

**ESCUELA SUPERIOR POLITÉCNICA DEL LITORAL**

**Facultad de Ingeniería en Mecánica y Ciencias de la  
Producción**

Diseño y fabricación de una órtesis de pie y tobillo para paciente de un  
hospital del sector público de la ciudad de Guayaquil

**PROYECTO INTEGRADOR**

Previo la obtención del Título de:  
**Ingeniero Mecánico**

Presentado por:

Juan Francisco Lamán Toledo

Xavier Iván Riccio Muñoz

GUAYAQUIL - ECUADOR

Año: 2019

## DEDICATORIA

El presente proyecto se lo dedico a Dios por darme las fuerzas y guiarme a lo largo de la carrera; a mis padres y hermanos que por su amor, trabajo y sacrificios hicieron todo lo posible para llegar a realizar este proyecto de titulación. Y en general se lo dedico a toda mi familia por estar siempre presentes durante toda mi vida.

***Xavier Ivan Riccio Muñoz***

El presente proyecto va dedicado a mis padres, que con su arduo esfuerzo, paciencia y amor me han dado los mejores años de mi vida. Por brindarme su apoyo incondicional, educación, consejos, y hacer de mí una mejor persona. A mis hermanos, por estar siempre a mi lado a pesar de las discusiones y por enseñarme lo que es el amor de la familia.

Ustedes son la razón de mi vida.

***Juan Francisco Lamán Toledo***

## **AGRADECIMIENTOS**

Mi más sincero agradecimiento a mi familia que con su apoyo y motivación me impulsaron a seguir en mi carrera universitaria, a los profesores que gracias a sus enseñanzas me han ayudado a crecer profesionalmente, a mis tutores M.Sc. Livingston Castro y Francis Loayza Ph.D por la ayuda brindada para la realización de este proyecto, y a mis amigos, en especial a Ing 5, que siempre me han apoyado en los buenos y malos momentos.

***Xavier Ivan Riccio Muñoz***

En primer lugar, agradezco a Dios por ser el pilar fundamental en mi familia y brindarme fortaleza para seguir adelante a pesar de las dificultades de la vida.

Agradezco a mis padres y hermanos por su apoyo y amor incondicional, sin ustedes esto no hubiese sido posible.

A mis tutores Msc. Livingston Castro y Francis Loayza Ph.D. por los consejos, enseñanzas y la gran ayuda brindada para el desarrollo de este proyecto.

A las amistades que forme a lo largo de este proceso, por hacer de esta etapa algo especial y apoyarme en todo momento.

***Juan Francisco Lamán Toledo***

## DECLARACIÓN EXPRESA

“Los derechos de titularidad y explotación, nos corresponde conforme al reglamento de propiedad intelectual de la institución; *Juan Francisco Lamán Toledo y Xavier Iván Riccio Muñoz* damos nuestro consentimiento para que la ESPOL realice la comunicación pública de la obra por cualquier medio con el fin de promover la consulta, difusión y uso público de la producción intelectual”



Juan Francisco  
Lamán Toledo



Xavier Iván  
Riccio Muñoz

## EVALUADORES



Francis Loayza Ph.D.

PROFESOR DE LA MATERIA



M.Sc. Livingston Castro

PROFESOR TUTOR

## RESUMEN

El pie equino o pie caído es una enfermedad que afecta la marcha natural de una persona, esto es provocado por lesiones neurológicas u operaciones quirúrgicas. En base a los datos proporcionados por el HTMC al año acuden al establecimiento 30 personas que padecen de esta enfermedad. Para el tratamiento de esta enfermedad se utilizan órtesis dinámicas, estos dispositivos no se fabrican en el mercado local por lo que se importan a un precio inasequible para algunos pacientes. En base a esto, el objetivo de este proyecto es el diseño y la fabricación de una órtesis dinámica para pie y tobillo utilizando materiales para impresión 3D que permitan recuperar el proceso de una marcha normal. Para el desarrollo del proyecto, se reclutó a un paciente del HTMC que presentaba el pie equino, posterior a ello se realizó la recopilación de datos utilizando un sistema de medición de presión con sensores FlexiForce para el análisis dinámico y se utilizó la técnica de *Motion Capture* mediante el software *Tracker Analysis* para el análisis cinemático. Se colocaron los sensores de tal forma que se pueda obtener una lectura de la planta del pie y del talón, después se conectó a una tarjeta Arduino UNO para recopilar dichos valores que posteriormente se utilizaron para diseñar el equipo mediante fatiga, poder realizar el diseño detallado y por último realizar la simulación de fallas en AutoDesk Inventor 2020. De los análisis se obtuvo que el dispositivo fue capaz de recuperar la marcha del paciente en un 80%. Finalmente, a través del diseño detallado y modelado del dispositivo, se demostró que con una sección rectangular de dimensión 12x14 mm el dispositivo no llegará a fallar por las cargas cíclicas a las que estará sometido, ya que se obtuvo un factor de seguridad mínimo de 3 en la sección crítica, con lo que se concluye que el sistema es robusto y confiable, diseñado para vida infinita, lo cual lo hace apto para su uso

**Palabras Clave:** Pie equino, *Motion Capture*, *Tracker Analysis*, FlexiForce, Órtesis.

## **ABSTRACT**

*The equine foot or fallen foot is a disease that affects the natural gait of a person, this is caused by neurological injuries or surgical accidents. Based on the data provided by the HTMC per year in the establishment 30 people suffering from this disease. Dynamic orthotics are used to treat this disease, but these devices are not found in the local market, so similar equipment is imported at an unaffordable price for patients. Based on this, the objective of this project is the design and manufacture of a dynamic foot and ankle orthosis using 3D printing materials that can recover the normal gait process.*

*For the development of the project, an HTMC patient who presented the equine foot was recruited, then data collection was performed using a pressure measurement system with FlexiForce sensors for dynamic analysis and motion capture technique was used using Tracker Analysis software for kinematic analysis. The sensors will be placed in such a way that a reading of the sole of the foot and heel can be obtained, then connected to an Arduino UNO card to collect these values that will later be used to design the equipment through fatigue, to be able to perform the detailed design and finally the simulation of failures in AutoDesk Inventor 2020 was carried out. From the analyzes it was obtained that the device was able to recover the patient's progress in 80%. Finally, through the detailed design and modeling of the device, it was shown that with a rectangular section of dimension 12x14 mm the device will not fail because of the cyclic loads to which it will be subjected, since a minimum safety factor of 3 was obtained in the critical section, thus concluding that the system is robust and reliable, designed for infinite life, which makes it suitable for use.*

**Keywords:** *Equine Foot, Motion Capture, Tracker Analysis, FlexiForce, Orthosis.*

# ÍNDICE GENERAL

RESUMEN .....	I
ABSTRACT .....	II
ÍNDICE GENERAL .....	III
ABREVIATURAS .....	VI
SIMBOLOGÍA.....	VII
ÍNDICE DE FIGURAS .....	IX
ÍNDICE DE TABLAS .....	XI
ÍNDICE DE PLANOS.....	XII
CAPÍTULO 1 .....	1
1. INTRODUCCIÓN.....	1
1.1 Definición del Problema .....	1
1.2 Justificación del proyecto .....	2
1.3 Objetivos .....	3
1.3.1 Objetivo General.....	3
1.3.2 Objetivos Específicos.....	3
1.4 Marco teórico .....	3
1.4.1 Órtesis .....	3
1.4.1.1 Órtesis de Miembros Inferiores.....	3
1.4.2 Biomecánica .....	4
1.4.2.1 Biomecánica del pie y tobillo .....	5
1.4.3 Marcha.....	9
1.4.3.1 Fases de la marcha .....	9
1.4.4 Fisiología y Anatomía .....	11
1.4.4.1 Dorsiflexión y Flexión Plantar .....	12
1.4.5 Técnica de Análisis .....	13
1.4.5.1 Motion Capture y Análisis de Imágenes .....	13
CAPÍTULO 2 .....	14

2. METODOLOGÍA.....	14
2.1 Determinación de las Restricciones de Diseño.....	14
2.1.1 Visita al Hospital Teodoro Maldonado Carbo .....	14
2.2 Recopilación de Datos .....	15
2.2.1 Elaboración del sistema de medición de presión .....	15
2.2.2 Análisis de posición del movimiento.....	19
2.3 Interpretación de las mediciones realizadas.....	20
2.4 Alternativas de solución .....	21
2.4.1 Sistema de compensación de energía mediante el uso de materiales flexibles .....	21
2.4.2 Sistema de compensación de energía mediante resorte amortiguador y leva .....	22
2.4.3 Sistema de compensación de energía mediante actuador eléctrico y tornillo de potencia. ....	23
2.5 Selección de la mejor alternativa.....	23
2.5.1 Comparación por pares. ....	24
2.5.2 Matriz de decisión.....	26
2.6 Diseño Detallado.....	27
2.6.1 Cálculo de la Fuerza Requerida.....	27
2.6.2 Cálculo del esfuerzo en la sección crítica .....	28
2.6.3 Factor de Seguridad por Fatiga .....	30
2.6.4 Simulación mediante elementos finitos .....	31
2.7 Manufactura del prototipo.....	31
CAPÍTULO 3.....	33
3. RESULTADOS Y ANÁLISIS.....	33
3.1 Análisis de Posición .....	33
3.2 Análisis de Presión Plantar.....	36
3.3 Fuerza necesaria para levantar el Pie .....	37

3.4	Esfuerzo en la sección crítica .....	38
3.5	Factor de seguridad por fatiga.....	38
3.6	Simulación.....	38
3.7	Análisis de Resultados .....	40
3.8	Análisis de Costos.....	44
3.9	Análisis de Prefactibilidad.....	45
3.9.1	Flujo Caja .....	46
CAPÍTULO 4 .....		49
4. CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES .....		49
4.1	Conclusiones.....	49
4.2	Recomendaciones.....	50
BIBLIOGRAFÍA .....		52
APÉNDICES .....		55
PLANOS .....		67

## **ABREVIATURAS**

CAD	Computer Aided Design
CAE	Computer Aided Engineering
ESPOL	Escuela Superior Politécnica del Litoral
HTMC	Hospital Teodoro Maldonado Carbo
LNB	Laboratorio de Neuroimagen y Bioingeniería
PLA	Ácido Poliláctico
TPU	Poliuretano termoplástico
VAN	Valor actual neto
TIR	Tasa interna de retorno

## SIMBOLOGÍA

m	Metro
kg	Kilogramo
k $\Omega$	Kilo ohmios
$\mu$ F	Microfaradios
V	Voltios
km	Kilometro
h	Hora
mm	Milímetro
N	Newton
MPa	Megapascal
F <sub>c</sub>	Fuerza de contacto de la órtesis con la pierna del paciente
A <sub>x</sub>	Reacción del talón con el pie en el eje x
A <sub>y</sub>	Reacción del talón con el pie en el eje y
B <sub>x</sub>	Reacción de la rodilla con la pierna baja en el eje x
B <sub>y</sub>	Reacción de la rodilla con la pierna baja en el eje y
m <sub>1</sub>	Masa de pierna baja
m <sub>2</sub>	Masa del pie
g	Aceleración debido a la gravedad
M	Momento en la viga curva
F <sub>y</sub>	Fuerza para levantar el pie en el eje y
F <sub>x</sub>	Fuerza para levantar el pie en el eje x
S <sub>e</sub>	Límite de Resistencia a la fatiga
S <sub>ut</sub>	Resistencia última del material
K <sub>i</sub>	Factor de corrección de vigas curvas
$\sigma_M$	Esfuerzo de flexión en la viga curva
$\sigma_a$	Esfuerzo de amplitud en fatiga
$\sigma_m$	Esfuerzo medio de fatiga
$\eta_f$	Factor de seguridad debido a la fatiga
C <sub>c</sub>	Factor de corrección de carga

$C_{\text{sup}}$	Factor de corrección de acabado superficial
$C_{\text{TA}}$	Factor de corrección de tamaño y forma
$C_{\text{T}}$	Factor de corrección de temperatura
$C_{\text{R}}$	Factor de corrección de confiabilidad

## ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1.1 Plano sagital del cuerpo humano. ....	5
Figura 1.2 Cinemática del pie y tobillo en el Intervalo I de la marcha. ....	6
Figura 1.3 Cinemática del pie y tobillo en el Intervalo II de la marcha. ....	6
Figura 1.4 Cinemática del pie y tobillo en el Intervalo III de la marcha. ....	7
Figura 1.5 Cinética. Distribución de las fuerzas en el plano sagital. ....	8
Figura 1.6 Diagrama de cuerpo libre del pie. Fuerza A corresponde a la Fuerza muscular del Tendón de Aquiles. Fuerza J corresponde a la reacción sobre el astrágalo. Fuerza W corresponde a la fuerza de reacción del Suelo que iguala el peso corporal. ....	8
Figura 1.7 Análisis de Fuerzas del Pie. Fuerza A corresponde a la Fuerza muscular del Tendón de Aquiles. Fuerza J corresponde a la reacción sobre el astrágalo. Fuerza W corresponde a la fuerza de reacción del Suelo que iguala el peso corporal. ....	9
Figura 1.8 Ciclo de la marcha. Representación gráfica de las etapas de la marcha. ....	10
Figura 1.9 Fases de la marcha. Representación de las principales componentes de la marcha. ....	10
Figura 1.10 Intervalos de las subdivisiones de la fase de apoyo. ....	11
Figura 1.11 Intervalos de las subdivisiones de la fase de balanceo ....	11
Figura 1.12 Flexión Plantar (PF) y Dorsiflexión (DF). ....	13
Figura 1.13 Técnica de Análisis. <i>Motion Capture</i> . ....	13
Figura 2.1 Circuito del Sistema de medición de presión. ....	16
Figura 2.2 Diagrama de flujo de la programación. ....	17
Figura 2.3 Calibración de los sensores de Fuerza. ....	18
Figura 2.4 Colocación de los sensores dentro de la planta del pie. ....	19
Figura 2.5 Sistema mediante el uso de materiales flexibles ....	21
Figura 2.6 Diseño Conceptual del Sistema de compensación de energía mediante resorte amortiguador y leva. ....	22
Figura 2.7 Diseño de forma del dispositivo utilizando actuador eléctrico y tornillo de potencia. ....	23
Figura 2.8 Diseño Detallado del Prototipo. ....	27
Figura 2.9: Sección crítica. ....	29
Figura 2.10. Interfaz de la simulación en el Software Autodesk Inventor. ....	31

Figura 2.11 Manufactura del Prototipo. ....	32
Figura 3.1 Ángulo entre el Talón y la punta del pie del sujeto Sano a una velocidad de 3 km/h. ....	33
Figura 3.2 Ángulo entre el Talón y la rodilla del sujeto Sano a una velocidad de 3 km/h. ....	34
Figura 3.3 Ángulo entre el Talón y la punta del pie del paciente a una velocidad de 1 km/h. ....	34
Figura 3.4 Ángulo entre el Talón y la rodilla del paciente a una velocidad de 1 km/h. ...	35
Figura 3.5 Fuerza de la punta del Pie. ....	36
Figura 3.6 Fuerza del talón del Pie. ....	37
Figura 3.7 Esfuerzos de Von Mises en el Prototipo. ....	39
Figura 3.8 Deformación Equivalente. ....	39
Figura 3.9 Factor de Seguridad del Prototipo. ....	40
Figura 3.10 Ángulo entre el Talón y la punta del pie del paciente a una velocidad de 1 km/h. ....	41
Figura 3.11 Ángulo entre el Talón y la punta del pie sano a una velocidad de 1 km/h. .	41
Figura 3.12 Ángulo entre el Talón y la punta del pie equino a una velocidad 1 km/h. ...	42
Figura 3.13 Ángulo entre el Talón y la punta del pie equino con Órtesis a una velocidad 1 km/h. ....	42
Figura 3.14 Gráfica del Ángulo Promedio entre el talón y la punta del pie con su respectiva desviación estándar. ....	43
Figura 3.15 Gráfica del Error del Ángulo entre el talón y la punta del pie vs tiempo. ....	44

## ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 1.1 Cinemática del pie y tobillo en el Intervalo I de la marcha.....	6
Tabla 1.2 Tabla Cinemática del pie y tobillo en el Intervalo II de la marcha. ....	7
Tabla 1.3 Cinemática del pie y tobillo en el Intervalo III de la marcha.....	7
Tabla 2.1 Tabla de Datos Demográficos de los sujetos.....	20
Tabla 2.2. Tabla de Factores Críticos para la realización del Proyecto. ....	24
Tabla 2.3. Juicios de comparación por pares. ....	25
Tabla 2.4. Comparación por pares de los factores críticos. ....	25
Tabla 2.5. Matriz de decisión de la mejor alternativa. ....	26
Tabla 3.1: Requerimiento del ángulo a levantar. ....	36
Tabla 3.2 Fuerza necesaria para levantar el pie.....	37
Tabla 3.3 Esfuerzo en la sección crítica. ....	38
Tabla 3.4 Factor de seguridad por fatiga. ....	38
Tabla 3.5 Costo relacionado con el desarrollo de la Solución.....	44
Tabla 3.6 Costo de material y duración de la impresión 3D.....	45
Tabla 3.7 Costo de Operación de Impresión por Órtesis. ....	46
Tabla 3.8 Inversión necesaria para el proyecto. ....	47
Tabla 3.9 Flujo de Caja del Proyecto.....	47
Tabla 3.10. Periodo de recuperación de la Inversión.....	48

## ÍNDICE DE PLANOS

- PLANO 1 Pieza 1. Pieza sujeta a la pierna.
- PLANO 2 Pieza 2. Pieza sujeta a la parte delantera zapato.
- PLANO 3 Pieza 3. Pieza sujeta a la parte trasera del zapato
- PLANO 4 Pieza 4. Acople izquierdo.
- PLANO 5 Pieza 5. Acople derecho.
- PLANO 6 Pieza 6. Ensamble de la órtesis.

# CAPÍTULO 1

## 1. INTRODUCCIÓN

Existen varios tipos de enfermedades que afectan al pie y tobillo de una persona, como pie equino, pie equino varo, pie plano, pie cavo, entre otras. Estas dolencias afectan en los rangos de movimientos de dorsiflexión, flexión plantar, eversión, inversión, aducción, abducción, pronación y supinación, por lo que es necesario un dispositivo externo que ayude a realizar estos movimientos de manera normal; estos dispositivos se los conoce como órtesis.

Las órtesis de pie y tobillo han sido fundamentales en la recuperación de la locomoción de las extremidades inferiores, ya que han ayudado a las personas a corregir el ángulo entre el pie y la pierna durante la marcha para impedir una flexión plantar excesiva, que es la principal causa de la marcha patológica conocida como pie equino. (*Órtesis antiequino*, 2012)

Gracias al avance tecnológico estos dispositivos han mejorado su funcionalidad, estética, ergonomía y demás aspectos; desde férulas fabricadas de madera que fueron destinadas al soporte y paralización de las partes debilitadas del cuerpo hasta los nuevos modelos con sistemas de aporte y disipación de energía (*Historia de la Prótesis y Órtesis timeline.*, s. f.), dándoles a las personas la capacidad de obtener una marcha más natural y eficiente; mejorando día a día con el fin de proporcionar a los usuarios una mejor comodidad, mayores beneficios y disminuir los riesgos.

### 1.1 Definición del Problema

En la actualidad existen personas que presentan problemas de pie equino, estos son generados por causas congénitas, lesiones neurológicas, intervenciones quirúrgicas, rotura de los tendones extensores del pie y secuelas de fracturas, que evitan un correcto funcionamiento de las extremidades inferiores. El problema se enfoca en que estos dispositivos no se encuentran en el mercado local, por lo que es necesario importar equipos similares a un precio inaccesible para los pacientes

de escasos recursos, cabe recalcar que el Hospital Teodoro Maldonado Carbo (HTMC) no proporciona asistencia de este tipo de dispositivos.

Adicional a esto, con los diferentes tipos de aparatos ortopédicos no se mejora el esfuerzo que realiza la persona al caminar. Por lo tanto, es necesario implementar un dispositivo ortopédico que se pueda adaptar a las necesidades de los pacientes y que permita recuperar la movilidad sin incidir sobre los requerimientos de cargas que perjudican a las diferentes articulaciones.

## **1.2 Justificación del proyecto**

La fabricación de dispositivos médicos ortopédicos se realiza en nuestro país de forma limitada y aún con modelos y técnicas tradicionales (Miranda López & Peñaherrera Zambrano, 2018). Sin embargo, los avances tecnológicos hoy en día están llevando a la convergencia de tecnología y mejora de los dispositivos dinámicos que están en contacto con el ser humano. Cada vez los factores ergonómicos son más importantes y se busca también el mitigar los problemas generados por lesiones físicas.

En el mercado local se encuentran dispositivos ortopédicos comunes como las AFO (Ankle foot orthesys) de marca Aircast(R) con modelos como Air Heel, Super Lite Afo, Airlift y Plantar fascitis, el precio de estos modelos se encuentra desde \$140 hasta \$350 todo depende del tipo de AFO y de la edad del paciente, las AFO son órtesis estáticas cuya función es mantener estable el pie.(Proteus, 2017)

Para que la persona con pie equino pueda tener una marcha más normal y eficiente se debe utilizar una DAFO (Dynamic ankle foot orthesys) de forma personalizada para cada paciente. Este enfoque podrá permitir diseñar e implementar futuros dispositivos médicos ortopédicos que mejoren la ergonomía del proceso de marcha normal de personas con lesiones físicas, generando oportunidades de un nuevo tipo de aplicaciones y emprendimientos.

## **1.3 Objetivos**

### **1.3.1 Objetivo General**

Diseño y fabricación de una órtesis de pie y tobillo para paciente de un hospital del sector público de la ciudad de Guayaquil.

### **1.3.2 Objetivos Específicos**

- Diseñar una metodología para obtener información experimental sobre el proceso de marcha de cada paciente.
- Realizar el análisis cinemático de la marcha del paciente.
- Crear un diseño conceptual de un dispositivo ortopédico que permita mejorar el proceso de marcha normal.
- Diseñar los elementos y componentes mecánicos para el almacenamiento y la transmisión de energía.
- Modelar el funcionamiento del equipo usando software CAD/CAE.
- Realizar análisis de costos de la implementación de la máquina considerando componentes disponibles en Ecuador.

## **1.4 Marco teórico**

### **1.4.1 Órtesis**

Una órtesis es un dispositivo externo que se le aplica al cuerpo para ayudar en los aspectos estructurales o funcionales del sistema músculo esquelético. Estos dispositivos se diferencian de las prótesis ya que no sustituyen parcial o totalmente un miembro u órgano con invalidez, incapacidad física o dismetría. El objetivo fundamental de estos dispositivos es ayudar a las personas a recobrar, aumentar y mejorar su movilidad.(Centro Ortopédico Peláez, 2015)

#### **1.4.1.1 Órtesis de Miembros Inferiores**

Este tipo de órtesis ayuda a realizar correcciones a la hora de caminar de manera irregular. Dichos dispositivos no son solamente plantillas o apoyos que sirvan para elevar el arco del pie ya que cumplen con varias funciones que ayudan en la comodidad y en la efectividad a la hora de realizar movimientos tales como caminar, correr, y estar de pie; modificando un poco los ángulos en

los cuales el pie toca la superficie por donde transitan la personas.(California Podiatric Medical Association, s. f.)

Se pueden clasificar según la función que vayan a realizar y dependiendo de la articulación para la cual se la ha diseñado. Por ejemplo, se tienen los modelos tipo AFO's, KAFO's, y SCKAFO's los cuales se detallan a continuación:

### **AFO's**

En el caso de las extremidades inferiores existen las llamadas AFO (Ankle Foot Orthesys), las cuales sirven para la corrección del ángulo entre la pierna y el pie durante la realización del ciclo de marcha evitando así que ocurra una flexión plantar de forma excesiva.

### **KAFO's**

Otro tipo son las llamadas KAFO (Knee Ankle Foot Orthesys), esta también incluye a la articulación de la rodilla, éstas van dirigidas a los pacientes que presenten una disfunción en su ciclo de marcha mucho más grave llegando incluso a la ausencia parcial del control muscular.

### **SCKAFO's**

Esta variante para las extremidades inferiores permite el movimiento libre de la rodilla mientras se encuentra en la fase del balanceo, pero presentan una resistencia a la flexión durante la fase de apoyo; este tipo de órtesis fueron diseñadas para personas que presenten debilidad en el músculo cuádriceps. (Font-Llagunes et al., 2010)

## **1.4.2 Biomecánica**

Es el estudio de cómo se estructuran y funcionan los sistemas biológicos mediante los métodos de la mecánica. También se la conoce como el estudio de las fuerzas que actúan y se generan dentro de un cuerpo, y los efectos de estas fuerzas en los tejidos, fluidos o materiales utilizados para el diagnóstico, tratamiento o fines de investigación.(Joseph Hamill et al., 2015)

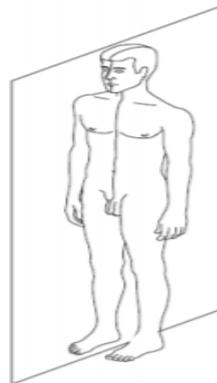
## 1.4.2.1 Biomecánica del pie y tobillo

### 1.4.2.1.1 Cinemática

El pie posee un conjunto de articulaciones que le permite moverse en los tres planos del espacio. Estos son los movimientos de rotación interna-externa o aducción-abducción, flexión-extensión y pronación-supinación. Se puede agrupar de manera funcional las articulaciones en dos grandes grupos:

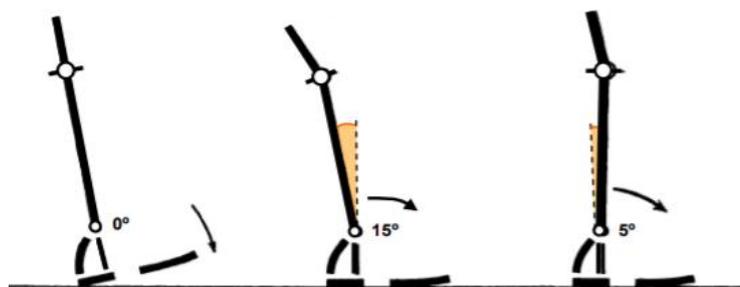
- Articulaciones de acomodación: Se encargan de amortiguar el choque del pie con la superficie y adecuarlo a las irregularidades del terreno, estas son las articulaciones del tarso tarsometatarsianas.
- Articulaciones de movimiento: Se encargan de la parte dinámica y son fundamentales en la marcha, estas son las de los dedos y del tobillo.(Viladot Voegeli, 2003)

Se divide el análisis del plano sagital del cuerpo humano en 3 Intervalos:



**Figura 1.1 Plano sagital del cuerpo humano.(Pedro, 1999)**

**Intervalo I:** Contacto del talón con la superficie y el punto de apoyo medio:

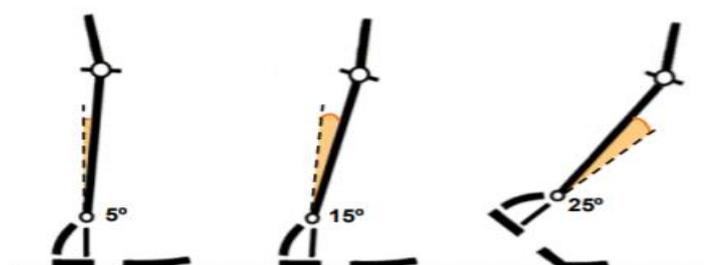


**Figura 1.2 Cinemática del pie y tobillo en el Intervalo I de la marcha.(Pedro, 1999)**

**Tabla 1.1 Cinemática del pie y tobillo en el Intervalo I de la marcha.(Pedro, 1999)**

<p>Contacto del talón con la superficie.</p>	<p>La articulación del tobillo se encuentra en una posición de 0°. Entre la flexión plantar y la dorsiflexión.</p>
<p>Simultáneamente con el contacto del talón.</p>	<p>La articulación del tobillo se mueve en la trayectoria de la flexión plantar.</p>
<p>Contacto de la planta del pie con la superficie.</p>	<p>La articulación del tobillo se mueve 15° desde la posición neutra hasta la flexión plantar.</p>
<p>Fase media</p>	<p>La articulación del tobillo se mueve rápidamente a un aproximado de 5° de dorsiflexión.</p>

**Intervalo II:** Apoyo medio y despegue del pie del suelo.

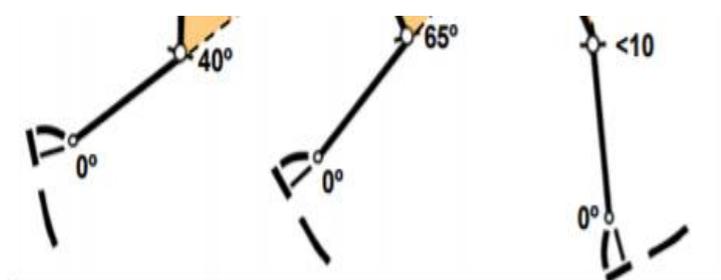


**Figura 1.3 Cinemática del pie y tobillo en el Intervalo II de la marcha.(Pedro, 1999)**

**Tabla 1.2 Tabla Cinemática del pie y tobillo en el Intervalo II de la marcha.(Pedro, 1999)**

Apoyo medio	La articulación del tobillo se mueve rápidamente a un aproximado de 5° de dorsiflexión.
Cuando el talón se despega del suelo	La articulación del tobillo se encuentra a una posición cercana a 15° de dorsiflexión.
Momento de elevación del talón y el despegue del pie	Rápidamente se mueve le tobillo a una posición de 25°, al momento de despegar el pie se encuentra en 20° de flexión plantar aproximadamente.

**Intervalo III:**



**Figura 1.4 Cinemática del pie y tobillo en el Intervalo III de la marcha.(Pedro, 1999)**

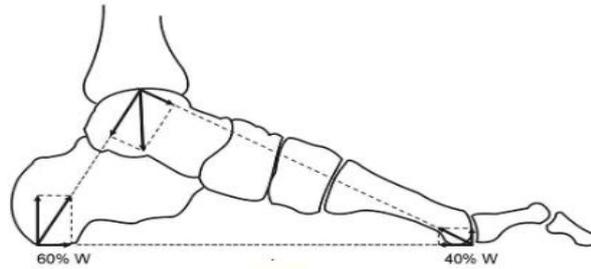
**Tabla 1.3 Cinemática del pie y tobillo en el Intervalo III de la marcha.(Pedro, 1999)**

Durante el intervalo de la etapa de balanceo	Se mueve el pie desde su posición inicial de flexión plantar hasta una posición neutra de 0° que se mantiene durante esta etapa.
--	--

**1.4.2.1.2 Cinética**

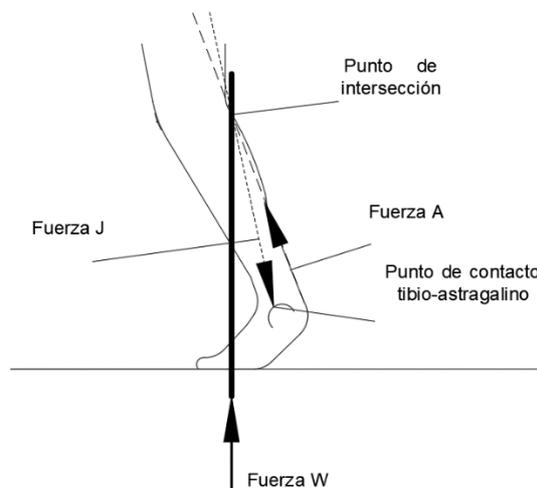
En la posición bipodal el peso de una persona se transmite por la pelvis al suelo mediante las extremidades inferiores, es decir que cada pie soporta la mitad del de la persona. Al llegar las fuerzas al pie, el primer hueso que encuentran es el astrágalo, el cual distribuye las fuerzas hacia los distintos

puntos de apoyo. Al momento de analizar las fuerzas en el plano sagital se ha comprobado por análisis baropodométrico que el 40% de las fuerzas van hacia el antepié y el 60% restante va al calcáneo. (Viladot Voegeli, 2003)

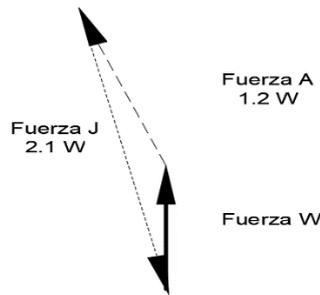


**Figura 1.5 Cinética. Distribución de las fuerzas en el plano sagital. (Viladot Voegeli, 2003)**

Análisis estático de las fuerzas que actúan sobre la articulación del tobillo. Con 3 fuerzas coplanares.



**Figura 1.6 Diagrama de cuerpo libre del pie. Fuerza A corresponde a la Fuerza muscular del Tendón de Aquiles. Fuerza J corresponde a la reacción sobre el astrágalo. Fuerza W corresponde a la fuerza de reacción del Suelo que iguala el peso corporal. (Viladot Voegeli, 2003)**



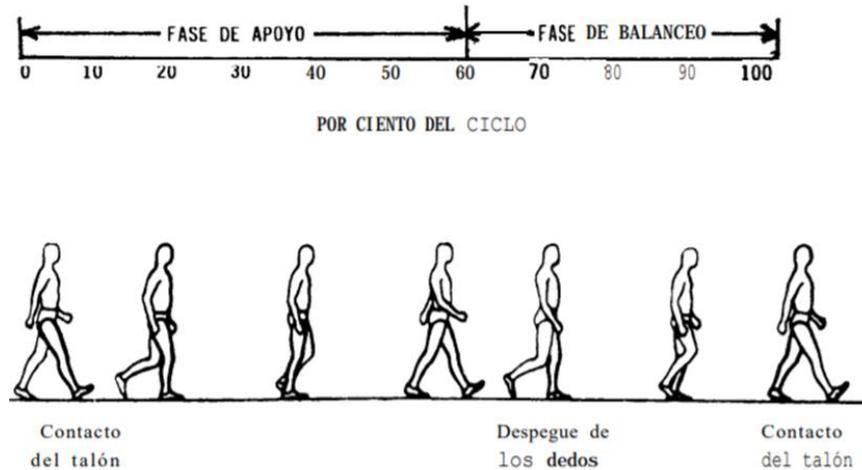
**Figura 1.7 Análisis de Fuerzas del Pie. Fuerza A corresponde a la Fuerza muscular del Tendón de Aquiles. Fuerza J corresponde a la reacción sobre el astrágalo. Fuerza W corresponde a la fuerza de reacción del Suelo que iguala el peso corporal. (Elaboración propia)**

### 1.4.3 Marcha

La marcha es la forma de locomoción más utilizada por el ser humano, se adecúa al entorno del suelo por medio de los componentes del aparato locomotor. La estabilidad de la marcha se debe a las articulaciones y a los músculos tendinosos que permiten la movilización de los segmentos óseos. (P. Dedieu & C. Barthés, 2011)

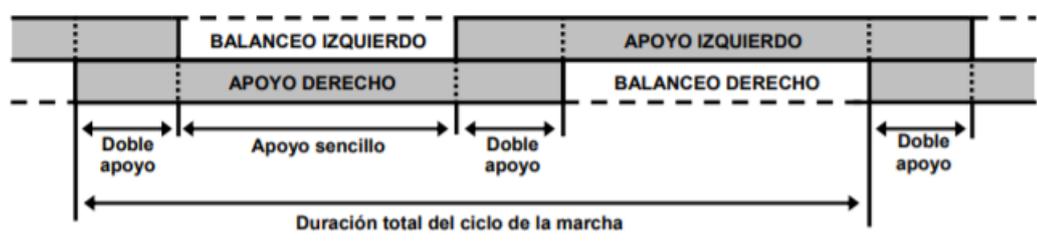
#### 1.4.3.1 Fases de la marcha

Es una alternación de apoyo y balanceo entre los pies. El apoyo se define como el período cuando el pie se mantiene en contacto con el suelo y el balanceo cuando un pie se mueve hacia adelante sin tocar el suelo. La fase de apoyo constituye un 60% del ciclo de la marcha, mientras que la fase de balanceo constituye un 40%, la fase de doble apoyo corresponde a un 20%. (Pedro, 1999) (P. Dedieu & C. Barthés, 2011)



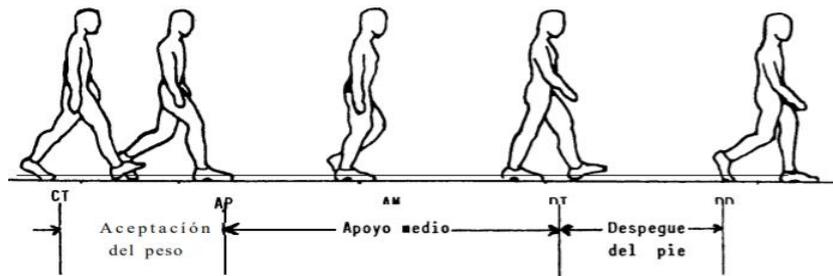
**Figura 1.8 Ciclo de la marcha. Representación gráfica de las etapas de la marcha. (P. Dedieu & C. Barthés, 2011)**

Estas fases se van alternando durante la marcha. El apoyo sencillo se da cuando un pie está en contacto con la superficie, mientras que el doble apoyo se da cuando ambos pies están en contacto con la superficie al mismo tiempo. La ausencia de la etapa de doble apoyo es la diferencia entre caminar y correr. (Pedro, 1999)



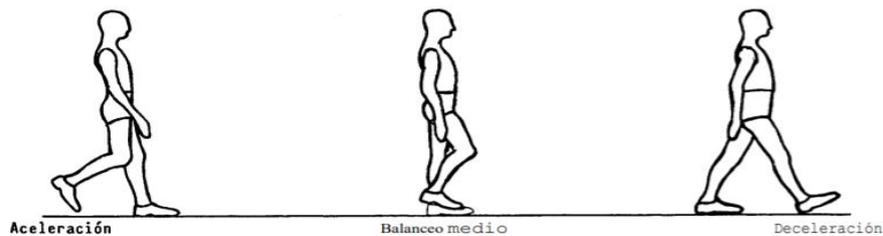
**Figura 1.9 Fases de la marcha. Representación de las principales componentes de la marcha. (Pedro, 1999)**

La fase de apoyo se divide en los siguientes intervalos: aceptación del peso, apoyo medio y despegue. La aceptación del peso empieza con el contacto del talón y acaba con el apoyo plantar, el apoyo medio comienza con el apoyo plantar y concluye con la elevación del talón, el despegue comienza desde la elevación del talón hasta el despegue de los dedos. (Pedro, 1999) Tal como se muestra a continuación:



**Figura 1.10 Intervalos de las subdivisiones de la fase de apoyo. (Pedro, 1999)**

La fase de balanceo se puede dividir en tres intervalos: aceleración, balanceo medio y deceleración, tal como se muestra a continuación.



**Figura 1.11 Intervalos de las subdivisiones de la fase de balanceo. (Pedro, 1999)**

#### 1.4.4 Fisiología y Anatomía

El pie y el tobillo forman una estructura anatómica compleja que consta de 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 mayor parte del movimiento en el pie ocurre en tres de las articulaciones sinoviales: las articulaciones talocrural, subtalar y metatarsiana. El pie se mueve en tres planos, y la mayor parte del movimiento se produce en la parte trasera. El pie contribuye significativamente a la función de toda la extremidad inferior. Soporta el peso del cuerpo tanto cuando la persona está sin moverse como en locomoción.

Todas estas funciones del pie se producen durante una cadena cinética cerrada, ya que recibe fuerzas de fricción y reacción del suelo u otra superficie. El pie se puede dividir en tres regiones, la parte posterior del pie, que consiste en el

astrágalo y el calcáneo; el mediopié, que incluye el navicular, cuneiformes y el cuboide; y el antepié, que contiene los metatarsianos y las falanges.

El tobillo tiene un excelente soporte ligamentoso en el lado medio y lateral. Los ligamentos que rodean el tobillo limitan la flexión plantar y la dorsiflexión, el movimiento anterior y posterior del pie, la inclinación del astrágalo y la inversión y eversión. Cada uno de los ligamentos laterales tiene un papel específico en la estabilización del tobillo dependiendo de la posición del pie.

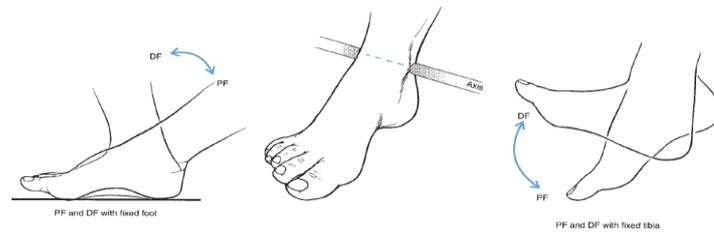
La estabilidad del tobillo depende de la orientación de los ligamentos, el tipo de carga y la posición del tobillo en el momento del estrés. El eje de rotación para la articulación del tobillo es una línea entre los dos maléolos, que se extiende oblicua a la tibia y no está en línea con el cuerpo.(Joseph Hamill et al., 2015)

#### **1.4.4.1 Dorsiflexión y Flexión Plantar**

La flexión plantar es el movimiento que incrementa el ángulo entre la pierna y el pie que aproximadamente es de 90°. La situación inversa se la conoce como dorsiflexión que es el movimiento que reduce el ángulo entre la pierna y el pie por debajo de 90°.(Kyung, 2005)

El rango promedio de dorsiflexión es de 20°, aunque se requieren aproximadamente 10° de dorsiflexión para una marcha eficiente. Cualquier afección artrítica en el tobillo también reduce el rango de movimiento de la dorsiflexión pasiva y aumenta el rango de movimiento de la dorsiflexión activa.

El rango de movimiento promedio para la flexión plantar es de 50 °, con 20 ° a 25 ° de flexión plantar utilizada en la marcha. La reducción de la flexión plantar en la marcha es sustancial debido a los músculos débiles de la pantorrilla.(Joseph Hamill et al., 2015)



**Figura 1.12 Flexión Plantar (PF) y Dorsiflexión (DF). (Joseph Hamill et al., 2015)**

## 1.4.5 Técnica de Análisis

### 1.4.5.1 *Motion Capture* y Análisis de Imágenes

Se define la captura de movimiento como el proceso de capturar los movimientos del cuerpo humano para enfatizar el seguimiento de las extremidades de una persona. Esta técnica se la utiliza para analizar el movimiento articulado de la estructura del esqueleto. (Moeslund & Granum, 2001).

Para realizar el análisis de la marcha de una persona, se deben colocar marcadores en partes estratégicas de las extremidades inferiores con respecto al plano sagital de la persona, ya que en este plano es donde se encuentra la mayor parte del movimiento durante la marcha, y así con *motion capture* obtener el seguimiento de las diferentes posiciones de los marcadores para su respectivo análisis cinemático. (Guchin et al., 2015)



**Figura 1.13 Técnica de Análisis. *Motion Capture*. (Motion Capture for Sports Biomechanics | Nokov Mocap, s. f.)**

# CAPÍTULO 2

## 2. METODOLOGÍA

Para el desarrollo del proyecto se visitó el Hospital Teodoro Maldonado Carbo donde se valoró el estado del paciente a tratar con la colaboración del especialista tratante el Dr. Gilbert Sotomayor; posterior a ello se realizó la recopilación de los datos mediante un análisis de fuerza utilizando sensores electrónicos de presión y un análisis cinemático utilizando la técnica de *Motion Capture* para poder realizar la interpretación de los datos obtenidos y proponer posteriormente las alternativas para la solución del problema incluyendo un diseño de forma mano alzada por cada alternativa.

Se especificó los factores de influencia de diseño en base a los requerimientos del paciente; a estos factores se los ponderó mediante la selección por pares para realizar la matriz de decisión, donde finalmente se escogió diseñar una órtesis a base de materiales flexibles de impresión en 3D.

Se realizó el diseño detallado en Autodesk Inventor 2020 donde se describió brevemente el dispositivo a realizar. Con los resultados obtenidos de la interpretación de datos, se obtuvieron las restricciones de la órtesis las cuales posteriormente sirvieron para realizar la simulación utilizando elementos finitos y verificar que no llegase a fallar. Posteriormente se realizó la impresión de cada pieza del dispositivo para poder realizar el ensamblaje final y se lo entregara al paciente.

### 2.1 Determinación de las Restricciones de Diseño

#### 2.1.1 Visita al Hospital Teodoro Maldonado Carbo

Para determinar las restricciones de diseño se visitó el área de traumatología del Hospital Teodoro Maldonado Carbo, donde se valoró el estado actual del paciente en conjunto con el médico tratante. Un paciente de 45 años con una altura de 1.65 m y peso de 88.6 kg, se presentó para la fabricación de la órtesis

dinámica, y firmó un consentimiento informado donde él se presenta de forma voluntaria para realizar el análisis cinemático de su marcha y calcular la presión plantar de cada uno de sus pies.

El paciente padece de la enfermedad en sus extremidades inferiores conocida como pie equino; esta dolencia se debió a un problema del sistema nervioso periférico debido a una operación que tuvo el paciente. En base a esto se realizó una anotación de las restricciones que debe tener la órtesis con respecto a las dimensiones de la pierna del paciente y de su peso.

## **2.2 Recopilación de Datos**

Para la recopilación de datos se elaboraron dos sistemas, el sistema de medición de presión para conocer las fuerzas en la planta y punta del pie durante la marcha y el sistema de análisis cinemático de la marcha del sujeto. Estos sistemas fueron realizados ya que el paciente presenta una asimetría en su marcha debido a la falta de fuerza muscular su pie izquierdo presenta una flexión plantar excesiva, es decir no llega al movimiento angular idóneo que tendría un pie sano.

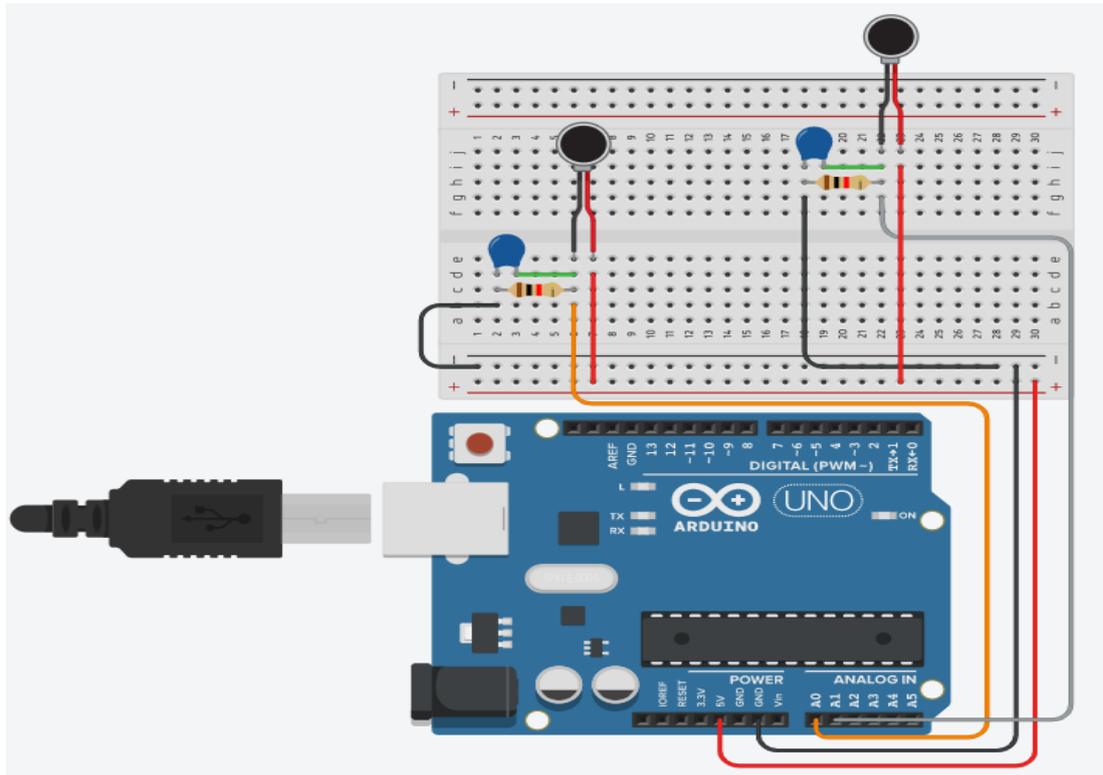
Adicionalmente, se planteó la hipótesis de que el paciente no ejerce la presión adecuada en el pie enfermo tomando como referencia el pie sano. En base a esto se realizó un sistema para analizar la cinemática de las articulaciones, como un sistema de medición de presión plantar de estos pies.

### **2.2.1 Elaboración del sistema de medición de presión**

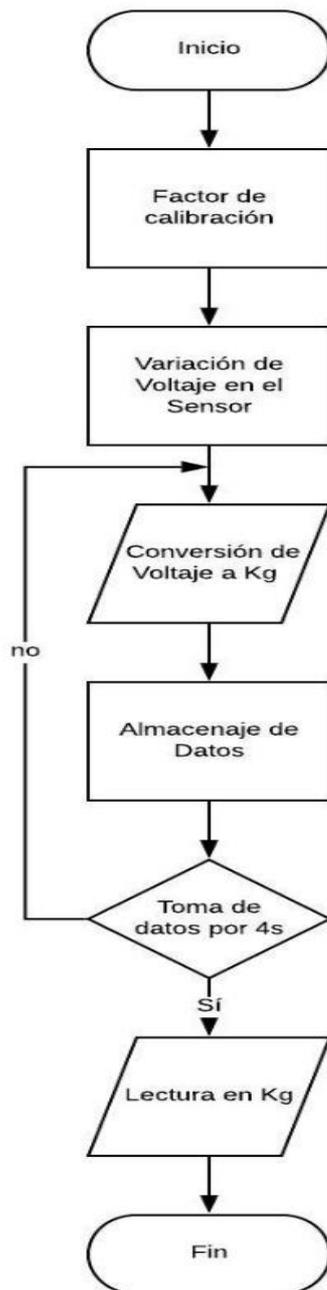
Para el sistema de medición de presión se adquirieron cuatro sensores de presión de la marca Flexiforce de 50 kg y una tarjeta electrónica de adquisición de datos de la marca Arduino cuyas hojas técnicas se encuentran en el apéndice A, también se utilizaron dos resistencias de 10 k $\Omega$  y un capacitor de 47  $\mu$ F.

El circuito realizado se muestra en la figura 2.1, el sensor FlexiForce está conectado en serie con una resistencia de 10 k $\Omega$ , el sensor y la resistencia crean un divisor de voltaje, de esta forma para distintas fuerzas o valores de presión obtendremos distintos voltajes. Un capacitor de 47  $\mu$ F está conectado en paralelo con la resistencia, el propósito de este capacitor es detener la

fluctuación de voltaje y obtener valores estables. Se leyó estos voltajes usando el pin analógico A0 del Arduino.



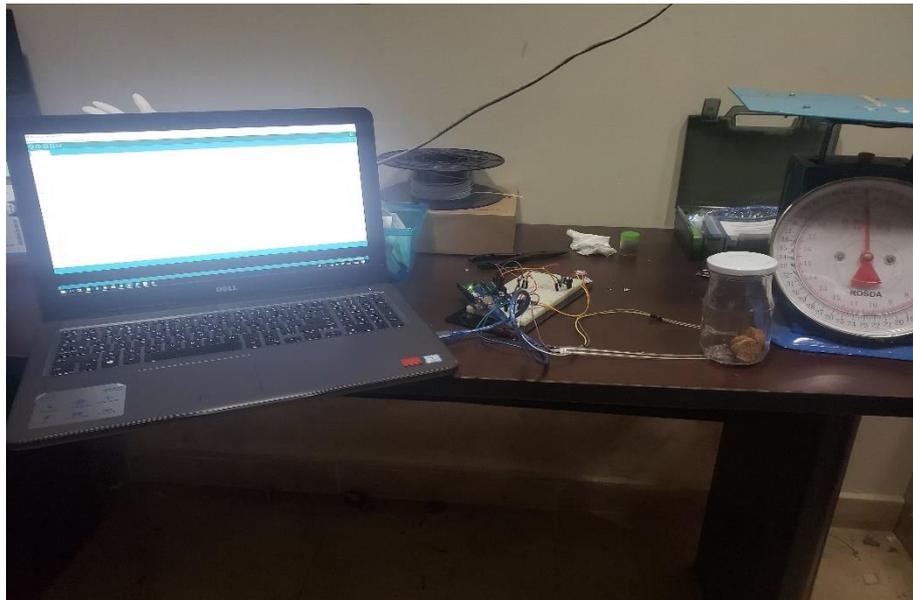
**Figura 2.1 Circuito del Sistema de medición de presión. (Sensor de Fuerza o Presión MF01, 2015)**



**Figura 2.2 Diagrama de flujo de la programación. (Elaboración propia)**

Para la Programación de este sistema se utilizó el lenguaje Arduino donde se ingresó el factor de calibración igual a 19.691, las entradas analógicas de los pines A0 y A1, la fuente de 5V del Arduino, las operaciones correspondientes para convertir la lectura analógica de voltaje a kg y el delay de los datos igual a 300 ms.

Para la calibración de los sensores, se colocaron masas calibradas de manera ascendente y descendente, desde 1.0 kg hasta 17.0 kg y viceversa, para anotar las lecturas de bits que marcaba el sensor de acuerdo con el peso colocado. Se graficaron estas lecturas en una hoja de cálculo de Excel dando una línea de tendencia semilogarítmica, cuya pendiente es el factor que se le multiplicó a la salida del sistema para obtener el resultado de las lecturas en kg.



**Figura 2.3 Calibración de los sensores de Fuerza. (Elaboración propia)**

Para el sistema de medición de presión se colocaron dos sensores en cada planta del pie de tal manera que abarque la punta y el talón del pie del paciente tal como se muestra en la figura 2.2, con el objetivo de comparar la fuerza entre el pie sano y el pie equino; los sensores fueron conectados al Arduino para poder realizar la adquisición de los datos de fuerza, y mediante esto comparar los datos entre cada pie.



**Figura 2.4 Colocación de los sensores dentro de la planta del pie.  
(Elaboración propia)**

### **2.2.2 Análisis de posición del movimiento**

Este análisis se lo realizó en el gimnasio de profesores de la ESPOL al paciente y a un sujeto control con características físicas similares, ambas personas realizaron el mismo experimento, se utilizó una caminadora eléctrica marca Active Life, una cámara de iPhone 8 de 1080p y 60 frames per seconds y marcadores redondos utilizando cartulina de color rojo y amarillo colocados estratégicamente a lo largo de sus extremidades inferiores; además se utilizó un software de análisis de movimiento llamado Tracker Analysis para obtener el recorrido de los marcadores a través del tiempo y poder analizar la cinemática del movimiento con el software Matlab. Además, ambas personas firmaron un consentimiento para poder realizar dichas actividades.

#### **Sujeto control.**

Se reclutó un sujeto sano como sujeto control pareado por su condición física y sexo con el paciente, este sujeto cuenta con una edad de 24 años, talla 1.64 m, peso 73 Kg y de sexo masculino.

#### **Paciente.**

El paciente con edad de 45 años, altura 1.65 m, sexo masculino, y peso de 88.6 kg proveniente del HTMC se reclutó como voluntario para la fabricación de la órtesis dinámica.

**Tabla 2.1 Tabla de Datos Demográficos de los sujetos.**

	Sujeto control	Paciente
Edad	24	45
Sexo	Masculino	Masculino
Enfermedad	Control sano	Pie equino (Izq.)
Altura	1.64 m	1.65 m
Peso	73.0 kg	88.6 kg

La recopilación de datos se realizó utilizando una caminadora eléctrica de marca Active Life debido a que se requirió que el paciente se mantenga en la en la misma posición que la cámara que se encontraba grabando el movimiento mientras caminaba.

Se realizó la colocación de cuatro marcadores a lo largo de cada pierna de ambos sujetos a la altura de la cadera, rótula, tobillo y finalmente en la punta del pie; para que la cámara utilizada captara cada posición del ciclo de movimiento del paciente; posterior a ello se utilizó el programa Tracker Analysis para analizar los puntos importantes detallados por los marcadores y mediante ello graficar las posiciones de cada uno de estos con estos con el software Matlab.

### **2.3 Interpretación de las mediciones realizadas**

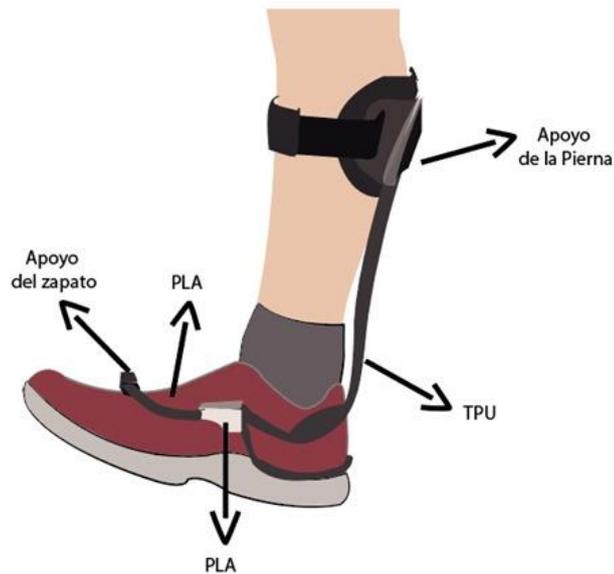
Se realizó la interpretación de los datos obtenidos mediante los datos de la gráfica 3.3, donde se comparó los ángulos del pie sano y del pie enfermo del paciente. Se determinaron los valores promedio de los ángulos y desviación estándar utilizando las ecuaciones (1) y (2), de la punta del pie sano y de la punta del enfermo para así establecer la compensación necesaria del paciente.

$$\bar{x} = \frac{\sum_{i=1}^n x_i}{n} \quad (2,1)$$

$$S = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})^2}{n - 1}} \quad (2,2)$$

## 2.4 Alternativas de solución

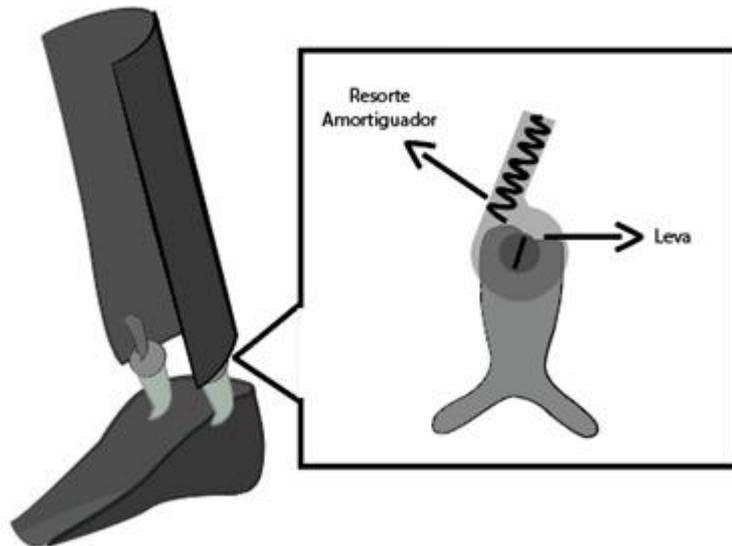
### 2.4.1 Sistema de compensación de energía mediante el uso de materiales flexibles.



**Figura 2.5 Sistema mediante el uso de materiales flexibles  
(Elaboración propia)**

Este sistema cuenta de una órtesis impresa de un material ligero y flexible en 3D, es totalmente personalizable y se adapta a cualquier calzado. Además, es una ortesis externa al calzado. El material flexible permite tener el rango de movimiento de dorsiflexión y flexión plantar que una persona normal debería tener, suavizando la marcha del paciente.

#### 2.4.2 Sistema de compensación de energía mediante resorte amortiguador y leva.



**Figura 2.6 Diseño Conceptual del Sistema de compensación de energía mediante resorte amortiguador y leva. (Elaboración propia)**

Este sistema consta con un resorte amortiguador y una leva, el resorte se logra comprimir dentro de su alojamiento debido a la rotación relativa entre las secciones de la pantorrilla del pie y la abrazadera; por lo cual el resorte lo que hace es que suaviza la marcha del paciente que utilice la órtesis dinámica; este sistema presenta un comportamiento no lineal en el alargamiento y la compresión, lo que podría acercar la rigidez del tobillo a la articulación sana del tobillo, lo que haría una caminata más natural a los pacientes que presenten el pie caído.

### 2.4.3 Sistema de compensación de energía mediante actuador eléctrico y tornillo de potencia.

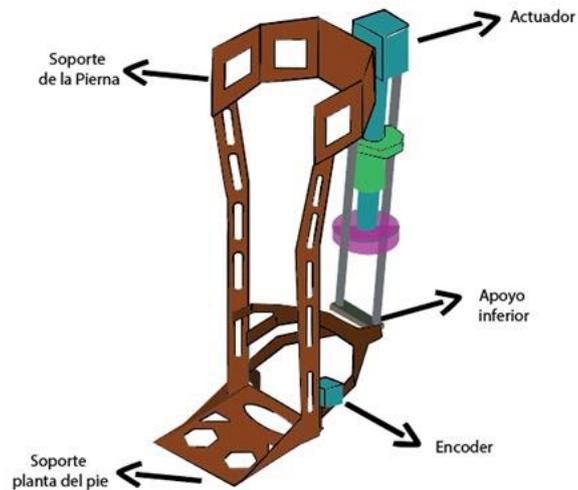


Figura 2.7 Diseño de forma del dispositivo utilizando actuador eléctrico y tornillo de potencia. (Elaboración propia)

La órtesis debe estar con la capacidad de poder realizar el movimiento rotacional generado por la articulación, por ende, se tiene la necesidad de que cuente con un actuador eléctrico. Este sistema se basa en el uso de un actuador eléctrico el cual sirve para generar un movimiento lineal; el sistema está formado por un motor DC conectado de manera directa a un tornillo de potencia el cual convierte el movimiento rotacional a un movimiento traslacional; para el actuador éste debe ser elegido en base a los requerimientos de potencia, torque y velocidad establecidos por la forma del mecanismo que se encarga del movimiento lineal.

## 2.5 Selección de la mejor alternativa

Para seleccionar la mejor alternativa se empezó definiendo los factores de influencia en el diseño de la órtesis, estos factores están relacionados con los requerimientos del cliente:

- **Peso:** Debe ser un equipo muy liviano para que la persona no sienta incómoda.
- **Funcional:** Debe cumplir su función de ayudar en la marcha de la persona.

- **Estética:** Se ve reflejada con la cantidad de elementos que se le coloque al dispositivo para que tenga un acabado agradable.
- **Disponibilidad de materiales:** El dispositivo debe ser fabricado con materiales existentes en el mercado nacional.
- **Seguridad:** El dispositivo de ser capaz de hacer sentir cómoda a la persona a la hora de caminar, es decir sin tener preocupaciones.
- **Costo de fabricación:** Se debe mantener un costo adecuado para que todas las clases socioeconómicas puedan acceder a la compra del dispositivo.
- **Durabilidad:** Que tenga una larga vida útil.

A continuación, se muestran los factores críticos para la realización del proyecto en la tabla 5:

**Tabla 2.2. Tabla de Factores Críticos para la realización del Proyecto.**

(Elaboración propia)

No.	Criterios
1	Peso
2	Funcional
3	Seguridad
4	Costo
5	Estética
6	Durabilidad

### 2.5.1 Comparación por pares.

Se realizó una matriz de comparación por pares para determinar los pesos de cada criterio de acuerdo con su importancia sobre el proyecto de diseño. A continuación, se muestra la tabla de los Juicios de comparación por pares:

**Tabla 2.3. Juicios de comparación por pares. (Jadhav & Sonar, s. f.)**

Juicio	Valores
Igual importancia	1
El elemento es moderadamente más importante respecto al otro	3
El elemento es fuertemente más importante respecto al otro	5
La importancia del elemento es muy fuerte respecto al otro	7
La importancia del elemento es extrema respecto al otro	9
Valores intermedios	2,4,6,8
Se utiliza cuando el segundo elemento es mayor en el criterio a comparar	1/2, 1/3, 1/4, 1/5, 1/6, 1/7, 1/8, 1/9

**Tabla 2.4. Comparación por pares de los factores críticos. (Elaboración propia)**

Criterios	1	2	3	4	5	6	Total	Peso de los criterios
<b>1</b>	1	1/8	1/2	1/4	1	1/3	3,21	0,05
<b>2</b>	8	1	5	1	7	3	25,00	0,35
<b>3</b>	2	1/5	1	1/5	5	3	11,40	0,16
<b>4</b>	4	1	5	1	7	3	21,00	0,29
<b>5</b>	1	1/7	1/5	1/7	1	1/3	2,82	0,04
<b>6</b>	3	1/3	1/3	1/3	3	1	8,00	0,11
<b>Total General</b>							71,43	1,00

### 2.5.2 Matriz de decisión.

Ya calculados los pesos relativos de cada criterio se realizó la selección de la mejor alternativa por medio la matriz de decisión. Para la calificación de las alternativas mencionadas anteriormente con respecto a los criterios se tiene la siguiente escala: 1 muy bajo, 2 bajo, 3 medio, 4 alto y 5 muy alto. Siendo las alternativas:

- Opción A: Sistema de compensación de energía mediante el uso de los materiales flexibles para impresión en 3D
- Opción B: Sistema de compensación de energía mediante resorte amortiguador y leva.
- Opción C: Sistema de compensación de energía mediante actuador eléctrico y tornillo de potencia.

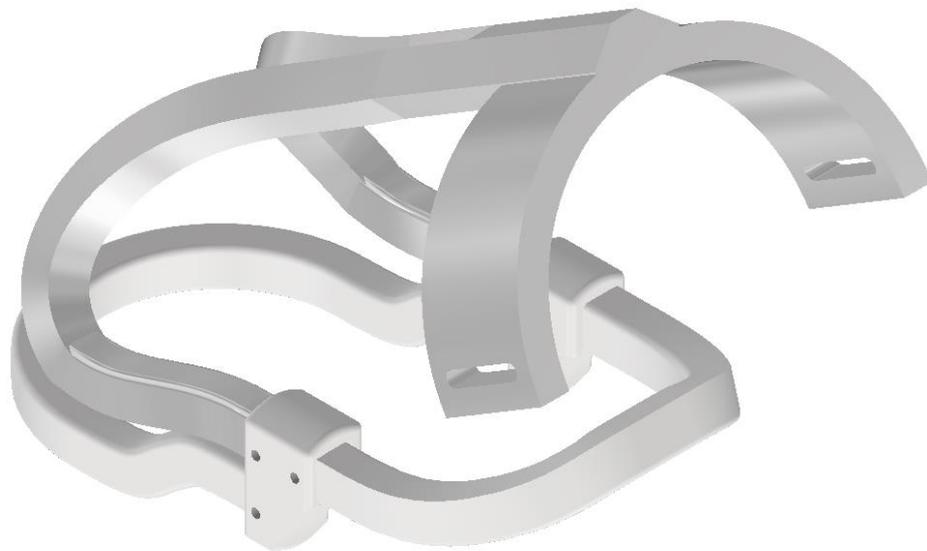
**Tabla 2.5. Matriz de decisión de la mejor alternativa. (Elaboración propia)**

Criterio	Peso del criterio	Opción A		Opción B		Opción C	
		Calificación	Total	Calificación	Total	Calificación	Total
1	0,05	5	0,25	4	0,20	2	0,10
2	0,35	4	1,40	4	1,40	4	1,75
3	0,16	4	0,64	4	0,64	4	0,64
4	0,29	5	1,45	4	1,16	2	0,58
5	0,04	5	0,20	4	0,16	3	0,12
6	0,11	5	0,55	5	0,55	5	0,55
<b>Total</b>	1,00		<b>4,49</b>		<b>4,41</b>		<b>3,74</b>

De acuerdo con la tabla 2.5 se concluyó que la mejor alternativa de solución es la Opción A que corresponde al Sistema de compensación de energía mediante el uso de materiales flexibles.

## 2.6 Diseño Detallado

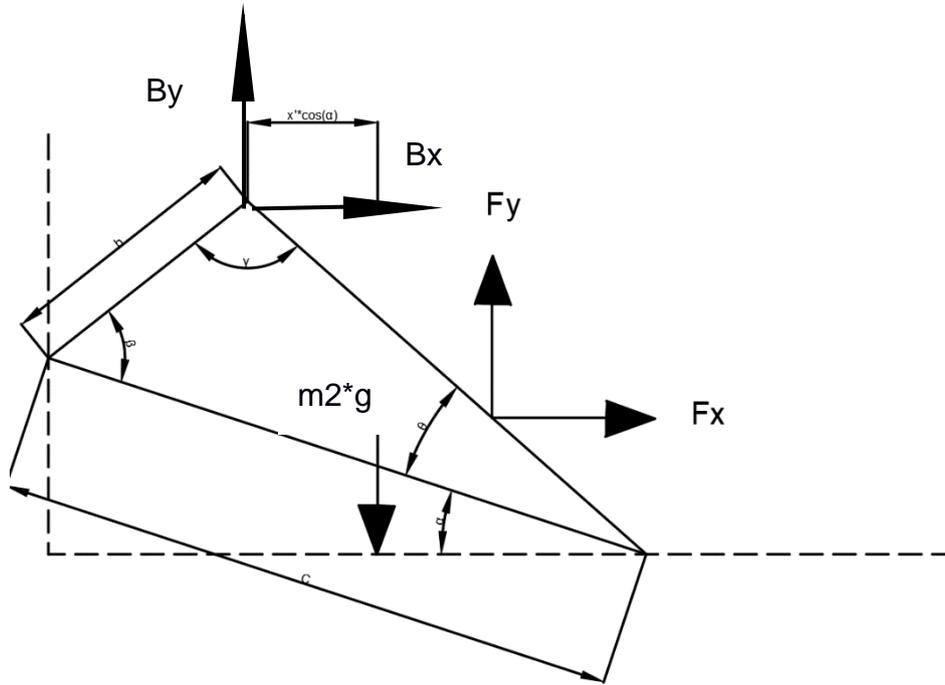
El diseño fue elaborado mediante el software de Autodesk Inventor 2020; como diseño de forma se tuvo en cuenta las dimensiones de un zapato convencional de acuerdo con la talla del paciente para que la órtesis se pueda adaptar a cada zapato que el paciente use en su día a día. Consta de tres partes unidas mediante dos acoples. La parte superior consta con una pieza que se ajusta a la pierna del paciente. La parte cercana a la punta del pie se insertará en una pieza que está colocada en los zapatos de la persona.



**Figura 2.8 Diseño Detallado del Prototipo. (Elaboración propia)**

### 2.6.1 Cálculo de la Fuerza Requerida

Se utilizó el programa Tracker Analysis para obtener las posiciones de la punta del pie y del talón a través de un intervalo corto de tiempo; se procesaron los datos en el software de Matlab para poder obtener un vector de todos los valores del ángulo en ese intervalo y posteriormente sacar su valor promedio. A través del valor del ángulo promedio obtenido se realizó un diagrama de cuerpo del pie simulando al pie humano como un triángulo escaleno como se aprecia en la figura 2.8



**Figura 2.8: Diagrama de cuerpo libre del pie en la posición crítica. (Elaboración propia)**

Se utilizaron las ecuaciones de equilibrio (ecuaciones 3, 4 y 5) para un cuerpo rígido porque se consideró el instante de que el pie estaba a punto de moverse y mediante ello se pudo obtener el valor de la fuerza requerida por el pie para poderse levantar.

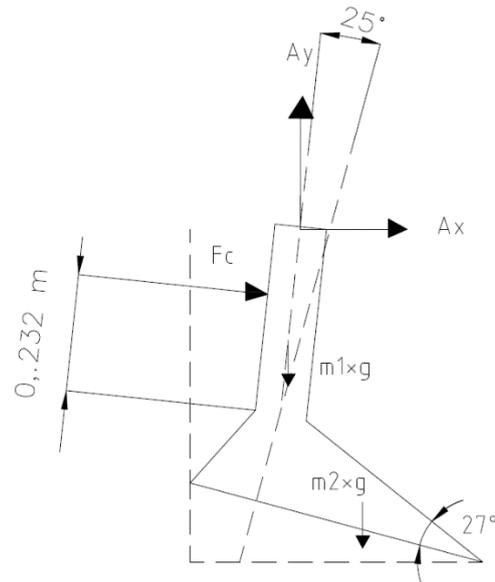
$$\sum F_x = 0 \quad (2,3)$$

$$\sum F_y = 0 \quad (2,4)$$

$$\sum M_B = 0 \quad (2,5)$$

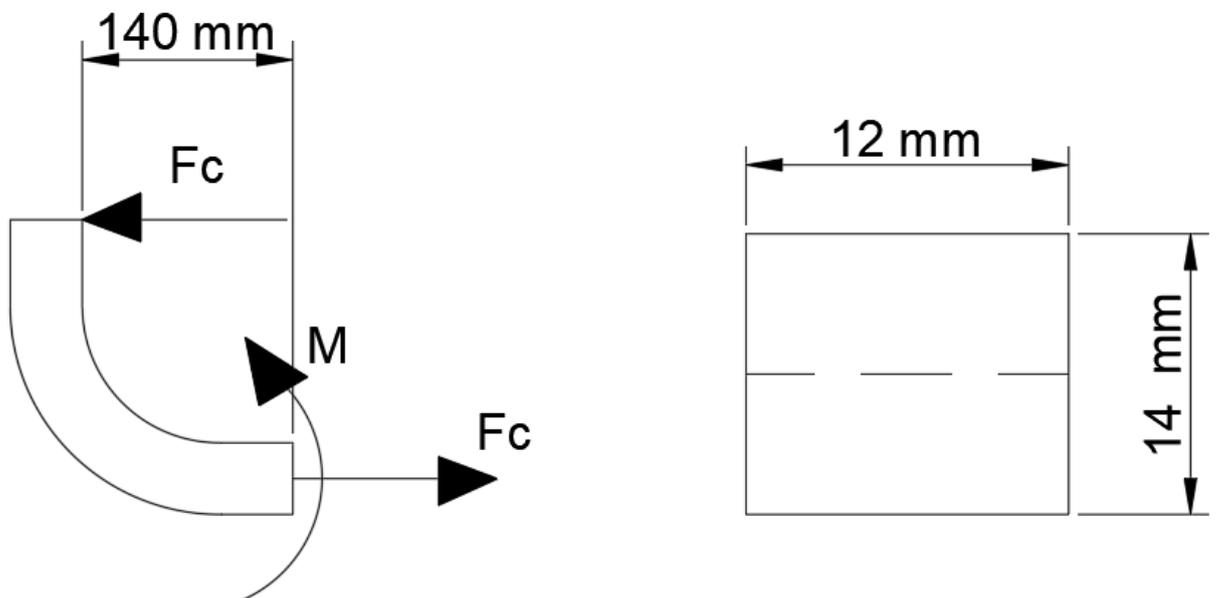
### 2.6.2 Cálculo del esfuerzo en la sección crítica

Se determinó que la sección crítica de dispositivo se encontraba en la parte curva donde se realiza la sujeción con el talón del paciente, se realizó un diagrama de cuerpo libre considerando la fuerza que realiza la órtesis a la pierna del paciente tal como se detalla en la figura 2.9, se utilizó la ecuación 5 realizando momentos en el punto A para encontrar el valor de dicha fuerza anteriormente mencionada. Se consideró la posición en que el paciente iba a comenzar su marcha.



**Figura 2.9: DCL de la pierna con el pie y la órtesis realizando una fuerza a la pierna. (Elaboración propia)**

Posterior a ello, se dibujó la sección crítica donde se halló que se sometía a esfuerzo de flexión y de tensión uniaxial tal como se puede apreciar en la figura 2.10.



**Figura 2.9: Sección crítica. (Elaboración propia)**

Para el esfuerzo de flexión que se encontraba en la sección curva, se utilizó el método de comparación (Norton, 2011) la cual se representa en la ecuación 6. Como ambos esfuerzos iban en la misma dirección se realizó una suma de ambos esfuerzos para obtener su valor total, y entonces se pudo obtener si las dimensiones de la sección transversal eran adecuadas para su implementación.

$$\sigma_M = K_i \frac{M\bar{c}}{I} \quad (2,6)$$

El factor de corrección  $K_i$  depende de la forma de la sección transversal, en este caso se presentó de forma rectangular de dimensiones 12x14 mm cuyo valor de  $K_i$  se puede encontrar en el Apéndice E.

### 2.6.3 Factor de Seguridad por Fatiga

Se pudo encontrar que el dispositivo estaba sometido a esfuerzo repetitivo, puesto que la fuerza que realiza órtesis con el paciente iba desde cero hasta un valor máximo, por lo cual se tuvo que utilizar la teoría de Goodman (Norton, 2011) que se representa en la ecuación 7 para obtener el factor de seguridad por fatiga. Además, se considera que el dispositivo al imprimirse con 100% de relleno es completamente sólido.

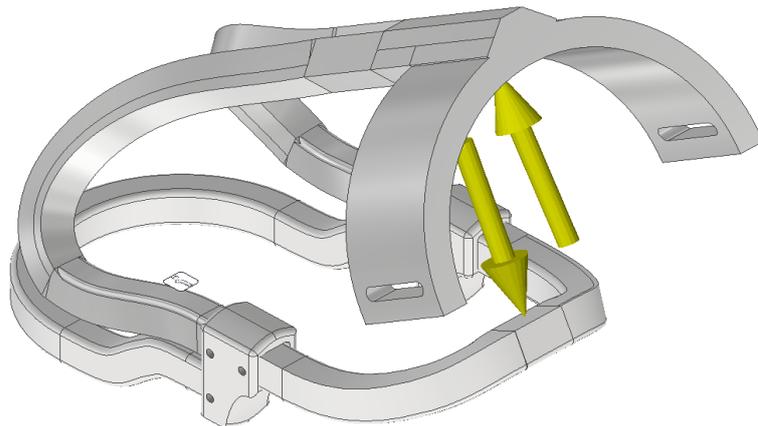
$$\frac{1}{\eta_f} = \frac{\sigma_a}{S_e} + \frac{\sigma_m}{S_{ut}} \quad (2,7)$$

Como la sección crítica se diseñó con el material flexible para impresión 3D TPU, se utilizó sus propiedades mecánicas que se encuentran en el Apéndice F. Para el cálculo del límite a la fatiga se tuvo que obtener sus factores de corrección como se muestra en la ecuación 8

$$S_e = C_c C_{sup} C_{TA} C_T C_R S'_e \quad (2,8)$$

#### 2.6.4 Simulación mediante elementos finitos

Una vez realizado el diseño detallado del dispositivo, se seleccionó la opción de Stress Analysis de Inventor para realizar la simulación del prototipo. En un nuevo estudio se colocaron las restricciones respectivas de la órtesis, se asignó el material correspondiente de cada pieza y se agregó la fuerza calculada anteriormente para obtener esfuerzos, deformaciones y factor de seguridad del diseño. Además, se considera un relleno de 100% en la impresión 3D para asemejarlo a una pieza completamente sólida.



**Figura 2.10. Interfaz de la simulación en el Software Autodesk Inventor.  
(Elaboración propia)**

#### 2.7 Manufactura del prototipo

La manufactura del dispositivo se la realizó mediante Impresión 3D en el Laboratorio de Neuroimagen Y Bioingeniería LNB de la Espol. Se utilizó una impresora de marca Creality, modelo CR-3040s; cuya ficha técnica se encuentra en el Apéndice A la órtesis se la imprimió en seis piezas, de las cuales en cinco de ellas se utilizó filamento ST PLA el cual es rígido, mientras que la pieza de sujeción con el talón y la pierna se imprimió de filamento TPU, el cual es un material flexible y por lo tanto necesario para que se adapte a la fisiología del paciente. Todas las piezas fueron impresas con un relleno del 100%.



**Figura 2.11** Manufactura del Prototipo. (Elaboración propia)

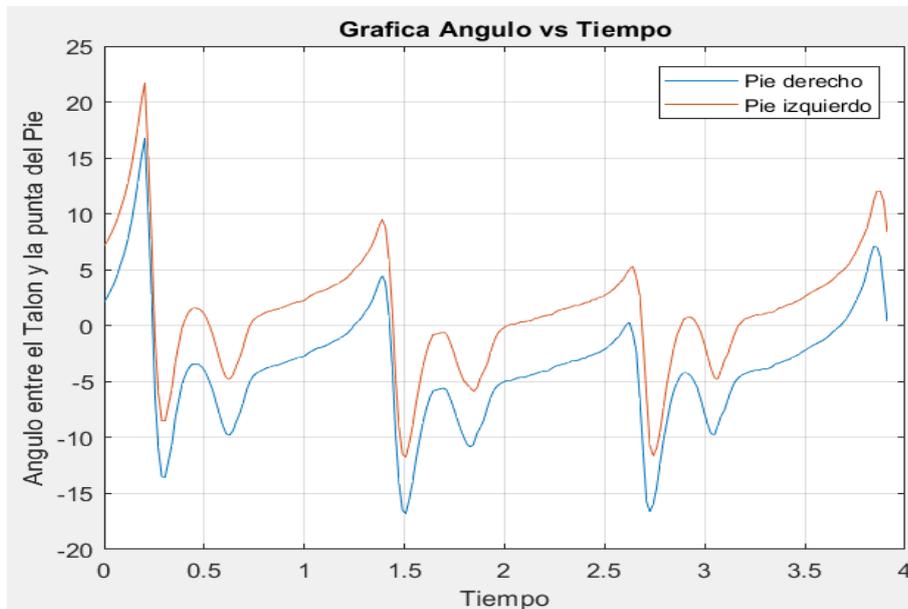
# CAPÍTULO 3

## 3. RESULTADOS Y ANÁLISIS

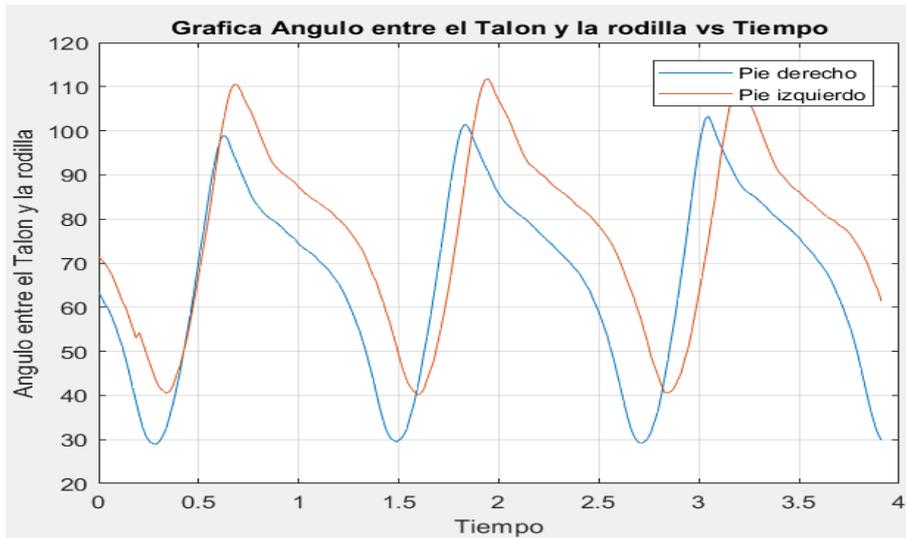
### 3.1 Análisis de Posición

Mediante el proceso utilizado en el capítulo anterior, se pudo obtener las curvas presentadas en las figuras 3.1, 3.2, 3.3 y 3.4; donde se puede apreciar la diferencia de valores obtenidos entre cada pierna del sujeto control y del paciente.

#### Sujeto Control



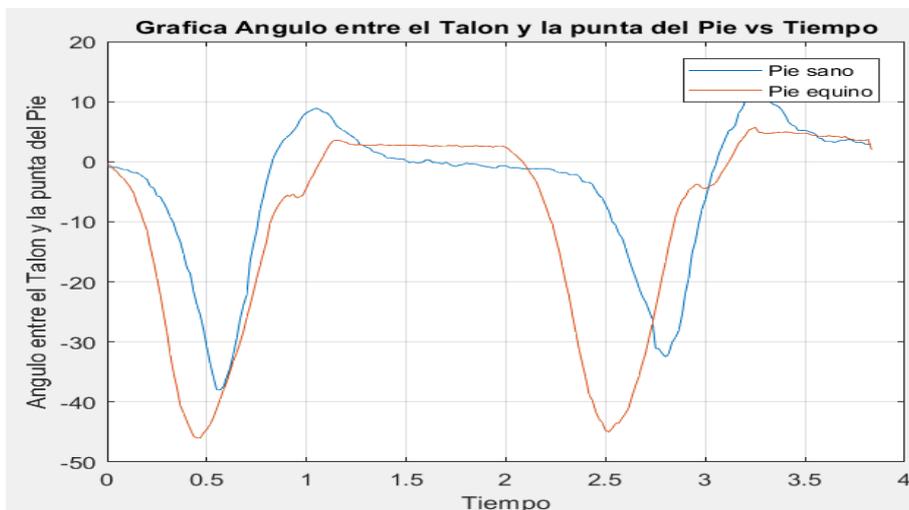
**Figura 3.1 Ángulo entre el Talón y la punta del pie del sujeto Sano a una velocidad de 3 km/h. Línea roja corresponde al pie izquierdo. Línea azul corresponde al pie derecho. (Elaboración propia)**



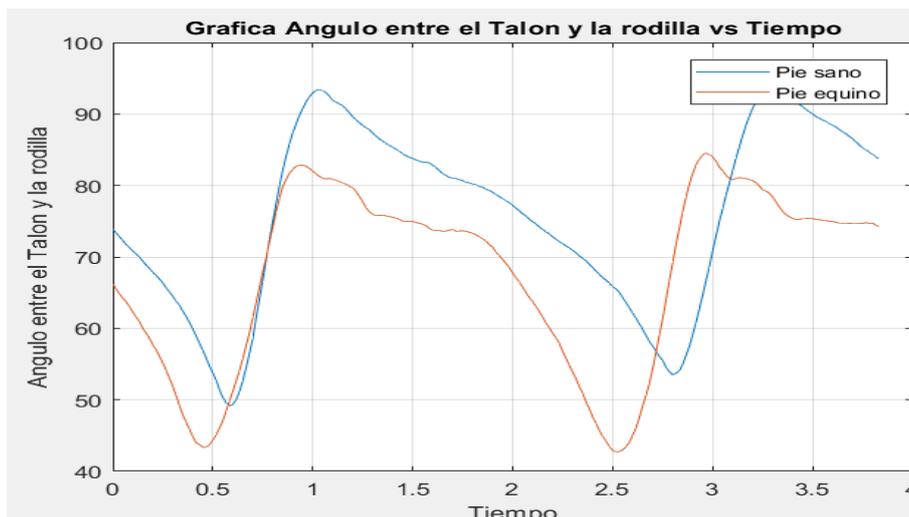
**Figura 3.2** Ángulo entre el Talón y la rodilla del sujeto Sano a una velocidad de 3 km/h. Línea roja corresponde al pie izquierdo. Línea azul corresponde al pie derecho. (Elaboración propia)

En las curvas obtenidas en las figuras 3.1 y 3.2; se logró obtener una similitud entre cada pierna del sujeto control puesto que este sujeto no presentaba enfermedad alguna que impedía su marcha natural. Se observó que este sujeto control realiza alrededor de 1 ciclo por segundo.

### Paciente



**Figura 3.3** Ángulo entre el Talón y la punta del pie del paciente a una velocidad de 1 km/h. Línea roja corresponde al pie equino. Línea azul corresponde al pie sano. (Elaboración propia)



**Figura 3.4 Ángulo entre el Talón y la rodilla del paciente a una velocidad de 1 km/h. Línea roja corresponde al pie equino. Línea azul corresponde al pie sano. (Elaboración propia)**

En las figuras 3.3 y 3.4 se observó una gran diferencia entre los valores obtenidos de los ángulos del Talón con el tobillo y punta del pie, donde en el pie que presentaba la enfermedad no llegaba a los valores que se presentaban en el pie sano, por lo cual se obtuvieron las compensaciones que debe tener en el ángulo respecto a la de una persona sana presentadas en la Tabla 3.1.

En la figura 3.3 al momento de analizar los picos de ambas curvas, se observó como el pie izquierdo cae primero en comparación al derecho debido a su enfermedad, ya que la distancia entre los picos de la curva de pie caído es menor en comparación a distancia de los picos de la curva del pie sano. También existe una diferencia notoria en el ancho de los picos, se pudo observar que el pico de la curva del pie equino es más ancho que el pico de la curva del pie sano, esto se debe a que el pie pasa caído durante toda la etapa de balanceo, mientras que el pie derecho se levanta enseguida.

Además, se observó que el paciente realiza la mitad de los ciclos con respecto al sujeto control. Las diferencias mostradas en las curvas del sujeto control con las del paciente se debe porque el sujeto control se desplazó a 3 km/h puesto a que esa era la velocidad de su marcha natural, mientras que el paciente se le resultó difícil ir a esa velocidad debido a su problema de pie equino, por lo que se disminuyó la velocidad de la caminadora a 1 km/h.

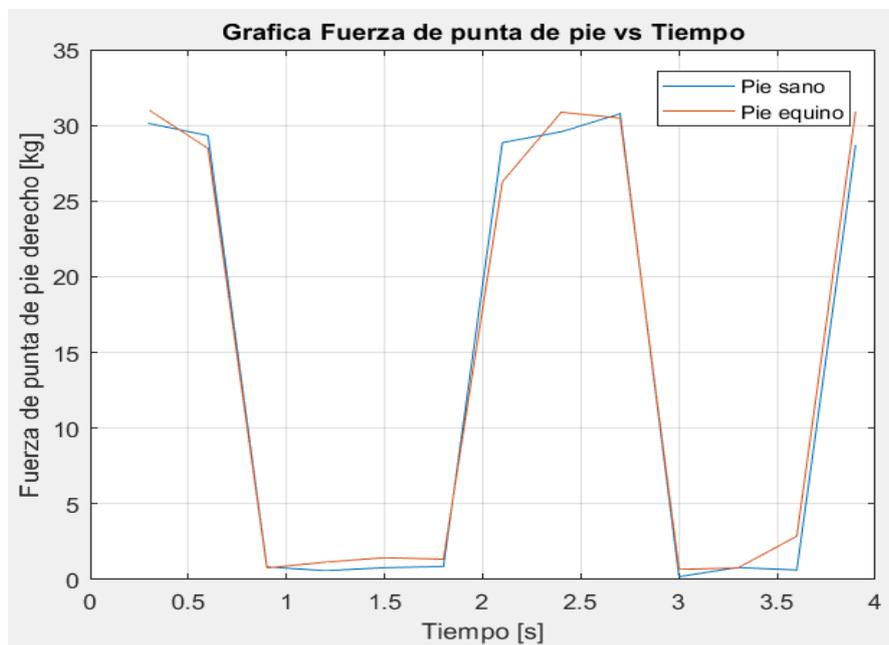
**Tabla 3.1: Requerimiento del ángulo a levantar. (Elaboración propia)**

	<b>Pie Sano</b>	<b>Pie enfermo</b>	<b>Requerimiento Pie enfermo</b>
<b>Ángulo entre la punta del pie y el talón</b>	$35.31 \pm 3.88^\circ$	$45.41 \pm 0.88^\circ$	$10.10 \pm 4.76^\circ$

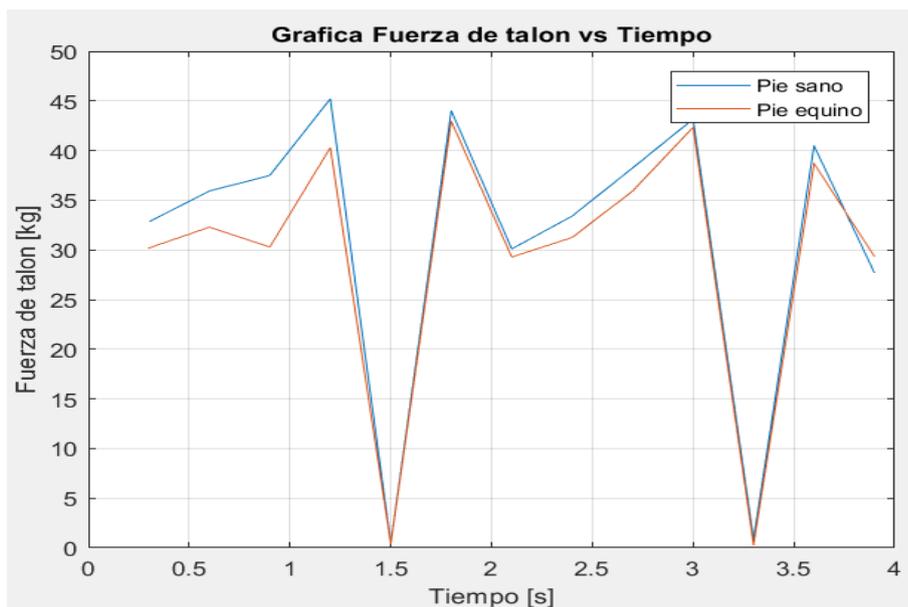
Se determinó que el dispositivo fuera capaz de levantar aproximadamente  $10^\circ$  para que nuestro paciente pudiera realizar una marcha normal.

### 3.2 Análisis de Presión Plantar

A través del sistema de medición de presión se pudo obtener las curvas presentadas en las figuras 3.5 y 3.6; donde se puede apreciar los valores de fuerza de la punta del pie y del talón, tanto para el pie como para el pie equino.



**Figura 3.5 Fuerza de la punta del Pie. Línea azul corresponde al pie sano (derecho). Línea roja corresponde al pie enfermo (izquierdo). (Elaboración propia)**



**Figura 3.6 Fuerza del talón del Pie. Línea azul corresponde al pie sano (derecho). Línea roja corresponde al pie enfermo (izquierdo). (Elaboración propia)**

En las figuras 3.3 y 3.4 se pudo observar una gran similitud entre los valores de presión, tanto para el talón como la punta del pie. De acuerdo con [9] el peso de una persona se reparte un 40% en la punta del pie y un 60% en el talón; en la parte experimental se determinó que la máxima fuerza de la punta del pie fue de 30 kg aproximadamente, mientras que para el talón fue de 45 kg, valores cercanos a los porcentajes mencionados en [9].

### 3.3 Fuerza necesaria para levantar el Pie

Mediante el cálculo realizado en el anterior capítulo siguiendo la metodología descrita previamente se pudo obtener el valor de la fuerza necesaria presentada en la Tabla 3.2

**Tabla 3.2 Fuerza necesaria para levantar el pie. (Elaboración propia)**

<b>Fuerza requerida</b>	24.2 N
-------------------------	--------

Se obtuvo que la fuerza que requiere el dispositivo para levantar el pie es prácticamente el peso del pie del paciente.

### 3.4 Esfuerzo en la sección crítica

Se obtuvo el siguiente valor del esfuerzo presentado en la tabla 3.3

**Tabla 3.3 Esfuerzo en la sección crítica. (Elaboración propia)**

<b>Esfuerzo total</b>	5.3 MPa
-----------------------	---------

El valor obtenido no supera a los límites proporcionados por el TPU.

### 3.5 Factor de seguridad por fatiga

A partir de la metodología mencionada en el capítulo 2, se pudo obtener el valor presentado en tabla 3.4.

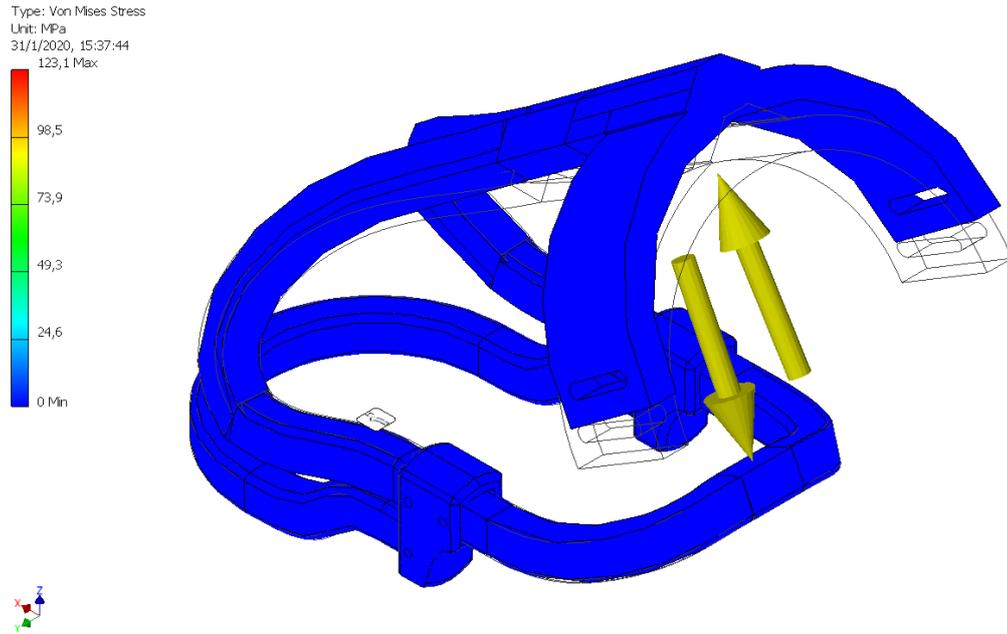
**Tabla 3.4 Factor de seguridad por fatiga. (Elaboración propia)**

<b>Factor de Seguridad</b>	7.2
----------------------------	-----

Al obtener un factor mayor a uno representa que el dispositivo no fallará por fatiga por lo que el dispositivo soportará las cargas ejercidas por el paciente al momento de realizar su marcha, sin embargo, este valor representa a que los espesores que se asumieron fueron sobredimensionados; esto se hizo debido a la estética del producto final a presentar.

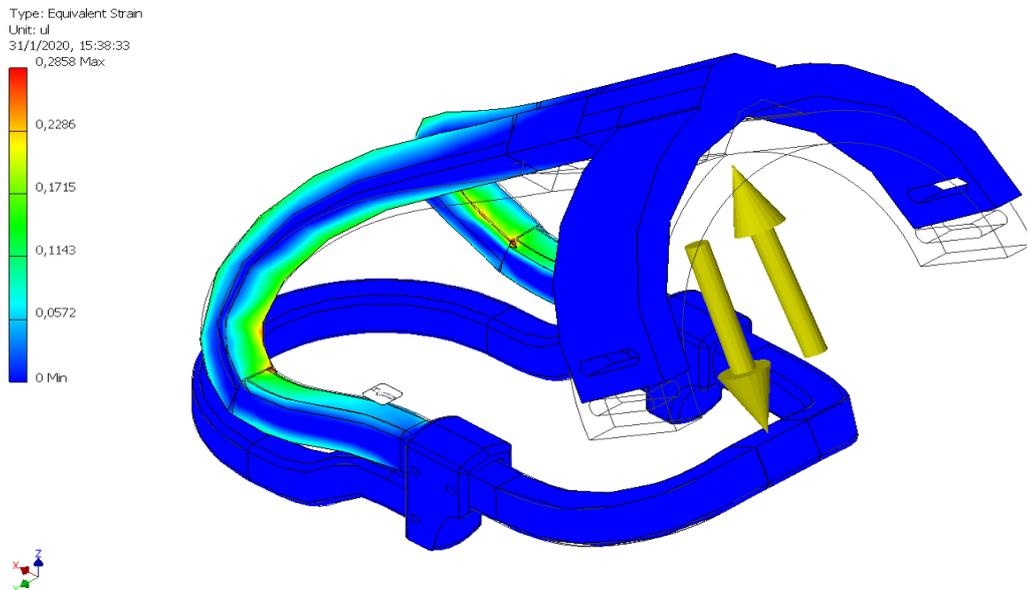
### 3.6 Simulación

La simulación realizada en el software Autodesk Inventor arrojó resultados del esfuerzo realizado sobre el dispositivo, deformación equivalente, desplazamiento en los tres ejes y el factor de seguridad del prototipo tal como se puede apreciar en las figuras 3.7, 3.8, y en el apéndice F.



**Figura 3.7 Esfuerzos de Von Mises en el Prototipo. (Elaboración propia)**

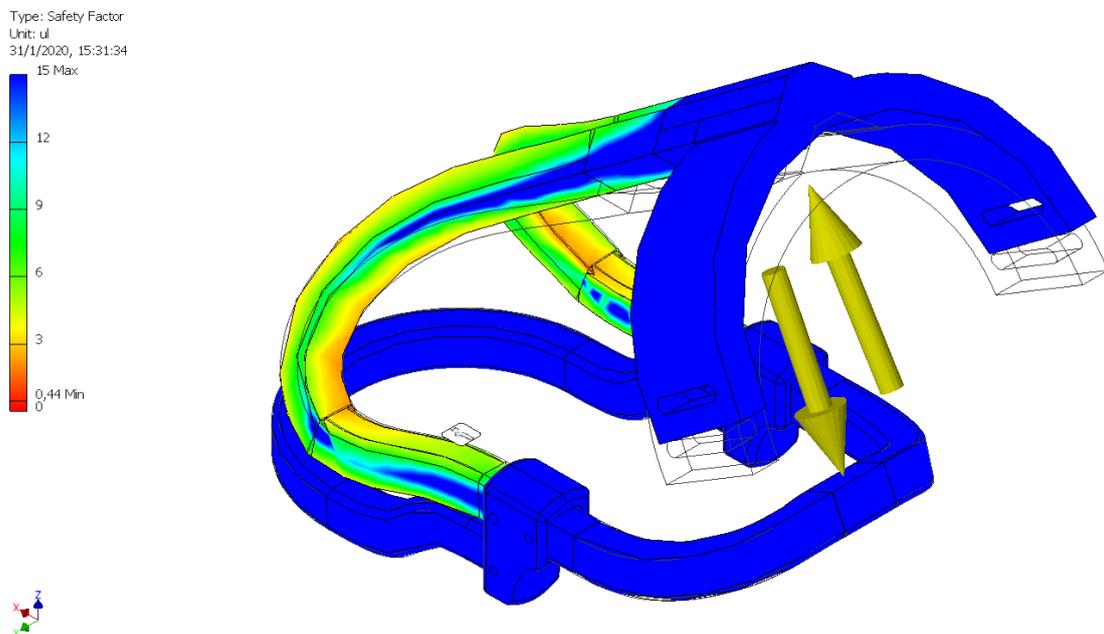
Como se observa en la figura 3.7, el dispositivo no va a fallar por esfuerzos de fluencia, ya que el máximo esfuerzo sobre la parte crítica es de 8,19 MPa, por lo cual las fuerzas aplicadas sobre la órtesis aseguran un correcto desempeño en el prototipo.



**Figura 3.8 Deformación Equivalente. (Elaboración propia)**

En la figura 3.8 podemos observar la deformación equivalente en el dispositivo, como era de esperarse la deformación del dispositivo solo se encuentra en la parte curva de

la pieza que se inserta en la pierna, ya que gracias a su forma y al material del que está hecha puede resistir la concentración de los esfuerzos producidos por ambas fuerzas. El máximo valor de deformación es de 0,2858.

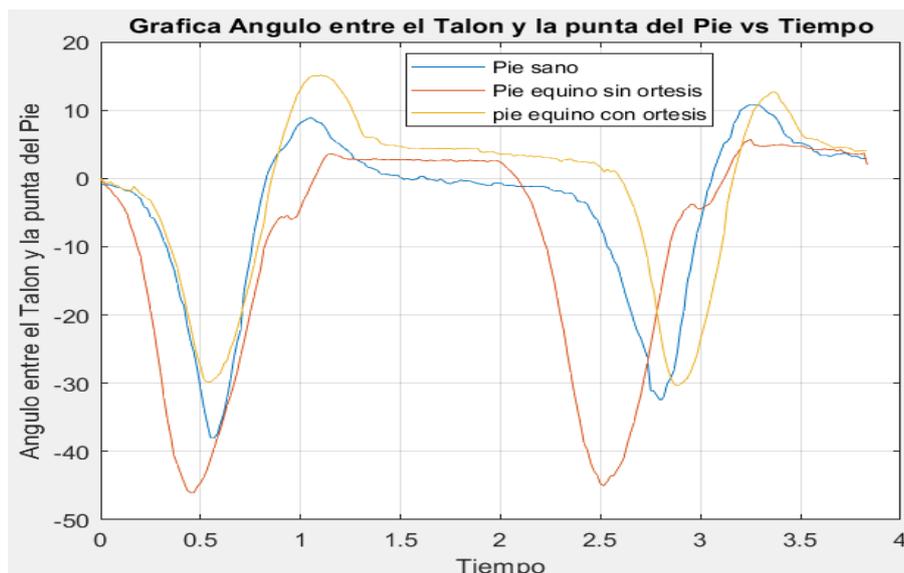


**Figura 3.9 Factor de Seguridad del Prototipo. (Elaboración propia)**

Finalmente, en la figura 3.9 se pudo apreciar que el prototipo tiene un factor de seguridad mínimo de 3, este factor se da en la parte crítica del diseño de la órtesis ya que en esta sección se dio la mayor concentración de esfuerzos. Al tener un factor de seguridad de 3 el dispositivo no va a fallar con las fuerzas aplicadas.

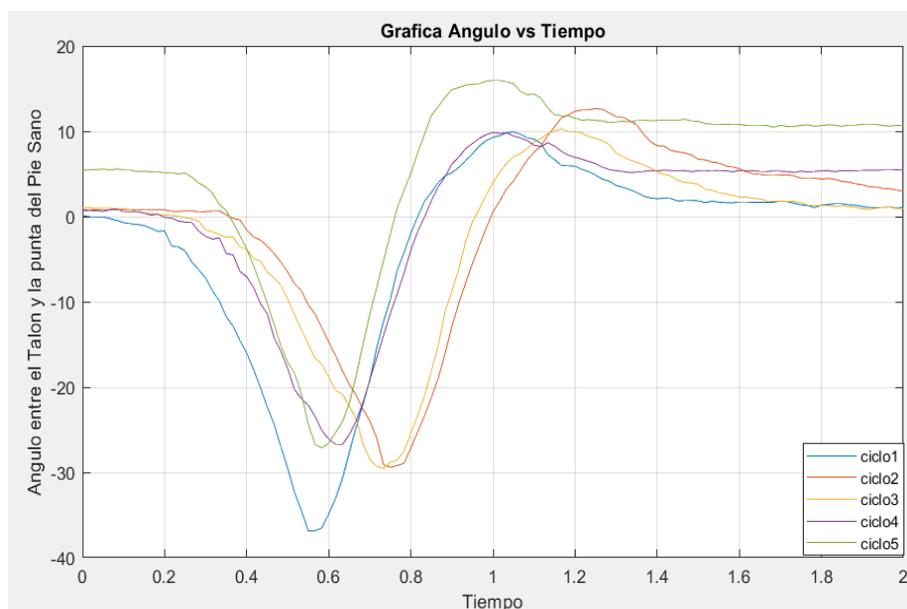
### **3.7 Análisis de Resultados**

Se realizó la comparación entre los ángulos dados por el pie sano, pie equino sin órtesis y pie equino con órtesis como se muestra en la figura 3.10. Se incluyeron más ciclos en las gráficas para poder obtener las curvas promedio con su desviación estándar como se muestran en las figuras 3.11, 3.12, 3.13 y 3.14. Para finalizar se graficó el error producido por la diferencia de ángulos promedios entre el pie sano y el pie equino sin órtesis, y entre el pie sano y el pie equino con órtesis, tal como lo muestra la figura 3.17

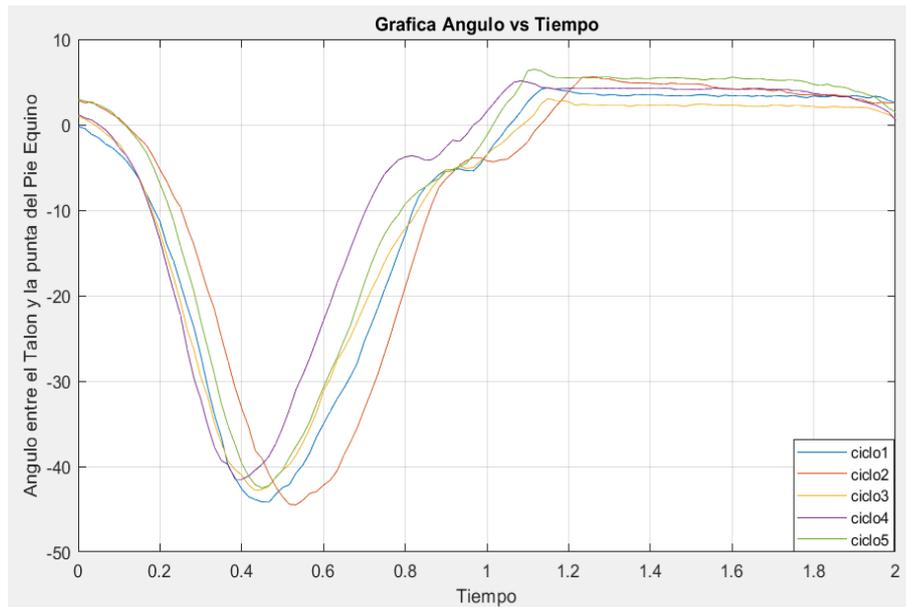


**Figura 3.10** Ángulo entre el Talón y la punta del pie del paciente a una velocidad de 1 km/h. Línea roja corresponde al pie equino sin órtesis. Línea amarilla corresponde al pie equino con órtesis. Línea azul corresponde al pie sano. (Elaboración propia)

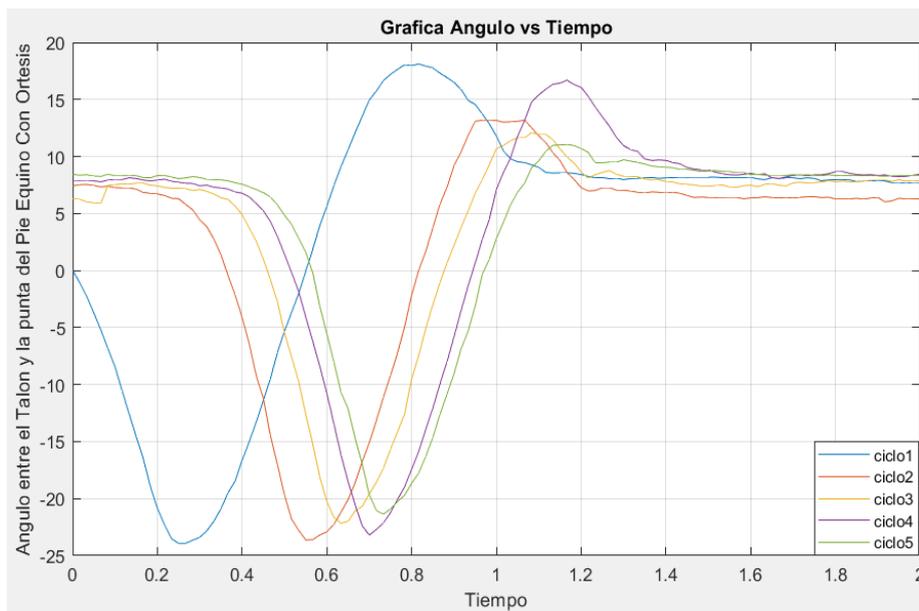
En la figura 3.10 Se observó el correcto funcionamiento de la órtesis, ya que la línea amarilla se encuentra muy próxima a la línea azul que es la del pie sano, mientras que la línea roja está muy desfasada de la línea azul, esto se debe a la rápida velocidad con la que se cae el pie.



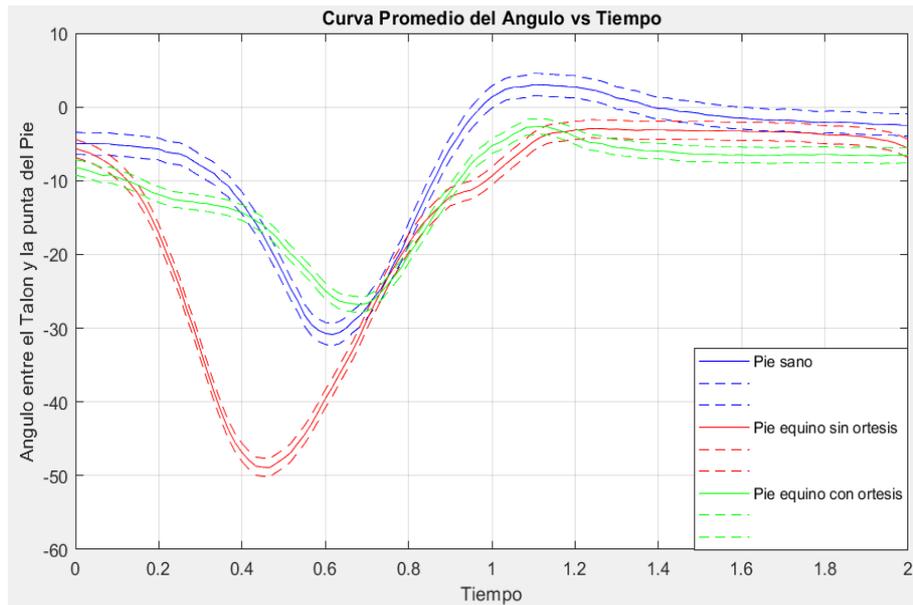
**Figura 3.11** Ángulo entre el Talón y la punta del pie sano a una velocidad de 1 km/h. Línea azul corresponde al ciclo 1. Línea roja corresponde al ciclo 2. Línea amarilla corresponde al ciclo 3. Línea morada corresponde al ciclo 4. Línea verde corresponde al ciclo 5. (Elaboración propia)



**Figura 3.12** Ángulo entre el Talón y la punta del pie equino a una velocidad 1 km/h. Línea azul corresponde al ciclo 1. Línea roja corresponde al ciclo 2. Línea amarilla corresponde al ciclo 3. Línea morada corresponde al ciclo 4. Línea verde corresponde al ciclo 5.  
(Elaboración propia)



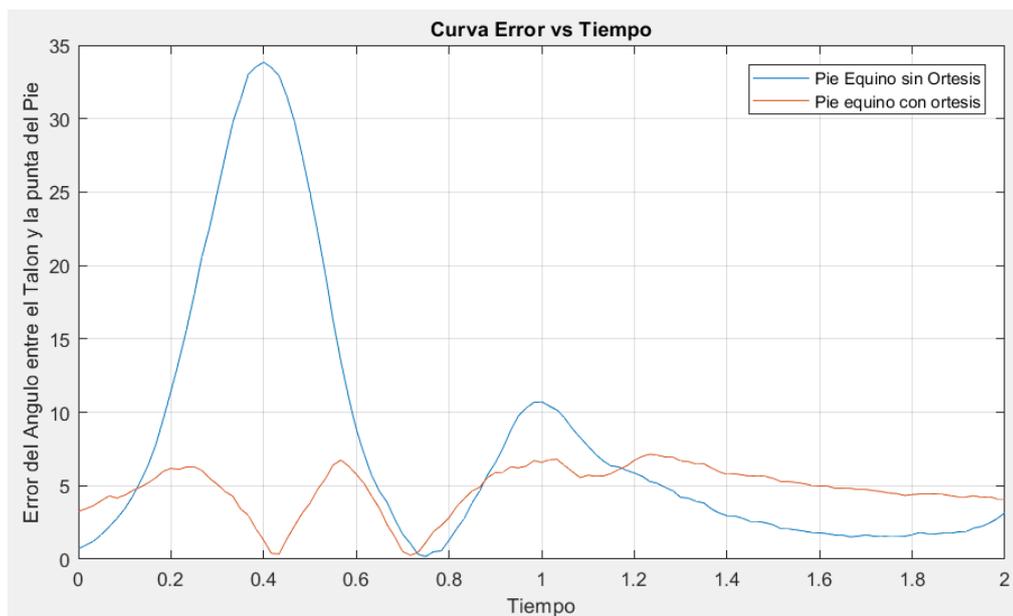
**Figura 3.13** Ángulo entre el Talón y la punta del pie equino con Órtesis a una velocidad 1 km/h. Línea azul corresponde al ciclo 1. Línea roja corresponde al ciclo 2. Línea amarilla corresponde al ciclo 3. Línea morada corresponde al ciclo 4. Línea verde corresponde al ciclo 5. (Elaboración propia)



**Figura 3.14 Gráfica del Ángulo Promedio entre el talón y la punta del pie con su respectiva desviación estándar. Línea continua azul corresponde al Pie Sano. Línea continua roja corresponde al Pie Equino sin Órtesis. Línea continua verde corresponde al Pie Equino con Órtesis. Líneas entrecortadas corresponden a la desviación estándar de cada línea continua. (Elaboración propia)**

En la figura 3.11 correspondiente al pie sano el máximo ángulo de caída del pie se encuentra entre  $-25^\circ$  y  $-35^\circ$ ; para el pie equino sin órtesis tal como lo muestra la figura 3.12 este valor se encuentra entre  $-40^\circ$  y  $-50^\circ$ , mientras que para el pie equino con órtesis el valor se encuentra entre  $-20^\circ$  y  $-25^\circ$  como se muestra en la figura 3.13.

Por medio de las figuras 3.11, 3.12 y 3.13 se obtuvo la figura 3.14 calculando el promedio de las curvas de dichas gráficas. Para el pie equino sin órtesis el máximo valor es igual a  $-48.89 \pm 1.23^\circ$ , mientras el pie equino con órtesis el máximo valor es igual a  $-25.75 \pm 1.06^\circ$ . El pie sano tiene un valor máximo igual a  $-30.87 \pm 1.50^\circ$ .



**Figura 3.15 Gráfica del Error del Ángulo entre el talón y la punta del pie vs tiempo. Línea Azul corresponde al error generado por el Pie Equino sin órtesis. Línea roja corresponde al erro generado por el Pie Equino con órtesis. (Elaboración propia)**

En la figura 3.15 se observó el error producido por la diferencia de los valores graficados en la figura 3.14. Dando como resultado un máximo error de  $33.85^\circ$  para el pie equino sin órtesis y  $7.15^\circ$  para el pie equino con órtesis. Esto equivale en porcentaje de recuperación de un 80%.

### 3.8 Análisis de Costos

Para la elaboración de este proyecto se adquirieron diversos materiales, tanto para el desarrollo del dispositivo de análisis de fuerza como para la impresión del prototipo final, los materiales y su costo se adjuntan en la tabla 3.5.

**Tabla 3.5 Costo relacionado con el desarrollo de la Solución. (Elaboración propia)**

Cantidad	Material	Costo Unitario [\$]	Costo Total [\$]
1	Rollo SainSmart Black Flexible TPU 3D Printing Filament 1.75 mm, 0.8 kg	34,00	34,00
1	Rollo Creality 3D Printer ST-PLA Filament 1.75 mm, 1.0 kg	26,00	26,00
6	Sensor Flexiforce de 50 kg	19,99	119,94
1	Protoboard	13,50	13,50

20	Jumpers	0,10	2,00
2	Resistencias 10k	0,05	0,10
1	Tarjeta Arduino Uno	10,60	10,60
2	Capacitor 47uF	0,10	0,20
<b>Total</b>			206.34

Como se puede observar en la tabla 3.1 el desarrollo de la solución al problema tuvo un costo de \$206,34. En este precio no se incluye el valor de la impresión de las piezas del prototipo, ya que esta se realizó en el LNB de la ESPOL y no tuvo costo alguno.

### 3.9 Análisis de Prefactibilidad

Finalmente, se realizó el análisis de prefactibilidad del proyecto para determinar si es viable o no. El prototipo está compuesto por seis piezas, cinco de ellas impresas en PLA y una en TPU, mediante el software Simplify 3D se obtuvo el costo de cada una de las piezas y el tiempo que estas demoraron en imprimirse, tal como se muestra en la tabla 3.6.

**Tabla 3.6 Costo de material y duración de la impresión 3D. (Elaboración propia)**

Pieza	Costo de material [\$]	Tiempo [h]
Pieza 1	5,92	25,25
Pieza 2	1,48	2,66
Pieza 3	1,45	2,7
Pieza 4	0,34	0,68
Pieza 5	0,34	0,68
Pieza 6	0,5	1,06
<b>Total</b>	10,03	33,03

El costo de operación de la impresión 3D por órtesis fue calculado de acuerdo al método propuesto en (Jason, 2017), cuyos resultados se aprecian en la tabla 3.7.

**Tabla 3.7 Costo de Operación de Impresión por Órtesis. (Elaboración propia)**

<b>Costo de Operación de Impresión 3D</b>		
<b>Costo de electricidad por impresión</b>		<b>\$ 0,92</b>
<b>Consumo de kWh de la impresora 3D</b>	0,7 kWh	
<b>Precio de la energía en Ecuador</b>	0,04 \$/kWh	
<b>Hora de impresión</b>	33,03 h	
<b>Costo de Reparaciones y Actualizaciones</b>		<b>\$ 0,32</b>
<b>Costo del Error</b>		<b>\$ 0,91</b>
<b>Costo por Artículos consumibles</b>		<b>\$ 0,15</b>
<b>Costo de material</b>		<b>\$10,03</b>
<b>Total</b>		<b>\$12,33</b>

Como podemos observar cada impresión tiene un costo de \$12,33, cabe recalcar que el costo depende de la fisiología de cada persona, por lo que este es un costo estimado.

### **3.9.1 Flujo Caja**

Se realizó el flujo de caja para analizar la prefactibilidad del proyecto en un horizonte de 5 años, considerando las demandas del producto, la tasa de interés de inversión, entre otros factores, tal como se muestra en la Tabla 3.10 Para la tasa de interés de inversión se tomó un valor referente presentado por BanEcuador en enero del 2020, el valor corresponde al 11% para el segmento productivo PYMES.[20]

Para el flujo de caja fue necesario determinar la inversión en el proyecto, donde se tomó en cuenta la máquina principal que es la impresora 3D y computadoras, tal como lo muestra la Tabla 3.9. Los gastos administrativos representan un valor fijo de \$1000.00 mientras que el costo de operación es variable y depende de las ventas del producto.

**Tabla 3.8 Inversión necesaria para el proyecto. (Elaboración propia)**

MAQUINAS	CANTIDAD	COSTO UNITARIO	COSTO TOTAL	VIDA ÚTIL
Impresora CR10-S Pro	1	\$ 1,050.00	\$ 1,050.00	5
Computadora	1	\$ 700.00	\$ 700.00	5
Impresora Ender 3 Pro	2	\$ 350.00	\$ 700.00	5
<b>INVERSIÓN EN MAQUINARIAS</b>			\$ 2,450.00	

Establecer la demanda del producto resulta un poco complicado debido a que no existen estadísticas acerca de las personas que presenten pie equino en el país, pero según datos del Dr. Gilbert Sotomayor, en el 2019 alrededor de 30 personas con problemas de pie equino se acercaron a su consultorio.

**Tabla 3.9 Flujo de Caja del Proyecto. (Elaboración propia)**

Años	0	1	2	3	4	5
<b>Cantidad</b>		<b>30</b>	<b>50</b>	<b>70</b>	<b>90</b>	<b>110</b>
<b>Precio</b>		<b>\$ 50,00</b>	<b>\$ 50,00</b>	<b>\$ 50,00</b>	<b>\$ 50,00</b>	<b>\$ 50,00</b>
<b>Ventas</b>		\$ 1.500,00	\$ 2.500,00	\$ 3.500,00	\$ 4.500,00	\$ 5.500,00
<b>Costos operación</b>		-\$ 370,08	-\$ 616,80	-\$ 863,52	-\$ 1.110,24	-\$ 1.356,96
<b>Gastos administrativos</b>		-\$ 1.000,00	-\$ 1.000,00	-\$ 1.000,00	-\$ 1.000,00	-\$ 1.000,00
<b>Depreciación maquinarias</b>		-\$ 122,64	-\$ 204,41	-\$ 286,17	-\$ 367,93	-\$ 449,70
<b>Valor salvamento maquinarias</b>						\$ 1.225,00
<b>Utilidad antes de impuestos</b>		\$ 1.007,28	\$ 1.678,79	\$ 2.350,31	\$ 3.021,83	\$ 4.918,35
<b>Impuesto (12%)</b>		-\$ 120,87	-\$ 201,46	-\$ 282,04	-\$ 362,62	-\$ 590,20
<b>Utilidad neta</b>		<b>\$ 886,40</b>	<b>\$ 1.477,34</b>	<b>\$ 2.068,27</b>	<b>\$ 2.659,21</b>	<b>\$ 4.328,15</b>
<b>Depreciación maquinarias</b>		\$ 122,64	\$ 204,41	\$ 286,17	\$ 367,93	\$ 449,70

Inversión maquinarias	-\$ 2.450,00					
Capital de trabajo	-\$ 500,00					
Flujo de caja	-\$ 2.950,00	\$ 1.009,05	\$ 1.681,75	\$ 2.354,44	\$ 3.027,14	\$ 4.777,84
VAN (11%)	\$5.875			TIR	57%	
				B / C	2,99	

Finalmente, se realizó el análisis de periodo de recuperación de la inversión requerida tal como se muestra en la tabla 3.10.

**Tabla 3.10. Periodo de recuperación de la Inversión. (Elaboración propia)**

	0	1	2	3	4	5
Flujo Neto	-2950	1009,05	1681,75	2354,44	3027,14	4777,84
Flujo Neto descontado	-2950	\$917,32	\$1.389,88	\$1.768,93	\$2.067,58	\$2.966,66
Flujo Neto acumulado	-2950	\$-2.032,68	\$-642,81	\$1.126,12	\$3.193,70	\$6.160,36
<b>Periodo de recuperación</b>				2,36	2 años 4 meses 9 días	

# CAPÍTULO 4

## 4. CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES

### 4.1 Conclusiones

Se obtuvieron las curvas de posición del ángulo entre el talón y la punta del pie con respecto al tiempo, como resultado del gran funcionamiento de la metodología diseñada para recopilar la información experimental de la marcha del paciente. Además, la metodología diseñada para la recopilación de información no solo funciona para el caso del pie caído, sino para cualquier tipo de enfermedad que afecte a la marcha de una persona, ya que se analizan las posiciones de puntos específicos colocados a lo largo de las extremidades inferiores, y así comparar cada gráfica resultante para determinar la compensación necesaria en los datos erróneos.

Se realizó el análisis de presión plantar de la persona, con el cual se pudo anular la hipótesis planteada al principio que mencionaba que la presión plantar del pie equino era diferente a la del pie sano. Se observó que estas fuerzas eran muy similares entre ellas, a pesar de la ausencia de la fuerza muscular de la persona para levantar el pie caído.

Se identificó un desfase de  $10^\circ$  entre el pie equino y el pie sano del paciente por medio de las curvas del ángulo entre talón y la punta del pie obtenidas del análisis cinemático de la marcha. Dicho lo anterior el paciente realizó la mitad de los ciclos de marcha que una persona sana realizaría, de modo que esta enfermedad afecta notablemente la manera de caminar de una persona.

Se logró reducir el error de desfase de ángulo desde  $33.85^\circ$  hasta  $7.15^\circ$  por medio del diseño de un dispositivo ortopédico impreso en 3D, esto equivale a un porcentaje de recuperación de un 80%, manteniendo la flexibilidad del pie y no el posicionamiento rígido que haría una órtesis común del mercado local; por lo que se valida la funcionalidad del dispositivo biomecánico.

A través del diseño detallado y modelado del dispositivo, se demostró que con una sección rectangular de dimensión 12x14 mm el dispositivo no llegará a fallar por las cargas cíclicas a las que estará sometido, ya que se obtuvo un factor de seguridad mínimo de 3 en la sección crítica, con lo que se concluye que el sistema es robusto y confiable, diseñado para vida infinita, lo cual lo hace apto para su uso.

En cuanto al análisis de costo, se obtuvo un valor actual neto (VAN) de \$5,875.00 y una tasa interna de retorno (TIR) del 57%, por tanto, el proyecto resultó rentable ya este 57% fue mayor que la tasa de interés de inversión del 11%. Dando como resultado un periodo de recuperación de la inversión de aproximadamente 2 años.

## **4.2 Recomendaciones**

Se debe tomar en cuenta que cada persona tiene una fisiología y anatomía diferente, por lo que la implementación de este dispositivo debe ser personalizable para que se adapte a cada paciente, si esto no es así los resultados esperados no podrán ser los óptimos para resolver el problema.

La pieza de sujeción con el zapato de paciente debe tener un espesor grueso, debido a que si se lo dimensiona con un espesor muy pequeño este puede llegar a fallar. Esto se representa debido a la magnitud de la fuerza que ejerce el paciente hacia dicha pieza y todas las reacciones que se presentan en los demás componentes.

Se recomienda verificar los parámetros de impresión antes llevar a cabo la manufactura del dispositivo, puesto que cada material tiene diferentes propiedades de impresión tales como la temperatura, el porcentaje del infill, los parámetros de los soportes que se generan de cada impresión y el porcentaje de layer. También es de gran importancia considerar las tolerancias al momento de imprimir las piezas, ya que al estar impresas en 3D si se imprimen a la medida, puede que las piezas no encajen en los agujeros de los soportes.

La utilización de marcadores es importante para la realización del análisis cinemático puesto que el software utilizado calcula la trayectoria a través de un barrido de un punto sobre el marcador, por lo cual se recomienda utilizar marcadores circulares de colores brillantes que se pueda apreciar la diferencia con el entorno. Además, si los puntos

donde se colocarán los marcadores están muy cerca, se recomienda utilizar marcadores de distintos colores, ya que se pueden confundir entre ellos y el programa estará recopilando datos erróneos.

Se debe realizar una calibración en el software utilizado para el análisis cinemático cada vez que se vaya a empezar un nuevo estudio, esto se realiza debido a que el programa calcula las posiciones obtenidas de los barridos utilizando el método de calibración que se ingresó en el programa.

Para el sistema de medición plantar se recomienda utilizar pesos aproximados a la carga establecida, ya que al ser una gráfica semilogarítmica si se calibra con pesos demasiados pequeños en comparación con la carga, la pendiente de la gráfica no será la correcta, y al momento de probar el dispositivo arrojaran datos erróneos. Además, es necesario colocarle una pieza para concentrar el esfuerzo en los sensores y permitir una lectura correcta del peso.

# BIBLIOGRAFÍA

- California Podiatric Medical Association. (s. f.). *¿Qué son las ortesis?* Recuperado 18 de octubre de 2019, de <https://www.podiatrists.org/visitors/foothealth/espanol/orthotics>
- Centro Ortopédico Peláez. (2015, agosto 24). *Qué son las Ortesis*. <https://www.ortopediapelaez.com/que-son-las-ortesis-plantares/>
- Font-Llagunes, J. M., Arroyo, G., Alonso, F. J., & Vinagre, B. M. (2010). *Diseño de una órtesis activa para ayuda a la marcha de lesionados medulares*. 11.
- Guchin, A., Pereira, G., Ottado, G., & Ramos, M. (2015). *Análisis de video en Biomecánica*. Universidad de la República.
- Historia de la Prótesis y Órtesis timeline*. (s. f.). Timetoast. Recuperado 4 de noviembre de 2019, de <https://www.timetoast.com/timelines/protesis-ad38fc97-8857-447b-9fe5-ee10a0a06b3d>
- Jadhav, A., & Sonar, R. (s. f.). *Sci-Hub | Analytic Hierarchy Process (AHP), Weighted Scoring Method (WSM), and Hybrid Knowledge Based System (HKBS) for Software Selection: A Comparative Study. 2009 Second International Conference on Emerging Trends in Engineering & Technology | 10.1109/ICETET.2009.33*. Recuperado 10 de noviembre de 2019, de <https://sci-hub.se/10.1109/ICETET.2009.33>
- Jason, K. (2017, diciembre 7). *El verdadero costo de una impresión 3D - Calculadora online con todos los valores—Trimaker*. 3D Print Headquarters. <https://trimaker.com/verdadero-costo-de-impresion-3d-con-calculadora-online-gratis/>

- Joseph Hamill, Kathleen Knutzen, & Timothy Derrick. (2015). *Biomechanical Basis of Human Movement* (Fourth).
- Kyung, W. (2005). *Gross Anatomy*. Lippincott Williams & Wilkins.
- Moeslund, T. B., & Granum, E. (2001). A Survey of Computer Vision-Based Human Motion Capture. *Computer Vision and Image Understanding*, 81(3), 231-268.  
<https://doi.org/10.1006/cviu.2000.0897>
- Motion Capture for Sports Biomechanics | Nokov Mocap*. (s. f.). Recuperado 19 de noviembre de 2019, de <https://www.nokov.com/en/motion-capture-sports-biomechanics>
- Norton, R. L. (2011). *Diseño de Máquinas. Un enfoque integrado* (Cuarta). Pearson Educación.
- Ortesis antiequino*. (2012, enero 10). Ortoweb. <https://www.ortoweb.com/deporte-y-rehabilitacion/ortesis-miembro-inferior/ortesis-antiequino-1>
- P. Dedieu, & C. Barthés. (2011). *Marcha*.
- Pedro, V. L. (1999). *Biomecánica de la marcha normal y patológica*.
- Sensor de Fuerza o Presión MF01. (2015, febrero 16). *HETPRO/TUTORIALES*.  
<https://hetpro-store.com/TUTORIALES/sensor-de-fuerza-o-presion-mf01/>
- TDS PLA v3.011-spa-ES.pdf*. (s. f.). Recuperado 24 de enero de 2020, de <https://ultimaker.com/download/67583/TDS%20PLA%20v3.011-spa-ES.pdf>
- Thermoplastic Polyurethane (TPU) Typical Properties Generic TPU Alloy | UL Prospector*. (s. f.). Recuperado 24 de enero de 2020, de <https://plastics.ulprospector.com/generics/54/c/t/thermoplastic-polyurethane-tpu-properties-processing>
- Viladot Voegeli, A. (2003). Anatomía funcional y biomecánica del tobillo y el pie. *Revista Española de Reumatología*, 30(9), 469-477.



# APÉNDICES

# APÉNDICE A

## Fichas Técnicas

### Ficha Técnica Flexiforce

#### Ficha Técnica Flexiforce. (Elaboración propia)

Thickness	0.203 mm
Length	191 mm
Width	14 mm
Sensing Area	9.53 mm
Connector	3-pin Male Square Pin
Substrate	Polyester
Pin Spacing	2.54 mm
Force range	0-100 lb

### Ficha Técnica Arduino

#### Ficha Técnica Arduino Uno. (Elaboración propia)

Microcontroller	ATmega328
Operating Voltage	5V
Input Voltage (recommended)	7-12V
Input (limits)	6-20V
Digital I/O Pins	14 (of which 6 provide PWM output)
Analog Input Pins	6
DC Current per I/O Pin	40 mA
DC Current for 3.3V Pin	50 mA
Flash Memory	32 KB (ATmega328) of which 0.5 KB used by bootloader
SRAM	2 KB (ATmega328)
EEPROM	1 KB (ATmega328)
Clock Speed	16 MHz

## Ficha Técnica de la Impresora 3D

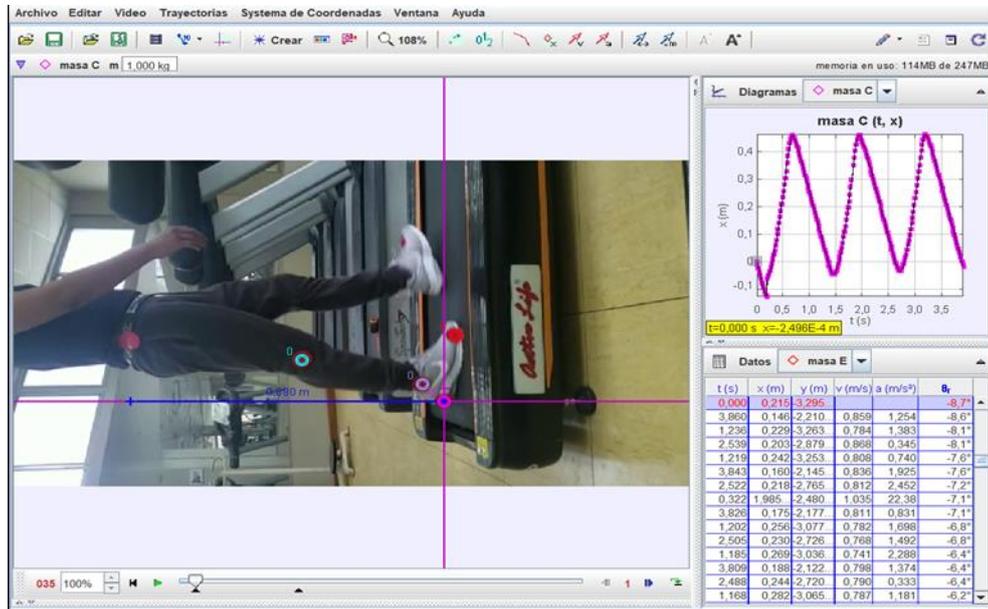
### Ficha Técnica Impresora 3D. (Elaboración propia)

Parameter:

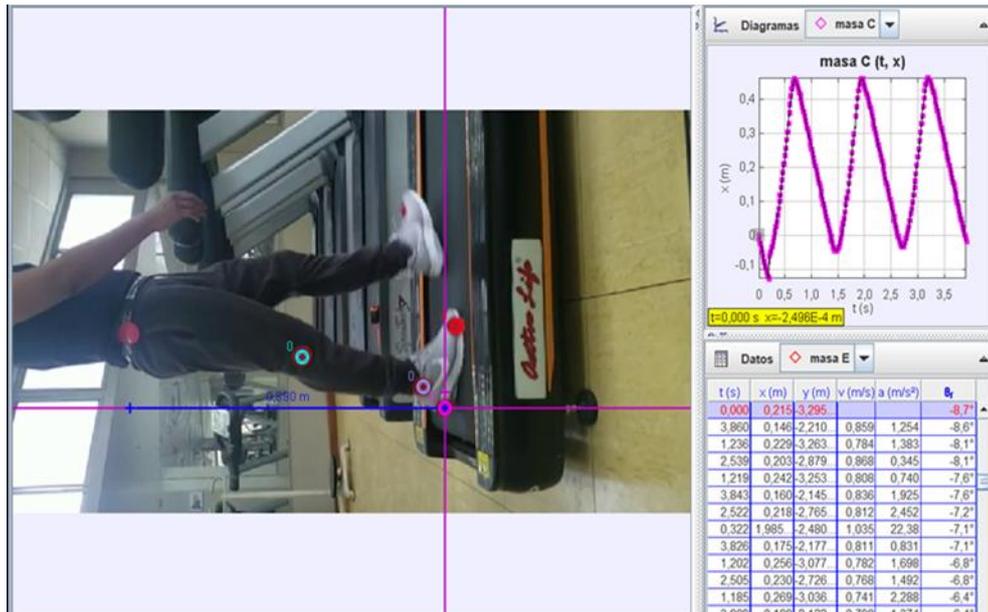
Model	CR-3040S
Modeling Technology	FDM
Nozzle Diameter	0.4mm
Printing Speed	≤200mm/s
Power Supply	Input:110-220V, Output 24V
Printing Size	300*300*400mm
Machine Size	470*470*660mm
Machine Weight	34kg
Filament	1.75mm PLA/ABS/TPU/ Wood/ Carbon fiber/Copper etc.

# APÉNDICE B

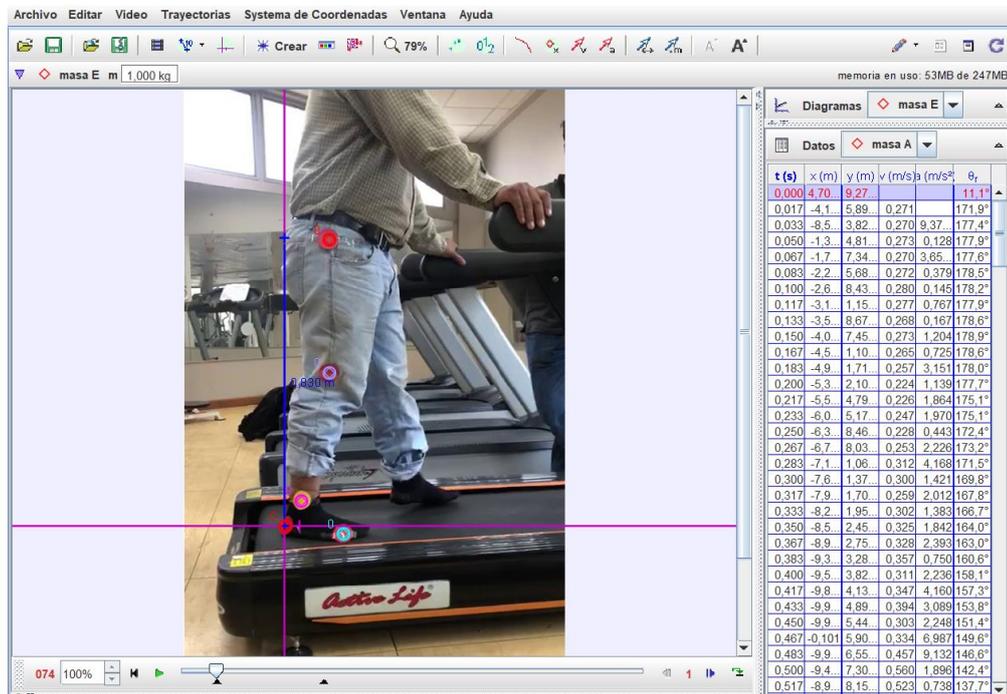
## Tracker Video Analysis



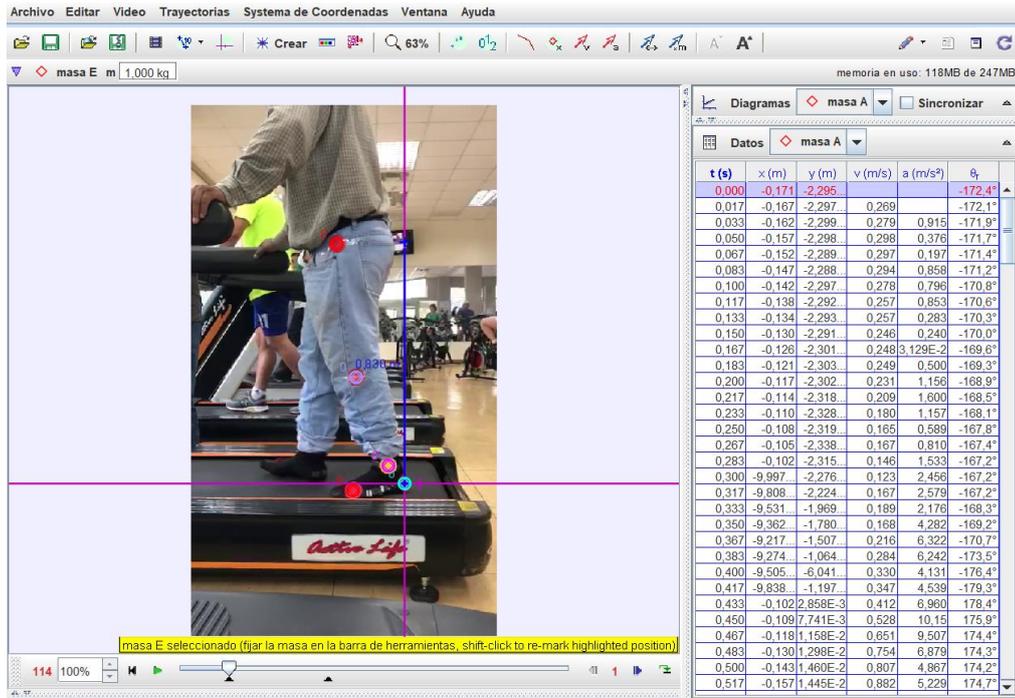
**Análisis Cinemático de la pierna derecha del sujeto control mediante Tracker video Analysis. (Elaboración propia)**



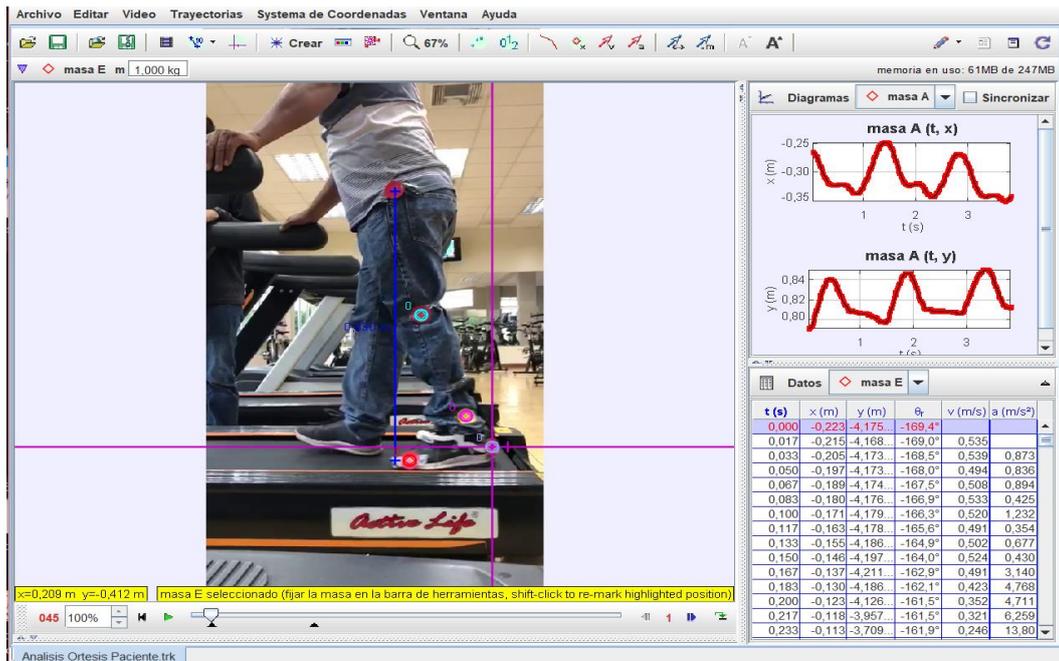
**Análisis Cinemático de la pierna izquierda del sujeto control mediante Tracker video Analysis. (Elaboración propia)**



**Análisis Cinemático de la pierna derecha del Paciente mediante Tracker video Analysis. (Elaboración propia)**



**Análisis Cinemático de la pierna izquierda del Paciente mediante Tracker video Analysis.**  
(Elaboración propia)

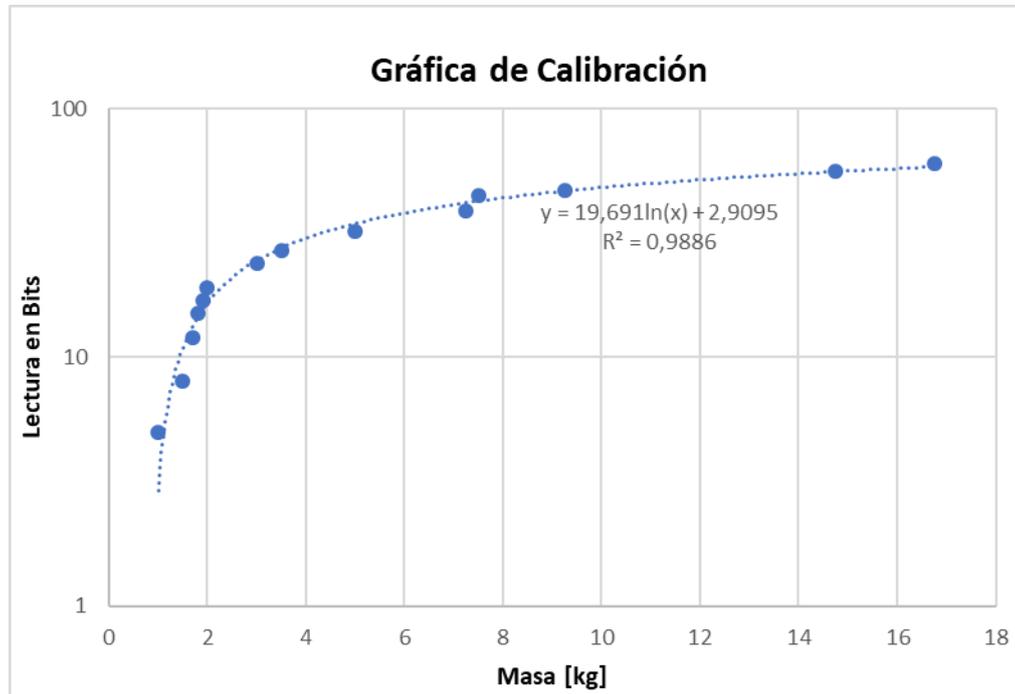


**Análisis cinemático del paciente con la órtesis puesta mediante Tracker Video Analysis.**  
(Elaboración propia)

## APÉNDICE C

### Análisis de Presión Plantar

#### Curva de calibración del sensor Flexiforce



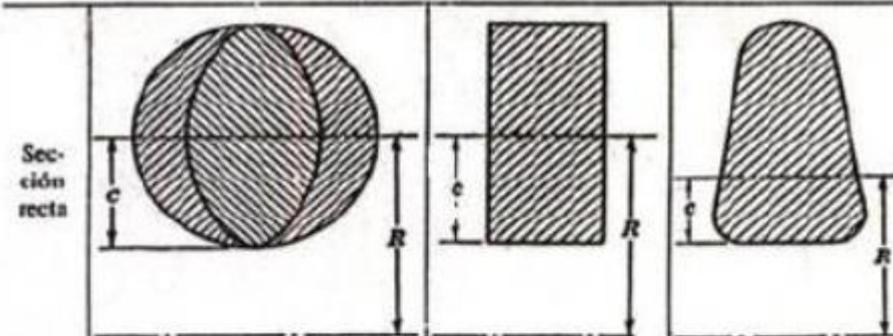
**Gráfica de Calibración del Sensor. (Elaboración propia)**

## APÉNDICE D

### Tablas para diseño de vigas curva

#### Tabla del factor de corrección de vigas curva

**TABLA 13-2**  
Factores de corrección  $K$  para vigas curvas, para la ecuación (13-15)



$R/c$	Círculo o elipse		Rectángulo		Otras secciones (valores medios)	
	Interior	Exterior	Interior	Exterior	Interior	Exterior
1,2	3,41	0,54	2,89	0,57	Si la sección es asimétrica $R/c$ se refiere a la fibra interior	
1,4	2,40	0,60	2,13	0,63		
1,6	1,96	0,65	1,79	0,67		
1,8	1,75	0,68	0,63	0,70		
2,0	1,62	0,71	1,52	0,73	1,63	0,74
3,0	1,33	0,79	1,30	0,81	1,36	0,81
4,0	1,23	0,84	1,20	0,85	1,25	0,86
6,0	1,14	0,89	1,12	0,90	1,16	0,90
8,0	1,10	0,91	1,09	0,92	1,12	0,93
10,0	1,08	0,93	1,07	0,94	1,10	0,94
20,0	1,03	0,97	1,04	0,96	1,05	0,95

Factor de corrección de vigas curvas. (Norton, 2011)

# APÉNDICE E

## Propiedades de los materiales utilizados

### Propiedades del PLA

<u>Propiedades mecánicas (*)</u>	<u>Moldeo por inyección</u>		<u>Impresión 3D</u>	
	Valor típico	Método de ensayo	Valor típico	Método de ensayo
Módulo de elasticidad a la tracción	-	-	2346,5 MPa	ISO 527 (1 mm/min)
Esfuerzo de tracción a la deformación	-	-	49,5 MPa	ISO 527 (50 mm/min)
Esfuerzo de tracción a la rotura	-	-	45,6 MPa	ISO 527 (50 mm/min)
Alargamiento a la deformación	-	-	3,3 %	ISO 527 (50 mm/min)
Alargamiento a la rotura	-	-	5,2 %	ISO 527 (50 mm/min)
Resistencia a la flexión	-	-	103,0 MPa	ISO 178
Módulo de flexión	-	-	3150,0 MPa	ISO 178
Resistencia a la prueba de impacto Izod, con mella (a 23 °C)	-	-	5,1 kJ/m <sup>2</sup>	ISO 180

**Propiedades mecánicas del PLA. (TDS PLA v3.011-spa-ES.pdf, s. f.)**

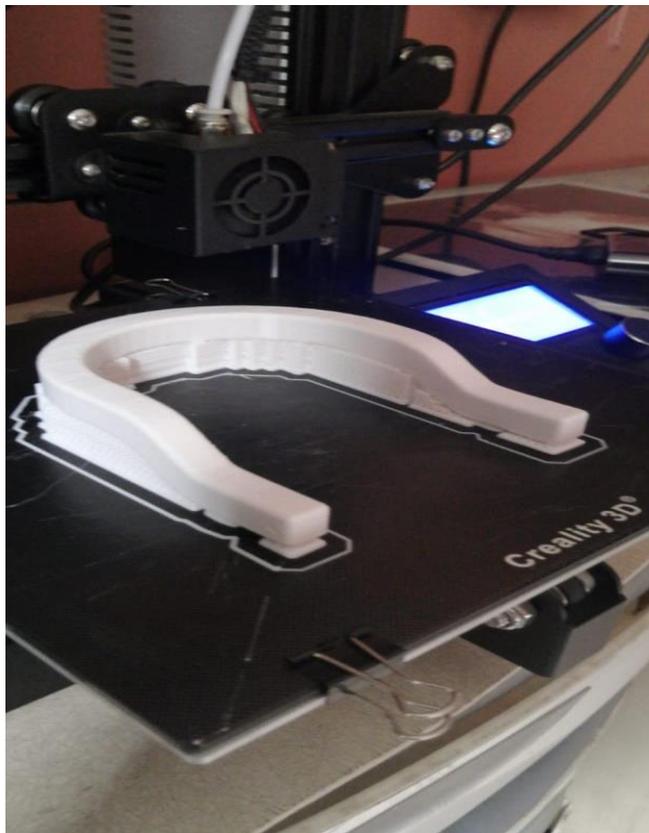
### Propiedades del TPU

Physical	Nominal Value Unit	Test Method
Density / Specific Gravity	1,11 to 1,23	ASTM D792
Mechanical	Nominal Value Unit	Test Method
Tensile Strength (73°F)	70,0 to 1130 psi	ASTM D638
Taber Abrasion Resistance (73°F)	18,8 to 65,6 mg	ASTM D1044
Elastomers	Nominal Value Unit	Test Method
Tensile Stress (100% Strain, 73°F)	232 to 2140 psi	ASTM D412
Tensile Strength (Yield, 73°F)	4120 to 7850 psi	ASTM D412
Tensile Elongation (Break, 73°F)	350 to 690 %	ASTM D412
Tear Strength (73°F)	280 to 839 lbf/in	ASTM D624
Compression Set	21 to 44 %	ASTM D395

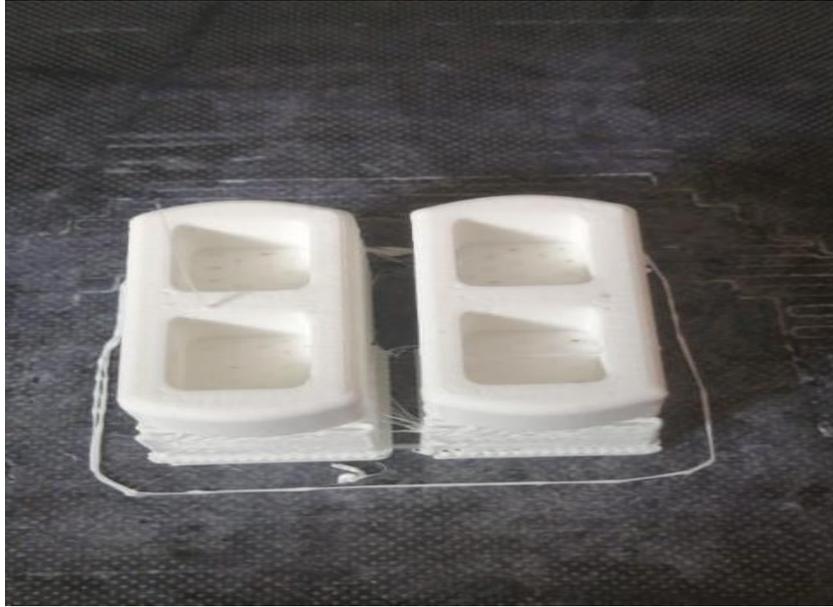
**Propiedades mecánicas del TPU. (Thermoplastic Polyurethane (TPU) Typical Properties Generic TPU Alloy | UL Prospector, s. f.)**

## APÉNDICE F

### Manufactura de la órtesis



Impresión de a pieza de sujeción con el talón. (Elaboración propia)



**Impresión de los acoples. (Elaboración propia)**

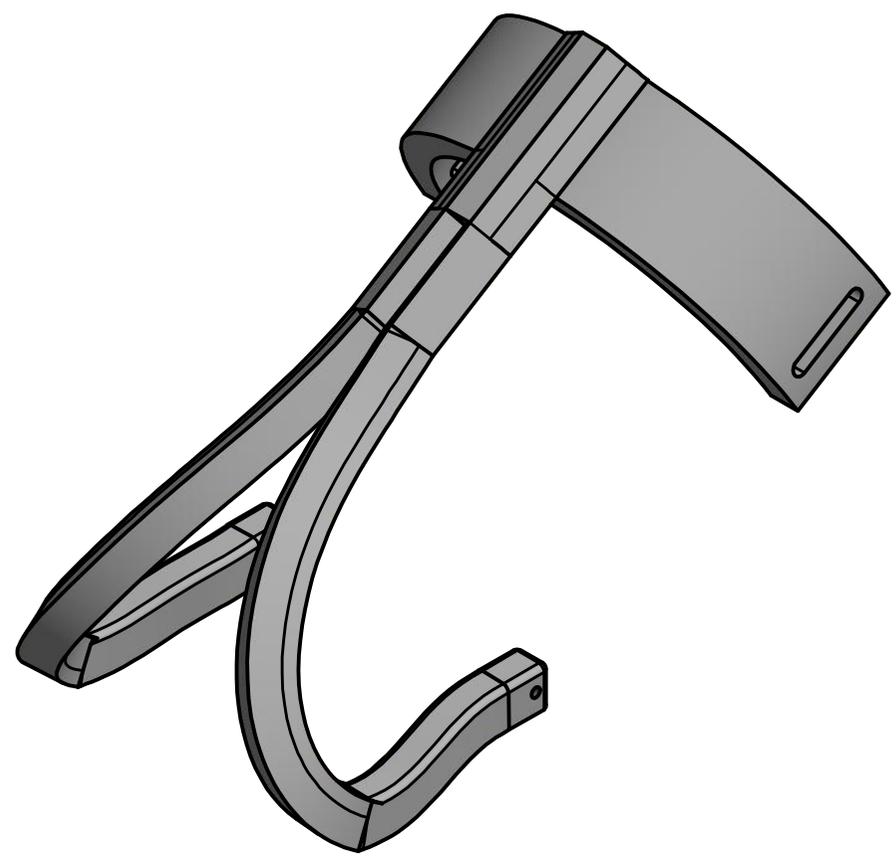
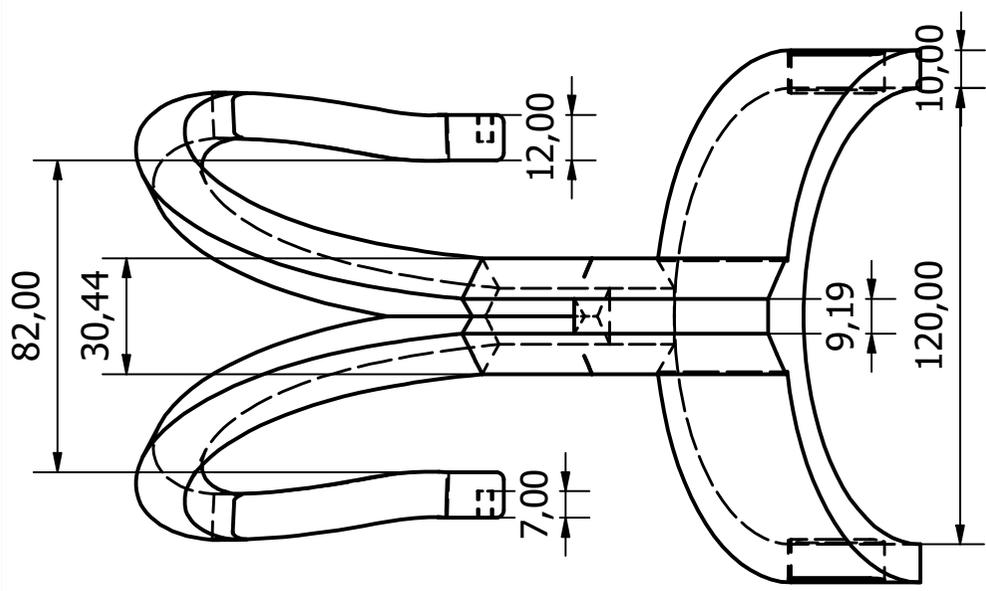
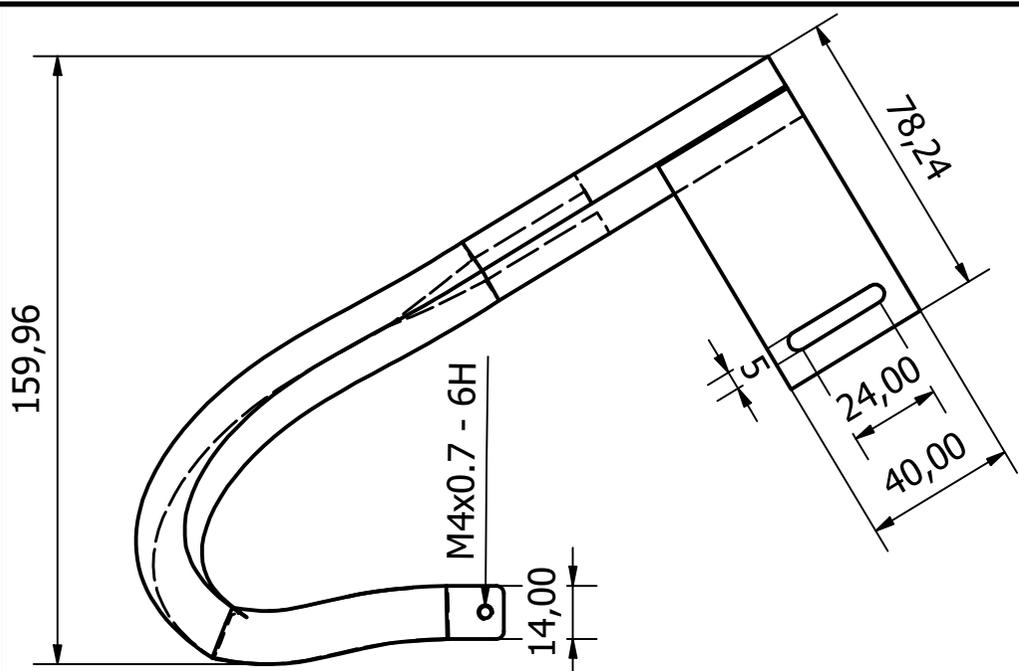


**Dispositivo ensamblado. (Elaboración propia).**

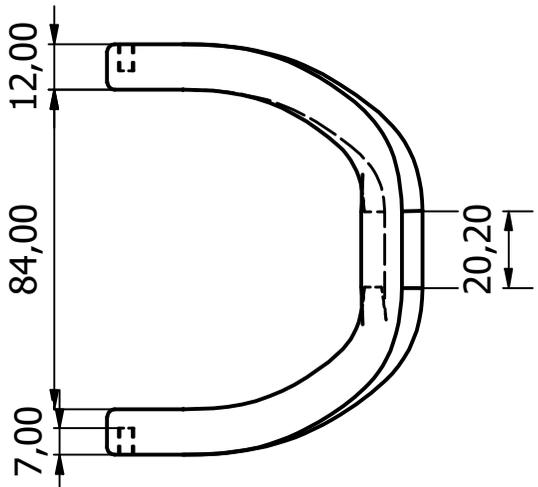
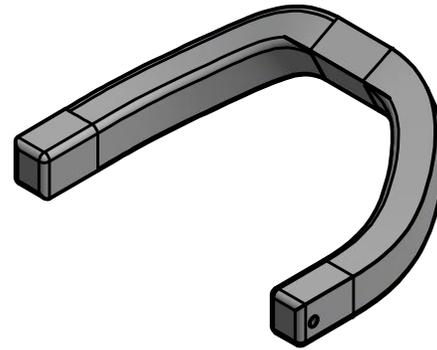
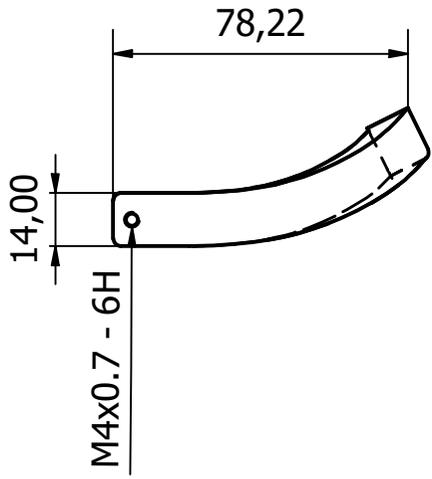


**Dispositivo colocado. (Elaboración propia)**

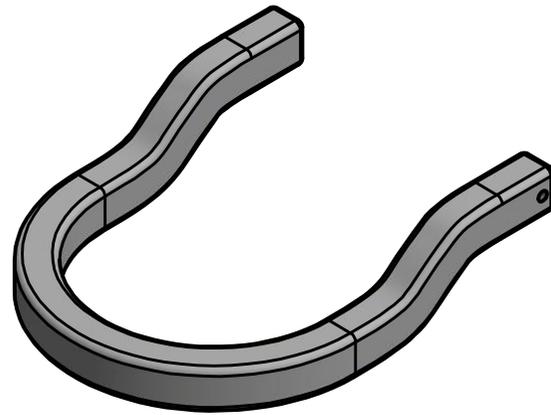
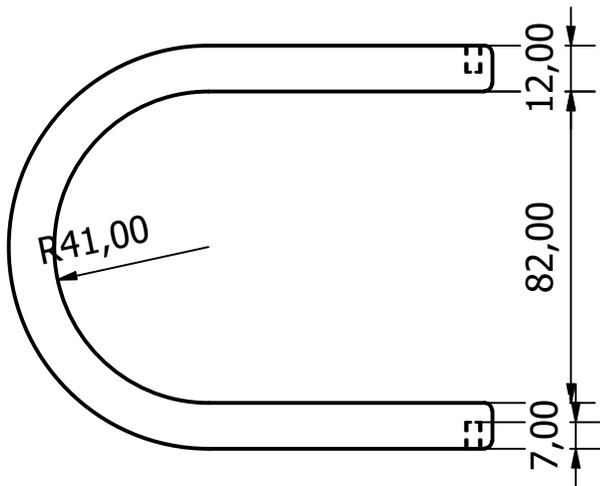
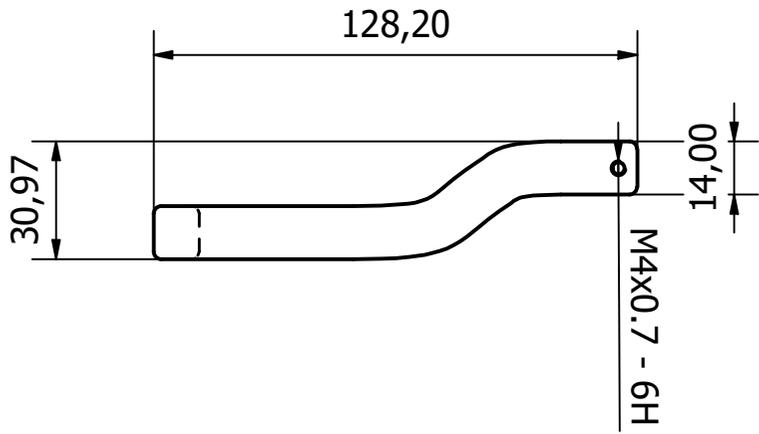
# PLANOS



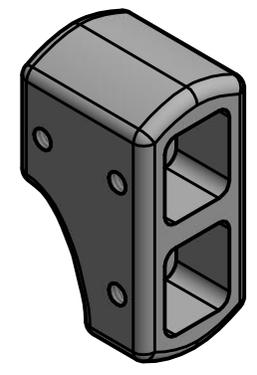
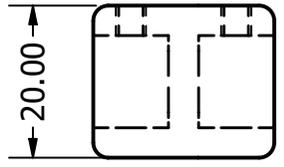
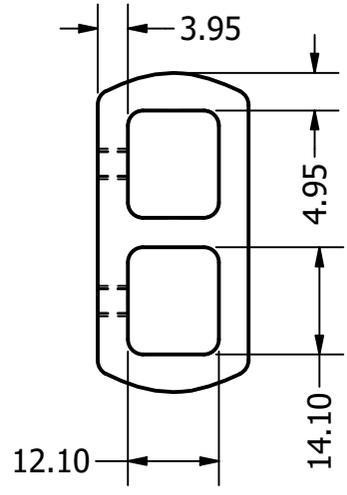
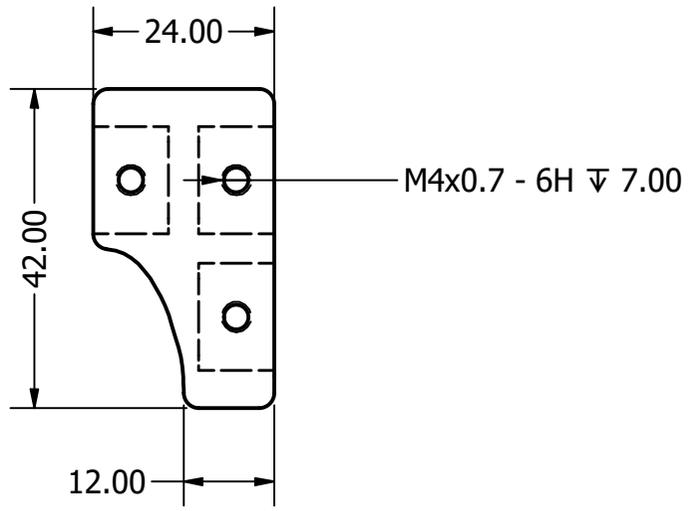
DRAWN Laman, Riccio	24/1/2020	ESPOL		
CHECKED		TITLE		
QA		PIEZA 1		
MFG				
APPROVED				
		SIZE A4	DWG NO PIEZA 1	REV
		SCALE 1 : 2		SHEET 1 OF 1



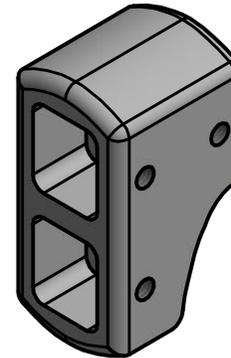
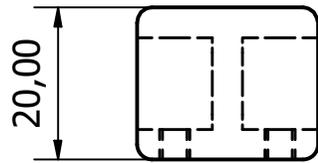
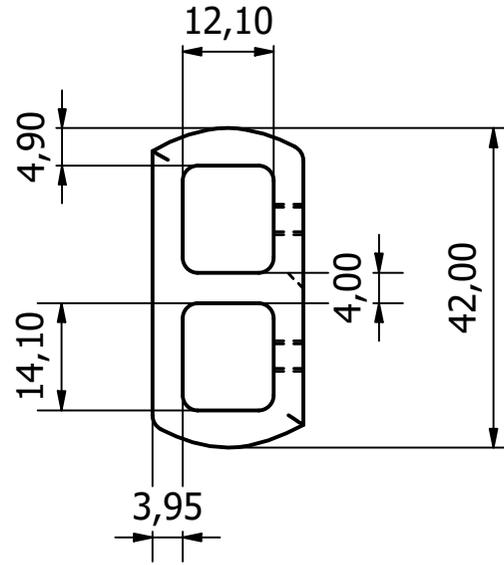
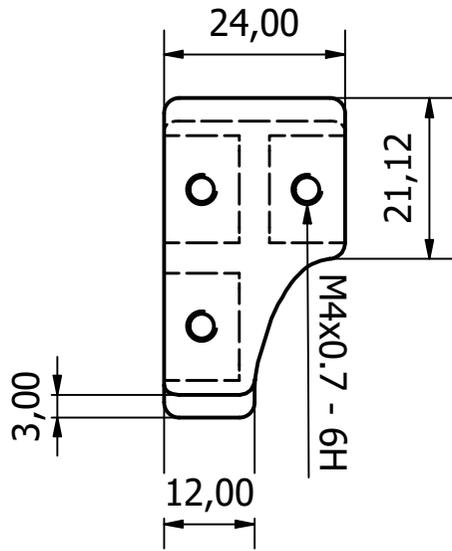
DRAWN Laman, Riccio	24/1/2020	ESPOL		
CHECKED		TITLE		
QA		PIEZA 2		
MFG		SIZE	DWG NO	REV
APPROVED		A4		
		SCALE	1 : 2	SHEET 1 OF 1



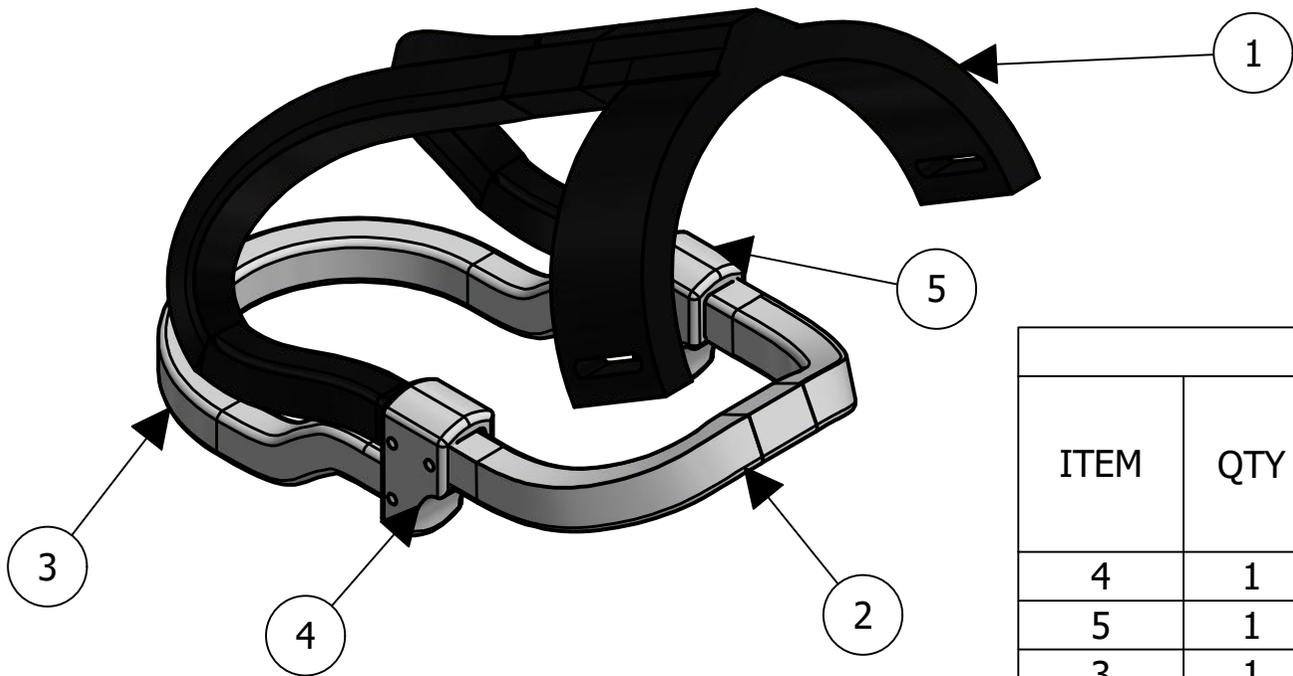
DRAWN Laman, Riccio	24/1/2020	ESPOL		
CHECKED		TITLE		
QA		PIEZA 3		
MFG		SIZE	DWG NO	REV
APPROVED		A4		
		SCALE	1 : 2	SHEET 1 OF 1



DRAWN Laman, Riccio	24/1/2020	ESPOL		
CHECKED		TITLE		
QA		PIEZA 4		
MFG				
APPROVED				
		SIZE A4	DWG NO PIEZA 4	REV
		SCALE 1 : 1	SHEET 1 OF 1	



DRAWN Laman, Riccio	24/1/2020	ESPOL		
CHECKED		TITLE		
QA		PIEZA 5		
MFG				
APPROVED				
		SIZE A4	DWG NO	REV
		SCALE 1 : 1	SHEET 1 OF 1	



PARTS LIST

ITEM	QTY	PART NUMBER	DESCRIPTION
4	1	Pieza 4	PLA
5	1	Pieza 5	PLA
3	1	Pieza 3	PLA
1	1	Pieza 1	TPU
2	1	Pieza 2	PLA

DRAWN Laman, Riccio		24/1/2020		<b>ESPOL</b>	
CHECKED					
QA				<b>ENSAMBLAJE</b>	
MFG					
APPROVED					
SIZE <b>A4</b>		DWG NO si		REV	
SCALE 1/2				SHEET 1 OF 1	