial anterior	Margen anterior de la tibia A margen frontal del astrágalo.	Limita la flexión plantar y abducción del pie.
Calcaneocuboideo	Calcáneo A superficie dorsal del cuboides.	Limita la inversión del pie.
Calcaneoperoneo	Maléolo medial A tubérculo en el calcáneo externo	Resiste el desplazamiento hacia atrás del pie; resiste la inversión.
Deltoideo	Maléolo medial A astrágalo, escafoides y calcáneo.	Resiste las fuerzas en valgo sobre el tobillo; limita la flexión plantar, eversión, abducción del pie.
Dorsal(tarsometatarsiano)	Tarsos A metatarsos	Apoya el arco; mantiene la relación entre los tarsos y metatarsos.
Calcaneocuboideo dorsal	Calcáneo A cuboides por su porción dorsal	Limita la inversión.
Astragaloescafoideo	Cuello del astrágalo A superficie superior del escafoides	Apoya la articulación astragaloescafoidea; limita la inversión.

Interóseo (intertarsal)	Conecta los tarsos adyacentes	Apoya el arco del pie, articulaciones intertarsales.
Interóseos (astragalocalcáneo)	Superficie inferior del astrágalo A superficie superior del calcáneo.	Limita la pronación, supinación, abducción, aducción, dorsiflexión, flexión plantar.
Calcáneo cuboideo plantar	Superficie inferior del calcáneo A superficie inferior del cuboides	Apoya el arco
Calcaneoescafoideo plantar	Margen anterior del calcáneo A superficie inferior del escafoides	Apoya el arco; limita la abducción.
Astragaloperoneo posterior	Maléolo interno y posterior A superficie posterior del astrágalo	Limita la flexión plantar, dorsiflexión, inversión; apoya al tobillo por la parte lateral.
Astragalotibial posterior	Tibia A astrágalo atrás de la faceta articular Conecta la parte anterior/posterior, medial y lateral del astrágalo al calcáneo.	Limita la flexión plantar; apoya al tobillo por la parte medial.
Astrágalo calcáneo		Apoya la articulación subastragalina.

---

Nota: Tabla tomada de (Hamill et al., p. 211,2017).

### **La articulación subastragalina**

El calcáneo, situado en la parte posterior del pie, es el hueso más grande y resistente de esta estructura. Además, cumple la función de proporcionar un punto de unión para el tendón de Aquiles. Se ubica en la parte inferior del astrágalo y forma una articulación uniaxial triplanar con el astrágalo. El astrágalo descansa sobre la porción anterior del calcáneo. En esta articulación se proporciona la mayor parte de la eversión e inversión del pie. El vínculo clave entre las dos superficies óseas es el ligamento astrágalo-calcáneo interóseo, un ligamento fuerte y grueso que se extiende desde las facetas articulares del astrágalo inferior hasta la superficie superior del calcáneo. Otros dos ligamentos, el ligamento astragalocalcáneo lateral y el ligamento

astragalocalcáneo anterior también contribuyen a la conexión de esta articulación, sin embargo, estos son relativamente débiles.

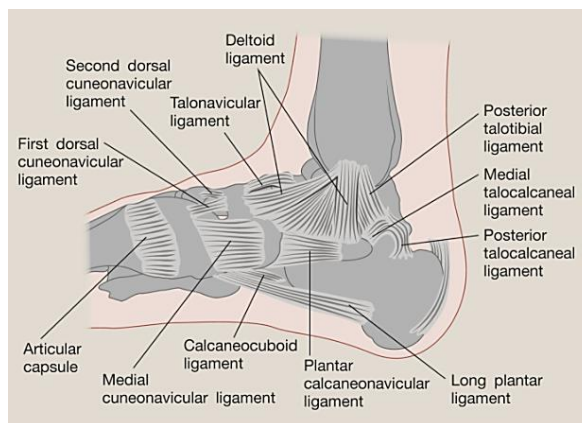
### **La articulación tibiotalar**

La articulación tibiotalar o también llamada articulación talocrural forma la unión entre la tibia distal y el peroné de la parte inferior de la pierna y el astrágalo. La interfaz tibial-astragalina es el área de carga de esta articulación. El astrágalo incluye la cabeza, el cuello y el cuerpo y no tiene conexión muscular directa. La tróclea del astrágalo encaja en la mortaja formada por los extremos distales de los huesos largos de la espinilla. Los maléolos de la tibia y el peroné actúan para constreñir el astrágalo, de modo que la articulación funciona como una articulación en bisagra y contribuye principalmente al movimiento de flexión plantar y dorsal del pie. Se considera que la geometría conforme de la articulación tibio-astragalina contribuye a la estabilidad de la articulación. En la fase de apoyo, la geometría de la articulación por sí sola es suficiente para proporcionar resistencia a la eversión; de lo contrario, la estabilidad se deriva de las estructuras de los tejidos blandos.

La estabilidad se da a la articulación a través de tres grupos de ligamentos. La sindesmosis tibiofibular limita el movimiento entre la tibia y el peroné durante las actividades de la vida diaria, manteniendo la estabilidad entre los extremos del hueso. La sindesmosis consta de tres partes: el ligamento tibiofibular anterior, el ligamento tibiofibular posterior y la articulación tibiofibular interósea. La cara medial de esta articulación del tobillo está sostenida por los ligamentos colaterales medial (o ligamentos deltoides) y estos son clave para resistir el movimiento de eversión y las tensiones en valgo dentro de la articulación (Figura 3). El ligamento deltoides tiene forma de abanico comprende los ligamentos tibiotalar anterior y posterior, el ligamento tibioesvicular y el ligamento tibiocalcáneo. Los ligamentos colaterales laterales

reducen la inversión de la articulación, limitan las tensiones en varo y reducen la rotación.

Consisten en los ligamentos talofibular anterior y posterior y el ligamento calcaneofibular. Los ligamentos anterior y posterior resisten altas fuerzas de tracción en flexión plantar y dorsal, respectivamente. Estos ligamentos proporcionan estabilidad a la articulación tibiotalar lateral, y se dañan con frecuencia durante las lesiones por inversión, como el esguince de tobillo.



*Figura 3.* Ligamentos mediales de la articulación tibiotalar.

Nota: Imagen obtenida de (Brockett & Chapman., 2016)

### **Articulación tibiofibular inferior**

La función principal de esta articulación es una función estabilizadora, que agrega estabilidad, en lugar de movimiento adicional al pie y el tobillo. Los ligamentos tibiofibulares anterior y posterior y el ligamento interóseo mantienen la articulación entre la tibia y el peroné. La restricción ligamentosa de la articulación la hace muy susceptible a lesiones y, a menudo, está involucrada en fracturas de tobillo y lesiones por eversión.

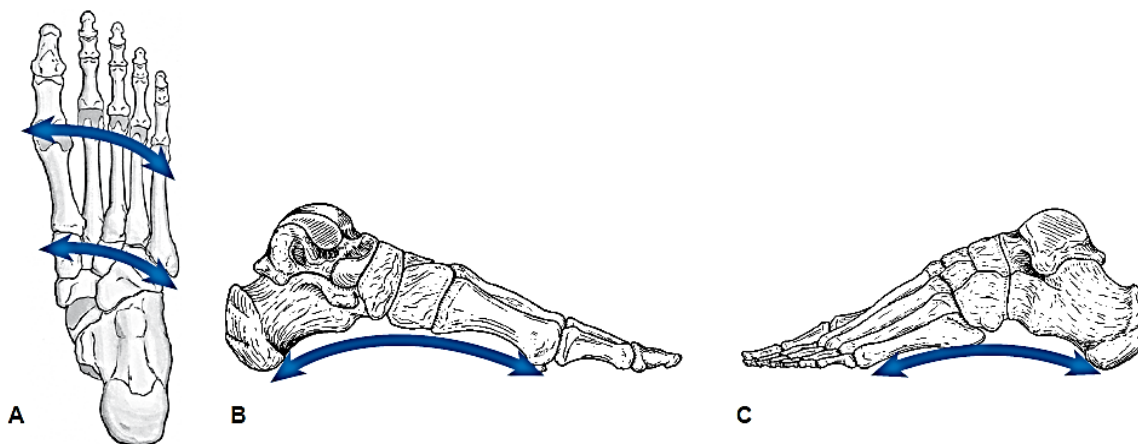
### **Articulación tarsal transversal**

La articulación transversa del tarso (articulación de Chopart) combina la unión entre el astrágalo y el escafoides, donde anteriormente, la cabeza del astrágalo se articula con la cara posterior del escafoides, y la articulación calcáneo-cuboidea, la articulación entre el calcáneo y el

cuboides. La articulación tarsiana transversal se considera parte de la misma unidad funcional que la articulación subastragalina, ya que comparten un eje de movimiento lo que también contribuye al movimiento de eversión-inversión del pie. (Brockett & Chapman., 2016)

### Arcos del pie

El tarso y metatarsos del pie forman tres arcos, dos transcurren longitudinalmente y uno corre transversal atravesando al pie. Esto crea un sistema elástico de absorción de impacto. Al estar de pie, la mitad del peso es cargada por el talón y la otra mitad por los metatarsianos. Un tercio del peso cargado por los metatarsianos se encuentra sobre el primer metatarsiano, y el resto de la carga sobre las otras cabezas de los metatarsianos. Los arcos forman una superficie cóncava que conforma cuarto de una esfera. Los arcos se muestran en la Figura 4.



*Figura 4.* Arcos del pie.

Nota: Los tres arcos están formados por los tarsos y metatarsos; los arcos transversos (A), que cargan una gran parte del peso corporal durante posiciones de apoyo; el arco longitudinal medial (B) que contribuye dinámicamente a la absorción de impacto, y el arco longitudinal lateral (C), que participa con un papel de soporte durante la carga de peso. Imagen sacada de (Hamill et al., p. 216,2017).

El arco lateral longitudinal está formado por el calcáneo, cubooides y cuarto y quinto metatarsianos. Es relativamente plano y limitado en movilidad. Puesto que es más bajo que el arco medial, puede hacer contacto con el piso y cargar algo de peso al caminar, por tanto, desempeña un papel de apoyo en el pie.

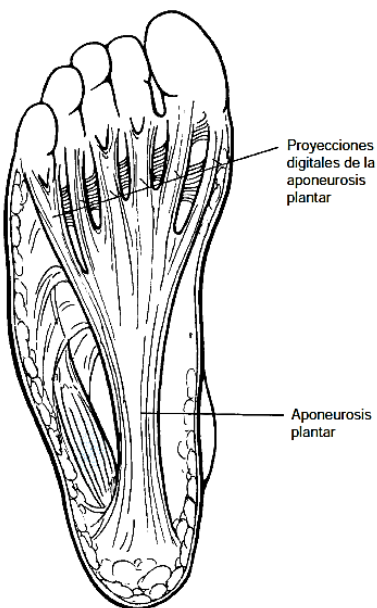
El arco medial longitudinal más dinámico corre a lo largo del calcáneo hasta el astrágalo, escafoides, cuneiforme y los primeros tres metatarsianos. Es mucho más flexible y móvil que el arco lateral y desempeña un papel significativo en la absorción del impacto al contacto con el suelo. En el choque de talón, parte de la fuerza inicial es atenuada por compresión de un cojinete de grasa colocado en la superficie inferior del calcáneo.

El movimiento del arco medial es importante dado que absorbe el impacto transmitiendo la carga vertical mediante deflexión del arco. Incluso si el arco medial es muy ajustable, por lo general no hace contacto con el piso a menos que la persona tenga pie plano funcional.

El arco medial es apoyado principalmente por el hueso escafoide, los ligamentos calcáneo-escafoideo, plantar largo y la fascia plantar. La fascia plantar, ilustrada en la, es una aponeurosis plantar fuerte y fibrosa que transcurre desde el calcáneo hasta la articulación metatarsofalángica. Da soporte a ambos arcos y protege los haces neurovasculares subyacentes. La fascia plantar puede irritarse como resultado de movimiento del tobillo a través de rangos extremos puesto que el arco es aplanado en dorsiflexión e incrementa en flexión plantar. Estas acciones brindan un amplio rango de estrés sobre las inserciones de la fascia. Además, si la fascia es corta, es probable que el arco sea más alto. Los procesos digitales de la fascia plantar se extienden más allá de las articulaciones metatarsofalángicas. En un proceso llamado efecto torno o molinete, la hiperextensión de estas articulaciones tensa la fascia plantar y ayuda a endurecer el arco longitudinal medial. Los huesos sesamoideos insertados dentro de la fascia incrementan la

ventaja mecánica y la tensión. Este mecanismo es una forma ingeniosa de permitir al pie ser un adaptador móvil cuando está en contacto con el suelo y una plataforma firme que transmitirá fuerzas con eficiencia durante la fase de despegue.

El arco transverso está formado por la posición de cuña de los tarsos y la base de los metatarsianos. Los huesos actúan como rayos que apoyan este arco, lo cual se aplanan al cargar peso y puede soportar tres a cuatro veces el peso corporal (PC). El aplanamiento de este arco causa que el antepié se extienda considerablemente dentro del zapato, indicando la importancia de suficiente espacio dentro de ellos para permitir esta expansión.



*Figura 5.* Fascia plantar.

**Nota:** La fascia plantar es una aponeurosis fuerte y fibrosa que transcurre desde el calcáneo a la base de las falanges. Da apoyo a los arcos y protege las estructuras del pie. (Hamill et al., p. 216,2017).

Los individuos pueden clasificarse de acuerdo con la altura del arco medial en tipos de pies que son normal, de arco alto o pie cavo, o de arco o pie plano. Pueden a su vez subclasificarse en rígido o flexible. El medio pie de un pie cavo rígido no hace contacto con el

suelo y por lo general tiene poca o nula inversión o eversión al estar de pie. Es un tipo de pie que tiene mala absorción al contacto. El pie plano, por otro lado, por lo general es hipermóvil, con la mayoría de la superficie plantar haciendo contacto en la fase de apoyo. Esto debilita la parte medial. Es un tipo de pie por lo general asociado a pronación excesiva a todo lo largo de la fase de apoyo en la marcha. (Hamill et al., p. 2014-217,2017).

### **Músculos del tobillo y el pie**

Los músculos que ayudan en el movimiento del tobillo y el pie se dividen en músculos extrínsecos, músculos intrínsecos y flexores plantares

**Músculos extrínsecos:** son responsables de los movimientos del tobillo y el pie. Aunque se encuentran en la pierna, ejercen su tracción tirando de las inserciones óseas del tobillo y el pie. Estos músculos permiten los movimientos de flexión dorsal, flexión plantar, inversión y eversión del pie. (Gómez, 2021)

**Músculos intrínsecos:** localizados en el propio pie, son los responsables de generar los movimientos de los dedos: flexión, extensión, abducción y aducción. (Gómez, 2021)

**Flexores plantares:** son los músculos que ejercen tracción hacia atrás en el pie se encuentran en la parte posterior de la pierna, específicamente en la pantorrilla. Estos músculos incluyen el sóleo y los gemelos, los cuales comparten el tendón de Aquiles. (Gómez, 2021)

**Gemelos:** formado por 2 cabezas, una externa y otra interna, de las cuáles la interna es la más alta y gruesa. También se denominan gastronemios.

El músculo gemelo interno se encuentra en la parte posterior y superior del cóndilo femoral interno, posicionado a una altura considerablemente mayor que el origen del gemelo externo.

El músculo gemelo externo se encuentra en la parte posterior y superior del cóndilo femoral externo. Desde allí, sigue una trayectoria curva hasta llegar al vértice inferior del rombo poplíteo. Luego, se continúa en forma de alas de mariposa con un tendón que también recibe fibras del músculo sóleo en su cara anterior. Este tendón, conocido como tendón del tríceps o tendón de Aquiles, es el tendón más resistente del cuerpo humano. Se dirige hacia la apófisis posterior del calcáneo, donde se fija.

La inserción del músculo se encuentra en la parte posterior y plantar del calcáneo, aunque su orientación no es rectilínea, sino que tiene una inclinación hacia el exterior, lo cual explica sus acciones específicas. Su función es ser extensor del tobillo con tendencia a la inversión.

La posición más efectiva para el funcionamiento óptimo de los músculos gemelos es cuando la rodilla está extendida y el tobillo flexionado, dado que los gemelos son músculos biarticulares. Si se realiza un impulso con las rodillas flexionadas, la eficacia disminuye.

La posición de pie es altamente activa, ya que la rodilla está extendida y el tríceps sural (gemelos y sóleo) está bajo tensión. Esto significa que, cuando ocurre un ligero desequilibrio, se puede tolerar perfectamente sin afectar negativamente la estabilidad. (Músculo tricpes sural (gemelo), 2016)

**Sóleo:** se originan dos tercios superiores de las caras posteriores de la tibia y del peroné. La inserción se encuentre en la cara posterior del calcáneo. Su nervación es una rama del nervio tibial posterior que contiene fibras procedentes del primero y segundo nervios. Su función o acción es la flexión plantar del pie. La palpación se encuentra debajo de los gemelos, a nivel del borde externo del miembro inferior. Los flexores dorsales son un grupo de músculos ubicados en

la parte frontal de la pierna, encargados de elevar el pie hacia arriba. Estos músculos incluyen el tibial anterior, el peroneo anterior y el extensor común de los dedos. (Gómez, 2021)

**Peroneo anterior:** se trata de un pequeño vientre muscular. Se origina en el tendón que va al 5° dedo y su inserción está en el tendón que va al 5° dedo. La función del músculo tibial posterior incluye la flexión del tobillo, la pronación y la abducción. Cuando se contrae en conjunto con el músculo tibial anterior, anulan sus acciones opuestas y generan una flexión pura, lo cual es especialmente notable cuando el pie está fijo, como en el caso del ciclismo o el remo. (Músculo peroneo anterior, s/f)

**Extensor largo común de los dedos:** se encuentra más hacia fuera que el tibial anterior. El origen del músculo tibial anterior se encuentra en la tuberosidad externa de la tibia, así como en los tres cuartos superiores de la cresta anterior del peroné y en la membrana interósea. Se crea un tendón semipenniforme que se divide en 2 tendones: uno que va al 2° dedo y el otro que más adelante se va a dividir en 3 tendones que se dirigen al 3°, 4° y 5° 17 dedo. A partir del tendón que se dirige hacia el quinto dedo, se originan pequeñas fibras musculares que constituyen un músculo separado conocido como peroneo anterior. Este músculo se extiende hasta el propio tendón del quinto dedo. Todos estos tendones se insertan en la aponeurosis dorsal del dedo correspondiente y se asocian con los tendones del músculo extensor corto. Estos tendones desempeñan un papel como flexores del tobillo, pronadores y abductores. Cuando el pie está fijo, actúan como agonistas del músculo tibial anterior para producir flexión del tobillo. Sin embargo, cuando el pie está en movimiento, funcionan sinérgicamente como antagonistas del músculo tibial anterior. El músculo tibial anterior se une al primer metatarsiano y a la primera cuña, ejerciendo una acción de inversión del pie. (Músculo extensor largo común de los dedos, 2016)

**Tibial anterior:** se origina en la parte superior dos tercios de la superficie externa de la tibia. La inserción se encuentra en la cara interna de la primera cuña y extremidad posterior del primer metatarsiano. Su inervación es una rama del nervio tibial anterior, con fibras procedentes de los nervios lumbares cuarto, quinto, y primer nervio sacro. Su función principal es la flexión dorsal, aducción e inversión. Los músculos peroneo lateral largo y peroneo lateral corto se insertan en la primera cuña y en la base del primer metatarsiano, cumpliendo así la función de eversión del pie. Por otro lado, el músculo peroneo anterior se inserta en las bases del cuarto y quinto metatarsianos. (Calderón, 2019)

**Peroneo lateral largo:** se encuentra en la prominencia externa de la pierna. Se origina en la tuberosidad externa de la tibia y en la cabeza del peroné. Se forma un tendón peniforme que pasa por detrás del maléolo peroneo, se dirige hacia la cara plantar del cuboides y se engancha en un saliente que tiene el cuboides, atravesando la cara plantar del pie para ir a fijarse. Su función es extensor del tobillo, abductor, pronador y estabilizador de los arcos plantares. (Músculo peroneo lateral largo, 2016)

**Peroneo lateral corto:** El músculo peroneo lateral se encuentra adyacente a la parte externa del extensor del primer dedo del pie. Su origen se localiza en el tercio medio de la superficie externa del peroné, desde donde se forma un tendón en forma de abanico que se dirige hacia la parte externa del maléolo peroneo. Su inserción se encuentra en la apófisis estiloides del quinto metatarsiano. En cuanto a su función, el peroneo lateral actúa como extensor del tobillo, pronador, abductor y eversor del tobillo. Esto significa que contribuye a realizar movimientos de extensión del tobillo, rotación hacia adentro del pie, separación lateral del pie y giro hacia afuera del tobillo. Estas acciones son importantes para el equilibrio, la estabilidad y la movilidad adecuada del pie durante las actividades físicas y deportivas. (Zárate, 2017)

## **Arterias del tobillo**

El tobillo y el pie se abastecen por tres arterias principales:

**Arteria tibial posterior:** se divide en las ramas plantares medial y lateral por debajo del sustentáculo.

**Arteria peronea:** sale del tronco tibioperoneo y forma la arteria perforante, que atraviesa la membrana interósea en el tercio distal de la pierna.

**Arteria tibial anterior:** sale de la poplítea debajo de la rodilla y baja por el compartimento anterior de la pierna. Se anastomosa de modo variable con la rama perforante de la arteria peronea para formar la arteria dorsal del pie.

**Arcadas plantares:** las arterias plantares medial y lateral se ramifican en ramas superficial y profunda, que se anastomosan distalmente en el medio pie para formar las arcadas plantares superficial y profunda. (Zárate, 2017)

## **Biomecánica**

Debido a que el tobillo apoya dos de las principales funciones motrices del cuerpo, la rotación del pie y el soporte de la carga axial derivada del peso corporal, esta articulación se compone de otras articulaciones, que la hacen una estructura bastante compleja, pero muy completa a la vez, para poder cumplir con sus movimientos de dorsiflexión, plantiflexión, inversión y eversión del pie. (Diaz et al., p.84, 2015).

## **Características de la marcha**

Los movimientos del pie y tobillo durante el ciclo de marcha se producen como resultado de las restricciones pasivas de la articulación y ligamentos, el ciclo de la marcha comprende por

dos fases, una portante y una oscilante, en la cual la fase portante abarca alrededor del 62% del ciclo y la fase oscilante el 38% restante de la marcha (Figura 6).

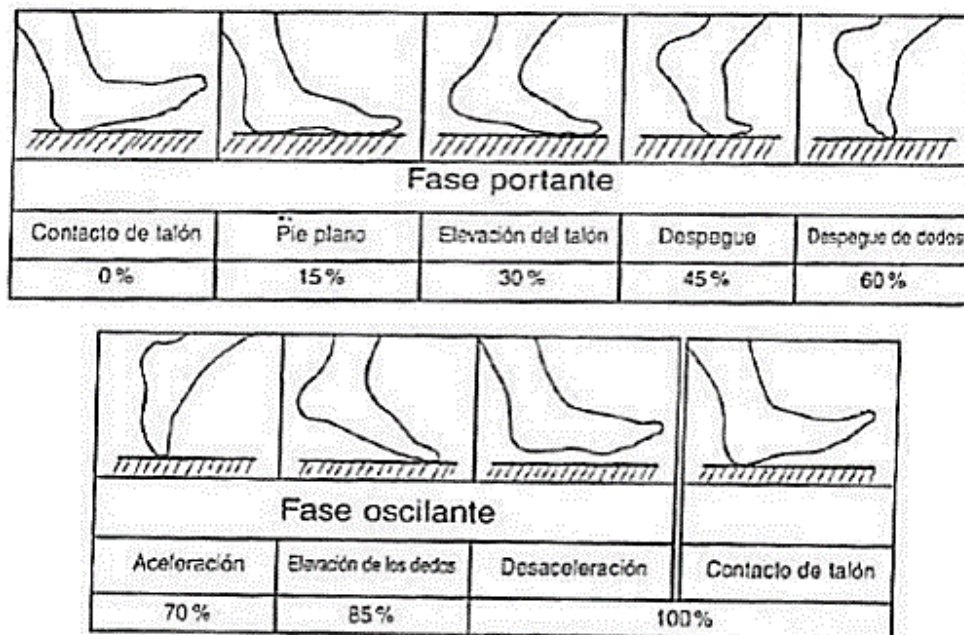


Figura 6. Fases durante la marcha.

Nota: Imagen obtenida de (Nordin & Frankel, 2004)

### Movimientos del tobillo

Existen tres planos en los cuales el cuerpo humano realiza sus movimientos: plano sagital, frontal y transversal, en la imagen 6a se muestran estos planos y sus orientaciones con respecto al cuerpo humano. A diferencia del resto del cuerpo humano los movimientos del conjunto tobillo – pie se realizan en un planos frontal y sagital rotados  $23^\circ$  y  $42^\circ$  respectivamente (estas rotaciones se observan en la imagen 6b. Los movimientos del conjunto, tal como se muestra en la imagen 7 son conocidos como dorsiflexión y flexión plantar, plano sagital; eversión e inversión, plano frontal; y finalmente abducción y aducción en el plano transversal. El

tobillo es el responsable de los movimientos del plano sagital y frontal, mientras que el pie es el encargado de los realizados en el plano transversal (Paredes et al., p.11, 2014).

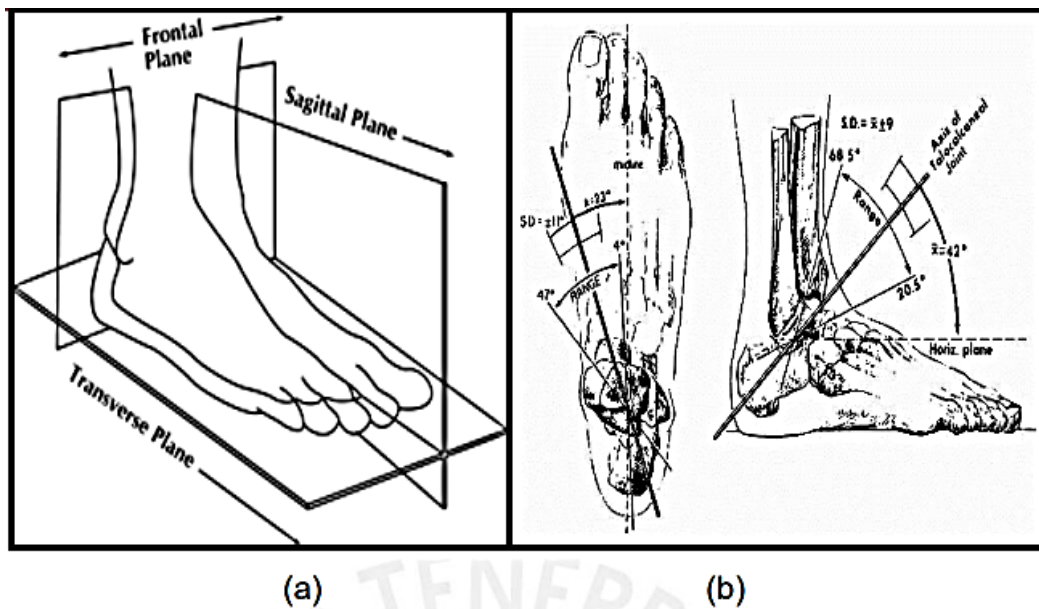


Figura 7. Planos del cuerpo humano.

Nota: (a) Planos del cuerpo humano en el pie. (b) Planos del conjunto del tobillo. Imagen obtenida de (Paredes et al., p. 12, 2014)

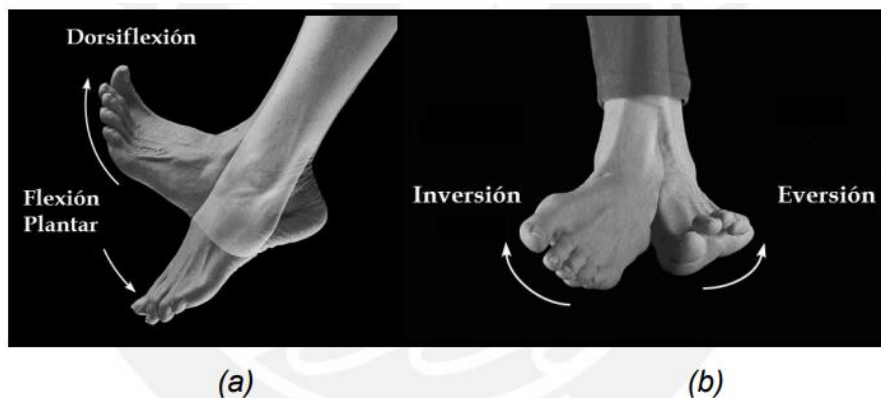


Figura 8. Movimientos del tobillo.

Nota: (a) Movimientos en eje sagital y (b) en el eje. Imagen obtenida de (Paredes et al., p.12, 2014)

En la Tabla 2 se muestra los tipos de movimientos que realizan el tobillo y los ángulos normales de rotación.

**Tabla 2.** *Intervalos de movimientos de tobillo.*

<b>Intervalos de movimiento de tobillo según tipo de movimiento</b>	<b>Movimiento máximo</b>
Dorsiflexión	20.3° a 29. 8°
Plantarflexión	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: Tabla obtenida de (Cerón et al., p.12, 2016)

### **Fuerzas que actúan en las articulaciones en el tobillo y el pie**

Las articulaciones de la extremidad inferior pueden estar sujetas a grandes fuerzas generadas por los músculos, el soporte del peso corporal (PC) y las fuerzas de reacción del suelo. El tobillo y el pie están sujetos a fuerzas compresivas y de cizallamiento significativas tanto al caminar como al correr. Al caminar, se ejerce una fuerza vertical de 0.8 a 1.1 veces al PC al momento del choque del talón. La magnitud de esta fuerza disminuye a cerca de 0.8 veces el PC en la fase media del apoyo, a 1.3 veces el PC al momento del despegue de los dedos. Esta fuerza, junto con la fuerza de contracción de los flexores plantares, crea una fuerza de compresión en el tobillo. Al caminar, la fuerza de compresión en la articulación del tobillo puede ser tan alta como 3 veces el PC en el choque del talón, y 5 veces el PC al momento del despegue de los dedos. También hay una fuerza de cizallamiento de 0.45 a 0.8 veces el PC, principalmente resultado de las fuerzas de cizallamiento absorbidas del suelo y a la posición del pie en relación con el cuerpo. Al correr, las fuerzas pico en la articulación del codo están en un rango de 9 a 13.3 veces el PC. La fuerza pico en el tendón de Aquiles puede estar en el rango de 5.3 a 10 veces el PC.

De manera sorprendente, la articulación del tobillo tiene una incidencia de osteoartritis muy baja. Esto puede atribuirse en parte a la gran superficie de soporte de peso en el tobillo, lo que disminuye la presión sobre la articulación.

La articulación subastragalina está sujeta a fuerzas equivalentes a 2.4 veces el PC, registrándose en la articulación anterior entre el astrágalo, el calcáneo y el escafoides, fuerzas tan altas como 2.8 veces el PC. Durante la locomoción, las fuerzas aplicadas al pie desde el suelo por lo regular son aplicadas sobre la cara lateral del talón, viajan en forma lateral hacia el cuboides, y luego son transferidas al segundo metatarsiano y al dedo grueso al momento del despegue de los dedos.

Las fuerzas al correr son 2 veces mayores que las observadas al caminar. Al momento del choque del pie, las fuerzas recibidas desde el suelo crean una fuerza vertical de 2.2 veces el PC y una de cizallamiento de 0.5 veces el PC. Las fuerzas de cizallamiento anterior pueden estar en el rango de 3.3 a 5.5 veces el PC, la de cizallamiento medial en el rango de 0.8 veces el PC, y la de cizallamiento lateral en el rango de 0.5 veces el PC. Dado el registro de lesiones del tobillo y el pie, puede observarse que el pie es resistente y adaptable a las fuerzas que debe controlar con cada paso al caminar o al correr. (Hamill et al., p. 230-231,2017).

### **Angulo del tobillo**

El ángulo del tobillo se calcula utilizando los ángulos absolutos del pie y la pierna:

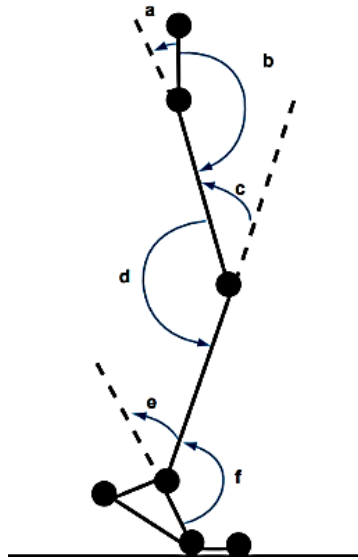
**Ecuación 1.** *Cálculo del ángulo de tobillo.*

$$\theta_{artificacion\ del\ tobillo} = \theta_{Pierna} - \theta_{Pie} + 90^{\circ}$$

Sin añadir  $90^{\circ}$ , el ángulo del tobillo oscilaría alrededor de los  $90^{\circ}$ , dificultando su interpretación. El añadir  $90^{\circ}$  hace que el ángulo oscile alrededor de los  $0^{\circ}$ . Por tanto, un ángulo positivo representa dorsiflexión, y uno negativo representa flexión plantar. El ángulo del tobillo en la fase de contacto con el suelo en el ejemplo de la marcha es:

$$\begin{aligned}
 \theta_{\text{articulacion del tobillo}} &= \theta_{\text{Pierna}} - \theta_{\text{Pie}} + 90^{\circ} \\
 &= 106.65^{\circ} - 200.48 + 90^{\circ} \\
 &= -3.83^{\circ}
 \end{aligned}$$

Este valor indica que el tobillo está en flexión plantar al momento del contacto con el suelo. El ángulo del tobillo por lo regular oscila en  $\pm 20^{\circ}$  durante una zancada normal al caminar, y  $\pm 35^{\circ}$  durante una zancada al correr. En el abordaje de ángulo relativo, el ángulo articular calculado es el ángulo incluido entre los dos segmentos. Utilizando el abordaje de ángulo absoluto, el ángulo articular que se calcula es la diferencia entre los dos ángulos de los segmentos. (Figura 9)



*Figura 9.* Representación de los ángulos articulares utilizando los cálculos de ángulo relativo y ángulo absoluto.

Nota: Representaciones de los ángulos articulares utilizando los cálculos de ángulo relativo y ángulo absoluto. Los ángulos a, c y e son calculados a partir de los ángulos absolutos; b, d y f utilizan los cálculos de ángulo relativo. Ambas representaciones son las mismas. Tomada de (Hamill et al., p. 326,2017).

## **Potencial de lesión en el tobillo y el pie**

Las lesiones en el tobillo y el pie representan una gran proporción de las lesiones en la extremidad inferior. En algunos deportes o actividades, como en el baloncesto, la articulación del tobillo es la parte de la extremidad inferior que con más frecuencia se lesiona. Mientras que las lesiones en el retropié por lo regular ocurren como resultado de compresión vertical, las lesiones en la parte media del pie ocurren con movimiento lateral excesivo. Las lesiones del antepié se presentan de forma similar a otras lesiones de los huesos largos en otros sitios del cuerpo. En esta área del pie, las fuerzas tanto compresivas como ténsales generan la lesión.

La inestabilidad funcional del tobillo también puede estar relacionada a varios factores, incluyendo debilidad del tendón peroneo, inestabilidad rotacional del astrágalo, inestabilidad subastragalina, inestabilidad tibioperonea, o mal alineamiento del retropié. Una de las lesiones más comunes del pie es el esguince de tobillo. Los esguinces son más frecuentes en el complejo lateral del tobillo durante la inversión. Los factores asociados con el esguince de tobillo difieren entre hombres y mujeres. Las mujeres con aumento del varo tibial y eversión del calcáneo, y los hombres con aumento de la inclinación del astrágalo son más susceptibles a la lesión del ligamento del tobillo.

Muchas otras lesiones de los tejidos blandos del pie y el tobillo están típicamente asociadas con sobreuso o algún otro tipo de mal alineamiento funcional. El síndrome tibial medial o posterior genera dolor sobre el maléolo medial.

El tendón de Aquiles es otra área del pie que con frecuencia sufre esguinces, y que puede lesionarse como resultado de sobre entrenamiento. Un tendón de Aquiles tenso también puede causar varios trastornos, incluyendo dolor en la pantorrilla, talón, la región lateral o medial del tobillo, y en la superficie plantar.

## Morfotipos y lesiones

Idealmente en el deporte, el pie óptimo es aquel en un discreto valgo, de alrededor de 5° de pronación, con una bóveda en ligero cavo, pero elástica, y un apoyo metatarsal regular; sin embargo, cualquier pie puede ser apto para toda clase de deporte debido a su capacidad ilimitada de adaptarse. Algunos morfotipos o alteraciones anatómicas del pie se han relacionado con patologías del miembro pélvico, así como disminución de la capacidad deportiva (Tabla 3). Con lo mencionado previamente y entendiendo las alteraciones biomecánicas, podemos concluir que el tratamiento conservador con uso de plantillas en los pacientes con pie plano es aquel que disminuye la movilidad de la articulación subastragalina, mientras que, en el pie cavo, sería aquel que amortigüe el impacto del pie.

Hay que tener en cuenta que en aquellos pacientes deportistas con pie plano debemos ser precavidos, ya que pueden presentar lesiones en los tobillos al frenar súbitamente de lado. También hay alteraciones secundarias al tipo de deporte y que son necesarias para el desempeño de este, como es el caso de los dedos en garra secundarios a la hipertonía de la musculatura flexora y extensora de los dedos, importante para el despegue en la carrera y salto o el pie cavo por hipertonía muscular (Hernández et al., p. 9-11, 2016).

**Tabla 3.** Lesiones relacionadas con el morfotipo o alteración anatómica del pie.

<b>Morfotipos o alteración</b>	<b>Lesión o gesto deportivo afectado</b>	<b>Mecanismo</b>
Pie plano pronado	Disminución en la fuerza de despegue en la carrera	Disminución de la actividad de los tibiales, menor inversión y capacidad de formación de bóveda plantar necesaria para el despegue.
Pie plano	Lesiones por eversión y sobrecarga de partes blandas	Debilidad del tibial posterior

Pie plano	Síndrome del canal tarsiano	Estiramiento del nervio tibial posterior
Laxitud de ligamentos interóseos subastragalinos (pie plano)	Síndrome de estrés tibial, síndrome de dolor patelofemoral, tendinitis del tibial posterior	Contracción refleja de peroneos al realizar sobreesfuerzo debido al excesivo movimiento de la articulación subtalar por hiperpronación
Pie cavo	Disminución de la función amortiguadora en la carrera y salto	Disminución de la eversión necesaria para la amortiguación del pie en superficies irregulares
Pie cavo	Síndrome de fricción de la banda iliotibial, tendinitis de los peroneos, fracturas por estrés, bursitis trocantérica y fascitis plantar. Lesiones por inversión y sobrecarga de las estructuras óseas	Disminución de la movilidad de la articulación subastragalina con disminución de la función amortiguadora del pie y sobrecarga lateral
Pie cavo talo varo	Lesiones por distensión del compartimento lateral	Tendinitis de los peroneos Carrera en supinación compensatoria
Fórmula metatarsal índice minus	Fracturas por sobrecarga	Aumento de la carga de los metatarsos 2 al 4
Hallux rigidus	Incapacidad para el despegue en el salto y carrera	Pérdida del movimiento MTT falángico del dedo gordo
Hallux valgus	Dolor e incapacidad en la fase de choque en el velocista y medio fondo Incapacidad para el despegue en el salto y carrera	Fracturas por sobrecarga de los sesamoideos y necrosis aséptica de los mismos
Hallux valgus	Dolor al realizar la fase de batida en el salto Síndrome de dolor patelofemoral	Limitación de la eversión, con disminución de la función amortiguadora del pie y sobrecarga latera
1° MTT elevado, débil	Fracturas por sobrecarga 5ª MTT	Incremento de la carga plantar latera
Eje tibial externo mayor a 20°	Lesiones de peroneos	Sobrecarga de los ligamentos externos por rotación interna compensatoria

Nota: Tabla conseguida de (Hernández et al., p.10, 2016).

## **Osteoartritis**

La lesión de las estructuras de la articulación diartrodial puede presentarse durante una carga de gran magnitud, o mediante la carga repetitiva durante un periodo extendido. El cartílago articular en las articulaciones está especialmente sujeto al desgaste durante la vida de una persona. La osteoartritis es una enfermedad caracterizada por la degeneración del cartílago articular, lo que conduce a la formación de fisuras, fibrilación y por último desaparición del espesor total del cartílago articular.

La osteoartritis comienza como resultado de traumatismo o desgaste repetitivo en la articulación que provoca un cambio en la sustancia articular hasta el punto de una eliminación real de material generada por acción mecánica (Hamill et al., p.52-53,2017).

La osteoartritis de tobillo tiene aún menor prevalencia en comparación a la osteoartritis de la cadera y rodilla. Sin embargo, en referencia a la distribución etiológica de los subgrupos, la etiología post traumática es mucho más alta en la osteoartritis del tobillo (65–80%) que en la osteoartritis de cadera o rodilla (9,8% y 1,6% respectivamente). La razón para esta distribución de alto porcentaje a favor del subgrupo post traumático en la osteoartritis del tobillo se debe a la alta incidencia de fracturas del tobillo en las últimas décadas. Modelos de regresión han mostrado que en las próximas décadas se podría registrar un mayor aumento de fracturas del tobillo, debido al actual desarrollo demográfico junto con el incremento general de la edad de la población. Lo anterior se asocia a cambios en las actividades recreativas de las personas, cada vez más activas y dispuestas a realizar deportes de alto riesgo, lo que podría aumentar aún más la cantidad de lesiones en el tobillo y parte inferior de la pierna. Por lo tanto, pacientes con osteoartritis del tobillo son generalmente más jóvenes que aquellos con osteoartritis de la cadera o rodilla (Hintermann & Ruiz, p. 825-826, 2014).

### **Fisiopatología del esguince lateral de tobillo**

Cuando se produce un esguince, ocurre una distensión ligamentosa que sobrepasa los límites fisiológicos ocasionando microrroturas o roturas completas de los mismos. Además, cambios macroscópicos y microscópicos e incluso los tendones que forman parte de la articulación pueden llegar a afectarse. El cuadro clínico de esta lesión se clasifica dependiendo del grado de afectación que tiene en cuenta la afectación estructural de la zona lesionada, según criterios de gravedad:

**Esguince de I grado:** los de mayor incidencia junto con los esguinces de grado II. Las fibras de los ligamentos que conforman la articulación sufren un estiramiento sin desgarro macroscópico o se afectan de manera leve (micro desgarros). Se acompaña de inflamación y sensibilidad dolorosa, sin o con pérdida mínima de la funcionalidad.

**Esguince grado II:** ocurre una rotura parcial o incompleta de los ligamentos que conforman esta articulación, se afectan menos del 50% de las fibras<sup>1</sup>. Los síntomas que acompañan a esta lesión son la equimosis leve, edema de las estructuras afectadas y movimiento y función limitadas parcialmente.

**Esguince de III grado:** cuando se produce una lesión completa e interrupción de la continuidad de todas las fibras ligamentosas, acompañado de edema y equimosis. Se caracteriza por que se produce una inestabilidad mecánica severa con impotencia funcional.

Dependiendo de la región comprometida se clasifican en:

**Esguince lateral externo:** es el más frecuente debido a que el mecanismo lesional de inversión y flexión plantar es el más común cuando se producen este tipo de lesiones.

**Esguince lateral interno:** es el que afecta al LD cuando la lesión es consecuencia de un mecanismo de eversión con flexión dorsal principalmente.

Ante un esguince, se produce un daño a nivel neuromuscular en el cual quedan afectados los receptores del complejo ligamentoso debido al estrés al que se han visto sometidos tras el mecanismo lesional. A nivel neurofisiológico, existe un daño en los mecanorreceptores y disminuye la velocidad de conducción nerviosa. Consecuencia de estas alteraciones disminuye el control postural y la sensación de movimiento que provoca un aumento del riesgo de recidivas y aumenta la probabilidad de la inestabilidad crónica de tobillo (ICT). Además de la afectación ligamentosa también existe una debilidad a nivel de los músculos peroneos, que participan en la estabilidad de la articulación realizando la eversión, ya que disminuye su fuerza y su velocidad de reacción tras la lesión (Leceta et al., p.3-4,2018).

### **Diagnóstico de esguince crónico de tobillo**

Para dar un diagnóstico fisioterapéutico que según la CIF (Clasificación Internacional del Funcionamiento, de la discapacidad y de la salud), implantado en 2001, el diagnóstico debe basarse en una correcta anamnesis y en una exploración lo más precoz posible del tobillo lesionado. Se debe hacer varias preguntas al paciente, como las siguientes:

- ¿Se ha lesionado el tobillo previamente? De ser así, ¿cuándo?
- ¿Qué tipo de tratamiento recibió para la lesión?
- ¿Por cuánto tiempo ha tenido dolor?
- ¿Si hay momentos en los que el dolor empeora o desaparece?

- ¿Si sintió algún crujido, si pudo seguir realizando la actividad que estaba realizando (deporte, marcha, etc.), si presentó tumefacción y equimosis, si apareció hinchazón, dónde se localizó inicialmente y si se produjo una impotencia funcional, absoluta o no?
- ¿Si tiene dificultad en las actividades de la vida diaria, deficiencias sobre el control voluntario de los movimientos complejos?

Debemos prestar especial atención si existe el antecedente de esguinces anteriores y si éstos fueron tratados correctamente. Se debe realizar una serie de exámenes para establecer el diagnóstico comenzando por un examen físico.

**Inspección:** la inspección comienza con la observación detallada del calzado utilizado, ya que su forma y desgaste pueden proporcionar información relevante. Se evalúa la forma general del pie, buscando posibles alteraciones en el antepié, como metatarso varo o deformidades digitales, así como en el arco interno y el retropié, como calcáneo valgo o calcáneo varo. También se examina la piel, especialmente en la planta del pie, en busca de callosidades o helomas, que son signos evidentes de sobrecarga. Además, se debe tener en cuenta que la piel del pie puede manifestar síntomas de diversas enfermedades reumáticas, como vasculitis, psoriasis o queratodermia gonocócica, así como infecciones como verrugas plantares o micosis interdigitales (pie de atleta). Durante la inspección, se busca cualquier tipo de inflamación localizada o generalizada. Se presta especial atención a la presencia de edema, equimosis y deformidad o aumento del perímetro en el tobillo afectado. Se solicita al paciente que mueva el pie y el tobillo para evaluar el rango de movilidad y flexibilidad, y se observa la postura espontánea del pie y el tobillo.

**Palpación:** durante la evaluación táctil, se explorarán las zonas sensibles y se buscarán signos de inflamación. Se examinarán todos los relieves óseos y tendinosos que son palpables en

un tobillo sano y que pueden ser susceptibles a lesiones o fracturas. La presencia de un chasquido audible acompañado de dolor intenso puede indicar una lesión significativa, al igual que la detección de un "clic" durante la exploración podría sugerir la presencia de una lesión osteocondral o una luxación de los tendones peroneos. También se evaluará la sensibilidad al tocar las áreas sensibles y se buscarán signos de inflamación. En algunos casos, pueden ser necesarias pruebas adicionales, como una gammagrafía ósea, una tomografía computarizada (TC) o una resonancia magnética (RM) para obtener más información y confirmar el diagnóstico.

**Movilización:** La capacidad de movimiento activo se verá afectada por el grado y la duración de la lesión. Se realizará la evaluación de la movilidad pasiva para examinar el estado de cada una de las estructuras ligamentosas y determinar el grado de estabilidad articular. Esta exploración es crucial para confirmar la presencia de una ruptura de los ligamentos y proporciona una guía importante en el diagnóstico. (Zárate et al., p.29-30,2017).

### **Inestabilidad crónica de tobillo: mecánica y funcional**

La ICT es la complicación más frecuente que surge como consecuencia del déficit propioceptivo que presentan 30-40% de las personas con antecedente de ELT. La ICT es una condición clínica que se caracteriza por la percepción subjetiva de los individuos de un tobillo anormal acompañado de síntomas como; esguinces recurrentes, dolor e inflamación constantes, frecuentes episodios de torceduras del tobillo afecto, y restricciones a la hora de participar en algunas actividades. Se trata de una de las complicaciones más frecuentes del ELT.

La ICT es una alteración que ocurre debido a una mala evolución del esguince de tobillo, impidiendo a los individuos que la padecen regresar a sus actividades al nivel funcional óptimo,

el mismo al que se encontraban antes de haber sufrido el ELT. Las alteraciones del equilibrio, la inestabilidad y los esguinces recurrentes habitualmente son catalogados como ICT. Cuando existe una inestabilidad crónica de tobillo, ocurre una alteración a nivel propioceptivo que impide la recuperación completa y la vuelta a todas las actividades, además de aumentar el riesgo de lesiones recurrentes. La propiocepción permite a los individuos tener la sensación de movimiento y ser conscientes de la posición articular. Es un fenómeno sensoriomotor puramente aferente y se mide a través de la sensación de posición articular, kinestesia y la sensación de fuerza.

La alteración de cualquiera de los receptores que quedaron dañados tras la lesión provoca una alteración a nivel propioceptivo que se relaciona con un déficit del control postural y el equilibrio. Además, algunos estudios han demostrado que la capacidad de mantener el equilibrio durante el apoyo unipodal se ve afectada. Estas condiciones se deben a la falta de aferencias que provienen del sistema visual, vestibular y somatosensorial que mandan información al sistema nervioso central (SNC) asegurando un control postural adecuado, y como consecuencia el equilibrio también se ve afectado. Estas alteraciones pueden ser detectadas y evaluadas mediante distintas herramientas, ya que se han diseñado diferentes pruebas que asocian estos déficits con la ICT.

Como consecuencia del ELT, pueden producirse dos tipos de disfunciones; inestabilidad mecánica (IMT) e inestabilidad funcional (IFT) o el conjunto de ambas. La primera de ellas se ha asociado a una laxitud articular patológica, ya que tiene lugar cuando a la alteración propioceptiva le sucede un compromiso en la laxitud ligamentosa. Como consecuencia el movimiento anormal de la articulación supera los límites fisiológicos. Ocurren una serie de

cambios anatómicos como; laxitud patológica, alteración en la artrocinemática, cambios sinoviales y cambios degenerativos que predisponen a la IMT.

La IFT se asocia a un déficit sensoriomotor y neuromuscular que acompaña a la lesión de los ligamentos. Ésta se define como el movimiento anormal de la articulación que no supera los límites de movilidad. Además, no es detectable a la exploración como la IMT. La IFT se ha relacionado con alteraciones de balance y han predicho la lesión de esguince de tobillo en sujetos físicamente activos. Por ello, es importante poder identificar desde un primer momento la falta de equilibrio en relación con la IFT. No obstante, las investigaciones no muestran diferencias entre el pie contralateral y el tobillo con inestabilidad funcional, esto puede deberse a una sensibilización a nivel central que afecta a ambos miembros inferiores o a la falta de sensibilidad de la prueba. (Leceta et al., p.4-5,2018)

### **Tipos de Tratamiento para esguince de tobillo**

Tratamiento inmovilizador de tobillo: En la medicina la inmovilización se la conoce como el procedimiento o la técnica que limita el desplazamiento de un hueso o estructura articular lesionada mediante la utilización de ortesis estas pueden ser férulas, yesos, vendas, etc. Principalmente con el objetivo de evitar cargas sobre la zona afectada y gesto lesivo que provoco la lesión. Este método ha sido utilizado hace mucho tiempo para diferentes lesiones, pero los últimos años con los avances tecnológicos y estudios realizados a nivel instrumental se ha llegado a la conclusión de que puede llegar hacer perjudicial para el propio paciente si no se inmovilizada de la manera correcta.

El tratamiento con inmovilización consistirá en la colocación de una férula posterior de yeso con el tobillo en 90° durante 21 días, no permitiéndose la carga. Pasado este tiempo se

instruía al paciente para retirar la férula e iniciar la carga progresivamente. (Salazar et al., p.23,2018)

**Tratamiento con Movilidad Temprana o Funcional:** consistirá en la colocación de un vendaje funcional con venda elástica adhesiva no permitiendo al paciente la carga las primeras 48 horas en las que debía permanecer con la pierna elevada y con aplicación local de frío.

Pasadas las primeras 48 horas se permitirá la carga progresiva, asistida por muletas, si así el paciente lo requiera, según el dolor. Se le enseñara una lista con instrucciones para la realización de ejercicios básicos.

Para garantizar eficacia en el tratamiento de fisioterapia en un esguince de tobillo se debe tener cuidado con la presión evitando futuras lesiones o secuelas que puedan causar inestabilidades crónicas del complejo articular, así el paciente presentará un cuadro de evolución favorable que permitirá su recuperación.

La rehabilitación no consiste únicamente en aliviar el dolor y reducir la inflamación de la zona lesionada, si no en devolverlo a su estado original. Una vez que se ha conseguido bajar la inflamación producida por la lesión de los ligamentos. Se pasará recuperar la movilidad y la propiocepción (que es la auto estabilidad de la articulación del tobillo). En esta fase se recomienda inicialmente realizar ejercicios para facilitar la movilidad tanto en flexo extensión como en las rotaciones del tobillo, que tiene como objetivo mejorar la estabilidad del tobillo, lo que se llama la propiocepción articular. La mejor rehabilitación es aquella que se basa en la estabilidad y la movilidad del tobillo. (Salazar et al., p.25-26,2018)

## **Técnicas Actuales Para La Rehabilitación Del Tobillo**

La rehabilitación integral es un enfoque para recuperar las habilidades físicas perdidas después de un trauma, en este caso, a través de un dispositivo diseñado para la rehabilitación del tobillo. Existen cuatro niveles de recuperación que dependen del nivel de actividad requerido por el paciente: pasivo, asistido, activo y resistivo.

- Nivel pasivo: en este nivel, el paciente no participa en absoluto en la ejecución del movimiento, y el terapeuta es quien realiza todo el esfuerzo necesario.
- Nivel asistido: en este nivel, tanto el paciente como el terapeuta colaboran para realizar el movimiento.
- Nivel activo: en este nivel, la persona realiza el esfuerzo por sí misma, sin la ayuda directa del terapeuta.
- Nivel resistivo: en este nivel, se utilizan movimientos mecánicos en los que se aplica una fuerza opuesta al movimiento del paciente.

Estos diferentes niveles de recuperación se adaptan a las necesidades individuales de cada paciente y permiten una progresión gradual en el proceso de rehabilitación, asegurando una recuperación efectiva y segura del tobillo lesionado. (Andica, 2015)

### **MARCO CONCEPTUAL**

Una lesión se describe clínicamente como una alteración funcional, orgánica o psíquica, causada por factores internos o externos. Si la lesión es transitoria, se puede recuperar total o parcialmente mediante terapias de rehabilitación física. Este proyecto se enfoca en las lesiones transitorias que afectan la articulación, que es el punto de unión entre varios componentes rígidos. En este caso particular, se trata de la articulación del tobillo, que es una diartrosis, es decir, una articulación con movimiento libre. Si la articulación sufre alguna lesión, puede restringir o disminuir el movimiento natural del pie, como la dorsiflexión, plantiflexión, eversion e inversión, y para tratarla es necesario llevar a cabo un programa de rehabilitación. (Palmer & Epler, 2002)

La rehabilitación en el ámbito médico se define según la Organización Mundial de la Salud (OMS) como "el conjunto de intervenciones diseñadas para mejorar el funcionamiento y reducir la discapacidad en personas con condiciones de salud que interactúan con su entorno". Esta condición de salud puede referirse a una enfermedad aguda o crónica, trastorno, lesión o trauma.

En el contexto de la rehabilitación física, se sigue un protocolo que guía al paciente hacia la recuperación. Este protocolo generalmente consta de tres etapas principales: control del dolor, recuperación del movimiento y fortalecimiento. Durante estas etapas, se pueden utilizar máquinas o dispositivos de asistencia que proporcionan parámetros precisos y consistentes durante la terapia de rehabilitación.

Estos protocolos y dispositivos de asistencia contribuyen a optimizar los resultados de la rehabilitación al brindar un enfoque estructurado y controlado para el manejo del dolor, la mejora del movimiento y el fortalecimiento muscular. De esta manera, se busca garantizar una recuperación efectiva y completa para los pacientes que se someten a procesos de rehabilitación física. (World Health Organization, 2001)

Grado de libertad (gl) esta terminología por lo general es utilizada para describir el tipo y la cantidad de movimiento estructuralmente permitido por las articulaciones anatómicas. Una articulación con 1 gl indica que la articulación permite que el segmento se mueva a través de un plano de movimiento. Una articulación con 1 gl también se denomina uniaxial, porque un eje es perpendicular al plano de movimiento en el cual se presenta el movimiento. De manera convencional, se considera que la mayoría de las articulaciones tienen 1, 2 o 3 gl, lo que ofrece potencial de movimiento uniaxial, biaxial o triaxial, respectivamente. Las articulaciones con 3 gl incluyen las vértebras, el hombro y la cadera; las articulaciones de 2 gl incluyen la rodilla, las

metacarpofalángicas (mano), las carpometacarpianas y la muñeca; y las articulaciones de 1 gl incluyen la atlantoaxial (cuello), las interfalángicas (mano y pie), la radiocubital (codo) y el tobillo. (Hamill et al., p.20,2017)

**Tobillo:** se trata de una articulación sinovial de tipo bisagra altamente congruente, en la cual el astrágalo encaja de manera precisa en la cavidad formada por las superficies articulares de la tibia y el peroné. Esta configuración anatómica permite el movimiento a lo largo de un único eje, conocido como eje bimalleolar, a través del cual se llevan a cabo los movimientos de flexión plantar y flexión dorsal. Los rangos de movimiento considerados normales para esta articulación son de 13 a 33 grados para la flexión dorsal y de 23 a 56 grados para la flexión plantar. (Dalmau et al., p.6, 2020)

**Esguince:** la lesión del ligamento se denomina esguince y ocurre cuando las fibras del ligamento se estiran hasta su máxima capacidad, lo que puede resultar en una ruptura parcial o completa de las mismas. Dependiendo del mecanismo de lesión, se clasifica en tres grados: grado I, grado II y grado III. (Padrón et al., p.50, 2016)

**Rehabilitación física:** es una herramienta médica para el reentrenamiento de personas afectadas por lesiones adquiridas por medio de un conjunto de medidas sociales, educativas y profesionales que concierne el diagnóstico, evaluación, prevención y tratamiento de la incapacidad encaminados a facilitar, mantener o devolver el mayor grado de capacidad funcional e independencia posible. (Moreno et al., p.77, 2013)

**Ingeniería de rehabilitación:** es la aplicación de los conocimientos científicos y los principios de la ingeniería con el propósito de desarrollar soluciones y dispositivos tecnológicos que ayuden a las personas con discapacidades. Además, busca facilitar la recuperación de las

funciones físicas y cognitivas que han sido perdidas debido a una enfermedad o lesión. En resumen, la ingeniería de rehabilitación se enfoca en utilizar la ciencia y la ingeniería para mejorar la calidad de vida de las personas con discapacidades y promover su rehabilitación. (National Institutes of Health,2021)

**Biomecánica:** “Ciencia que investiga las fuerzas internas y externas que actúan sobre los cuerpos vivientes, considerando las propiedades y supuestos mecánicos del aparato locomotor, que a su vez depende funcionalmente de las condiciones biológicas del mismos”. (Hernández, 2021)

**Velocidad angular:** “La velocidad angular o frecuencia cíclica, remite a la velocidad de rotación, definida como el ángulo girado por una unidad temporal, y se denota bajo la letra griega  $\omega$  (omega)”. Dicha unidad representa la aceleración instantánea en una trayectoria curva. redacción. (Centro Estudios Cervantinos, 2020)

**Grados de libertad (GDL) de un cuerpo:** “Es el número de coordenadas independientes necesarias para especificar de forma única la posición de ese cuerpo respecto a un sistema de referencia dado”. (Oliver, 2019)

## MARCO LEGAL

La industria de los equipos médicos se ve afectada por una serie de sistemas reguladores, normas nacionales e internacionales y otros requisitos.

En Colombia la Ley 100 de 1993 es “por la cual se crea el sistema de seguridad social integral y se dictan otras disposiciones referentes a la salud con el fin de garantizar las prestaciones de salud y servicios complementarios para así obtener la calidad de vida acorde con la dignidad humana mediante la protección de contingencias que se presenten al momento de la

prestación de los servicios de salud, sujetos a los principios de eficiencia, universalidad, solidaridad, integralidad, unidad y participación.” (Ley 100, 1993, Artículo 1 y Artículo 2)

El Decreto 4725 de 2005 “por el cual se reglamenta el régimen de registros sanitarios, permiso de comercialización y vigilancia sanitaria de los dispositivos médicos para uso humano, cuyo campo de aplicación está relacionado con la producción, procesamiento, envase, empaque, almacenamiento, expendio, uso, importación, exportación, comercialización y mantenimiento de los dispositivos médicos para uso humano, los cuales serán de obligatorio cumplimiento por parte de todas las personas naturales o jurídicas que se dediquen a dichas actividades en el territorio nacional. En el cual los dispositivos médicos deberán cumplir con los requisitos de seguridad y funcionamiento establecidos por el fabricante que les sean aplicables de acuerdo con la finalidad prevista. En este decreto también se contemplan las buenas prácticas de manufactura y certificados de capacidad de almacenamiento y acondicionamiento de los dispositivos médicos. (Decreto 4725, 2005, Artículo 1 y Artículo 4)

La Resolución 4816 de 2008 es “por la cual se reglamenta el programa nacional de tecnovigilancia con el fin de fortalecer la protección de la salud y seguridad de los pacientes, operadores y todas aquellas personas que se vean implicadas directa o indirectamente en la utilización de dispositivos médicos, cuyas disposiciones se aplicaran en este caso a los fabricantes e importadores de dispositivos médicos de uso en humanos. En esta esta resolución también se contemplan los eventos e incidentes adversos que pueden ocasionar los dispositivos médicos”. (Resolución 4816, 2008, Artículo 1 y Artículo 5)

Y por último la Resolución 3100 de 2019 “por la cual se definen los procedimientos y condiciones de inscripción de los prestadores de servicios de salud y de habilitación de los

servicios de salud y se adopta el manual de inscripción de prestadores y habilitación de servicios de salud”. (Resolución 3100, 2019)

Así mismo, el INVIMA (Instituto Nacional de Vigilancia de Medicamentos y Alimentos) es la agencia regulatoria nacional, una entidad de vigilancia y control que trabaja para la protección de la salud individual y colectiva de los colombianos, mediante la aplicación de normas sanitarias asociadas en este caso a dispositivos médicos, es decir, es el órgano encargado para el control, verificación y otorgar los requisitos de cumplimiento a quienes incumplan estas normas. De igual manera el Ministerio de Salud y Protección Social es una entidad pública encargada de conocer, dirigir, evaluar y orientar el sistema de seguridad social en salud, mediante la formulación de políticas, planes y programas con el fin de mejorar la calidad de vida, oportunidad y accesibilidad de los servicios de salud velando por el derecho fundamental de tener una vida digna. (Quiénes somos - Instituto Nacional de Vigilancia de Medicamentos y Alimentos. (s/f)

## **METODOLOGIA**

La rehabilitación del tobillo con dispositivos biomédicos sigue una metodología que se ajusta a las necesidades y progreso individual del paciente. A continuación, se presenta la metodología utilizada para la rehabilitación del tobillo, la cual se basa en un análisis cuantitativo y se fundamenta en el estado actual de los dispositivos diseñados con el mismo propósito. En primer lugar, se llevó a cabo una evaluación de los diseños y patentes existentes de los dispositivos disponibles. A partir de ahí, se procedió a generar diferentes diseños que tuvieran en cuenta las necesidades específicas del paciente. Estos diseños fueron realizados utilizando software de modelado tridimensional (como AutoCAD 3D), lo que permitió obtener una

representación visual más precisa del dispositivo deseado. Posteriormente, se seleccionaron los materiales apropiados para la construcción del dispositivo, teniendo en cuenta las consideraciones de presupuesto. Por último, se procedió a la construcción y programación del dispositivo según las especificaciones proporcionadas por el profesional de rehabilitación.

**Evaluación inicial:** Realizar una evaluación inicial del paciente para determinar el alcance de la lesión, el grado de movilidad limitada y las metas de rehabilitación. Esto puede incluir pruebas de fuerza, rango de movimiento, equilibrio y evaluación clínica.

**Diseño del programa de rehabilitación:** Diseñar un programa de rehabilitación personalizado para el paciente, considerando sus objetivos, limitaciones y etapa de recuperación. Esto puede incluir ejercicios de fortalecimiento, estiramientos, equilibrio y movilidad.

**Ajuste del dispositivo biomédico:** Configurar el dispositivo biomédico, como un aparato ortopédico o una órtesis, según las necesidades específicas del paciente. Asegurarse de que el dispositivo esté bien ajustado, brinde el soporte adecuado y permita los movimientos necesarios para la rehabilitación.

**Sesiones de terapia:** Realizar sesiones regulares de terapia utilizando el dispositivo biomédico. Estas sesiones pueden incluir ejercicios específicos, movimientos controlados, estimulación eléctrica, entre otros, según la recomendación del terapeuta.

**Progresión gradual:** A medida que el paciente avanza en su rehabilitación, se debe aumentar gradualmente la intensidad y dificultad de los ejercicios y movimientos. Esto puede implicar ajustar la resistencia del dispositivo biomédico, aumentar la duración de las sesiones o agregar ejercicios más desafiantes.

**Monitoreo y ajuste:** Realizar un seguimiento regular del progreso del paciente y realizar ajustes en el programa de rehabilitación según sea necesario. Esto puede implicar modificar los ejercicios, la duración de las sesiones o el uso del dispositivo biomédico.

**Educación y autocuidado:** Brindar al paciente información y educación sobre su lesión, la importancia de seguir el programa de rehabilitación y las medidas de autocuidado, como el descanso adecuado, la aplicación de hielo y la prevención de futuras lesiones.

**Evaluación y seguimiento:** Realizar evaluaciones periódicas para evaluar el progreso del paciente y ajustar el programa de rehabilitación en consecuencia. Esto puede implicar pruebas de función, mediciones objetivas y evaluación del cumplimiento de los objetivos establecidos.

Es importante destacar que esta metodología es general y puede variar según la condición y las necesidades individuales del paciente. Es fundamental contar con la supervisión y orientación de un profesional de la salud, como un fisioterapeuta o médico especializado en rehabilitación, para adaptar el programa de rehabilitación a las circunstancias específicas de cada paciente.

### **Tipo de Investigación**

En la realización de este proyecto se definieron el tipo de investigación que se está empleando de la siguiente manera:

**Investigación aplicada:** Este proyecto pertenece al tipo de investigación aplicada, ya que se busca la elaboración de un nuevo producto del que ayudara a la rehabilitación de tobillo en la población más afectada que son los deportistas.

Investigación cualitativa: Al desarrollar este proyecto se tuvo en cuenta los datos conseguidos de bases de datos sobre los dispositivos de rehabilitación de tobillo, también se tuvo en cuenta el análisis de información secundaria, como los datos e información resultantes del proceso de observación, análisis y desarrollo.

Investigación cuantitativa: Al elaborar este proyecto se empleó una encuesta que se realizara a personas que practiquen algún deporte el cual se beneficiarán con la propuesta del dispositivo que se diseñara, estos datos serán recopilados, analizados, tabulados y graficados.

### **Tipo de Estudio**

En la realización de este proyecto se definieron el tipo de investigación que se está empleando de la siguiente manera:

Investigación documental: Para la construcción de esta propuesta se inició con una búsqueda de toda la documentación sobre dispositivos rehabilitadores de tobillo y por qué se producen lesiones del tobillo y las complicaciones y regularidad de visitas hospitalarias por este tipo de lesiones.

Investigación exploratoria: Esta investigación es de tipo experimental que intenta dar un acercamiento a la problemática e identificar cuáles son los obstáculos que afectan directamente el diseño de un dispositivo funcional de terapia de tobillo y como este ayuda a la población de deportistas en general.

### **Selección de las características técnicas**

Se llevó a cabo una matriz de decisión con características comunes para un grupo específico de dispositivos de rehabilitación de tobillo, con el fin de obtener una idea sobre la selección de características técnicas necesarias para el desarrollo del dispositivo rehabilitador de tobillo. (Anexo 3)

### **Formulación de requerimientos**

Para formular los requerimientos se organizaron en 4 pasos metodológicos que a su vez se dividieron en categorías.

1. Funcional; movimiento, posición terapia, evaluación paciente
2. Estructural; manipulación (portabilidad y uso), mantenimiento y construcción
3. Confort; percepción
4. Seguridad; terapia (componentes, sistemas)

Teniendo en cuenta los requerimientos extraídos de la matriz del estado del arte, (Anexo 4) muestra como resultado características necesarias para el diseño del dispositivo técnico de ayuda para rehabilitación de tobillo. De esta manera las características que debe cumplir el dispositivo son:

1. El usuario del dispositivo de rehabilitador de tobillo debe ser una persona con un peso máximo de 90 kilogramos.
2. El dispositivo debe cumplir con la característica de ser portable.
3. El dispositivo debe realizar los 4 movimientos detallados con anterioridad en el marco teórico.

4. Se deben cumplir los movimientos para terapia pasiva para la rehabilitación de un paciente dependiendo su lesión, en los siguientes rangos de movimiento.

**Tabla 4.** *Tipos de movimientos*

<b>Movimiento Articulación</b>	<b>Movimiento Anatómico (°)</b>	<b>Movimiento ADV (°)</b>
Flexión Plantar	55	14
Flexión Dorsal	35	20
Eversión	17	5
Inversión	30	10

5. El dispositivo debe efectuar terapia en posición sedente.
6. Su diseño debe transmitir robustez y una percepción de tranquilidad para el paciente.
7. El dispositivo se debe poder usar por personas que practiquen algún deporte en el país de Colombia

## **Diseño**

Este capítulo detalla todo el procedimiento llevado a cabo en cada sesión de rehabilitación utilizando varias herramientas de ingeniería para describir los distintos componentes del sistema en su totalidad.

### **Cargas del sistema**

Se evaluaron los requisitos necesarios en función de las características antropométricas promedio del público objetivo del proyecto. En la tabla 5 se presentan los pesos de hombres y mujeres de diferentes edades pertenecientes a la población deportista colombiana.

**Tabla 5.** Pesos típicos de hombres y mujeres

Edad (años)	Hombres (kg)	Mujeres (kg)
16	56,25	52,19
19 – 20	70,76	55,79
20 – 30	73,48	58,97
31 – 40	75,30	60,78
41 – 50	76,66	65,77

Nota: Tabla conseguida de (Andica,2015)

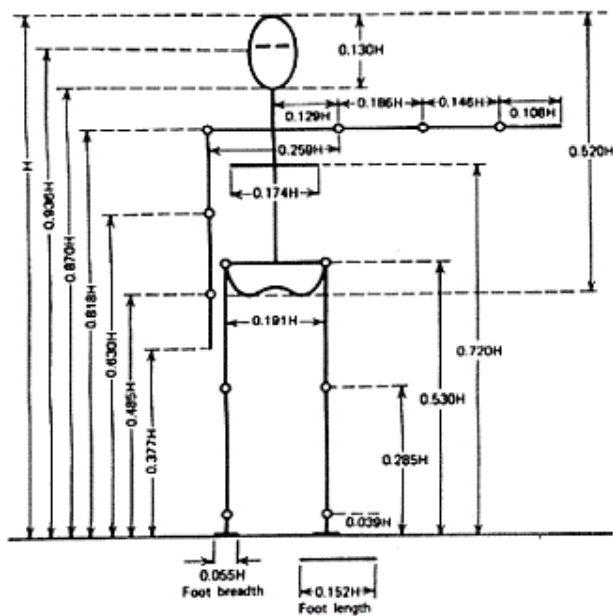
**Tabla 6.** Parámetros antropométricos de la población

Medidas antropométricas Evaluadas	Valor					
	Mujeres Percentil	Mujeres Percentil	Hombres Percentil	Hombres Percentil	Valor mínimo	Valor máximo
	5	95	5	95		
Masa corporal (kg)	46,7	77	53,7	87,9	46,7	87,9
Estatura (cm)	146,7	166,2	158	179,3	146,7	179,3
Altura muslo (cm)	12,1	16,5	12,9	17,1	12,1	17,1
Altura rodilla (cm)	44,7	52,5	48,2	56,6	44,7	56,6
Altura Fosa Poplit (cm)	35,1	42	38,6	46,2	35,1	46,2
Anchura caderas (cm)	32,6	42,6	30,9	39,2	30,9	42,6
Anchura de rodilla (cm)	8,3	10,5	8,8	10,7	8,3	10,7
Anchura del tobillo (cm)	6	7,1	6,8	8	6	8
Anchura del talón (cm)	5,4	7	6	7,6	5,4	7,6
Anchura del pie (cm)	8,2	10	9	10,9	8,2	10,9
Largura Nalga a Fosa Poplítea (cm)	42	50,4	42,7	50,9	42	50,9
Largura nalga a rodilla (cm)	51	59,5	52,7	61,3	51	61,3
Largura del pie (cm)	21,3	24,7	23,2	27,3	21,3	27,3
Largura planta del pie (cm)	17,2	20	18,7	22	17,2	22
Perímetro rodilla media (cm)	31,4	40,5	32,9	40,6	31,4	40,6
Perímetro pierna media (cm)	30,4	39,2	31,7	40,2	30,4	40,2
Perímetro tobillo (cm)	18,5	23,2	19,7	24,2	18,5	24,2
Perímetro metatarsial (cm)	20,5	24,5	22,8	26,9	20,5	26,9

Nota: Tabla conseguida de (Andica,2015)

La Tabla 6 indica que el peso máximo en el percentil 95 es de 88 Kg, lo que significa que sólo el 5% de la población supera ese peso. Asimismo, se estableció que el valor del percentil 95 es de 180 mm, y el dispositivo fue diseñado para cumplir con estas características. Estos valores

fueron considerados para calcular las longitudes de los miembros inferiores del cuerpo humano y los centros de masa, que son esenciales para el diseño del dispositivo. Para llevar a cabo estos cálculos se utilizaron las medidas presentes en la Figura 10 y Tabla 6.



**Figura 10.** Longitudes del cuerpo como una fracción de la altura.

Nota: Imagen obtenida de (Luengo, 2004)

**Tabla 7.** Pesos y centros de gravedad de segmentos corporales

Segmento	Peso W: peso del cuerpo	Centro de masa / longitud del segmento	
		Proximal	Distal
Pie	0,0145 W	0,5	0,5
Pierna	0,0465 W	0,0465	0,433
Muslo	0,1 W	0,1	0,433

Nota: Tabla obtenida de (Luengo, 2004)

A partir de la Figura 10 y las tablas previas, se llevaron a cabo cálculos para determinar los pesos de los segmentos corporales de interés, los cuales son el pie, la pierna y el muslo. Los resultados se presentan en la Tabla 8.

**Tabla 8.** *Pesos de miembro inferior*

<b>Segmento</b>	<b>Adulto (Kg)(N)</b>
Cuerpo	(88 kg) (863 N)
Pie	(1,27 kg) (12,5 N)
Pierna	(4,1 kg) (40,1 N)
Muslo	(8,8 kg) (86,3 N)

Desarrollando torque: Un músculo controla o crea un movimiento a través del desarrollo de torque. El torque se define como la tendencia de una fuerza para producir rotación en torno a un eje específico. En el caso de un músculo, se genera una fuerza en el músculo a lo largo de la línea de acción de la fuerza, y es aplicada sobre un hueso, lo que causa una rotación en torno a la articulación (eje). La línea de acción del músculo, o línea de tracción, es la dirección de la fuerza muscular resultante que corre entre los sitios de unión a ambos extremos del músculo. Los dos componentes del torque son la magnitud de la fuerza y la distancia más corta o perpendicular desde el punto pivote a la línea de acción de la fuerza, a menudo denominada brazo de momento. Matemáticamente, el torque se calcula con la fórmula:

**Ecuación 2.** *Formula del torque*

$$T = Fxr$$

donde T es el torque, F es la fuerza aplicada en newtons, y r es la distancia perpendicular en metros desde la línea de acción de la fuerza al punto pivote (brazo de momento).

La articulación del tobillo genera un torque significativo en los actuadores y elementos del dispositivo durante la rehabilitación. Por lo tanto, se tuvo en cuenta el torque que produce un paciente sano en la articulación según el tipo de movimiento, el cual se presenta en la Tabla 9.

**Tabla 9.** Torque máximo generado por la articulación de tobillo en persona sana por movimiento de la articulación.

<b>Tipo de movimiento</b>	<b>Torque (Nm)</b>
Plantar / Dorsiflexión	-80, 80
Inversión / Eversión	-40, 40

### **Movimiento del dispositivo**

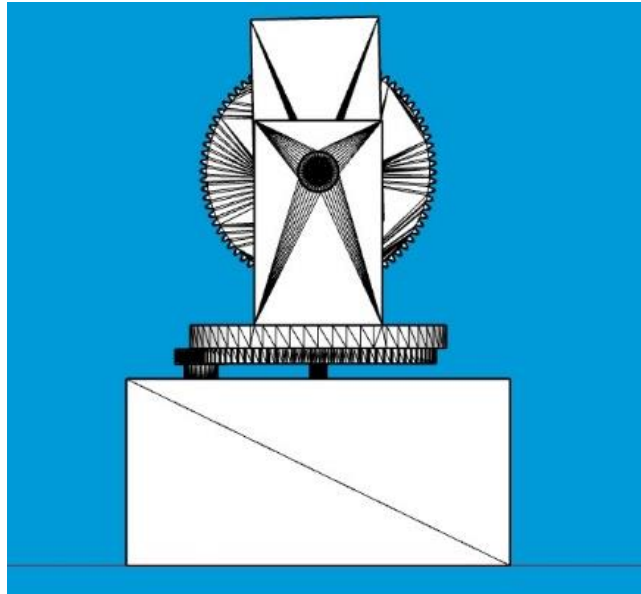
En el marco teórico se menciona que la articulación del tobillo tiene seis tipos de movimientos, tal como se ilustra en la Figura 8. Entre estos movimientos, la inversión y la eversión permiten realizar la abducción y la aducción. Con esto en mente, se decidió que para el diseño del dispositivo se considerarían únicamente los movimientos de dorsiflexión, plantiflexión, inversión y eversión, los cuales tendrán un rango de movimiento especificado anteriormente en la Tabla 4.

Tal como se mencionó previamente, el eje de movimiento no se encuentra en un plano horizontal debido a variaciones de hasta  $7^\circ$  en un plano transversal y  $13^\circ$  en un plano sagital medio del pie. Esto podría resultar en la construcción de un mecanismo complejo que resultaría incómodo para el usuario al manipular la máquina. Por esta razón, se propuso diseñar los ejes de estos movimientos como si fueran horizontales, ya que estos movimientos son muy pequeños en comparación con el efecto del movimiento activo.

### **Selección de concepto**

Se diseñó un modelo conceptual que cumple con los requerimientos establecidos y que permite la realización de los cuatro movimientos anatómicos del tobillo gracias al uso de un motor Nema 17. Además, este diseño permite que la terapia se lleve a cabo en una posición sentada gracias a la graduación angular del pilar que sostiene la pierna. Otra ventaja de este

diseño es que sus partes móviles no necesitan ser desensambladas, como ocurre en el caso de algunas máquinas consideradas en la matriz. Para proporcionar un mayor detalle del diseño conceptual, se creó un modelo CAD 3D, ver en Figura 11.



*Figura 11.* Concepto diseñado, resultado de los requerimientos formulados.

### **Diseño mecánico**

Se creó un diseño adecuado para el rehabilitador de tobillo, que permite replicar los movimientos deseados y sea seguro para el usuario, además de que es de bajo costo ya que su estructura está construida en madera. En la imagen 12, 13, 14 se observan vistas del diseño en 3D.

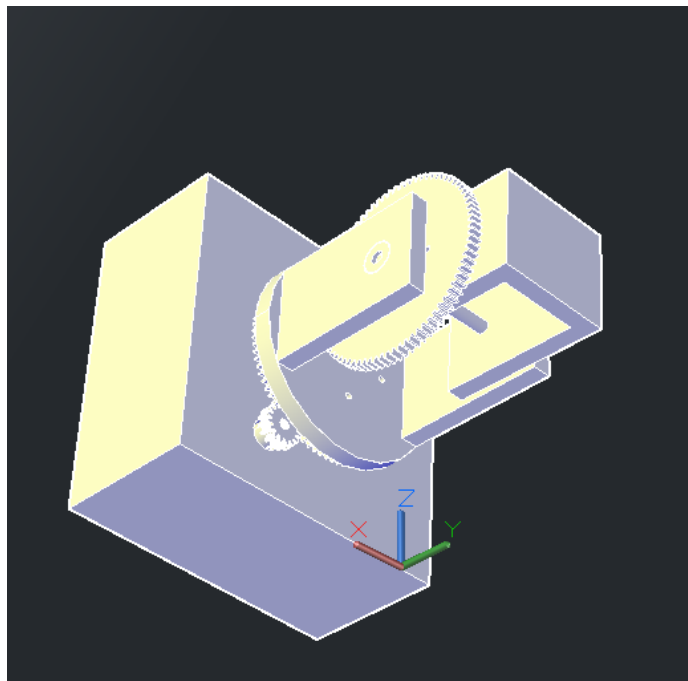


Figura 12. Vista isométrica del diseño en 3D.

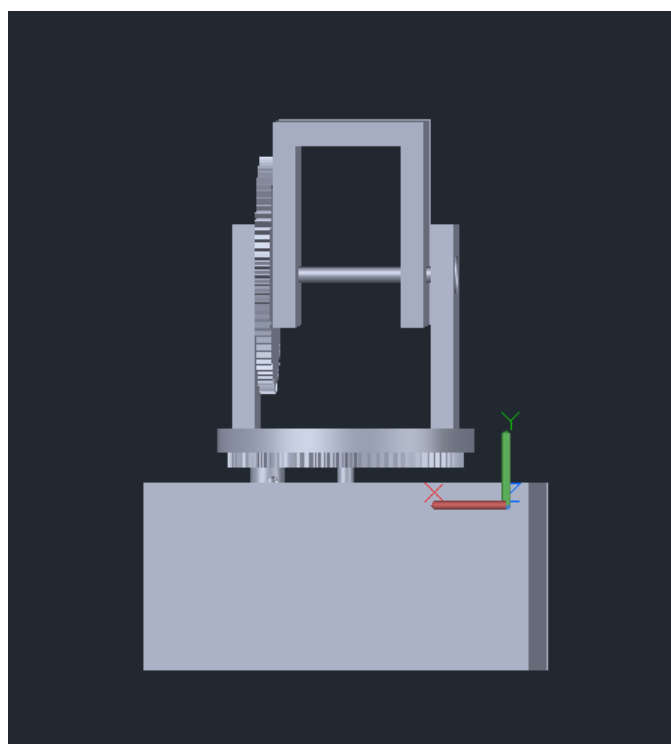
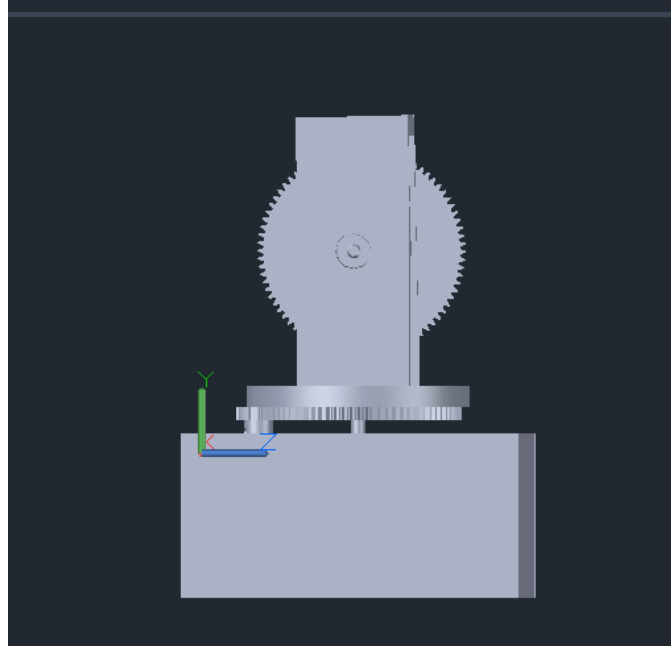


Figura 13. Vista frontal del diseño del dispositivo.



*Figura 14.* Vista lateral del diseño del dispositivo.

En esta sección se exponen las soluciones mecánicas que cumplen con los requerimientos establecidos. En primer lugar, se especifica el tipo de actuador utilizado en el sistema. A continuación, se detallan y evalúan los elementos críticos de la estructura.

### **Dimensiones del prototipo**

En el diseño se establecieron las medidas proporcionales del dispositivo respetando la relación de transmisión de potencia en los engranajes.

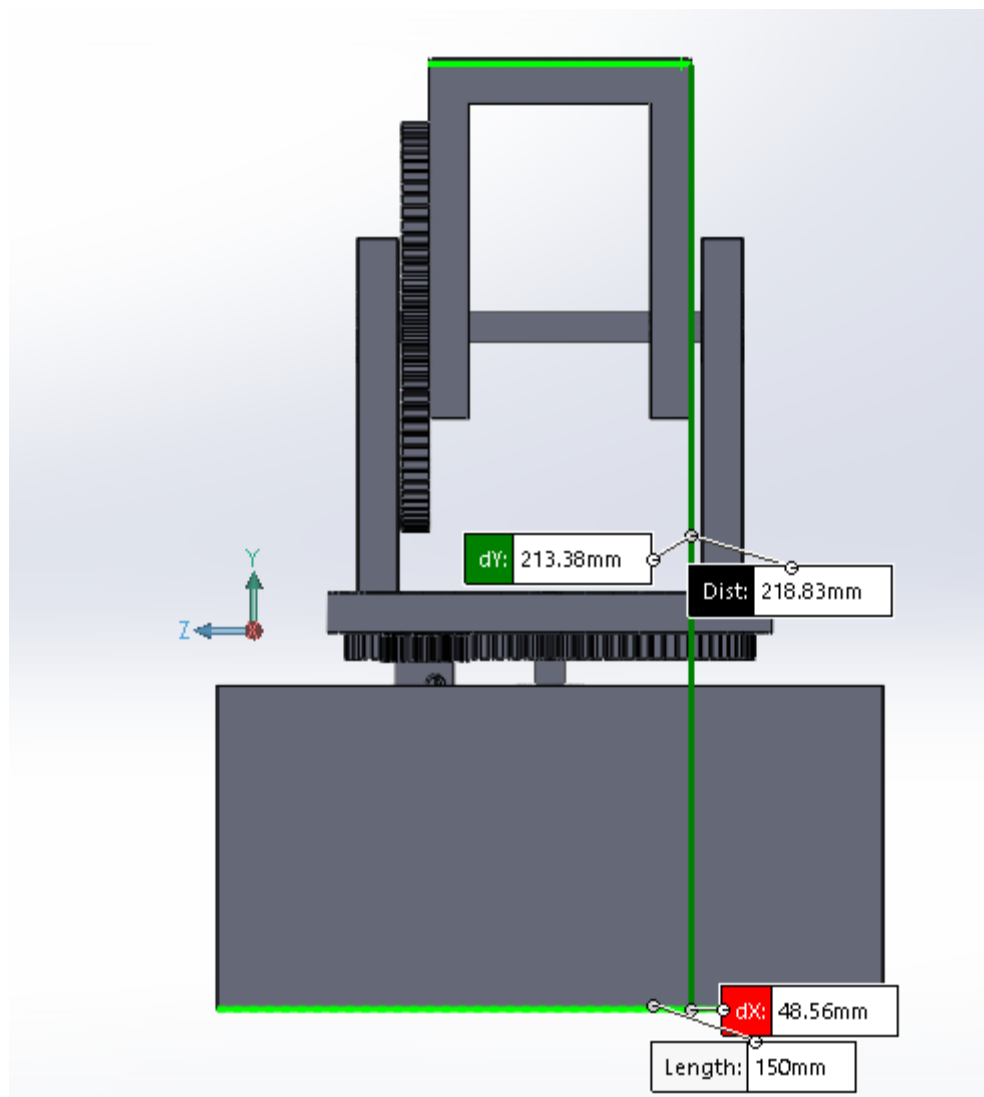


Figura 15. Medidas del dispositivo(1).

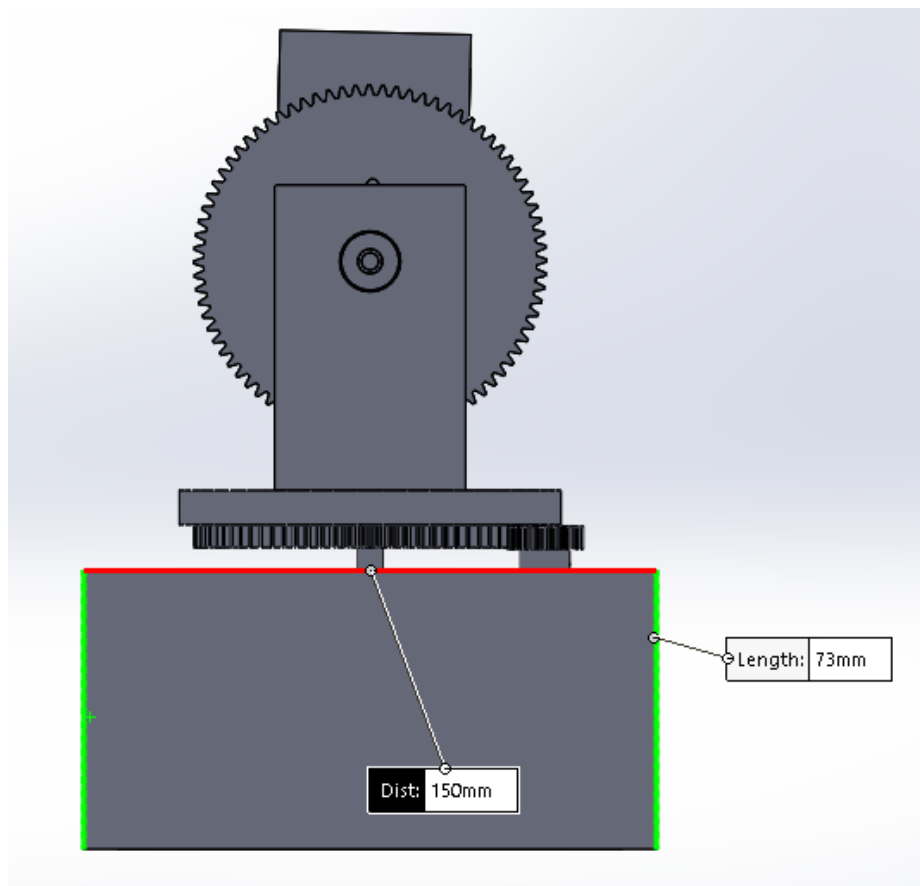


Figura 16. Medidas del dispositivo (2).

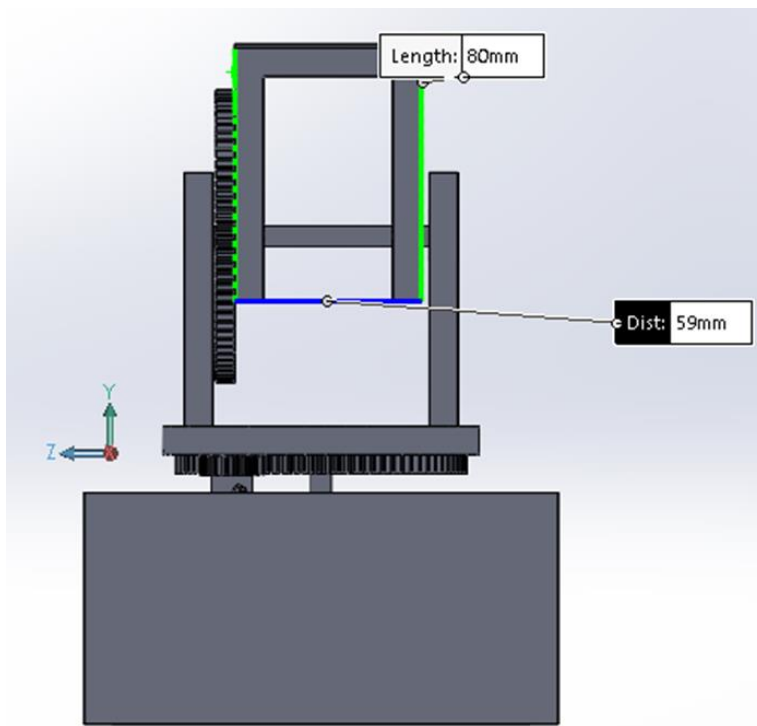


Figura 17. Medidas del dispositivo (3).

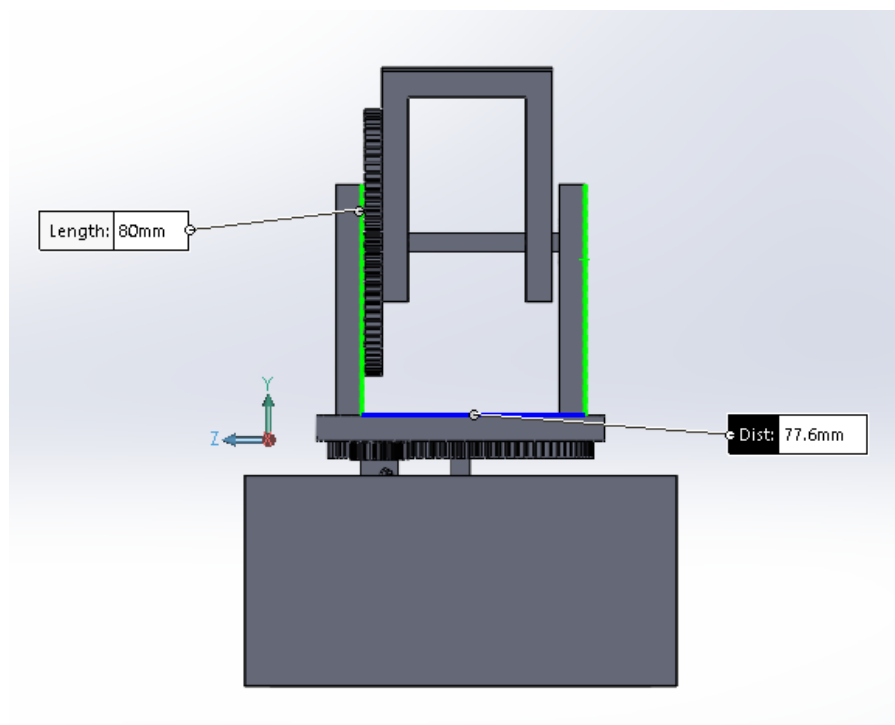


Figura 18. Medidas del dispositivo (4).

## Diseño informático

Para describir la estructura final del sistema, se creó un diagrama IDEF0 que se muestra en la Figura 19. En este diagrama se representan las entradas del sistema (como la Fuente de energía, el Paciente y las Variables de terapia) y las salidas del sistema (como los Resultados de terapia, los Mensajes de salida y los Movimientos terapia). Además, se incluye el control de la máquina a través de la Configuración.

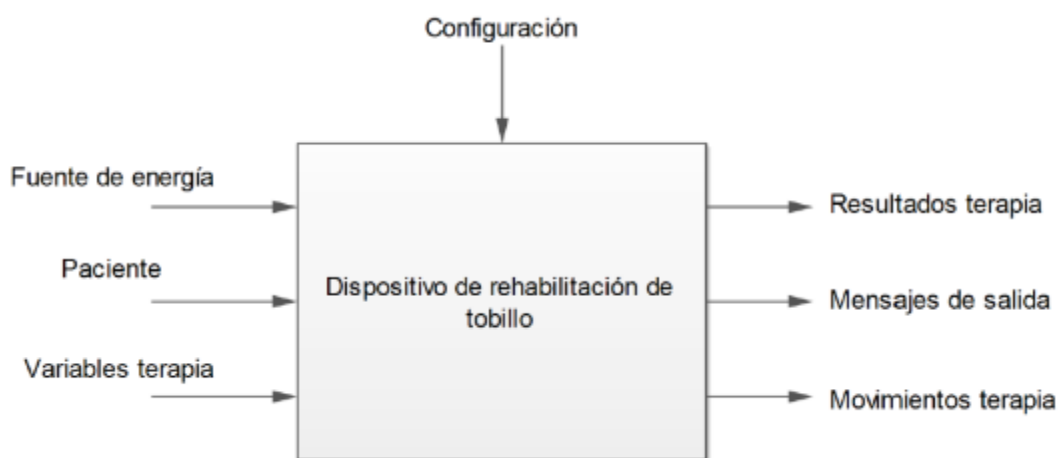


Figura 19. Diagrama IDEF0 de entradas y salidas del sistema de rehabilitación de tobillo.

La Figura 20 muestra un diagrama detallado de las interacciones entre los componentes del sistema de rehabilitación de tobillo. El sistema de comunicación H/M (Hombre/Máquina) es la entrada del sistema, donde se reciben los tipos de terapia, el paciente y la configuración. Las salidas del sistema de comunicación H/M son los mensajes del sistema, que también se comparten con las entradas del sistema de control y el sistema informático. Otra entrada del sistema es la fuente de energía, que pertenece al sistema de potencia, cuya única salida se encuentra en una entrada del sistema de control. El sistema mecánico y el sistema informático son las entradas del sistema de control y el sistema de comunicación H/M, y sus salidas fuera del sistema son los movimientos de terapia y los resultados de la terapia.

Se puede observar que el sistema mecánico y el sistema de comunicación H/M son fundamentales en el funcionamiento del sistema de rehabilitación, ya que interactúan con el público objetivo del proyecto. También es importante destacar la función de los demás componentes del sistema, como el sistema de potencia que transforma y distribuye la energía y el sistema de control que maneja el sistema electrónico, el cual cuenta con elementos de entrada/salida como sensores y actuadores, y se comunica a través del sistema informático.

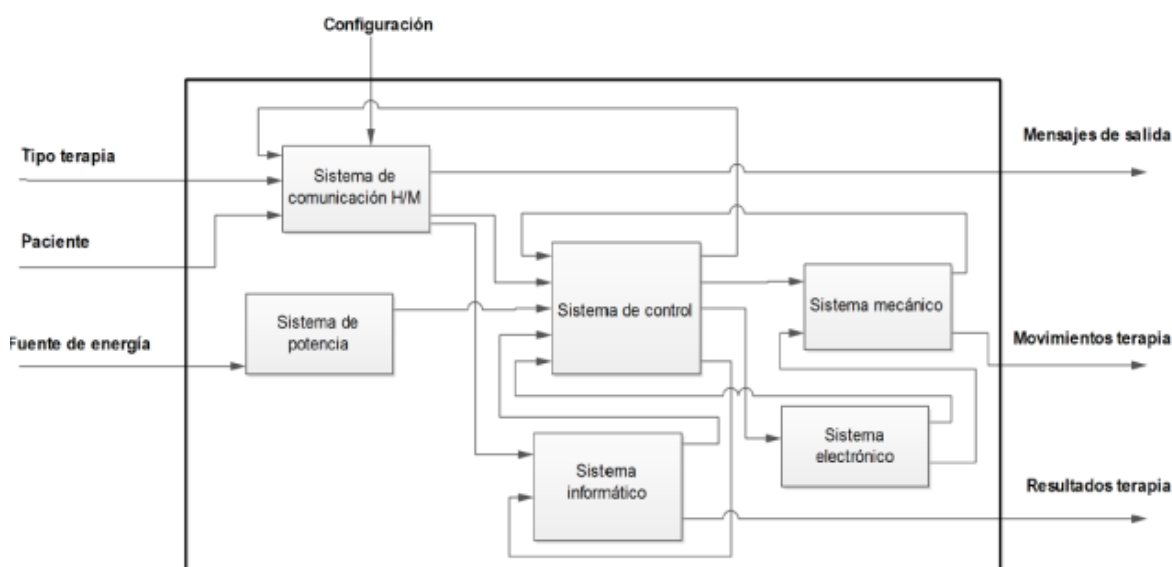


Figura 20. Diagrama IDEFO de la arquitectura mecatrónica del sistema de rehabilitación de tobillo

### Diseño electrónico

En esta sección se describe la parte electrónica de los sistemas presentados en el diagrama IDEFO anterior. Se utilizó un modelo de arquitectura electrónica, representado en la Figura 21, para explicar los modos de operación local y distribuida del proyecto. En general, se requieren ambos modos de operación para la configuración de la terapia. El modo de operación local permite ajustar los rangos de movimiento iniciales del paciente a través del Control del Mando, que se comunica con el Mando Máquina. Además, gracias a los módulos inalámbricos,



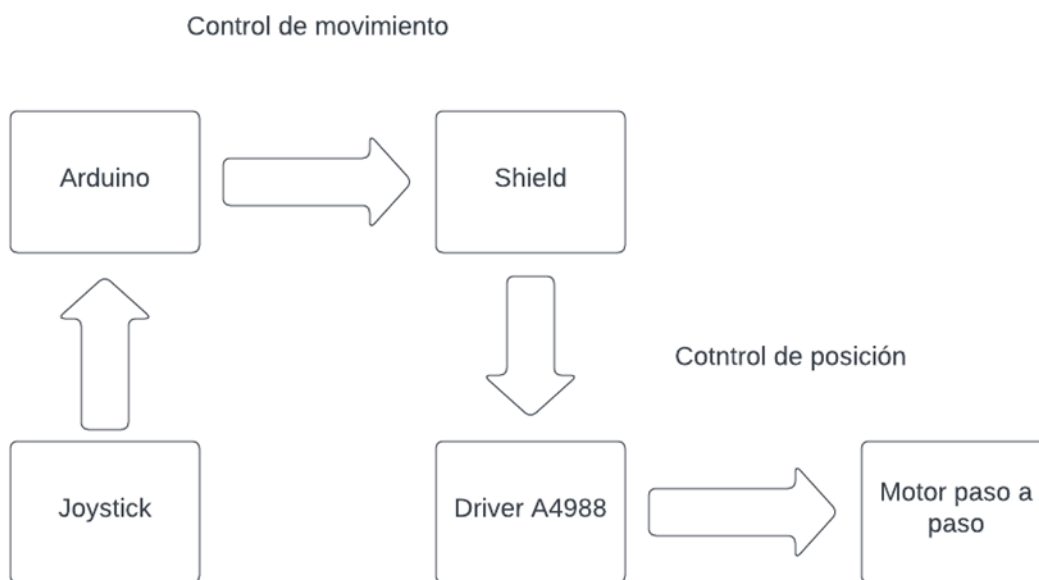


Figura 22. Arquitectura de control.

## Materiales y métodos

### Técnicas Para Recolección De La Información

Para la realización de esta propuesta, se trabaja con dos tipos de fuentes de información primaria y secundaria; ya que, para la recolección, tratamiento y su posterior estudio se tomaron los materiales bibliográficos de soporte, tales como libros y artículos de revistas especializadas en salud, los cuales nos ayudaron en el entendimiento y formación del proyecto.

La técnica empleada de investigación terciario para la recolección de información se realizó una encuesta con fisioterapeutas para determinación que tan satisfechas se sentirían en utilizar un dispositivo que contribuya en la rehabilitación de tobillo y, además, investigar los ángulos adecuados en implementar para el dispositivo a la hora de ser utilizado en pacientes que padezcan de lesiones en el tobillo.

## **Entrevista**

En la visita a la ESE Hospital de Baranoa se realizó una breve entrevista (ver formato Anexo) a las fisioterapeutas Uriel Arredondo Castro y Tatiana Estrada Santos. Donde nos explicaron acerca de los parámetros utilizados en el área de rehabilitación y de sus diferentes métodos e instrumentos utilizados, los cuales abordaremos a continuación.

Las fisioterapéuticas son las encargadas de la atención en terapias y rehabilitación físicas en la comunidad del municipio de Baranoa, la cual llevan desempeñando en su cargo 26 años.

De las lesiones que más frecuentes llegan los pacientes en el pie y el tobillo llegan con diagnósticos de esguinces, fracturas en tibia y peroné, fracturas en calcáneo, fascitis plantar, artrosis en tobillo, entre otras.

Para atender las lesiones ocasionadas en el tobillo son aplicados los procedimientos dependiendo en la fase que se encuentra el paciente les aplican las siguientes terapias a los pacientes:

- Crioterapias
- Masajes sedativos
- Estimulación eléctrica
- Ultrasonidos con inmersiones
- Ejercicios libres, asistidos, resistivos
- Entrenamiento de marcha
- Ejercicios con bandas elásticos.

Las fisioterapeutas nos indicaron que los ángulos aplicados en la rehabilitación del tobillo a los pacientes que presentan lesiones de tobillo dependen del grado de esguince que sea diagnosticado el paciente y son los siguientes:

### **Esguince grado I**

- Dorsiflexión: 29°
- Plantarflexión: 44°
- Inversión: 20°
- Eversión: 15°

### **Esguince grado II**

- Dorsiflexión: 25°
- Plantarflexión: 41°
- Inversión: 16°
- Eversión: 12°

### **Esguince grado III**

- Dorsiflexión: 21°
- Plantarflexión: 38°
- Inversión: 14°
- Eversión: 10°

Son realizadas secciones de acuerdo el grado de severidad del esguince que presenta el paciente normalmente se inician con 10 a 15 secciones dependiendo si el paciente requiere más se extiende el tratamiento.

Mediante este estudio se pudo observar que las fisioterapeutas son las encargadas de realizar las terapias de manera manual a los pacientes y nos argumentaron que el dispositivo sería de gran ayuda dentro de la labor teniendo en cuenta los volúmenes de pacientes y la cantidad de tiempo que se requiere para una rehabilitación profunda del paciente pero cabe notar que el trabajo de la mano humana no tiene reemplazo, sería un aporte fabuloso dentro del tratamiento y manejarlo de manera íntegra y de manera investigativa para comprobar que tanto se puede avanzar en este tipo de patologías para los pacientes.

Al realizar estas entrevistas se logró evidenciar la necesidad de la creación de un dispositivo de rehabilitación que permita ser de ayuda tanto al paciente recibir una mejor rehabilitación, sino también al especialista (fisioterapeuta) usándolo de apoyo para tener un mejor método que permita al paciente recuperarse en un menor tiempo.

### **Materiales**

La estructura del prototipo se construyó en tríplex 9mm para el ensamble se usaron clavos de 1" todo esto basándonos en el diseño en 3d. después se fijaron los motores de paso con los tornillo de 1/8" que traen, se le colocan los piñones pequeños los cuales transmiten el movimiento a los más grande. Como eje se utilizaron las Varilla roscadas de 1/4" se cortaron a medida y se les colocaron las tuercas para fijarla y no tener movimiento en el eje. Los engranajes grandes se fijaron con tornillos de 1/8". Para que solo se muevan cuando el motor este en movimiento. Para la electrónica se utilizó un Arduino uno, Shield CNC, Driver A4988, modulo joystick y un interruptor. El ensamble de la shield es de plug a play al igual de los driver, antes de conectar los motores se calibra la corriente máxima de los driver para trabajar con los motores seleccionados en este caso 1.4A y 1.7A, Antes de conectar los motores se carga el firmware de control en el

Arduino y luego se conecta la shield cnc al Arduino. Posteriormente conectamos todo como se ve en la Figura 21, ensamble de la electrónica.

Se realizará la justificación de las tecnologías a utilizar, cabe mencionar que es necesario establecer un controlador para el sistema, se optó a utilizar un Arduino ya que es de fácil adquisición en el mercado, además de contar con los conocimientos previos en el uso de esta herramienta y su software. Además de otros elementos importantes para la realización de nuestro prototipo mínimo viable.

- Arduino
- Arduino UNO

Es una placa basada en el microcontrolador ATmega328P. Tiene 14 pines de entrada/salida digital (de los cuales 6 pueden ser usando con PWM), 6 entradas analógicas, un cristal de 16Mhz, conexión USB, conector jack de alimentación, terminales para conexión ICS y un botón de reinicio. Tiene toda la electrónica necesaria para que el microcontrolador opere, simplemente hay que conectarlo a la energía por el puerto USB o con un transformador AC-DC.



Figura 23. Arduino uno.

Al determinar este Arduino para trabajar en el diseño se observaron pros y contra con un cuadro comparativo con respecto a los Arduino del mercado y decidimos el Arduino Uno por ser más accesible en el mercado por su rendimiento y su bajo costo.












											
<b>Fabricante</b>	Arduino	Arduino	Arduino	Arduino	Arduino	Arduino	Arduino	Netduino	Texas Instruments	Fundación Raspberry Pi	
<b>Modelo</b>	Pro Mini	Nano	Uno	Mega / Mega 2560	Leonardo	Micro	Due	Netduino 2	Stellaris Launchpad LM4F120	Raspberry Pi Mod.B	
<b>Microcontrolador</b>	AVR Atmega 168 ó 328 8bits	AVR ATmega 168 ó 328 8bits	AVR ATmega 328 8bits	AVR ATmega2560 8bits	AVR ATmega 32u4 8bits	AVR ATmega 32u4 8bits	ARM SAM3X8E Cortex-M3 32bits	ARM STM32F2 Cortex-M3 32bits	ARM LM4F120H5QR Cortex-M4 32bits	ARM Broadcom BCM2835	
<b>Frecuencia</b>	16Mhz	16Mhz	16Mhz	16Mhz	16Mhz	16Mhz	84Mhz	120Mhz	80Mhz	700Mhz	
<b>Memoria RAM</b>	2KiB	2KiB	2KiB	8KiB	2.5KiB	2.5KiB	96KiB (64+32KiB)	60KiB	32KiB	512MiB	
<b>Memoria EEPROM</b>	1KiB	1KiB	1KiB	4KiB	1KiB	1KiB	0	0	-	-	
<b>Memoria FLASH</b>	16 ó 32KiB	16 ó 32KiB	32KiB	128 ó 256KiB	32KiB	32KiB	512KiB	192KiB	256KiB	-	
<b>Pines digitales entradas/salidas</b>	14/14	14/14	14/14	54/54	20/20	20/20	54/54	20/20	43/43	8/8	
<b>Tensión/corriente pines digitales</b>	3.3v ó 5v 40mA	5v 40mA	5v 40mA	5v 40mA	5v 40mA	5v 40mA	3.3v 3~15mA (130mA entre todos)	3.3v~5v 25mA (125mA entre todos)	5v	-	
<b>Pines analógicos entradas/salidas</b>	6/0	8/0	6/0	16/0	12/0	12/0	12/2	6/0	-	-	
<b>Tensión/resolución pines analógicos</b>	3.3v ó 5v 10bits (1024 valores)	5v 10bits (1024 valores)	5v 10bits (1024 valores)	5v 10bits (1024 valores)	5v 10bits (1024 valores)	5v 10bits (1024 valores)	3.3v 12bits (4096 valores)	5v 12bits (4096 valores)	-	-	
<b>Pines con interrupción externa</b>	2	2	2	6	2	2	-	-	-	-	
<b>Pines PWM</b>	6	6	6	15	7	7	12	6	-	-	
<b>Conexiones Serial / UART</b>	1	1	1	4	1	1	4	4	8	Si	
<b>Conexiones I2C / TWI</b>	1	1	1	1	1	1	2	1	4	Si	
<b>Conexiones ISP / ICSP</b>	1	1	1	1	1	1	1	1	-	Si	
<b>Conexión USB</b>	No (necesita adaptador externo)	Si	Si, USB-B	Si, USB-B	Si, Nativa, MicroUSB	Si, Nativa, MicroUSB	Si, Nativa, MicroUSB	Si, Nativa, MicroUSB	Si, Nativa, MicroUSB	Si, MicroUSB	
<b>Conexión USB de depuración</b>	No	No	No	No	No	No	Si, MicroUSB	Si, MicroUSB	Si, MicroUSB	-	
<b>Conexión Bluetooth</b>	No	No	No	No	No	No	No	No	No	-	
<b>Conexión WiFi</b>	No	No	No	No	No	No	No	No	No	-	
<b>Conexión Ethernet</b>	No	No	No	No	No	No	No	No	No	Si	
<b>Conexión USB Host</b>	No	No	No	No	No	No	Si	No	Si	Si	
<b>Almacenamiento por SD</b>	No	No	No	No	No	No	No	No	No	Si	
<b>Corriente en el pin de 5v</b>	-	500mA	500~800mA	500~800mA	500~800mA	500mA	800mA	-	-	-	
<b>Corriente en el pin de 3.3v</b>	-	50mA	50mA	50mA	50mA	50mA	800mA	-	-	-	
<b>Voltaje de alimentación por el USB</b>	3.3v ó 5v (sin usb)	5v	5v	5v	5v	5v	5v	5v	5v	5v	
<b>Voltaje de alimentación recomendado por el Jack</b>	3.35 -12 V (modelo 3.3V) ó 5 - 12 V (modelo 5V)	7~12v	7~12v	7~12v	7~12v	7~12v	7~12v	7.5~9v	-	-	
<b>Voltaje de alimentación limite por el Jack</b>	-	6~20v	6~20v	6~20v	6~20v	6~20v	6~20v	-	-	-	
<b>Precio oficial</b>	15+gi	-	20€+gi	40€+gi	18€+gi	18€+gi	39€+gi	~35\$+gi	13\$+gi	~43\$+gi	
<b>Precio BBB</b>	~4€	~9€	~10€	~12€	11€~	~16€	~38€	25~30€	~15€	~35€	

Figura 24. Tabla comparativa de placas Arduinos.

- Driver Controlador De Motor A4988:

Para el manejo de los motores que tienen los actuadores lineales se necesitan 2 drivers A4988.

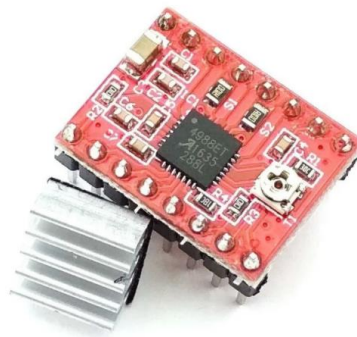


Figura 25. Driver Controlador de Motor A4988. Pieza que controla los actuadores lineales.

Nota: Imagen obtenida de (MercadoLibre Colombia, 2023)

### **Características:**

- Cinco resoluciones diferentes: paso completo, medio paso, un cuarto de paso, un octavo de paso, y un dieciseisavo de paso.
- Control de corriente ajustable que permite ajustar la salida de corriente máxima con un potenciómetro, que le permite utilizar tensiones superiores a la tensión nominal del motor paso a paso para lograr mayores tasas de paso.
- Protección por sobrecalentamiento térmico, cierre por baja tensión, y protección por sobre pico de corriente.

- Módulo Shield Arduino Cnc

Este módulo nos permitimos la conexión entre el control y los drivers. Además, nos permite controlar varios motores.

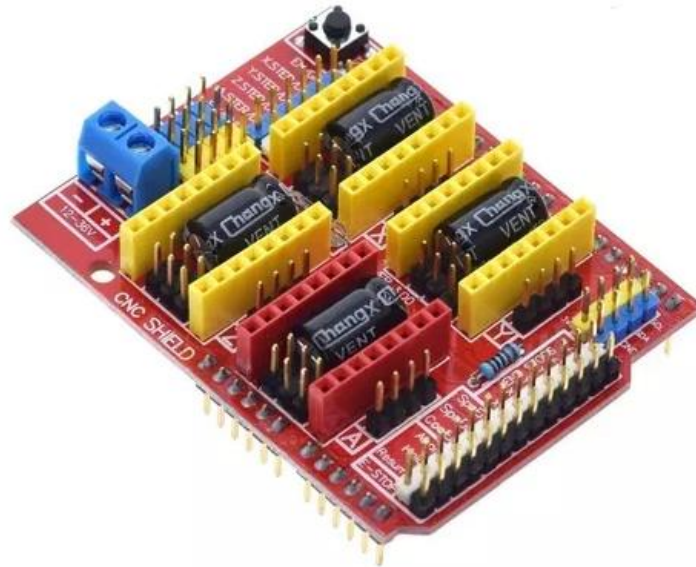


Figura 26. Módulo Shield Arduino Cnc.

Nota: Imagen obtenida de (MercadoLibre Colombia,2023)

### **Características:**

Es un shield de expansión compatible con Arduino que traduce las ordenes digitales de nuestro ordenador en ordenes por pasos, esto se hace a través de 4 drivers A4988 para controlar los motores paso a paso, cada uno de los cuales necesita dos puertos IO para funcionar.

Esta placa se usa principalmente en máquinas CNC de grabado y en impresión 3D expandiendo al Arduino UNO. Es fácil de usar, de bajo costo, y con espacio para conectar ampliaciones.

Compatible con el Software GRBL en versión 0.8C. firmware de código abierto que se ejecuta en un Arduino convirtiendo los comandos de código G en señales eléctricas para mover en pasos los motores.

### **Especificaciones Técnicas**

Referencia: Shield CNC v3

- Voltaje de operación: 12V
- 4 ejes de soporte: X, Y Z, A (El eje A puede duplicar los ejes X, Y, Z o por defecto, hacer un cuarto eje completo con firmware personalizado utilizando los pines D12 y D13)
- Finales de carrera: 2 para cada eje (6 en total)
- Molex de 4 pines para conectar los motores PAP
- Color: rojo
- Dimensiones: 7 x 5.5 x 1.8 cm
- Peso: 200 g
- Modulo Joystick

Nos permite controlar los movimientos, es decir, traduce los movimientos direccionales realizados por el botón mediante su doble eje X e Y, funcionando a través de potenciómetros de 10 K $\Omega$ . Compatible con Microcontroladores PIC, Arduino, entre otros, siendo una de las principales aplicaciones el control de Servomotores. (Ferretronica,2023)



Figura 27. Modulo Joystick.

Nota: Imagen obtenida de (MercadoLibre Colombia,2023)

### Características:

- Modelo: KY-023
  - Voltaje de Alimentación DC: 5V
  - Salida Análoga para Ejes X eY
  - Salida Digital en Pulsador
  - Numero de Potenciómetros: 2
  - Valor de los Potenciómetros: 10K $\Omega$
  - Integra Pulsador Normalmente Abierto
  - Dimensiones: 40mm x 26mm x 32mm
- Motor Nema 17

Este es un motor paso a paso híbrido Nema17 genérico de 2 fases. Tiene un ángulo de avance de 1.8° y puede completar un círculo completo en 200 pasos. Este motor tiene 2 fases y se recomienda suministrar 1.7 amperios por cada fase.



*Figura 28. Motor Nema 17.*

**Especificaciones:**

- Modelo: A0022
  - Longitud Del Motor: 40MM
  - ángulo de paso: 1.8°
  - Numero de Fase:2
  - Tensión nominal:3.3V
  - Corriente nominal:1.5A
  - Resistencia de fase:2.2
  - Inductancia de fase: 3.8mH
  - par de retención: 400mN.m
  - Par de detención: 18mN.m
  - Momento de inercia: 57g.cm<sup>2</sup>
  - Peso del motor:0.27kg
- Adaptador de corriente 12 V

Adaptador de corriente usado específicamente para dispositivos y proyectos que requieran una fuente de alimentación de 12V 1A y que cuenten con un conector para el jack de 2.1~2.5mm.



Figura 29. Adaptador de corriente.

### **Análisis de costos**

El análisis de costos para el diseño y construcción de un dispositivo rehabilitador de tobillo puede incluir diferentes aspectos y consideraciones. A continuación, se presentan algunos elementos clave que se deben tener en cuenta:

1. **Materiales y componentes:** Se deben identificar los materiales necesarios para la construcción del dispositivo, como estructuras metálicas, plásticos, sensores, motores, circuitos electrónicos, entre otros. Es importante obtener cotizaciones de proveedores para determinar los costos de adquisición de dichos materiales.
2. **Mano de obra:** Se debe considerar el costo de la mano de obra involucrada en el diseño y construcción del dispositivo. Esto puede incluir ingenieros, técnicos, diseñadores, fabricantes,

programadores, entre otros especialistas. El costo de la mano de obra puede variar según la ubicación geográfica y la experiencia requerida.

3. Equipo y herramientas: Es posible que sea necesario adquirir o utilizar equipos y herramientas específicas para la fabricación del dispositivo. Esto puede incluir software de diseño asistido por computadora (CAD), herramientas de prototipado, equipos de soldadura, máquinas de corte, entre otros. Se deben tener en cuenta los costos de adquisición o alquiler de estos elementos.

4. Pruebas y validación: Para garantizar la eficacia y seguridad del dispositivo, es fundamental realizar pruebas y validaciones. Esto puede implicar la contratación de servicios externos de pruebas o la adquisición de equipos específicos para realizar pruebas funcionales, biomecánicas, de resistencia, entre otras. Los costos de estas pruebas deben ser considerados en el análisis.

5. Certificaciones y cumplimiento normativo: Dependiendo del uso previsto del dispositivo y las regulaciones locales, puede ser necesario obtener certificaciones y cumplir con requisitos normativos. Esto puede implicar costos asociados a la documentación, pruebas adicionales y evaluaciones de seguridad.

6. Gastos generales y contingencias: También se deben considerar los gastos generales, como alquiler de espacio de trabajo, servicios públicos, seguros y otros costos operativos. Además, es importante destinar un porcentaje para contingencias, que permita cubrir imprevistos durante el proceso de diseño y construcción.

Es esencial realizar un análisis detallado y exhaustivo de estos elementos, obteniendo cotizaciones reales y considerando factores específicos del proyecto. Esto ayudará a determinar un presupuesto más preciso para el diseño y construcción del dispositivo rehabilitador de tobillo.

**Tabla 10.** *Costos de los materiales.*

<b>COSTOS DEL PROYECTO</b>			
<b>Cantidad</b>	<b>Ítem</b>	<b>V. unitario</b>	<b>V. Total</b>
2	Motor Nema 17	\$ 50,000.00	\$ 100,000.00
2	Engranaje pequeño	\$ 5,000.00	\$ 10,000.00
2	Engranaje grande	\$ 17,000.00	\$ 34,000.00
1	Shield Arduino cnc	\$ 17,000.00	\$ 17,000.00
2	Driver a4988	\$ 12,000.00	\$ 24,000.00
1	Módulo joystick	\$ 8,000.00	\$ 8,000.00
1	Cables jumper	\$ 4,000.00	\$ 4,000.00
1	Adaptador 12V 2A	\$ 15,000.00	\$ 15,000.00
1	Madera Tríplex 9mm	\$ 20,000.00	\$ 20,000.00
1	Arduino uno	\$ 56,000.00	\$ 56,000.00
1	Varilla roscada 1/4"	\$ 6,200.00	\$ 6,200.00
4	Balinera Di 1/4", De 3/8"	\$ 10,000.00	\$ 40,000.00
8	Tuerca 1/4"	\$ 600.00	\$ 4,800.00
6	Arandela 1/4"	\$ 200.00	\$ 1,200.00
3	Tuerca de seguridad 1/4"	\$ 800.00	\$ 2,400.00
24	Clavos 1" sin cabeza	\$ 50.00	\$ 1,200.00
1	Interruptor SPST	\$ 2,400.00	\$ 2,400.00
<b>TOTAL</b>			<b>\$ 346,200.00</b>

## Procedimiento

Para la elaboración del prototipo se realizaron los pasos descritos a continuación:

Paso 1. Búsqueda de información: se llevó a cabo una búsqueda exhaustiva de información. Esto implicó revisar el estado actual de la técnica y el arte en el campo relevante, con el objetivo de recopilar información relevante para el desarrollo del dispositivo. Esta búsqueda incluyó la revisión de equipos similares, terapias existentes, causas de las lesiones, desafíos técnicos y otros aspectos pertinentes.

Paso 2. Diseño de especificaciones: durante este paso, se busca determinar los requisitos mínimos que el dispositivo debe cumplir. Esto implica identificar los ángulos que debe abarcar, los puntos máximos que deben ser alcanzados, así como las fuerzas que actúan en las articulaciones, entre otros aspectos relevantes. El objetivo es establecer claramente los criterios y especificaciones que guiarán el diseño y la construcción del dispositivo.

Paso 3. Diseño conceptual: en la tercera etapa de la investigación, se busca identificar la alternativa tecnológica que será utilizada y se profundiza en los detalles del diseño. Durante este proceso, se exploran diferentes opciones tecnológicas y se analizan sus características, ventajas y limitaciones. Se realiza una evaluación exhaustiva para seleccionar la alternativa más adecuada que cumpla con los requisitos establecidos en etapas anteriores. Este paso sienta las bases para el diseño detallado del dispositivo.

Paso 4. Diseño del prototipo: durante esta fase, se procedió a la elaboración de los diseños en formato 3D utilizando el software AutoCAD. En este paso, se crearon los planos y representaciones detalladas del dispositivo, teniendo en cuenta las especificaciones y requerimientos establecidos previamente. Se utilizaron las herramientas proporcionadas por AutoCAD para modelar y visualizar el dispositivo desde diferentes ángulos y perspectivas, lo que permitió obtener una representación precisa y detallada del modelo en 3D. Estos planos y diseños sirvieron como referencia para la posterior construcción del dispositivo rehabilitador de tobillo.

Paso 5. Diseño eléctrico: se procede a la elaboración de un diagrama eléctrico que incluye los componentes principales del sistema, como el microcontrolador Arduino, los motores, los controladores de motores A4988 y la fuente de energía. Cada componente se conecta de manera adecuada según las especificaciones correspondientes. En este esquema

eléctrico se establecen las conexiones necesarias para el correcto funcionamiento del dispositivo, asegurando que todos los componentes estén interconectados de manera adecuada y cumpliendo con los requerimientos eléctricos necesarios para su operación.

Paso 6. Codificación en Arduino: se llevó a cabo una investigación exhaustiva y se realizó la adaptación del código para programar el prototipo y definir los movimientos que debe realizar de manera específica. Durante este proceso, se buscó y seleccionó el código adecuado, realizando las modificaciones necesarias para cumplir con las instrucciones y comandos requeridos para controlar el prototipo en general. Esta programación permite al dispositivo ejecutar los movimientos deseados de acuerdo con los parámetros establecidos.

Paso 7. Construcción del prototipo: en esta etapa, se inicia la construcción del prototipo siguiendo las especificaciones, alternativas y subsistemas previamente identificados para lograr el prototipo deseado. En este caso, se ha optado por utilizar madera para diseñar la estructura del prototipo, ya que se busca desarrollar un prototipo mínimo viable. La elección de la madera como material de construcción proporciona una opción económica y accesible para crear la estructura necesaria.

Paso 8. Construcción electrónica del prototipo: se utiliza como referencia el esquema elaborado en el paso 5 para llevar a cabo las conexiones correspondientes en la protoboard. Estas conexiones se realizan en el Arduino Uno, los drivers de control de motores A4988 y los propios motores, siguiendo las indicaciones y disposiciones establecidas en el esquema.

Paso 9. Prototipo final: En esta etapa, se colocan los engranajes en las ubicaciones apropiadas para ejecutar los movimientos deseados. Estos engranajes se conectan a la parte

electrónica mencionada en el paso 8, permitiendo la transmisión de energía y movimiento entre los componentes.

Paso 10. Pruebas del prototipo: en este paso, se llevan a cabo las pruebas del prototipo para verificar que cumple con las expectativas establecidas. Se busca demostrar que el dispositivo puede ser operado de manera automática, permitiendo seleccionar el tipo de esguince deseado, así como también puede funcionar de forma manual gracias a la inclusión de un módulo de control. De esta manera, se evalúa tanto la funcionalidad automática como la capacidad de interacción y control manual del dispositivo.

## **RESULTADOS**

### 1. Cálculo de torque

Este cálculo nos permite comprobar el torque que debe realizar el motor y, a partir de ese valor, evaluar las opciones disponibles en el mercado.

Para realizar el cálculo se tomó como referencia la movilización de una persona de 190 cm de altura (H) y 100 kg de peso (M) y basándonos en la figura 14 que se muestra el boceto del cuerpo humano y la relación que existe entre la altura de una persona y cada parte de su cuerpo.

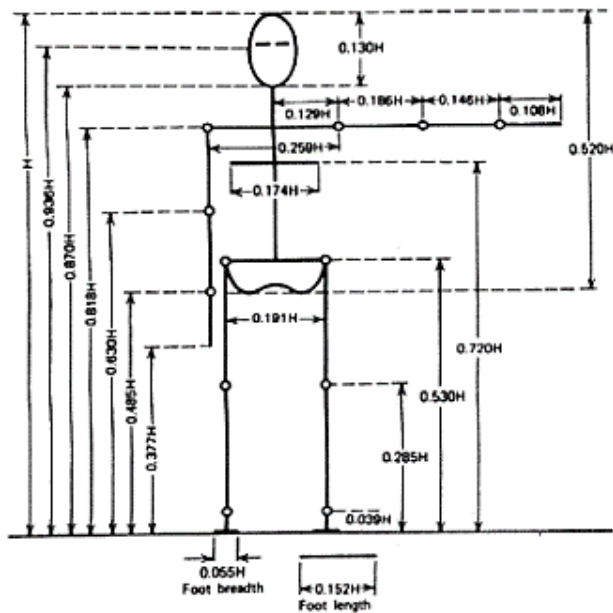


Figura 30. Longitudes del cuerpo como una fracción de la altura.

**Ecuación 3.** Largo del pie.

$$L_p = 0.152H = 28.88 \text{ Cm}$$

**Ecuación 4.** Ancho del pie.

$$A_p = 0.055H = 10.45 \text{ Cm}$$

**Ecuación 5.** Altura en la que se encuentra el maléolo lateral.

$$H_p = 0.037H = 7.41 \text{ Cm}$$

Donde  $L_p$  y  $A_p$  son el largo y el ancho del pie, respectivamente, y  $H_p$  es la altura a la que se encuentra el maléolo lateral.

**Ecuación 6.** Largo total del pie.

$$L_T = \frac{A_p}{2} : 10.45 \text{ Cm}$$

Segment	Definition	Segment Weight/Total Body Weight	Center of Mass/ Segment Length		Radius of Gyration/ Segment Length		Density	
			Proximal	Distal	C of G Proximal	Distal		
Hand	Wrist axis/knuckle II middle finger	0.006 M	0.506	0.494 P	0.297	0.587	0.577 M	1.16
Forearm	Elbow axis/ulnar styloid	0.016 M	0.430	0.570 P	0.303	0.526	0.647 M	1.13
Upper arm	Glenohumeral axis/elbow axis	0.028 M	0.436	0.564 P	0.322	0.542	0.645 M	1.07
Forearm and hand	Elbow axis/ulnar styloid	0.022 M	0.682	0.318 P	0.468	0.827	0.565 P	1.14
Total arm	Glenohumeral joint/ulnar styloid	0.050 M	0.530	0.470 P	0.368	0.645	0.596 P	1.11
Foot	Lateral malleolus/head metatarsal II	0.0145 M	0.50	0.50 P	0.475	0.690	0.690 P	1.10
Leg	Femoral condyles/medial malleolus	0.0465 M	0.433	0.567 P	0.302	0.528	0.643 M	1.09
Thigh	Greater trochanter/femoral condyles	0.100 M	0.433	0.567 P	0.323	0.540	0.653 M	1.05
Foot and leg	Femoral condyles/medial malleolus	0.061 M	0.606	0.394 P	0.416	0.735	0.572 P	1.09
Total leg	Greater trochanter/medial malleolus	0.161 M	0.447	0.553 P	0.326	0.560	0.650 P	1.06
Head and neck	C7-T1 and 1st rib/ear canal	0.081 M	1.000	— PC	0.495	0.116	— PC	1.11
Shoulder mass	Sternoclavicular joint/glenohumeral axis	—	0.712	0.288	—	—	—	1.04
Thorax	C7-T1/T12-L1 and diaphragm*	0.216 PC	0.82	0.18	—	—	—	0.92
Abdomen	T12-L1/L4-L5*	0.139 LC	0.44	0.56	—	—	—	—
Pelvis	L4-L5/greater trochanter*	0.142 LC	0.105	0.895	—	—	—	—
Thorax and abdomen	C7-T1/L4-L5*	0.355 LC	0.63	0.37	—	—	—	—
Abdomen and pelvis	T12-L1/greater trochanter*	0.281 PC	0.27	0.73	—	—	—	1.01
Trunk	Greater trochanter/glenohumeral joint*	0.497 M	0.50	0.50	—	—	—	1.03
Trunk head neck	Greater trochanter/glenohumeral joint*	0.578 MC	0.66	0.34 P	0.503	0.830	0.607 M	—
Head, arms, and trunk (HAT)	Greater trochanter/glenohumeral joint*	0.678 MC	0.626	0.374 PC	0.496	0.798	0.621 PC	—
HAT	Greater trochanter/mid rib	0.678	1.142	—	0.903	1.456	—	—

Figura 31. Características de los segmentos del cuerpo. En rojo se resaltan los correspondientes al pie y a la pierna.

Ahora bien, para realizar los cálculos dinámicos es necesario conocer el peso y el centro de gravedad de cada segmento; y también el momento de inercia del pie. En la Imagen 15 se puede encontrar el peso de éstos como un porcentaje del peso total.

**Ecuación 7.** Peso del pie.

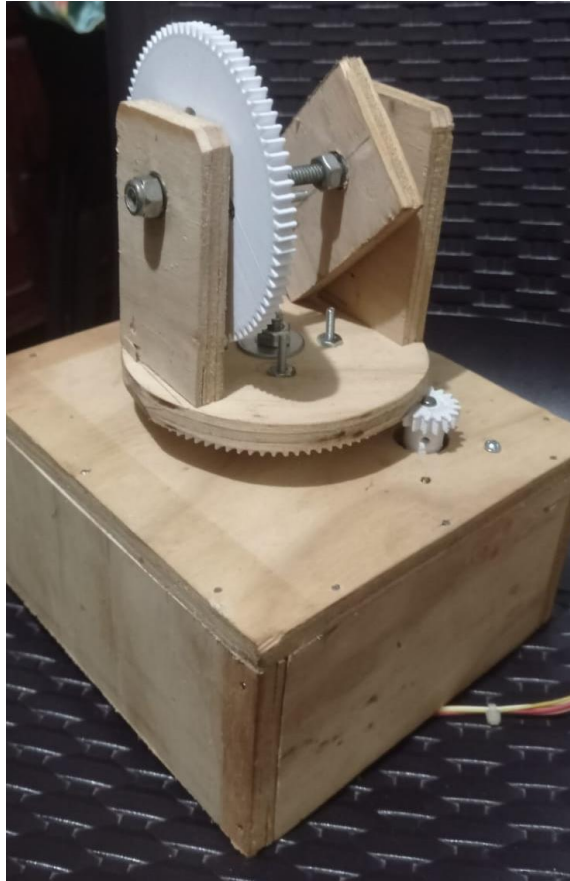
$$M_p = 0.014M = 1.45kg$$

**Ecuación 8.** Peso de la pierna.

$$M_{PN} = 0.0465M = 4.65 kg$$

Donde MP es el peso del pie y MPN es el peso de la pierna.

Después del proceso de investigación, estado del arte diseño mecánico y el diseño de electrónico del sistema pudimos obtener el siguiente prototipo el cual nos brinda una herramienta para la recuperación de lesiones.



*Figura 32.* Ensamble del prototipo de rehabilitador de tobillo.

## **DISCUSION (ANALISIS DE RESULTADOS)**

La discusión de los resultados obtenidos en el diseño y construcción de un prototipo rehabilitador de tobillo revela importantes hallazgos y consideraciones. A continuación, se presentan algunas reflexiones relevantes:

1. Efectividad del prototipo: los resultados obtenidos demuestran que el prototipo rehabilitador de tobillo diseñado y construido es una herramienta efectiva para la rehabilitación de lesiones en esta articulación. Los movimientos de flexión plantar y dorsiflexión, así como de

inversión y eversión, permiten abordar de manera integral los diferentes rangos de movimiento y necesidades de rehabilitación del tobillo.

2. Consideraciones técnicas: durante la fase de diseño, se realizaron cuidados como consideraciones técnicas para garantizar que el prototipo cumpliera con los requisitos necesarios. La utilización de movimientos específicos, como la flexión plantar y dorsiflexión, así como la inversión y eversión, presentó de manera integral las necesidades de rehabilitación del tobillo. Además, la selección de características técnicas basada en la revisión de la literatura científica y médica, respaldada por una matriz de decisión, asegura la eficacia y la funcionalidad del dispositivo.

3. Aplicabilidad clínica: los resultados de este estudio sugieren que el prototipo rehabilitador de tobillo tiene una sólida aplicabilidad clínica. Los profesionales de la salud, como fisioterapeutas y médicos deportivos, pueden incorporar este dispositivo en sus programas de rehabilitación para mejorar los resultados en pacientes con lesiones de tobillo. La versatilidad del prototipo del paciente permite adaptarlo a diferentes niveles de lesión y necesidades específicas de cada.

4. Limitaciones y oportunidades de mejora: Es importante reconocer las limitaciones del estudio y del prototipo. Se recomienda realizar investigaciones adicionales con muestras más grandes y grupos de control para obtener una mayor validez de los resultados. Además, es necesario seguir perfeccionando el diseño del prototipo y explorar nuevas funcionalidades que puedan ampliar su eficacia en la rehabilitación del tobillo.

## **CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES**

En conclusión, el diseño y construcción de un prototipo rehabilitador de tobillo representa una contribución significativa en el campo de la rehabilitación de lesiones de esta articulación. A través de una metodología que considera las necesidades del público objetivo y los avances científicos actuales, se ha logrado desarrollar un dispositivo que tiene como objetivo acelerar el proceso de recuperación y fortalecer el ligamento lesionado, con el fin de restaurar la funcionalidad completa del tobillo.

La utilización de movimientos específicos, como la flexión plantar y dorsiflexión, así como la inversión y eversión, ha sido cuidadosamente considerada en el diseño del prototipo. Estos movimientos permiten abordar de manera integral las diferentes necesidades de rehabilitación de los pacientes, promoviendo la recuperación de la movilidad y la estabilidad de la articulación del tobillo.

El proceso de diseño se basó en la revisión exhaustiva de la literatura científica y médica, y se utilizó una matriz de decisión para identificar las características técnicas óptimas. Esto garantiza que el dispositivo cumpla con los estándares requeridos para obtener resultados óptimos en la rehabilitación del tobillo.

En resumen, el diseño y construcción de un prototipo rehabilitador de tobillo es un avance prometedor que puede mejorar significativamente los tiempos de recuperación y fortalecer los ligamentos lesionados. Este desarrollo ofrece nuevas oportunidades para profesionales de la salud y pacientes, proporcionando una herramienta efectiva y segura en el proceso de rehabilitación del tobillo, y permitiendo a los individuos recuperar su funcionalidad de manera más rápida y eficiente.

## **TRABAJO FUTURO**

1. Mejora del diseño ergonómico: Se puede realizar un análisis detallado de la comodidad y la ergonomía del dispositivo, con el objetivo de optimizar su diseño y hacerlo más confortable para el paciente durante la terapia de rehabilitación. Se pueden incorporar elementos ajustables y materiales acolchados para aumentar la adaptabilidad y reducir la presión sobre el tobillo.

2. Integración de tecnología avanzada: Con los avances tecnológicos en el campo de la salud y la rehabilitación, se pueden explorar opciones para incorporar tecnología avanzada en el dispositivo. Por ejemplo, sensores de movimiento y fuerza podrían utilizarse para monitorear y registrar los movimientos del tobillo, lo que permitiría un seguimiento preciso del progreso y una terapia más personalizada.

3. Desarrollo de programas de rehabilitación personalizados: Se puede trabajar en la implementación de algoritmos y software que permitan generar programas de rehabilitación personalizados para cada paciente. Estos programas podrían adaptarse según las necesidades individuales, el nivel de lesión y el progreso del paciente, brindando una terapia más efectiva y eficiente.

4. Integración de funciones de realidad virtual: La incorporación de elementos de realidad virtual en el dispositivo podría agregar un componente de interacción y motivación para el paciente durante la terapia de rehabilitación. Esto podría ayudar a mejorar la participación y el compromiso del paciente, lo que a su vez podría acelerar el proceso de recuperación.

5. Investigación clínica y validación: Se puede realizar una investigación clínica exhaustiva para evaluar la efectividad y la seguridad del dispositivo rehabilitador de tobillo. Esto incluiría estudios clínicos con un número significativo de participantes y el seguimiento a largo

plazo de los resultados de rehabilitación. La validación científica del dispositivo es fundamental para respaldar su uso clínico y su aceptación en el campo de la rehabilitación.

6. Optimización de costos y fabricación: Es importante continuar explorando opciones para optimizar los costos de fabricación del dispositivo sin comprometer su calidad y funcionalidad. Esto podría implicar la búsqueda de materiales más económicos, pero igualmente duraderos, la optimización de procesos de fabricación y la colaboración con proveedores y fabricantes para reducir los costos de los componentes.

7. Personalización y adaptabilidad: Considerar la posibilidad de diseñar el dispositivo para adaptarse a diferentes tamaños y formas de pie, para poder ser utilizado por una amplia gama de pacientes. La personalización del dispositivo según las necesidades individuales podría maximizar los beneficios de la terapia de rehabilitación.

En resumen, el trabajo a futuro del diseño y construcción del dispositivo rehabilitador de tobillo implica la mejora continua del diseño, la integración de tecnología avanzada, la personalización de la terapia, la investigación clínica y la optimización de costos y fabricación. Estos esfuerzos contribuirán a desarrollar un dispositivo más efectivo, cómodo y accesible, mejorando así la rehabilitación del tobillo y la calidad de vida de los pacientes.

## REFERENCIAS

- Ampudia Garzón, M. P. (2017). 'Incidencia de la inestabilidad crónica de tobillo en el personal administrativo de las unidades de salud pública en Latacunga' (Bachelor's thesis, "Incidencia de la inestabilidad crónica de tobillo en el personal administrativo de las unidades de salud pública en Latacunga").  
<https://repositorio.uta.edu.ec/bitstream/123456789/25678/2/PAMELA%20AMPUDIA%20PROYECTO%20FINAL%20PDF.pdf>
- Ándica Sánchez, J. M. (2015). Diseño y construcción de dispositivo técnico de ayuda para rehabilitación en tobillo.
- Arboleda Botero, J., Correa Monsalve, E., Ramírez Buriticá, M. J., & Gómez Rodas, A. (2018). Efectos del vendaje de reposicionamiento fibular y neuromuscular función dinámica del tobillo, futbolistas Deportivo Pereira, Colombia 2017. Cuaderno De Investigaciones: Semilleros Andina, (10). Recuperado a partir de  
<https://revia.areandina.edu.co/index.php/vbn/article/view/823>
- Brockett, C. L., & Chapman, G. J. (2016). Biomechanics of the ankle. *Orthopaedics and trauma*, 30(3), 232–238. <https://doi.org/10.1016/j.mporth.2016.04.015>
- Botero, J. A., Monsalve, E. C., Buriticá, M. J. R., & Rodas, A. G. (2017). Efectos del vendaje de reposicionamiento fibular y neuromuscular función dinámica del tobillo, futbolistas Deportivo Pereira, Colombia 2017. Cuaderno de investigaciones: semilleros andina, (10).  
<https://revia.areandina.edu.co/index.php/vbn/article/view/823>
- Calderón, G. (2019, junio 9). Tibial anterior. Euston96. Recuperado de  
<https://www.euston96.com/tibial-anterior/>
- Cañaris, T., & Andrés, M. (2018). Dispositivo para la rehabilitación pasiva del tobillo. Disponible en <http://repositorio.utn.edu.ec/handle/123456789/8808>
- Cerón, A., Gallegos, S., Moreno, D., Marroquín, F., & García, M. (2016). Dispositivo biomédico destinado a la rehabilitación de tobillo por medio de movimiento pasivo. [https://www-optica.inaoep.mx/~tecnologia\\_salud/2016/documentos/memorias/MyT2016\\_012\\_E.pdf](https://www-optica.inaoep.mx/~tecnologia_salud/2016/documentos/memorias/MyT2016_012_E.pdf)

- Dalmau-Pastor, M., Malagelada, F., Guelfi, M., & Vega, J. (2020). Anatomía del tobillo. *Rev Esp Artrosc Cir Articul*, 27(1), 5-11. <https://www.medigraphic.com/pdfs/orthotips/ot-2016/ot161g.pdf>
- Decreto 4725 de 2005 [Ministerio de la Protección Social]. Por el cual se reglamenta el régimen de registros sanitarios, permiso de comercialización y vigilancia sanitaria de los dispositivos médicos para uso humano. 26 de diciembre de 2005. Recuperado de <https://www.minsalud.gov.co/sites/rid/Lists/BibliotecaDigital/RIDE/DE/DIJ/Decreto-4725-de-2005.pdf>
- Diaz Tarazona, C. A. (2015). *Caracterización biomecánica del golpe de derecha liftada como respuesta a una bola con efecto cortado en jugadores de la selección de tenis de mesa de la Corporación Universitaria Minuto de Dios-UNIMINUTO* (Doctoral dissertation, Corporación Universitaria Minuto de Dios). [https://repository.uniminuto.edu/bitstream/handle/10656/4008/TEFIS\\_DiazTarazonaCarlos\\_2015.pdf?sequence=1&isAllowed=y](https://repository.uniminuto.edu/bitstream/handle/10656/4008/TEFIS_DiazTarazonaCarlos_2015.pdf?sequence=1&isAllowed=y)
- Gómez, C. M. (2021, marzo 19). Anatomía del tobillo. Clínica Martín Gómez Traumatólogos; Clínica Martín Gómez - Traumatólogos. Recuperado de <https://clinicamartingomez.es/anatomia-del-tobillo/>
- Guzmán Valdivia, Cesar Humberto, Carrera Escobedo, José Luis, Blanco Ortega, Andrés, Oliver Salazar, Marco Antonio, & Gómez Becerra, Fabio Abel. (2014). Diseño y control de un sistema interactivo para la rehabilitación de tobillo: TobiBot. *Ingeniería mecánica, tecnología y desarrollo*, 5(1), 255-264. [http://www.scielo.org.mx/scielo.php?script=sci\\_arttext&pid=S1665-73812014000200003&lng=es&tlng=es](http://www.scielo.org.mx/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S1665-73812014000200003&lng=es&tlng=es).
- Hernández, E. V. S., de Loera Rodríguez, C. O., Bustamante, A. E. C., & Oliva, X. M. (2016). Biomecánica funcional del pie y tobillo: comprendiendo las lesiones en el deportista. *Ene*. [https://www.researchgate.net/profile/Andres-Cobar/publication/307547126\\_Biomecanica\\_funcional\\_del\\_pie\\_y\\_tobillo\\_comprendiendo\\_las\\_lesiones\\_en\\_el\\_deportista/links/57c8122c08ae28c01d5187a1/Biomecanica-funcional-del-pie-y-tobillo-comprendiendo-las-lesiones-en-el-deportista.pdf](https://www.researchgate.net/profile/Andres-Cobar/publication/307547126_Biomecanica_funcional_del_pie_y_tobillo_comprendiendo_las_lesiones_en_el_deportista/links/57c8122c08ae28c01d5187a1/Biomecanica-funcional-del-pie-y-tobillo-comprendiendo-las-lesiones-en-el-deportista.pdf)

- Infomed, R. T. de S. en C. (1999, February 11). Medicina de Rehabilitación BIOMECÁNICA. Retrieved April 25, 2021, from Sld.cu website: <http://www.sld.cu/sitios/rehabilitacion-bio/temas.php?idv=18688>
- Ingeniería de Rehabilitación. (n.d.). Retrieved April 25, 2021, from Nih.gov website: <https://www.nibib.nih.gov/espanol/temas-cientificos/ingenier%C3%ADa-de-rehabilitaci%C3%B3n>
- Leceta Marañón, A. (2018). El BOSU como herramienta de valoración en la inestabilidad funcional del tobillo. <https://uvadoc.uva.es/bitstream/handle/10324/35076/TFG-O-1536.pdf?sequence=1&isAllowed=y>
- Ley 100 de 1993. Por la cual se crea el sistema de seguridad social integral y se dictan otras disposiciones. 23 de diciembre de 1993. D.O. No. 41148. Recuperado de <https://www.minsalud.gov.co/sites/rid/Lists/BibliotecaDigital/RIDE/DE/DIJ/ley-100-de-1993.pdf>
- Luengo, M. H. (2004). Antropometría y diseño. Universidad de los Andes.
- Manejar un Motor paso a paso con un Arduino y un controlador Stepstick / chip A4988 / Paso 5: Un programa más complicado - askix.com. (Dakota del Norte). Obtenido el 19 de mayo de 2021 del sitio web Askix.com: [https://www.askix.com/manejar-un-motor-paso-a-paso-con-un-arduino-y-un-controlador-stepstick-chip-a4988\\_6.html](https://www.askix.com/manejar-un-motor-paso-a-paso-con-un-arduino-y-un-controlador-stepstick-chip-a4988_6.html)
- Montero, H. E. Z. (2017). Tratamiento fisioterapéutico en esguince crónico de tobillo [Universidad Inca Garcilaso De La Vega]. Recuperado de <https://1library.co/document/zln9k7rq-tratamiento-fisioterapeutico-en-esguince-cronico-de-tobillo.html>
- Moreno, F., Jordan, O., Esmitt, R. J., Christiam, M., Omaira, R., Jeanlight, R., & Silvio, Á. (2013, October). Un framework para la rehabilitación física en miembros superiores con realidad virtual. In *Primera conferencia nacional de computacion, informatica y sistemas. universidad central de venezuela*. [https://www.researchgate.net/publication/261063583\\_Un\\_Framework\\_para\\_la\\_Rehabilitacion\\_Fisica\\_en\\_Miembros\\_Superiores\\_con\\_Realidad\\_Virtual](https://www.researchgate.net/publication/261063583_Un_Framework_para_la_Rehabilitacion_Fisica_en_Miembros_Superiores_con_Realidad_Virtual)

Músculo Extensor largo común de los dedos. (2016, julio 7). Músculos.org: Guía anatómica de los músculos del cuerpo. Recuperado de <https://www.musculos.org/musculo-extensor-largo-comun-de-los-dedos.html>

Músculo peroneo anterior. (s/f). Ugr.es. Universidad de Granada. Recuperado de <https://www.ugr.es/~dlcruz/musculos/musculos/peroneo%20anterior.htm>

Músculo Peroneo lateral largo. (2016, julio 7). Músculos.org: Guía anatómica de los músculos del cuerpo. Recuperado de <https://www.musculos.org/musculo-peroneo-lateral-largo.html>

Músculo Triceps sural (gemelo). (2016, julio 12). Músculos.org: Guía anatómica de los músculos del cuerpo. Recuperado de <https://www.musculos.org/musculo-triceps-sural-gemelo.html>

Nordin, M., & Frankel, V. (2004). Biomecánica básica del sistema musculo esquelético. McGraw-Hill - Interamericana.

Oliver, J. L. (n.d.). Grados de Libertad - Máquinas y Mecanismos. Retrieved April 25, 2021, from Upv.es website: <http://www.upv.es/vltmodels/grados-de-libertad.html>

Padrón, K. G., Rangel, S. I. H., Morán, A. R. L., & Hernández, E. V. S. (2016). Propuesta de rehabilitación funcional para el tratamiento del esguince de tobillo e inestabilidad lateral en atletas de alto rendimiento. *Ortho-tips*, 12(1), 49-56.  
<https://www.medigraphic.com/pdfs/orthotips/ot-2016/ot161g.pdf>

Palmer, M. L., & Epler, M. E. (2002). Fundamentos de las técnicas de evaluación musculoesquelética (Bicolor) (Vol. 85). Editorial Paidotribo.

Paredes Zevallos, D. L. (2014). Sistema de control de la cinemática de una plataforma Stewart-Gough para la rehabilitación de la movilidad del tobillo.  
[http://www.repositoriocdpd.net:8080/bitstream/handle/123456789/73/Tes\\_ParedesZevallosDL\\_SistemaControlCinematica\\_2013.pdf?sequence=1](http://www.repositoriocdpd.net:8080/bitstream/handle/123456789/73/Tes_ParedesZevallosDL_SistemaControlCinematica_2013.pdf?sequence=1)

Quiénes somos - Instituto Nacional de Vigilancia de Medicamentos y Alimentos. (s/f). Gov.co. Recuperado el 23 de mayo de 2023, de <https://www.invima.gov.co/quienes-somos>

Rayón F., A. (2007). **Diseño de prótesis de pie**. Tesis Licenciatura. Ingeniería Mecatrónica. Departamento de Computación, Electrónica y Mecatrónica, Escuela de Ingeniería y

Ciencias, Universidad de las Américas

Puebla. [http://catarina.udlap.mx/u\\_dl\\_a/tales/documentos/lmt/rayon\\_f\\_a/capitulo2.pdf](http://catarina.udlap.mx/u_dl_a/tales/documentos/lmt/rayon_f_a/capitulo2.pdf)

Resolución 4816 de 2008 [Ministerio de la Protección Social]. Por la cual se reglamenta el Programa Nacional de Tecnovigilancia. 12 de diciembre de 2008. Recuperado de <http://www.saludcapital.gov.co/DSP/Tecnovigilancia/Resoluci%C3%B3n%204816%20de%202008.pdf>

Resolución 3100 de 2019 [Ministerio de la Salud y Protección Social]. por la cual se definen los procedimientos y condiciones de inscripción de los prestadores de servicios de salud y de habilitación de los servicios de salud y se adopta el manual de inscripción de prestadores y habilitación de servicios de salud. 25 de diciembre de 2019. Recuperado de [https://www.minsalud.gov.co/Normatividad\\_Nuevo/Resoluci%C3%B3n%20No.%203100%20de%202019.pdf](https://www.minsalud.gov.co/Normatividad_Nuevo/Resoluci%C3%B3n%20No.%203100%20de%202019.pdf)

Rincón Cardozo, D. F., Camacho Casas, J. A., Rincón Cardozo, P. A., & Sauza Rodríguez, N. (2015). Approach of ankle sprain for the general physician. *Revista de la Universidad Industrial de Santander. Salud*, 47(1), 85-92. <http://www.scielo.org.co/pdf/suis/v47n1/v47n1a11.pdf>

Rojas, J. E. A. P., Elizarraras, E. H., González, M. E. M., Oropeza, R. M., Valdez, Y. M. R., de la Torre Sánchez, R., ... & Roldán, V. M. L. (2004). Guía clínica para la atención del paciente con esguince de tobillo. *Revista Médica del Instituto Mexicano del Seguro Social*, 42(5), 437-444. <https://www.medigraphic.com/pdfs/imss/im-2004/im045j.pdf>

Ruano, F. S., Zaforteza, E. P., Vila, A. G., & Fuster, M. I. B. (2010). Esguince de tobillo. *FS*, 1-24. <http://publicaciones.san.gva.es/docs/dac/guiasap019esgtobillo.pdf>

Saglia, J. A., Tsagarakis, N. G., Dai, J. S., & Caldwell, D. G. (2009). A high performance 2-dof over-actuated parallel mechanism for ankle rehabilitation. 2009 IEEE International Conference on Robotics and Automation.

Salazar Padilla, J. A. (2018). *Estudio comparativo de tratamiento convencional frente a tratamiento temprano o funcional en esguince de tobillo grado II en futbolistas de las categorías sub 16 y sub 19 en el Club Deportivo Independiente del Valle, Sangolquí,*

*Pichincha a realizarse entre abril del 2017 a diciembre del 2017* (Bachelor's thesis, PUCE-Quito).

<http://repositorio.puce.edu.ec/bitstream/handle/22000/15495/FINAL%20Andres%20Salar%20.pdf?sequence=1&isAllowed=y>

Urrialde, J. M., Núñez, S. P., & del Olmo, A. B. (2006). Inestabilidad crónica de tobillo en deportistas. Prevención y actuación fisioterápica. *Revista Iberoamericana de Fisioterapia y Kinesiología*, 9(2), 57-67. Recuperado de [https://doi.org/10.1016/s1138-6045\(06\)73117-3](https://doi.org/10.1016/s1138-6045(06)73117-3)

World Health Organization. (2001). Clasificación internacional del funcionamiento de la discapacidad y de la salud: CIF. Organización Mundial de la Salud.

Zárate Montero, H. E. (2017). Tratamiento fisioterapéutico en esguince crónico de tobillo. Tratamiento fisioterapéutico en esguince crónico de tobillo [Universidad Inca Garcilaso De La Vega]. Recuperado de <https://1library.co/document/zln9k7rq-tratamiento-fisioterapeutico-en-esguince-cronico-de-tobillo.html>

## ANEXOS

### *Anexo 1. Programación del código.*

Programa

```
#include <AccelStepper.h>

// Definir los pines del CNC Shield para los ejes X e Y
#define xStepPin 2 // Pin de paso para el eje X
#define xDirPin 5 // Pin de dirección para el eje X
#define yStepPin 3 // Pin de paso para el eje Y
#define yDirPin 6 // Pin de dirección para el eje Y

// Definir la velocidad y aceleración para los ejes X e Y
#define xAcceleration 500 // Aceleración en pasos por segundo al cuadrado
para el eje X
#define yAcceleration 500 // Aceleración en pasos por segundo al cuadrado
para el eje Y

// Crear instancias de los objetos AccelStepper para los ejes X e Y
AccelStepper stepperX(AccelStepper::DRIVER, xStepPin, xDirPin);
AccelStepper stepperY(AccelStepper::DRIVER, yStepPin, yDirPin);
```

```
// Variables para los ángulos y velocidades de giro

float angleX = 0.0;      // Ángulo de giro en grados para el eje X

float angleY = 0.0;      // Ángulo de giro en grados para el eje Y

float maxAngleX1 = 44.0; // Ángulo máximo de giro en grados para el eje X
(plantarflexión)

float maxAngleY1 = 20.0; // Ángulo máximo de giro en grados para el eje Y
(inversión)

float minAngleX1 = 29.0; // Ángulo mínimo de giro en grados para el eje X
(dorsiflexión)

float minAngleY1 = 15.0; // Ángulo mínimo de giro en grados para el eje Y
(eversión)

float maxAngleX2 = 41.0; // Ángulo máximo de giro en grados para el eje X
(plantarflexión)

float maxAngleY2 = 16.0; // Ángulo máximo de giro en grados para el eje Y
(inversión)

float minAngleX2 = 25.0; // Ángulo mínimo de giro en grados para el eje X
(dorsiflexión)

float minAngleY2 = 12.0; // Ángulo mínimo de giro en grados para el eje Y
(eversión)

float maxAngleX2 = 21.0; // Ángulo máximo de giro en grados para el eje X
(plantarflexión)

float maxAngleY3 = 14.0; // Ángulo máximo de giro en grados para el eje Y
(inversión)

float minAngleX3 = 21.0; // Ángulo mínimo de giro en grados para el eje X
(dorsiflexión)
```

```
float minAngleY3 = 10.0;    // Ángulo mínimo de giro en grados para el eje Y  
(eversión)
```

```
float angleStep = 1.8;     // Pasos por grado del motor (para un motor paso a  
paso de 1.8 grados por paso)
```

```
float rotationSpeed = 100.0; // Velocidad de rotación en grados por segundo
```

```
int i = 0;
```

```
int j = 0;
```

```
int selectedLesson = 0;    // Lección seleccionada (0: ninguna, 1: esguince  
grado 1, 2: esguince grado 2, 3: esguince grado 3)
```

```
void setup() {
```

```
    // Configurar las velocidades y aceleraciones de los ejes X e Y
```

```
    stepperX.setMaxSpeed(rotationSpeed);
```

```
    stepperX.setAcceleration(xAcceleration);
```

```
    stepperY.setMaxSpeed(rotationSpeed);
```

```
    stepperY.setAcceleration(yAcceleration);
```

```
    // Iniciar comunicación serial
```

```
    Serial.begin(9600);
```

```
}
```

```
void loop() {
```

```
    // Leer el valor seleccionado del serial monitor
```

```
if (Serial.available() > 0) {  
    selectedLesson = Serial.parseInt();  
    Serial.println(selectedLesson);  
}  
  
// Realizar los movimientos según la lección seleccionada  
switch (selectedLesson) {  
    case 1:  
        performEsguinceGrado1();  
        break;  
    case 2:  
        performEsguinceGrado2();  
        break;  
    case 3:  
        performEsguinceGrado3();  
        break;  
    default:  
        // No hay lección seleccionada, realizar alguna acción predeterminada  
        break;  
}  
  
}  
  
void performEsguinceGrado1() {
```

```
for(i=0; i<5;i++){  
  // Mover al ángulo de dorsiflexión  
  if (angleX < minAngleX1) {  
    // Convertir el ángulo a pasos para el eje X  
    int stepsX = minAngleX1 / angleStep;  
  
    // Mover el eje X a la posición correspondiente  
    stepperX.moveTo(stepsX);  
    stepperX.runToPosition();  
  
    // Actualizar el ángulo X  
    angleX = minAngleX1;  
  
    // Retraso para ajustar la velocidad de giro  
    delay(1000);  
  }  
  
  // Mover al ángulo de plantarflexión  
  if (angleX > maxAngleX1) {  
    // Convertir el ángulo a pasos para el eje X  
    int stepsX = maxAngleX1 / angleStep;  
  
    // Mover el eje X a la posición correspondiente
```

```
stepperX.moveTo(stepsX);  
stepperX.runToPosition();  
  
// Actualizar el ángulo X  
angleX = maxAngleX1;  
  
// Retraso para ajustar la velocidad de giro  
delay(1000);  
}  
}  
  
// Regresar al punto de origen  
if (angleX == maxAngleX1 && angleY == maxAngleY1) {  
    // Convertir el ángulo a pasos para el eje X  
    int stepsX = 0;  
  
    // Mover el eje X al punto de origen  
    stepperX.moveTo(stepsX);  
    stepperX.runToPosition();  
  
    // Actualizar el ángulo X  
    angleX = 0.0;  
  
    // Retraso para ajustar la velocidad de giro
```

```
    delay(1000);  
}  
for (int j=0; j<3;j++){  
    // Mover al ángulo de inversión  
    if (angleY < minAngleY1) {  
        // Convertir el ángulo a pasos para el eje Y  
        int stepsY = minAngleY1 / angleStep;  
  
        // Mover el eje Y a la posición correspondiente  
        stepperY.moveTo(stepsY);  
        stepperY.runToPosition();  
  
        // Actualizar el ángulo Y  
        angleY = minAngleY1;  
  
        // Retraso para ajustar la velocidad de giro  
        delay(1000);  
    }  
  
    // Mover al ángulo de eversión  
    if (angleY > maxAngleY1) {  
        // Convertir el ángulo a pasos para el eje Y  
        int stepsY = maxAngleY1 / angleStep;
```

```
// Mover el eje Y a la posición correspondiente
stepperY.moveTo(stepsY);
stepperY.runToPosition();

// Actualizar el ángulo Y
angleY = maxAngleY1;

// Retraso para ajustar la velocidad de giro
delay(1000);
}
}
}

void performEsguinceGrado2() {
    for(i=0; i<4;i++){
        // Mover al ángulo de dorsiflexión
        if (angleX < minAngleX2) {
            // Convertir el ángulo a pasos para el eje X
            int stepsX = minAngleX2 / angleStep;

            // Mover el eje X a la posición correspondiente
            stepperX.moveTo(stepsX);
            stepperX.runToPosition();
```

```
// Actualizar el ángulo X
angleX = minAngleX2;

// Retraso para ajustar la velocidad de giro
delay(1000);
}

// Mover al ángulo de plantarflexión
if (angleX > maxAngleX2) {
    // Convertir el ángulo a pasos para el eje X
    int stepsX = maxAngleX2 / angleStep;

    // Mover el eje X a la posición correspondiente
    stepperX.moveTo(stepsX);
    stepperX.runToPosition();

    // Actualizar el ángulo X
    angleX = maxAngleX2;

    // Retraso para ajustar la velocidad de giro
    delay(1000);
}
```

```
}  
  
// Regresar al punto de origen  
  
if (angleX == maxAngleX2 && angleY == maxAngleY2) {  
  
    // Convertir el ángulo a pasos para el eje X  
  
    int stepsX = 0;  
  
  
    // Mover el eje X al punto de origen  
  
    stepperX.moveTo(stepsX);  
  
    stepperX.runToPosition();  
  
  
    // Actualizar el ángulo X  
  
    angleX = 0.0;  
  
  
    // Retraso para ajustar la velocidad de giro  
  
    delay(1000);  
  
}  
  
for (int j=0; j<2;j++){  
  
    // Mover al ángulo de inversión  
  
    if (angleY < minAngleY2) {  
  
        // Convertir el ángulo a pasos para el eje Y  
  
        int stepsY = minAngleY2 / angleStep;  
  
  
        // Mover el eje Y a la posición correspondiente
```

```
stepperY.moveTo(stepsY);
stepperY.runToPosition();

// Actualizar el ángulo Y
angleY = minAngleY2;

// Retraso para ajustar la velocidad de giro
delay(1000);
}

// Mover al ángulo de eversión
if (angleY > maxAngleY2) {
    // Convertir el ángulo a pasos para el eje Y
    int stepsY = maxAngleY2 / angleStep;

    // Mover el eje Y a la posición correspondiente
    stepperY.moveTo(stepsY);
    stepperY.runToPosition();

    // Actualizar el ángulo Y
    angleY = maxAngleY2;

    // Retraso para ajustar la velocidad de giro
```

```
    delay(1000);  
  }  
}  
  
}  
  
void performEsguinceGrado3() {  
  for(i=0; i<3;i++){  
    // Mover al ángulo de dorsiflexión  
    if (angleX < minAngleX3) {  
      // Convertir el ángulo a pasos para el eje X  
      int stepsX = minAngleX3 / angleStep;  
  
      // Mover el eje X a la posición correspondiente  
      stepperX.moveTo(stepsX);  
      stepperX.runToPosition();  
  
      // Actualizar el ángulo X  
      angleX = minAngleX3;  
  
      // Retraso para ajustar la velocidad de giro  
      delay(1000);  
    }  
  }  
}
```

```
// Mover al ángulo de plantarflexión

if (angleX > maxAngleX3) {

    // Convertir el ángulo a pasos para el eje X

    int stepsX = maxAngleX3 / angleStep;

    // Mover el eje X a la posición correspondiente

    stepperX.moveTo(stepsX);

    stepperX.runToPosition();

    // Actualizar el ángulo X

    angleX = maxAngleX3;

    // Retraso para ajustar la velocidad de giro

    delay(1000);

}

}

// Regresar al punto de origen

if (angleX == maxAngleX3 && angleY == maxAngleY3) {

    // Convertir el ángulo a pasos para el eje X

    int stepsX = 0;

    // Mover el eje X al punto de origen
```

```
stepperX.moveTo(stepsX);
stepperX.runToPosition();

// Actualizar el ángulo X
angleX = 0.0;

// Retraso para ajustar la velocidad de giro
delay(1000);
}
for (int j=0; j<2;j++){
// Mover al ángulo de inversión
if (angleY < minAngleY3) {
// Convertir el ángulo a pasos para el eje Y
int stepsY = minAngleY3 / angleStep;

// Mover el eje Y a la posición correspondiente
stepperY.moveTo(stepsY);
stepperY.runToPosition();

// Actualizar el ángulo Y
angleY = minAngleY3;

// Retraso para ajustar la velocidad de giro
```

```
    delay(1000);  
  }  
  
  // Mover al ángulo de eversión  
  if (angleY > maxAngleY3) {  
    // Convertir el ángulo a pasos para el eje Y  
    int stepsY = maxAngleY3 / angleStep;  
  
    // Mover el eje Y a la posición correspondiente  
    stepperY.moveTo(stepsY);  
    stepperY.runToPosition();  
  
    // Actualizar el ángulo Y  
    angleY = maxAngleY3;  
  
    // Retraso para ajustar la velocidad de giro  
    delay(1000);  
  }  
}  
}
```

*Anexo 2. Formato de entrevista.*

**Entrevista “ESE HOSPITAL DE BARANOA”.**

**Nombre:**

**Cargo:**

**Desarrollo de la entrevista.**

**Preguntas: 1.** ¿Qué terapias realizan actualmente en el hospital?

**Preguntas: 2.** ¿Qué lesiones llegan más frecuentes ocasionadas en el tobillo?

**Preguntas: 3.** ¿Qué terapias se le realizan los pacientes que han sufrido de esguinces de tobillo?


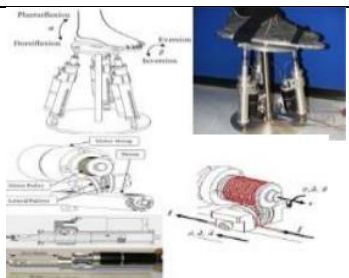

**Preguntas: 4.** ¿Qué ángulos son aplicados en las secciones de rehabilitación para pacientes con esguinces de tobillo?

**Preguntas: 5.** ¿Cuántas secciones son aplicadas por cada paciente?

**Preguntas: 6.** ¿Estaría de acuerdo en realizar estas secciones de rehabilitación de tobillo con un dispositivo que sea quien realice los movimientos del tobillo en el paciente?

**Preguntas: 7.** ¿Qué beneficios cree que traería tanto para usted como fisioterapeuta como para los pacientes el dispositivo rehabilitador de tobillo?

## Anexo 3. Matriz estado del arte

Dispositivo	Lugar de desarrollo	Año de última publicación	Objetivo del dispositivo	Tipo de terapia	Torque	Mecanismo
	Estados Unidos	No registra	Características pioneras en las pruebas neuromusculares y la tecnología de la rehabilitación	Isocinético, isométrico, isotónico, reactivo, excéntrico y pasivo	Max 680 Nm	Dinamómetro permite solo la rotación, mecanismo por engranes
	Italia	2009	Recuperación de la amplitud del movimiento y la fuerza del tobillo lesionado	Pasiva y activa (Isométrica e isotónica)	Plantar / Dorsiflexión (80 Nm max) Inversión / Eversión (40 Nm max)	Correas de textil y aluminio en la base
	Estados Unidos	2012	Mejorar las capacidades de movimiento del tobillo	Pasiva	No definido	Velcro, materiales sintéticos

	Estados Unidos	2012	Neuro-rehabilitación del tobillo	Pasiva y activa	Max 52 Nm	Motores DC, poleas, correas
	Estados Unidos	No registra	Recuperación de la amplitud de movimiento	Pasiva	No definido	No definido
	Estados Unidos	No registra	Mejoramiento de la fuerza muscular, equilibrio, tenacidad, postura, funcionalidad, movilidad y flexibilidad-.	Activa	Diferentes tensiones	No definido

<b>Movimientos</b>	<b>Grados de movimientos</b>	<b>Dimensiones</b>	<b>Restricción de movimiento</b>	<b>Materiales</b>	<b>Conforte técnico</b>
Eversión, inversión, dorsiflexión, plantarflexión	No definido	Base silla con dinamómetro (131 x 162 cm) Estación de datos (64 x 48 cm) Accesorio (85 x 51 cm)	Programación	Materiales estándar	No definido
Plantar / dorsiflexión Inversión / eversión	Plantar / dorsiflexión -60°, 30° Inversión / eversión -30°, 15°	No definido	Dada por los mecanismos y por programación	Materiales estándar	La superficie no produce contacto con la piel
Plantar / dorsiflexión Inversión / eversión	Dorsal / Plantar Flexión: 40 °, 0°, -60° Inversión / Eversión: 40 °, 0°, -20°	56 cm x 47 cm x 72 cm	Programación	Materiales estándar	La superficie de agarre en contacto con la piel es mínimas lo cual reduce los índices de asepsia
Plantar / dorsiflexión Inversión / eversión Tibial internal / external	No definido	Base de área redonda de 0.17 metros cuadrados	Dada por los mecanismos y por programación	Aluminio	La superficie no produce contacto con la piel
No definido	Dorsiflexión: 30° Eversión: 25° Inversión: 25° Plantar Flexión: 40°	56 cm x 37 cm x 45 cm	Dada por los mecanismos y por programación	Materiales estándar	Las zonas apoyo en contacto con la piel están hechas de P.U. densidad media con dimensiones que no abarcan grandes extensiones de la piel, de este modo el calor corporal no se ve afectado por la temperatura ni el material
Plantar / dorsiflexión Inversión / eversión Tibial internal / external	No definido	2 a 3 metros de longitud	No definido	Látex	La superficie en contacto con la piel es reducida, sin embargo, la acumulación de sudor y residuos pueden disminuir su eficacia

<b>Impacto de uso de la maquina</b>	<b>Percepción de seguridad</b>	<b>Funcionalidad</b>	<b>Conclusiones</b>
De estructura robusta sin llegar a ser invasiva con el paciente	Su estructura permite brindar seguridad al encontrarse sus mecanismos aislados del paciente	La participación del especialista es necesaria para llevarse a cabo al perfecto funcionamiento del dispositivo	Dispositivo diseñado para etapa de fortalecimiento durante proceso de rehabilitación, completa en funcionalidad, pero limitada por su tamaño
De estructura ligera, sin llegar a ser invasiva con el paciente pues formalmente genera una rápida relación con la parte del cuerpo a tratar	Debido su forma y ligereza estructural la seguridad del paciente se ve afectada, al no tenerse referencia del modo de uso no se sabe si el paciente se encuentra en posición bípeda.	Tienen las deseables características de baja inercia, alta rigidez, compacidad, una mayor portabilidad	Buen dispositivo en relación con su portabilidad y estructura formal y funcional, sin embargo, perceptualmente no es un dispositivo que cumpla con requisitos de confort y adaptabilidad
Estructura no invasiva, practica en cuanto a que se adecua a cualquier espacio para su uso	Su estructura formal y de detalle ofrecen la seguridad de utilidad sin embargo su uso funcional se ve expuesto a la falta de sujeción ya que no muestra correas ni velcros que afirme las posturas.	Para realizar movimientos suaves y control en terapias de rehabilitación para ayudar a los pacientes a realizar movimientos repetitivos en un intervalo bien definido	Dispositivo que aporta un conjunto de cualidades formales y funcionales para llevar a cabo un buen desarrollo de rehabilitación
Estructura compleja, robusta en relación con su tamaño, pero no es un dispositivo invasivo.	La seguridad se ve disminuida en cuanto a la falta de protección del material	La participación del especialista es necesaria para llevarse a cabo el perfecto funcionamiento del dispositivo	Es un dispositivo que posiblemente ayude notoriamente en la rehabilitación del paciente gracias a que abarca casi todo el rango de movimiento fisiológico (funcional) del tobillo, sin embargo, su composición estético formal necesita ser evaluada debida complejidad estructural
De estructura ligera, sin llegar a ser invasiva con el paciente pues formalmente genera una rápida relación con la parte del cuerpo a tratar.	Percepción de seguridad alta, pues su estructura se encuentra completamente protegida y cubierta con materiales lisos y redondeados en las partes que presentan salientes.	Control de mano avanzado para maximizar programas y protocolos	Dispositivo que aporta un conjunto de cualidades formales y funcionales para llevar a cabo un buen desarrollo de rehabilitación
Estructura no invasiva y práctica, se adecua a cualquier espacio para su uso	La seguridad se ve afectado por el uso individual con el que cada paciente utilice.	Mejoran la fuerza muscular, el equilibrio, la tenacidad, la postura, la funcionalidad, la movilidad y la flexibilidad y reducen el dolor.	Es una banda versátil que se adapta cualquier tipo de lesión y permita desarrollar una gran variedad de ejercicios de fortalecimientos musculares y articulares.

**Anexo 4.** Organización de los requerimientos planteados para el dispositivo rehabilitador de tobillo

En esta sección se presentan los requisitos planteados para la máquina y su propuesta conceptual. Sin embargo, para facilitar y aplicar el proyecto, algunos de los requisitos fueron eliminados.

	<b>Categorías</b>	<b>Requerimiento</b>	<b>Descripción</b>	<b>Propuesta conceptual</b>
<b>FUNCIONAL</b>	Movimiento	Trabajar los 4 movimientos principales de la articulación del tobillo.	El sistema debe permitir rehabilitar los principales movimientos	Cadenas cinemáticas con 2 GDL
		Trabajar dentro del rango de ángulos para las AVD	La máquina debe funcionar por lo menos con los rangos de movilidad de las AVD	Actuadores que giren al menos 180°
		Rangos de velocidad regulables; mover en rangos de velocidad definida por el protocolo	El sistema deberá realizar los ejercicios a una velocidad de 200 mm/s	Programación y sistemas de transmisión de potencia
		Iniciar y finalizar movimiento en una posición segura	Iniciar y finalizar el movimiento en una posición segura, evaluada del paciente	Sensar el rango de movilidad del paciente
	Posición terapia	Aplicar protocolo para posición sedente	El ejercicio terapéutico deberá aplicarse permitiendo la mejor aplicación del protocolo	Estructura que se adapte a la posición sedente
		Medir la evolución del paciente durante el proceso	Sensar variables que permitan llevar un control de la terapia como la velocidad, posición, fuerza y repeticiones	Sensores de posición (ángulos), velocidad y fuerza.
	Evaluación del paciente	Registrar la evolución del paciente	Hacer un registro cronológico de la evolución del paciente con variables de velocidad, posición, fuerza y repeticiones	
<b>ESTRUCTURAL</b>	Manipulación	Portabilidad	Las dimensiones y materiales del sistema deben garantizar la portabilidad	Peso < 10 [Kg] Dimensiones de [m]
	Mantenimiento	Fácil limpieza	Las piezas deben ser reutilizables	Materiales de fácil limpieza
	Construcción	Componentes estándares	El sistema debe contar con piezas de especificaciones técnicas estándares para facilitar su construcción	Contar con materiales de construcción estándar

<p style="writing-mode: vertical-rl; transform: rotate(180deg);">CONFORT</p>	<p>Percepción</p>	<p>Brindar condiciones de seguridad</p>	<p>El dispositivo debe generar seguridad y motivación</p>	<p>Generar seguridad</p>
<p style="writing-mode: vertical-rl; transform: rotate(180deg);">SEGURIDAD</p>	<p>Componentes</p>	<p>Ofrecer seguridad térmica, eléctrica y mecánica</p>	<p>Los componentes deben estar aislados al contacto con el paciente (temperatura ambiente)</p>	<p>Garantizar la resistencia térmica para que el calor de los componentes no llegue al paciente</p>
			<p>Los componentes deben estar aislados al contacto con el paciente</p>	<p>Garantizar aislamiento eléctrico en cada uno de los componentes Conductores</p>
			<p>Los componentes deben estar aislados al contacto con el paciente</p>	<p>Garantizar guardas en cada uno de los componentes Mecánicos</p>
		<p>Prevenir condiciones alérgicas</p>	<p>Los materiales en contacto con el paciente deben ser antialérgicos</p>	<p>Materiales antialérgicos</p>
	<p>Sistema</p>	<p>Interrumpir terapia en caso de no ser segura para el paciente</p>	<p>La máquina debe contar con un sistema de corte del fluido eléctrico para cualquier eventualidad</p>	<p>Interruptor</p>
		<p>Verificar componente Mecánico</p>	<p>El dispositivo debe ser capaz de comprobar sus elementos antes de una terapia</p>	<p>Programación del sistema</p>
		<p>Ofrecer seguridad dentro del rango de movimiento</p>	<p>El dispositivo debe funcionar dentro del rango dado por el especialista</p>	<p>Topes mecánicos y programación del Sistema</p>