



**ESCUELA SUPERIOR POLITÉCNICA DE CHIMBORAZO**  
**FACULTAD DE INFORMÁTICA Y ELECTRÓNICA**  
**CARRERA ELECTRÓNICA Y AUTOMATIZACIÓN**

**“DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN DE UNA PRÓTESIS DEL  
MIEMBRO INFERIOR DERECHO PARA UNA PERSONA CON  
AMPUTACIÓN TRANSTIBIAL”**

**Trabajo de Titulación**

Tipo: Dispositivo Tecnológico

Presentado para optar al grado académico de:

**INGENIERO EN ELECTRÓNICA Y AUTOMATIZACIÓN**

**AUTOR:**

**ALVARO FABIAN LONDO PEREZ**

Riobamba – Ecuador

2022



**ESCUELA SUPERIOR POLITÉCNICA DE CHIMBORAZO**  
**FACULTAD DE INFORMÁTICA Y ELECTRÓNICA**  
**CARRERA ELECTRÓNICA Y AUTOMATIZACIÓN**

**“DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN DE UNA PRÓTESIS DEL  
MIEMBRO INFERIOR DERECHO PARA UNA PERSONA CON  
AMPUTACIÓN TRANSTIBIAL”**

**Trabajo de Titulación**

Tipo: Dispositivo Tecnológico

Presentado para optar al grado académico de:

**INGENIERO EN ELECTRÓNICA Y AUTOMATIZACIÓN**

**AUTOR: ALVARO FABIAN LONDO PEREZ**

**DIRECTOR: ING. JOSÉ LUIS TINAJERO LEÓN, MSc.**

Riobamba – Ecuador

2022

© 2022, **Alvaro Fabian Londo Perez**

Se autoriza la reproducción total o parcial, con fines académicos, por cualquier medio o procedimiento, incluyendo cita bibliográfica del documento, siempre y cuando se reconozca el Derecho del Autor.

Yo, ALVARO FABIAN LONDO PEREZ, declaro que el presente Trabajo de Titulación es de mi autoría y los resultados de este son auténticos. Los textos en el documento que provienen de otras fuentes están debidamente citados y referenciados.

Como autor asumo la responsabilidad legal y académica de los contenidos de este Trabajo de Titulación; el patrimonio intelectual pertenece a la Escuela Superior Politécnica de Chimborazo.

Riobamba, 27 de julio del 2022

A handwritten signature in dark ink, appearing to read 'Alvaro Fabian Londo Pérez', enclosed within a large, loopy oval flourish.

**Alvaro Fabian Londo Pérez**

**0604833707**

**ESCUELA SUPERIOR POLITÉCNICA DE CHIMBORAZO**  
**FACULTAD DE INFORMÁTICA Y ELECTRÓNICA**  
**CARRERA ELECTRÓNICA Y AUTOMATIZACIÓN**

El Tribunal del Trabajo de Titulación certifica que: El Trabajo de Titulación; Tipo: Dispositivo Tecnológico: **“DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN DE UNA PRÓTESIS DEL MIEMBRO INFERIOR DERECHO PARA UNA PERSONA CON AMPUTACIÓN TRANSTIBIAL”**, de responsabilidad del señor: **ALVARO FABIAN LONDO PEREZ**, ha sido minuciosamente revisado por los Miembros del Trabajo de Titulación, el mismo que cumple con los requisitos científicos, técnicos, legales, en tal virtud el Tribunal Autoriza su presentación.

	<b>FIRMA</b>	<b>FECHA</b>
Ing. Pablo Eduardo Lozada Yánez. <b>PRESIDENTE DEL TRIBUNAL</b>		2022-07-27
Ing. José Luis Tinajero León. <b>DIRECTOR DE TRABAJO DE TITULACIÓN</b>		2022-07-27
Ing. Marco Antonio Viteri Barrera. <b>MIEMBRO DEL TRIBUNAL</b>		2022-07-27

## **DEDICATORIA**

El presente trabajo, va dedicado a mis padres Luis y Fabiola, a mi familia y buenos amigos por su apoyo y comprensión.

Alvaro

## **AGRADECIMIENTO**

A mis padres, hermanos, maestros, amigos y a todas las grandes personas que me supieron inspirar, alentar y comprender.

Alvaro

## TABLA DE CONTENIDO

ÍNDICE DE TABLAS.....	x
ÍNDICE DE FIGURAS.....	xi
ÍNDICE DE GRÁFICOS.....	xiii
ÍNDICE DE ABREVIATURAS.....	xiv
ÍNDICE DE ANEXOS.....	xv
RESUMEN.....	xvi
SUMMARY.....	¡Error! Marcador no definido.
INTRODUCCIÓN.....	1

## CAPÍTULO I

<b>1. MARCO TEÓRICO.....</b>	<b>3</b>
<b>1.1. Historia de las prótesis.....</b>	<b>3</b>
<b>1.2. Periódicos Históricos.....</b>	<b>3</b>
<b>1.3. Tipos de Prótesis.....</b>	<b>5</b>
<b>1.3.1. Tritón Harmony.....</b>	<b>6</b>
<b>1.3.2. IC30 Trías.....</b>	<b>6</b>
<b>1.3.3. Biom T2 Ankle y foot system.....</b>	<b>7</b>
<b>1.4. Amputaciones del miembro inferior.....</b>	<b>8</b>
<b>1.4.1. Amputaciones traumáticas.....</b>	<b>10</b>
<b>1.4.2. Amputaciones no traumáticas.....</b>	<b>10</b>
<b>1.4.3. Amputación transtibial (por debajo de la rodilla).....</b>	<b>11</b>
<b>1.5. Partes de una prótesis transtibial.....</b>	<b>12</b>
<b>1.6. Fabricación y adaptación de prótesis.....</b>	<b>13</b>
<b>1.6.1. Sistemas de prótesis.....</b>	<b>13</b>
<b>1.7. Limitaciones funcionales.....</b>	<b>14</b>
<b>1.7.1. Nivel de actividad de una persona con amputación.....</b>	<b>14</b>
<b>1.8. Análisis de la marcha de una persona con amputación transtibial.....</b>	<b>15</b>
<b>1.8.1. Marcha de una persona con amputación.....</b>	<b>15</b>
<b>1.8.1.1. Flexión lateral del tronco.....</b>	<b>15</b>
<b>1.8.1.2. Rotación continua.....</b>	<b>15</b>
<b>1.8.1.3. Rotación del pie durante el contacto inicial.....</b>	<b>16</b>
<b>1.8.1.4. Lordosis exagerada.....</b>	<b>16</b>
<b>1.8.2. Fases de la marcha humana.....</b>	<b>17</b>



1.8.3.	<i>Análisis Biomecánico</i> .....	18
1.9.	<b>Anatomía del pie</b> .....	18
1.9.1.	<i>Tibia</i> .....	19
1.9.2.	<i>Músculos, tendones y ligamentos</i> .....	20
1.10.	<b>Impresión 3D</b> .....	21
1.10.1.	<i>Autodesk Inventor</i> .....	21
1.10.2.	<i>Técnicas de modelado 3D</i> .....	22
1.11.	<b>Selección de materiales</b> .....	22
1.11.1.	<i>Acrilonitrilo Butadieno Estireno (ABS)</i> .....	22
1.11.2.	<i>Poliácido Láctico (PLA)</i> .....	22
1.11.3.	<i>Fibra de carbono</i> .....	22
1.12.	<b>Transductores y sensores</b> .....	23
1.12.1.	<i>Clasificación de los transductores por el principio de transducción</i> .....	23
1.12.2.	<i>Clasificación de los sensores por el tipo de variable medida</i> .....	24
1.13.	<b>Plataformas de desarrollo</b> .....	24
1.13.1.	<i>Raspberry Pi</i> .....	25
1.13.2.	<i>Arduino</i> .....	25
1.13.3.	<i>PIC</i> .....	25
1.14.	<b>Análisis comparativo de tarjetas de desarrollo</b> .....	25
1.15.	<b>Alternativas para la suspensión transtibial</b> .....	26
1.15.1.	<i>Correas</i> .....	26
1.15.2.	<i>Bisagras</i> .....	27
1.15.3.	<i>Fundas</i> .....	27
1.15.4.	<i>Vejiga de aire</i> .....	27

## CAPÍTULO II

2.	<b>MARCO METODOLÓGICO</b> .....	28
2.1.	<b>Tipo de investigación</b> .....	28
2.2.	<b>Requerimientos del sistema</b> .....	28
2.3.	<b>Consideraciones de diseño</b> .....	29
2.4.	<b>Especificaciones de diseño</b> .....	30
2.5.	<b>Concepción general del prototipo</b> .....	30
2.6.	<b>Dimensiones antropométricas</b> .....	31
2.6.1.	<i>Masa y tamaño</i> .....	31
2.6.2.	<i>Dimensiones de la pierna y muñón</i> .....	31
2.6.3.	<i>Dimensiones de la planta del pie</i> .....	32

2.6.3.1.	<i>Tobillo y Pie</i> .....	32
2.6.3.2.	<i>Tubo con adaptador hembra</i> .....	33
2.7.	<b>Sistema APSS</b> .....	34
2.8.	<b>Descripción de los componentes hardware del prototipo</b> .....	35
2.8.1.	<i>Arduino nano</i> .....	35
2.8.2.	<i>Pantalla LCD 16x2</i> .....	36
2.8.3.	<i>Módulo adaptador LCD a I2C</i> .....	37
2.8.4.	<i>Fuente de poder</i> .....	37
2.8.5.	<i>Sensor de presión</i> .....	38
2.8.6.	<i>Válvula</i> .....	39
2.8.7.	<i>Bomba</i> .....	39
2.9.	<b>Diagrama de conexiones del prototipo</b> .....	40
2.9.1.	<i>Programación del sistema APSS</i> .....	41
2.10.	<b>Selección de materiales</b> .....	42
2.10.1.	<i>Filamentos</i> .....	42
2.10.1.1.	<i>Filamento ABS</i> .....	42
2.10.1.2.	<i>Filamento fibra de carbono</i> .....	42
2.11.	<b>Metales</b> .....	43
2.11.1.	<i>Acero</i> .....	43
2.11.2.	<i>Titanio</i> .....	43
2.12.	<b>Diseño del prototipo</b> .....	43
2.12.1.	<i>Ensamblaje de piezas</i> .....	45
2.13.	<b>Impresión del prototipo</b> .....	45
2.14.	<b>Prototipo obtenido</b> .....	47
2.15.	<b>Diseño de caja protectora</b> .....	48
2.15.1.	<i>Caja protectora armada</i> .....	50
2.16.	<b>Herramientas de software</b> .....	50
2.16.1.	<i>Inventor 2021</i> .....	50
2.16.2.	<i>Cura 15.04.6</i> .....	50
2.16.3.	<i>Software de Arduino 1.8.13</i> .....	51

### CAPÍTULO III

3.	<b>ANÁLISIS Y RESULTADOS</b> .....	52
3.1.	<b>Análisis del diseño bajo cargas estáticas</b> .....	52
3.1.1.	<i>Tensión de Von Mises</i> .....	53
3.1.2.	<i>Parámetros para el Análisis</i> .....	54

<b>3.2.</b>	<b>Análisis de tensión</b> .....	56
<b>3.3.</b>	<b>Análisis de deformación</b> .....	56
<b>3.4.</b>	<b>Análisis del coeficiente de seguridad</b> .....	57
<b>3.5.</b>	<b>Pruebas experimentales</b> .....	58
<b>3.5.1.</b>	<i>Fases de la marcha del paciente protetizado</i> .....	59
<b>3.6.</b>	<b>Pruebas del sistema APSS</b> .....	60
<b>3.6.1.</b>	<i>Prueba de consumo de corriente</i> .....	61

#### **CAPÍTULO IV**

<b>4.</b>	<b>EVALUACIÓN ECONÓMICA</b> .....	62
-----------	-----------------------------------	----

	<b>CONCLUSIONES</b> .....	63
--	---------------------------	----

	<b>RECOMENDACIONES</b> .....	64
--	------------------------------	----

#### **GLOSARIO**

#### **BIBLIOGRAFÍA**

#### **ANEXOS**

## ÍNDICE DE TABLAS

<b>Tabla 1-1:</b>	Datos técnicos del Tritón Harmony.....	6
<b>Tabla 2-1:</b>	Especificaciones técnicas de IC30 Trías .....	7
<b>Tabla 3-1:</b>	Especificaciones técnicas BIOM T2.....	8
<b>Tabla 4-1:</b>	Clasificación de sensores por el tipo de variable medida.....	24
<b>Tabla 5-1:</b>	Comparativa de tarjetas de desarrollo .....	26
<b>Tabla 1-2:</b>	Características de diseño .....	29
<b>Tabla 2-2:</b>	Medidas antropométricas del paciente .....	32
<b>Tabla 3-2:</b>	Especificaciones del pie protésico.....	33
<b>Tabla 4-2:</b>	Especificaciones del tubo con adaptador hembra.....	34
<b>Tabla 5-2:</b>	Características del Arduino NANO.....	36
<b>Tabla 6-2:</b>	Características de la pantalla LCD .....	36
<b>Tabla 7-2:</b>	Características del módulo adaptador.....	37
<b>Tabla 8-2:</b>	Características de la batería alcalina.....	38
<b>Tabla 9-2:</b>	Características del sensor de presión.....	39
<b>Tabla 10-2:</b>	Características de la válvula .....	39
<b>Tabla 11-2:</b>	Características de la bomba .....	40
<b>Tabla 12-2:</b>	Parámetros de impresión del adaptador macho .....	46
<b>Tabla 13-2:</b>	Parámetros de impresión planta inferior.....	47
<b>Tabla 14-2:</b>	Parámetros de impresión planta superior.....	47
<b>Tabla 1-3:</b>	Propiedades del material para la simulación .....	55
<b>Tabla 2-3:</b>	Características del mallado.....	55
<b>Tabla 3-3:</b>	Análisis del diseño con varias cargas .....	58
<b>Tabla 4-3:</b>	Consumo de voltaje y corriente del sistema .....	61
<b>Tabla 1-4:</b>	Evaluación económica.....	62

## ÍNDICE DE FIGURAS

<b>Figura 1-1:</b> Prótesis desarrolladas en la I GM .....	5
<b>Figura 2-1:</b> Diseño Tritón Harmony .....	6
<b>Figura 3-1:</b> Diseño del 1C30 Trías .....	7
<b>Figura 4-1:</b> Diseño del BIOM T2 Ankle y foot system .....	7
<b>Figura 5-1:</b> Niveles de amputación del miembro inferior.....	10
<b>Figura 6-1:</b> Amputación transtibial.....	12
<b>Figura 7-1:</b> Partes de la prótesis transtibial.....	12
<b>Figura 8-1:</b> Diversos tipos de prótesis para el miembro inferior .....	13
<b>Figura 9-1:</b> Flexión lateral de la cadera .....	15
<b>Figura 10-1:</b> Rotación continua .....	16
<b>Figura 11-1:</b> Rotación del pie .....	16
<b>Figura 12-1:</b> Lordosis exagerada .....	17
<b>Figura 13-1:</b> Fases de la marcha humana.....	18
<b>Figura 14-1:</b> Estructura ósea del tobillo-pie.....	19
<b>Figura 15-1:</b> Partes de la pierna y pie .....	20
<b>Figura 16-1:</b> Músculos, tendones y ligamentos .....	21
<b>Figura 17-1:</b> Clasificación de los sensores .....	24
<b>Figura 1-2:</b> Concepción general del prototipo .....	30
<b>Figura 2-2:</b> Dimensiones del miembro inferior .....	31
<b>Figura 3-2:</b> Planta inferior .....	32
<b>Figura 4-2:</b> Pie protésico LP Vari-Flex.....	33
<b>Figura 5-2:</b> Tubo con adaptador hembra.....	33
<b>Figura 6-2:</b> Diagrama de funcionamiento del sistema .....	35
<b>Figura 7-2:</b> Arduino NANO.....	35
<b>Figura 8-2:</b> Pantalla LCD 16x2.....	36
<b>Figura 9-2:</b> Módulo adaptador LCD a I2C .....	37
<b>Figura 10-2:</b> Batería alcalina.....	38
<b>Figura 11-2:</b> Sensor de presión .....	38
<b>Figura 12-2:</b> Válvula.....	39
<b>Figura 13-2:</b> Bomba .....	40
<b>Figura 14-2:</b> Diagrama de conexiones del prototipo.....	41
<b>Figura 15-2:</b> Diagrama de flujo del sistema.....	41
<b>Figura 16-2:</b> Tubo y adaptadores hembra, diseñado en el software Inventor .....	43
<b>Figura 17-2:</b> Adaptador macho, diseñado en el software Inventor .....	44

<b>Figura 18-2:</b> Diseño planta superior .....	44
<b>Figura 19-2:</b> Diseño planta inferior .....	44
<b>Figura 20-2:</b> Diseño final del tobillo-pie .....	45
<b>Figura 21-2:</b> Adaptador macho .....	46
<b>Figura 22-2:</b> Planta inferior .....	46
<b>Figura 23-2:</b> Planta superior .....	47
<b>Figura 24-2:</b> Prototipo hecho en impresora 3D .....	48
<b>Figura 25-2:</b> Prototipo hecho en impresora 3D .....	48
<b>Figura 26-2:</b> Diseño estructural de la base.....	49
<b>Figura 27-2:</b> Diseño estructural de la tapa .....	49
<b>Figura 28-2:</b> Caja protectora con sus diferentes dispositivos .....	49
<b>Figura 29-2:</b> Caja protectora terminada .....	50
<b>Figura 1-3:</b> Diagrama de esfuerzo-tensión.....	52
<b>Figura 2-3:</b> Elemento de volumen con tres esfuerzos .....	53
<b>Figura 3-3:</b> Fuerza aplicada. ....	54
<b>Figura 4-3:</b> Mallado del diseño. ....	55
<b>Figura 5-3:</b> Tensión de Von Mises. ....	56
<b>Figura 6-3:</b> Deformación que presenta el diseño .....	57
<b>Figura 7-3:</b> Coeficiente de seguridad del diseño.....	57
<b>Figura 8-3:</b> Prototipo desarrollado.....	59
<b>Figura 9-3:</b> Fases de la marcha del paciente protetizado .....	60
<b>Figura 10-3:</b> Pruebas del prototipo .....	61

## ÍNDICE DE GRÁFICOS

<b>Gráfico 1-1:</b> Consumo de oxígeno de cada sujeto al caminar con soporte o con prótesis .....	9
<b>Gráfico 2-1:</b> Gasto energético por minuto de cada sujeto al caminar con muletas o con prótesis .....	9
<b>Gráfico 3-1:</b> Estadísticas de amputaciones según la causa. EEUU 1988-1996.....	11

## ÍNDICE DE ABREVIATURAS

<b>ABS</b>	Acrilonitrilo Butadieno Estireno
<b>APSS</b>	Air Pneumatic Suspension System
<b>CAE</b>	Ingeniería Asistida por Computadora
<b>FDM</b>	Modelado por deposición fundida
<b>FEA</b>	Análisis de Elementos Finitos
<b>PA6</b>	Polycaprolactam
<b>PLA</b>	Ácido Poliláctico
<b>STL</b>	STereoLithography



## ÍNDICE DE ANEXOS

**ANEXO A:** HOJA DE DATOS ARDUINO NANO

**ANEXO B:** DIAGRAMA DE CONEXIÓN Y DIMENSIONES DEL SENSOR DE PRESIÓN

**ANEXO C:** PROFORMA DE UNA PRÓTESIS TRANSTIBIAL

**ANEXO D:** PLANOS DE LAS PIEZAS

## RESUMEN

El presente trabajo de titulación tuvo como objetivo el diseño e implementación de una prótesis del miembro inferior derecho para una persona con amputación transtibial. El diseño consta de dos partes una mecánica que está compuesta por el encaje (socket), pilón y tobillo-pie que proporcionan una marcha segura y amortiguada al usuario; y otra electrónica encargada de controlar la cantidad de aire que ingresa a la vejiga de aire ubicada entre el muñón y el encaje por medio de una bomba, válvula y un sensor de presión. La tarjeta Arduino se encargó de procesar los datos que llegan desde el sensor de presión para activar la bomba y válvula según sea la condición asignada. El diseño y simulación del tobillo-pie fue realizado en el programa Autodesk Inventor de este se genera un archivo .stl necesario para configurar los parámetros de impresión en el programa Cura y transformarlos a código G que es el lenguaje que entiende la impresora 3D. Como resultados de las pruebas, se determinó que la presión en la vejiga de aire para un buen ajuste con el muñón es alrededor de los 30kPa y la carga que se debe aplicar al tobillo-pie debe ser menor a 735 N. Se concluye que al aplicar una carga mayor a la establecida el prototipo presenta fisuras que pueden ser corregidas con resortes y la suspensión por medio de la vejiga de aire debe ser de un material más cómodo para el usuario. Se recomienda no fiarse únicamente en los resultados de la simulación para el diseño final.

**Palabras clave:** <TECNOLOGÍA Y CIENCIAS DE LA INGENIERÍA>, <SISTEMA APSS>, <DISEÑO MECÁNICO>, <PRÓTESIS TRANSTIBIAL>, <INGENIERÍA ASISTIDA POR COMPUTADORA>, <IMPRESIÓN 3D>.

1605-DBRA-UTP-2022



## **ABSTRACT**

The objective of this degree work was the design and implementation of a lower right limb prosthesis for a person with transtibial amputation. The design consists of two parts, a mechanism that is made up of the socket, pylon and ankle-foot that provide a safe and cushioned ride to the user; and other electronics in charge of controlling the amount of air that enters the air bladder located between the stump and the socket by means of a pump, a valve, and a pressure sensor. The Arduino card processed the data originated from the pressure sensor to activate the pump and valve according to the assigned condition. The design and simulation of the ankle-foot was carried out in the Autodesk Inventor program, from which an .stl file is generated, necessary to configure the printing parameters in the Cura program and transform them into G code, which is the language that the 3D printer understands. As a result of the tests, it was determined that the pressure in the air bladder for a good fit with the stump is around 30kPa and the load that must be applied to the ankle-foot must be less than 735 N. It is concluded that when applying a load greater than the established, the prototype has cracks that can be corrected with springs; and the suspension by means of the air bladder must be made of a more comfortable material for the user. It is recommended not to rely solely on the simulation results for the final design.

**Keywords:** <TECHNOLOGY AND ENGINEERING SCIENCE> <MECHANICAL DESIGN>  
<APSS SYSTEM> <TRANSTIBIALPROSTHESIS> <COMPUTER-ASSISTED  
ENGINEERING 3D PRINTING>



Lic. Nelly Padilla P. Mgs  
0603818717  
**DOCENTE FIE**

## INTRODUCCIÓN

A lo largo de la historia humana la pérdida de alguna extremidad del cuerpo ocasionada por accidentes o enfermedades, ha tratado de ser reemplazada por otra artificial que proporcione la misma funcionalidad y comodidad que la perdida. Los médicos en la actualidad consideran a la amputación como el último recurso que se pueda aplicar a los pacientes. Los avances científicos en el campo de la medicina han permitido una reducción significativa de las amputaciones en los pacientes.

Las amputaciones generan múltiples modificaciones a nivel de diferentes sistemas, no sólo de orden anatómico sino también fisiológico, funcional, psicológico e implicaciones en el movimiento y el desempeño corporal. En esta medida, requiere que la persona que ha sido víctima de una amputación realice una serie de adaptaciones para conservar su funcionalidad y continuar con el desempeño y las actividades diarias (Ocampo et al. 2010).

A nivel mundial existen empresas e institutos dedicados a la investigación y desarrollo de prótesis del miembro inferior, debido a la información centralizada al elevado costo de las materias primas y a que la gran mayoría de las empresas se encuentra en el extranjero, para un gran número de personas que presentan una amputación del miembro inferior no es factible adquirir una prótesis debido a los altos costos que tienen en el mercado; sin los suficientes recursos económicos para adquirir una prótesis los pacientes deben esperar únicamente la ayuda del gobierno o de alguna fundación, la misma que muchas veces tarda en llegar además la calidad y funcionalidad son limitadas como única opción a el paciente no le queda más que acostumbrarse; este tipo de prótesis trae incomodidades, dolores y ciertas deformación en la cadera.

La inversión en una pierna prostética es una que debe ser hecha cada cierto tiempo, debido a la eventual falla de los materiales por el uso constante. Para satisfacer las necesidades de los pacientes que presentan una amputación transtibial se hacen uso de herramientas tecnológicas que garanticen la fiabilidad del prototipo.

El presente trabajo tiene como objetivo principal diseñar e implementar una prótesis del miembro inferior derecho para una persona con amputación transtibial este prototipo de prótesis tendrá como finalidad garantizar una marcha segura y amortiguada al paciente; para lo cual se plantea como objetivos secundarios:

- Investigar el estado del arte de las prótesis según los requerimientos de cada usuario que presenten una amputación transtibial.

- Seleccionar los materiales que mejor se ajusten en la estructura de la prótesis considerando costos de producción.
- Determinar las técnicas y procedimientos óptimos para desarrollar la prótesis.
- Diseñar e implementar las partes que compone la prótesis y análisis mediante software.
- Evaluar el prototipo desarrollado en función a la accesibilidad, comodidad y diseño.

El desarrollo del presente trabajo contiene cuatro capítulos. El primer capítulo contempla información sobre los tipos de prótesis, amputaciones del miembro inferior, anatomía del pie. El segundo capítulo contiene los requerimientos, especificaciones, esquematización del diseño y descripción de los elementos *hardware* y *software*. El tercer capítulo presenta el análisis de los resultados, pruebas de funcionamiento, análisis de tensión bajo cargas estáticas, pruebas del sistema APSS. El cuarto capítulo muestra un análisis de costos. Por último, se exponen las conclusiones y recomendaciones obtenidas del dispositivo tecnológico.

## CAPÍTULO I

### 1. MARCO TEÓRICO

En el presente capítulo se definen los aspectos teóricos necesarios para el diseño e implementación de una prótesis transtibial. Además, se realiza una revisión de los antecedentes históricos, estructura anatómica del tobillo-pie y temas relacionados con la biomecánica del ciclo de marcha humana.

#### 1.1. Historia de las prótesis

Desde tiempos remotos la humanidad ha tratado de reemplazar las extremidades faltantes del cuerpo de manera artificial permitiendo recuperar parcialmente el movimiento para realizar sus actividades diarias (Montaré, 2018).

La evolución de la prótesis a lo largo de la historia humana ha sido un gran desafío que se ha tratado de solucionar en todas las épocas y civilizaciones del planeta. Como sucede en el desarrollo de cualquier otro campo, algunas ideas e invenciones han funcionado y se han explorado más detalladamente mientras que otras han quedado apartadas al olvido. El desarrollo de la protésica avanzó significativamente después de que las guerras industriales dejarán a la mayoría de sus participantes amputados las extremidades; la primera y la segunda guerra mundial propiciaron el desarrollo de la protésica como una disciplina técnica. Con aportes decisivos de la cirugía, la biomecánica, y la tecnología de materiales (Montaré, 2018).

#### 1.2. Periódicos Históricos

La amputación es uno de los procedimientos quirúrgicos más antiguos de la medicina en el año 1700 a.C. se escribió el primer procedimiento quirúrgico que se encuentra en el código Hammurabi. Se tiene registro de prótesis colocadas a personas en las grandes civilizaciones antiguas como Egipto, Grecia y Roma con materiales biológicos y no biológicos como de los restos de miembros artificiales fabricados con fibras descubiertas en momias, o las conocidas patas de palo; por otra parte, en Europa del siglo XVI se ocupaban elementos como el oro, plata u otros metales.

En el principio todas las prótesis eran fabricadas de forma artesanal y exclusivamente de materiales básicos como cuero, acero, madera o similares. A inicios del siglo xx se introdujo el recurso de ensamblar en bloques los diferentes sistemas para sustituir el pie y las articulaciones correspondientes, y el diseño en el cual se asentaría el muñón. Con ello se sentó un importante

cimiento para la sistematización y la elaboración de las prótesis. Esta idea no ha quedado en el desuso, y ha facilitado la elaboración industrial de conjuntos prefabricados (prótesis de pie, articulaciones de rodilla, articulaciones varias, materiales, etc.).

- *Edad antigua:* Este periodo está comprendido entre los años 1600 a.C hasta 476 d.C, en esta época, se ve el surgimiento de la ciencia, y como consecuencia de la medicina y de la protésica, debido a las enfermedades, accidentes, traumatismos, etiologías congénitas o guerras. Para aquellas personas que no seguían las normas establecidas en las sociedades antiguas, la amputación de alguna extremidad era la forma de pago por delitos como la ociosidad, robo o rebelión. Una de las causas más peculiares de amputaciones, fueron las realizadas como consecuencia de ceremonias religiosas, cuyo objetivo era, por ejemplo, mitigar la ira de los dioses.
- *Edad media:* En esta edad hubo muy pocos avances en el campo de la protésica, no había muchas alternativas para los amputados, con excepción de las viejas prótesis antiguas llamadas “peg leg o pata de palo” fabricadas en madera y cuero, para miembros inferiores y ganchos básicos para miembros superiores. Muchas de las técnicas quirúrgicas desarrolladas por griegos y romanos cayeron en desuso. Solamente los ricos podían afrontar la construcción de una prótesis estas eran más cosméticas que funcionales. Personas de todos los oficios colaboraban en la fabricación de estos dispositivos.
- *Renacimiento:* Se caracterizó por el resurgir de la ciencia y al mismo tiempo el redescubrimiento de las prácticas médicas comenzadas principalmente, por los griegos y los romanos. En 1696 Pieter Andrianszon Verduyn introdujo la primera prótesis debajo de la rodilla sin mecanismo de traba. Este diseño fue similar a lo que actualmente llamamos prótesis con corselete. Esta prótesis tenía articulaciones externas y una especie de corselete de cuero. El cono estaba también forrado en cuero con el refuerzo de una lámina de cobre, mientras que el pie estaba fabricado en madera. Su trabajo demostraba, por primera vez, que se había comprendido verdaderamente como debería funcionar una prótesis.
- *Edad Contemporánea:* El inicio de este periodo estuvo dado por la revolución francesa, desde el punto de vista protésico, los procesos aislados de diseño y construcción de prótesis fueron aumentando. Una de las razones fundamentales de este avance, fue el aporte que las técnicas antisépticas introducidas por Lister en 1867, aumentaron considerablemente el porcentaje de supervivencia de los amputados. Durante la Segunda Guerra Mundial la cantidad de amputados aumentó significativamente como se muestra en la figura 1-1. La tecnología de los protesistas europeos superaba a la de los norteamericanos quienes vieron incrementados su cantidad de pacientes (veteranos de guerra). Para tratar de revertir esta situación, el gobierno de USA encarga a la Academia Nacional de Ciencias la investigación de la tecnología en prótesis. Sin embargo, no fue hasta 1946 cuando el gobierno norteamericano lleva a su país, un grupo de expertos en tecnología protésica, desde entonces

se comenzó a desarrollar la prótesis como la conocemos actualmente. En 1950 todos los fabricantes de equipamientos protésicos norteamericanos se unieron en la primera asociación de ortesis y prótesis llamada AOPA.



**Figura 1-1.** Prótesis desarrolladas en la I GM

**Fuente:** (CNN, 2014).

**Realizado por:** Londo, A. 2021.

Los materiales con los que se fabricaban las prótesis fueron mejorando con el paso de los años. También se sentaron las bases para el diseño del pie Sach. Los primeros cursos formales en Ortesis y Prótesis, comenzaron en 1947, en la Universidad de California en Berkeley, cuyos contenidos incluía prescripción, alineación y diseño de prótesis sobre rodilla de tipo cuadrilátero. Otros desarrollos protésicos importantes suceden al mismo tiempo, en otros lugares de Europa, la firma Otto Bock modulariza las componentes protésicas e implementa la comercialización de prótesis mioeléctricas.

Además de ser dispositivos más livianos y estar hechos a la medida del paciente, el advenimiento de los microprocesadores, los chips informáticos y la robótica en los dispositivos actuales permitieron que los amputados recuperen el estilo de vida al que estaban acostumbrados, en lugar de simplemente proporcionarles una funcionalidad básica o un aspecto más agradable. Las prótesis son más reales con fundas de silicona y pueden imitar la función de una extremidad natural hoy más que nunca.

### **1.3. Tipos de Prótesis**

Las prótesis que se pueden encontrar en el mercado son variadas el amputado elegirá la que mejor se adapte a sus necesidades; entre las que tenemos:



### 1.3.1. Tritón Harmony

En la figura 2-1 se muestra la prótesis tritón Harmony, que es una combinación de una bomba Harmony integrada y de un pie de carbono, sirve para alinear el sistema de encaje, ofrece una gran capacidad de torsión y mayor amortiguación. Esta prótesis tiene un sistema de resortes en la planta del pie y en el talón, con su diseño compacto y mayor capacidad de adherencia al muñón se puede realizar cualquier actividad de la vida diaria. En la tabla 1-1 se muestra las características más importantes de esta prótesis.



**Figura 2-1.** Diseño Tritón Harmony

**Fuente:** (Ottobock, 2021).

**Realizado por:** Londo, A. 2021.

**Tabla 1-1.** Datos técnicos del Tritón Harmony

<b>Peso máximo del paciente</b>	150 kg (K3), 125 kg (K4)
<b>Tamaño</b>	21 cm a 30 cm
<b>Amortiguación Vertical</b>	Máx. 15 mm
<b>Rotación</b>	Máx. 9 mm
<b>Grados de movilidad</b>	K3 y K4

**Fuente:** (Ottobock, 2021).

**Realizado por:** Londo, A. 2021.

### 1.3.2. 1C30 Trías

En la figura 3-1 se muestra la prótesis 1C30 Trías, de la marca OttoBock esta prótesis no es ideal para realizar actividades como saltar o correr debido a que contiene resortes y pueden producirse daños en los mismos, las ventajas es que está diseñada para diferentes niveles de amputación del miembro inferior y se adapta a terrenos irregulares, y a velocidades de marchas distintas.

En la tabla 2-1 se muestra las características más importantes de esta prótesis.



**Figura 3-1.** Diseño del 1C30 Trías

**Fuente:** (Ottobock, 2021).

**Realizado por:** Londo, A. 2021.

**Tabla 2-1.** Especificaciones técnicas de 1C30 Trías

<b>Peso máximo del paciente</b>	125 kg
<b>Tamaño</b>	21 cm a 30 cm
<b>Peso</b>	345 g
<b>Altura del sistema con funda cosmética</b>	95 mm
<b>Grados de movilidad</b>	K2 y K3

**Fuente:** (Ottobock, 2021).

**Realizado por:** Londo, A. 2021.

### 1.3.3. *Biom T2 Ankle y foot system*

En la figura 4-1 se muestra una prótesis inteligente, este tipo de prótesis proporciona una propulsión biónica natural, debido a que reemplaza el tendón, la función del músculo y suministra más energía de la que almacena. Las personas que utilizan este tipo de prótesis tienen la capacidad de caminar de manera más natural y con menor energía, está diseñada para cualquier terreno con mayor velocidad. En la tabla 3-1 se muestra las características más importantes de esta prótesis.



**Figura 4-1.** Diseño del BIOM T2 Ankle y  
foot system

**Fuente:** (Steemit, 2019).

**Realizado por:** Londo, A. 2021.

**Tabla 3-1.** Especificaciones técnicas BIOM T2

<b>Peso máximo del paciente</b>	113 kg
<b>Tamaño del Pie</b>	25 cm a 30 cm
<b>Altura</b>	21,7 cm
<b>Nivel Funcional</b>	Bajo

Fuente: (Steemit, 2019).

Realizado por: Londo, A. 2021.

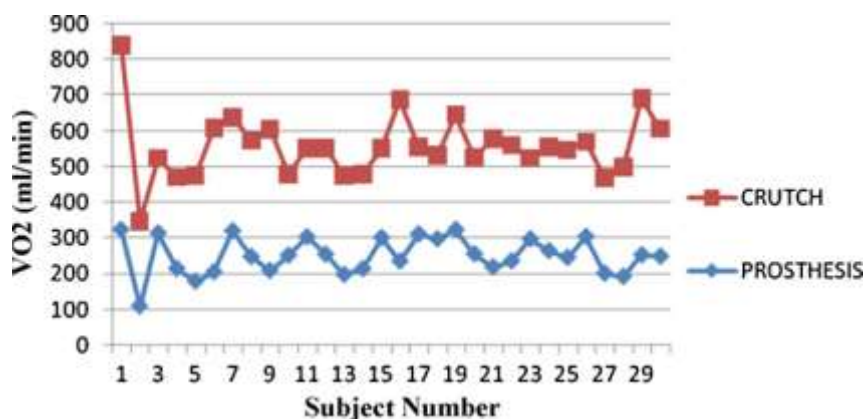
#### **1.4. Amputaciones del miembro inferior**

En la actualidad los médicos consideran a la amputación como el último recurso que se pueda aplicar a los pacientes. Los avances médicos han permitido una reducción significativa de las amputaciones en los pacientes, como la estabilidad de los huesos, reparación arterial y de venas, entre otras. El nivel de amputación es un factor determinante en la calidad de vida del paciente (Mohanty et al., 2012).

La amputación que es consecuencia de un acto quirúrgico ocasiona un cambio irreversible en la persona a quien se la realiza. Para la sociedad en general la amputación aún es considerada como una secuela injustificada o falla del tratamiento. Para evitar tal inconveniente la responsabilidad de su realización debe recaer en el cirujano más experimentado del equipo quirúrgico, que utilice técnicas de cirugía reconstructiva de alta calidad, con la mira en obtener los mejores resultados y brindar la mayor calidad posible del muñón, que permita la adaptación de la prótesis más adecuada en su caso, y así alcanzar la máxima calidad de vida posible después de efectuada (Mohanty et al., 2012).

Según la clasificación de la American Academy of Orthopaedic Surgeons las amputaciones a través del muslo y la pierna se denominan, transfemoral y transtibial respectivamente, las amputaciones que se realizan a través de las articulaciones de rodilla y tobillo se designan como desarticulación de rodilla y de tobillo (Mohanty et al., 2012).

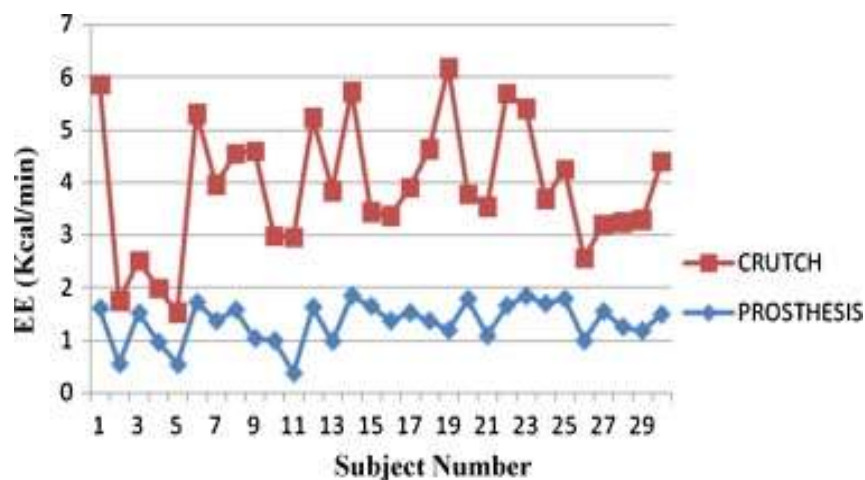
El aspecto más importante por considerar en la amputación de la extremidad pélvica es que a mayor altura de la amputación existe un mayor gasto de energía para efectuar la marcha y, al mismo tiempo, a mayor altura de la amputación la velocidad de la marcha disminuirá y el consumo de oxígeno se incrementará como se muestra en el gráfico 1-1 el consumo de oxígeno para una persona con una amputación es mayor. Como consecuencia, en la mayoría de las personas a las que se realizó una amputación transtibial el costo energético de la marcha es 25% mayor que el requerido para una persona sin amputar, mientras que para un paciente al que se hizo amputación transfemoral el costo energético resulta ser inclusive 65% mayor que el que requiere el miembro no amputado (Mohanty et al., 2012). Como se muestra en el gráfico 2-1 el gasto energético de una persona que usa muletas es mucho mayor que el que usa una prótesis.



**Gráfico 1-1.** Consumo de oxígeno de cada sujeto al caminar con soporte o con prótesis

**Fuente:** (Mohanty et al., 2012).

**Realizado por:** Londo, A. 2021.



**Gráfico 2-1.** Gasto energético por minuto de cada sujeto al caminar con muletas o con prótesis

**Fuente:** (Mohanty et al., 2012).

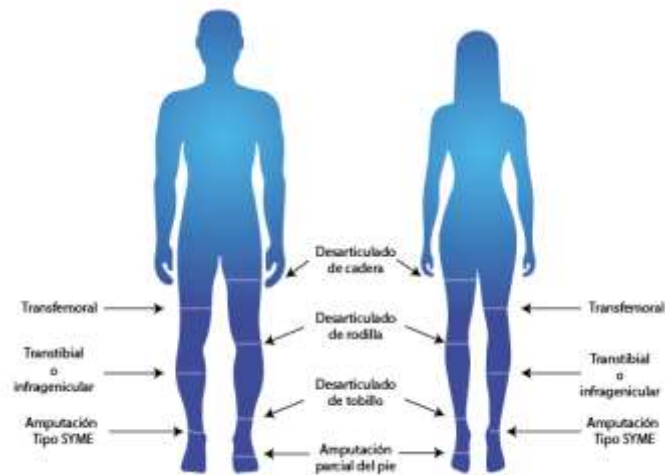
**Realizado por:** Londo, A. 2021.

Una de las principales labores del médico cirujano es la determinación del lugar en donde se efectuará la amputación del miembro, la cual debe ser lo más distal posible para que la posterior curación resulte favorable para el paciente, además de proveer un muñón capaz de soportar el peso del cuerpo y las contracciones musculares que se requiere para mover con facilidad la prótesis que se pueda llegar a utilizar.

De acuerdo a (Rockwood y Green's, 2003) en su libro "Fracturas en el Adulto" identifican diferentes niveles de amputaciones de extremidad inferior, como se muestra en la figura 5-1:

- Amputación parcial del pie.
- Desarticulación del tobillo (amputación de Syme).

- Amputación infragenicular o transtibial (por debajo de la rodilla).
- Desarticulación de la rodilla.
- Amputación transfemoral (sobre la rodilla).
- Desarticulación de la cadera.



**Figura 5-1.** Niveles de amputación del miembro inferior

Fuente: (Rockwood y Green's, 2003).

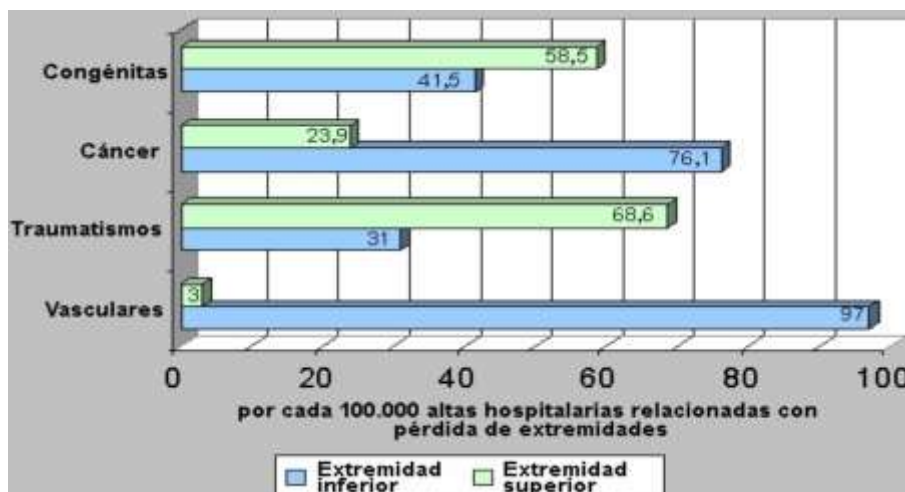
Realizado por: Londo, A. 2021.

#### ***1.4.1. Amputaciones traumáticas***

Las amputaciones traumáticas son la pérdida de una parte del cuerpo, como un dedo, brazo, pierna o cualquier otra parte, como resultado de un accidente o lesión. La pérdida de una extremidad puede ser resultado de cáncer o anomalías congénitas, o traumas. Dentro de las causas traumáticas se identifican aquellas ocasionadas por utensilios, herramientas o máquinas en las industrias, descargas eléctricas, y accidentes viales (Vázquez et al., 2016) .

#### ***1.4.2. Amputaciones no traumáticas***

En el gráfico 3-1 se muestra las estadísticas de amputaciones no traumáticas causadas por problemas cardiovasculares, por tumores, el llamado pie diabético, las amputaciones no traumáticas son producidas por varias enfermedades tales como diabetes, tumores y enfermedades vasculares. En EEUU el 97% de amputaciones fueron causadas por problemas vasculares, de este porcentaje el 27.6% son por debajo de la rodilla, el 76.1% de amputaciones en el miembro inferior se produce a causa del cáncer (Guzhñay & Calle, 2015).



**Gráfico 3-1.** Estadísticas de amputaciones según la causa. EEUU 1988-1996

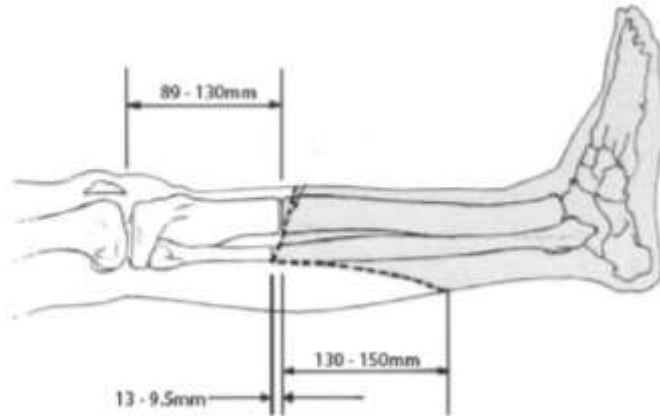
**Fuente:** (Guzhñay & Calle, 2015).

**Realizado por:** Londo, A. 2021.

### ***1.4.3. Amputación transtibial (por debajo de la rodilla)***

Este tipo de amputaciones son las más frecuentes en los pacientes ya que al continuar con el uso de la rodilla se puede obtener una mejora significativa al momento de realizar una prótesis, lo más adecuado es dejar un gran muñón posterior largo que ayude a preservar una amputación distal a la rodilla. La longitud ósea ideal se encuentra entre 12 y 17 cm a partir de la línea media articular, en muñones menores de 9 cm debe considerarse la extirpación total del peroné. En las consideraciones de adaptación de la marcha y gasto energético las amputaciones en promedio se encuentran debajo de la rodilla se dice que consumen más de 25% de energía que los no amputados para mantener la marcha a velocidad normal.

Al realizarse una amputación, el paciente pierde la retroalimentación sensorial de posición de la extremidad al caminar, es decir no puede saber la posición del pie con los ojos cerrados; lo que posa un desafío a la hora de ambular con una pierna protésica (Doberti, 2015). En la figura 6-1 se muestra un corte típico para una amputación transtibial.



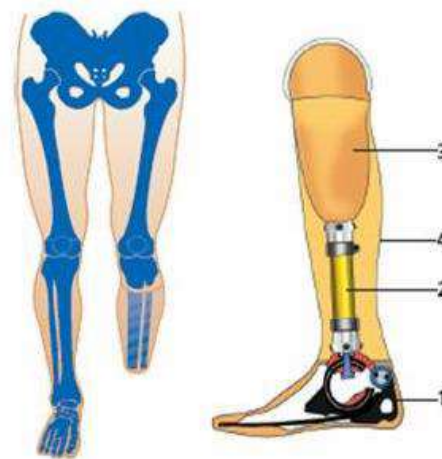
**Figura 6-1.** Amputación transtibial

Fuente: (Doberti, 2015).

Realizado por: Londo, A. 2021.

### 1.5. Partes de una prótesis transtibial

Una prótesis transtibial es un dispositivo que reemplaza una parte de la pierna por debajo de la rodilla (amputación transtibial), como se muestra en la figura 7-1. Para la adaptación protésica se necesita un pie protésico (pie), adaptadores (pilón o tibia) y elementos de unión (encaje o socket).



**Figura 7-1.** Partes de la prótesis transtibial

Fuente: (Ortepro, 2018).

Realizado por: Londo, A. 2021.

1. Tipo de Pie: permite la movilidad y el apoyo de la prótesis en el suelo.
2. Pílon o tibia: imita al hueso de la tibia, su altura varía de acuerdo al nivel de la amputación del paciente.
3. Encaje o socket: es el componente que une la prótesis con el muñón.

4. Cobertor o funda cosmética: pueden ser de diferentes materiales su función es darle una apariencia natural a la prótesis.

### **1.6. Fabricación y adaptación de prótesis**

Para la adaptación de una prótesis a una persona es necesario tomar en cuenta la edad, la estatura, el peso, la actividad física, padecimientos subyacentes, condiciones psicológicas entre otras. Un factor primordial para la correcta adaptación de la prótesis a la persona es que asista a todas las citas de rehabilitación física emitidas por el médico especialista. La labor del fisioterapeuta es indicar al paciente, desde fecha temprana, los ejercicios de movimiento y el entrenamiento muscular que debe realizar para impedir que surjan contracturas en las articulaciones.

Por otra parte, es preciso destacar que la adaptación de una prótesis, aun cuando la fabricación y adaptación sean adecuadas, se debe acompañar del programa de rehabilitación integral para un correcto funcionamiento. La figura 8-1 muestra los diferentes tipos de prótesis para una amputación del miembro inferior.



**Figura 8-1.** Diversos tipos de prótesis para el miembro inferior

**Realizado por:** Londo, A. 2021.

#### ***1.6.1. Sistemas de prótesis***

La prótesis está compuesta por elementos prefabricados, una vez integrada se une con una base en las normativas de alineación vigentes, para ello se debe tener en cuenta las características anatómicas para el asentamiento del muñón, se lo realiza de forma individual.

Abarcar con máxima exactitud el muñón es un importante requisito para el éxito del tratamiento, y ello se alcanza en la mayor parte de los casos con un encaje de contacto que fije de forma adicional los cóndilos, se base en un modelo previo de yeso, y logre la alineación biomecánica



correcta. Es necesario que se cumpla todos los requisitos para el ajuste y el funcionamiento del encaje en la prótesis de pantorrilla ante el número pequeño de piezas blandas.

## **1.7. Limitaciones funcionales**

El uso de las facultades físicas del ser humano quedase en un 40% inmóviles debido a la falta de alguna de sus extremidades, en algunos casos las personas quedan con algún complejo, tendrán problemas de aceptación ante la sociedad, caerán en depresión. Las limitaciones funcionales de una persona son el no poder caminar, bailar, correr, nadar, además de sentir impotencia al no realizar sus actividades diarias, familiares, laborables y sociales.

### ***1.7.1. Nivel de actividad de una persona con amputación***

De acuerdo al nivel de actividad física de las personas con alguna amputación transtibial se adopta medidas que describan las capacidades funcionales que hará el paciente para así poder determinar los componentes y adiciones que mejor se ajusten para la construcción de la prótesis. Para describir las capacidades MEDICARE detalla 5 niveles de actividad que son conocidos como "K" los niveles (Jácome, 2019).

- K0: El paciente no tiene la capacidad o potencial para caminar o trasladarse de forma segura con o sin ayuda, en estos casos una prótesis es inútil.
- K1: El paciente tiene la capacidad o potencial de usar una prótesis para moverse en superficies planas a un ritmo fijo.
- K2: El paciente tiene la capacidad o potencial para trasladarse con la capacidad de afrontar las barreras ambientales de bajo nivel tales como escaleras, bordillos, o superficies irregulares.
- K3: El paciente tiene la capacidad o potencial para trasladarse a velocidades cambiantes. Puede realizar normalmente la mayoría de las actividades que exige el uso de prótesis más allá de la simple locomoción.
- K4: El paciente tiene la capacidad o potencial para trasladarse y superar las habilidades básicas de una prótesis común, exhibiendo altos niveles de impacto, estrés, o energía. Actividades físicas de alta demanda propias de un niño, adulto activo o atleta. Sin embargo, en el nivel del atleta es preciso analizar el tipo de actividad que se realizará ya que cada deporte requiere de un tipo de prótesis especial.

## **1.8. Análisis de la marcha de una persona con amputación transtibial**

La marcha es un proceso sistemático, en el cual intervienen varios movimientos de forma cíclica que define la locomoción humana.

### ***1.8.1. Marcha de una persona con amputación***

Las personas que utilizan algún tipo de prótesis presentan cierto fallo al momento de caminar; para poder realizar un estudio adecuado a esta persona es necesario disponer de equipos especializados diseñados particularmente para dicho estudio. Sin embargo, con la observación sutil por parte del médico especialista se puede determinar los fallos existentes, entre los más frecuentes al momento de caminar tenemos:

#### ***1.8.1.1. Flexión lateral del tronco***

Este caso se da en la fase de apoyo el cuerpo se inclina hacia la parte en la que se presenta la amputación; esto puede ser causado debido a abducciones de cadera débiles, mal ajuste del encaje, soporte insuficiente de la pared lateral del encaje, dolor o incomodidad en la parte lateral del fémur, prótesis corta como se muestra en la figura 9-1.



**Figura 9-1.** Flexión lateral de la cadera

**Realizado por:** Londo, A. 2021.

#### ***1.8.1.2. Rotación continua***

Durante la etapa de balanceo se pronuncia una línea curva. Esta falla puede ser causada debido al tamaño excesivo de la prótesis en la que sí es demasiado larga el paciente se ve obligado a realizar este movimiento para poder librar a la prótesis del contacto con la superficie por el temor del

paciente al momento de flexionar la rodilla también por motivo de un encaje demasiado largo que incomoda a la flexión de la rodilla, como se muestra en la figura 10-1.



**Figura 10-1.** Rotación continúa

**Realizado por:** Londo, A. 2021.

#### *1.8.1.3. Rotación del pie durante el contacto inicial*

El instante que el talón toca la superficie del suelo se observa una rotación ligera del pie, en ciertas ocasiones puede presentarse un pequeño movimiento vibratorio, este problema es producido porque el amortiguador del talón es muy rígido, como se muestra en la figura 11-1.



**Figura 11-1.** Rotación del pie

**Realizado por:** Londo, A. 2021.

#### *1.8.1.4. Lordosis exagerada*

En la fase de apoyo se presenta este problema que provoca un movimiento en el tronco del paciente, se origina debido a la contractura de la cadera la pelvis tiende a moverse hacia delante

y abajo, por la flexión insuficiente del encaje o por los músculos abdominales débiles, como se muestra en la figura 12-1.



**Figura 12-1.** Lordosis exagerada

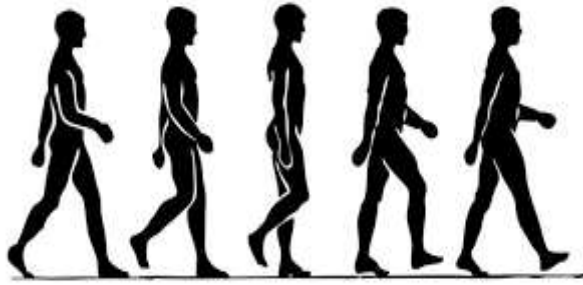
Realizado por: Londo, A. 2021.

### ***1.8.2. Fases de la marcha humana***

Es importante analizar cómo se desarrolla la marcha del ser humano para tener una comprensión sobre el movimiento que realiza el cuerpo cuando se desplaza y así comparar los cambios que se presentan en la marcha de personas que tienen una amputación en la extremidad inferior.

La marcha humana se desarrolla en dos fases, la de apoyo y la de balanceo que duran el 60% y 40% respectivamente del ciclo de la marcha. Como se observa en la figura 13-1 las fases de marcha se componen de:

- **Periodo de apoyo:** Un solo pie está en contacto con la superficie mientras el contralateral está en la fase de oscilación.
- **Longitud de la zancada:** Es la distancia comprendida entre dos apoyos consecutivos de un mismo pie.
- **Anchura del paso:** Es la separación lateral entre los apoyos de los pies.
- **Ángulo de paso:** Es el ángulo formado entre el eje longitudinal del pie y la dirección de progresión de la marcha.
- **Cadencia:** Es el número de pasos efectuados en un intervalo de tiempo.



**Figura 13-1.** Fases de la marcha humana

Realizado por: Londo, A. 2021.

### ***1.8.3. Análisis Biomecánico***

Las articulaciones tienen como función mecánica permitir que los segmentos óseos tengan movimiento para que resista la carga del cuerpo y cargas extras, además que contenga todos los movimientos cotidianos como el subir y bajar gradas, caminar, correr, arrodillarse, inclinarse entre otros movimientos. Las fuerzas que se producen al realizar las diferentes actividades son la fuerza de reacción del suelo aplicada al pie durante la fase de apoyo y la fuerza de inercia de la pierna durante la fase de balanceo.

## **1.9. Anatomía del pie**

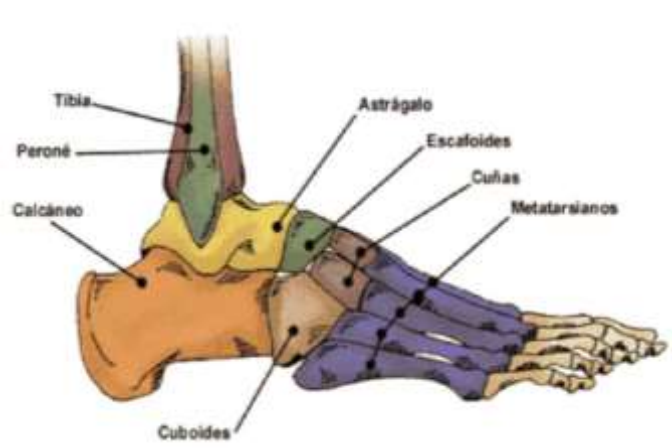
El pie humano está compuesto de distintos huesos que, gracias a su acción coordinada, los convierten en uno de los pilares del sistema locomotor, ya que permiten que las personas tengamos una característica única en la naturaleza, la locomoción bípeda.

En la figura 14-1 se muestra la estructura ósea del pie humano que está compuesto por 26 huesos, 33 articulaciones y más de 100 músculos, ligamentos y tendones. Todas estas estructuras permiten que los pies cumplan con sus funciones, las cuales son la base de nuestro sistema locomotor.

La estructura ósea del pie está constituida de 3 elementos: el tarso (la parte que conecta con la tibia y el peroné), el metatarso (la parte media del pie) y las falanges (los dedos de los pies). La estructura del pie se forma por la bóveda plantar, talón o apoyo posterior y antepié o apoyo anterior.

- *Tarso:* Se encuentra entre el extremo inferior de la tibia, del peroné y del metatarso.
- *Metatarso:* Está formado por cinco huesos.

- *Falanges*: Conocidos también como los huesos de los dedos del pie, son huesos largos cada dedo tiene 3 huesos excepto el dedo gordo que solo tiene 2



**Figura 14-1.** Estructura ósea del tobillo-pie

**Fuente:** (Prieto, s/f).

**Realizado por:** Londo, A. 2021.

La estructura del pie está formada por:

- *La bóveda plantar*: Es el miembro más dinámico del organismo, ayuda a absorber el impacto que se produce al realizar movimientos.
- *El talón*: Está constituido por un ángulo de 5-15 grados con la vertical en el plano frontal y 30 grados en el plano sagital, para mantener su estabilidad se necesita de la contribución del tendón de Aquiles, el flexor corto y abductor del dedo gordo, y del sistema trabecular (Nova, 2021).
- *Ante pie*: Está compuesta por 5 radios conocidas también como cadenas libres cinemáticas,

### 1.9.1. *Tibia*

En la figura 15-1 se muestra las partes de pie, conformado por la tibia que es un hueso largo de la pierna y se encuentra medial al peroné, consta de 3 partes:

- *La tibia proximal*: sirve de apoyo para el fémur distal, tiene varios puntos de referencia para la unión muscular y de superficies articulares que son, dos cóndilos tibiales medial y lateral que están separados por intercondinales anteriores y posteriores.
- *La diáfisis tibial*: es la unión de los músculos de la pierna, tiene una sección triangular transversal está compuesta por 3 superficies lateral, posterior, y medial y por tres bordes anterior, interóseo y medial.

- *Tibia distal*: el hueso cambia de forma triangular a rectangular en una vista de sección transversal, está constituida por 4 superficies: la superficie medial, superficie posterior, superficie lateral y, superficie anterior.



**Figura 15-1.** Partes de la pierna y pie

Realizado por: Londo, A. 2021.

### 1.9.2. *Músculos, tendones y ligamentos*

En la figura 16-1 se muestran los músculos, tendones y ligamentos que conforman el pie humano. Los músculos del pie contribuyen a la eversión e inversión del pie, a los movimientos de los dedos del pie, al igual que a la flexión plantar y a la dorsiflexión. Existen un total de 20 músculos en el pie, los cuales mantienen al cuerpo en equilibrio y controlan los movimientos (Nova, 2021).

Los tendones son tejido conectivo fibroso que conectan los músculos con los huesos y transmiten la fuerza a todo el esqueleto. Están formados por fibras de colágeno que cuando no están sometidas a tensión son ligeras y onduladas, lo que permite amortiguar la transmisión de la fuerza a los huesos (Mediespana, 2020).

Los ligamentos son conexiones de tejido conectivo fibroso que une los huesos entre sí, su función es la de unir estructuras y mantenerlas estables; ayudan a estabilizar la articulación. En general son fuertes, pero menos elásticos que los músculos, lo que significa que están laxos o se desgarran cuando se distienden excesivamente (Mediespana, 2020).



**Figura 16-1.** Músculos, tendones y ligamentos

Fuente: (Mediespana, 2020).

Realizado por: Londo, A. 2021.

## 1.10. Impresión 3D

En la impresión 3D los modelos u objetos se representan en archivos con extensión STL. Un archivo STL es todo lo que necesita un software de estereolitografía mediáticamente conocida como impresión 3D para generar un modelo en 3 dimensiones. En el archivo STL describe la geometría tridimensional de un objeto, muchos de estos archivos están codificados en binario de forma que son entendibles por la máquina.

En la actualidad existen diversas empresas dedicadas al diseño de software para modelado 3D, la gran variedad de software tales como: Blender, Sketchup, OpenSCAD, SolidWorks, Autodesk Inventor entre otros, permiten al usuario elegir el software que más confianza le dé y así empezar a crear un diseño digital. El diseño de un modelo 3D requiere de una conversión desde un formato STL a un lenguaje gcode comprensible por la impresora 3D para realizar el proceso de impresión (Romero et al., 2015).

### 1.10.1. Autodesk Inventor

Es un software que proporciona una solución al diseño mecánico 3D, a la simulación, a la visualización y a la documentación. Con este software se puede integrar datos en 2D y 3D en un único entorno de diseño para crear una representación virtual del producto final para poder validar el ajuste, la forma y la función antes de crear el producto (Rincón et al., 2019).



### ***1.10.2. Técnicas de modelado 3D***

Los objetos cotidianos están realizados por formas geométricas básicas en las cuales se aplican modificaciones hasta obtener formas más complejas; este mismo principio es aplicado en programas 3D, en el cual se parte de una forma elemental como cilindros, cubos, esferas, entre otros a los que se les aplican transformaciones para cambiar su apariencia, asimismo de incluir elementos adicionales y demás con el fin de obtener una forma específica (Rincón et al., 2019).

### **1.11. Selección de materiales**

Al momento de realizar la impresión de un modelo 3D, es muy importante elegir el tipo de material (filamento) más adecuado que se utilizará en dicha impresión. La diferencia entre elegir correctamente o no el filamento de la impresora 3D está en conseguir el acabado deseado, flexibilidad y resistencia necesaria, entre otras características que satisfagan el diseño a imprimir. Los materiales seleccionados tienen que ofrecer un buen acabado, ser flexibles, resistentes y duraderos, por tanto, se persigue que el filamento que se emplee, produzca una impresión de piezas con buena calidad (Rincón et al., 2019).

#### ***1.11.1. Acrilonitrilo Butadieno Estireno (ABS)***

Este filamento es uno de los más usados en la impresión 3D; se utilizan en la carrocería de los automóviles, los electrodomésticos y las carcasas de celulares. No es biodegradable, pero es muy tenaz, duro y rígido. Su densidad es de 1,05 g/cm<sup>3</sup>. Requiere una temperatura de fusión de entre 200°C a 250°C y de bandeja de entre 90°C a 110°C. Además de su alta resistencia, este material permite obtener una superficie pulida además es reutilizable.

#### ***1.11.2. Poliacido Láctico (PLA)***

Uno de los principales filamentos de la impresión 3D. Al ser un material de un compuesto biodegradable, no contaminante y normalmente se obtiene de almidón de maíz, que lo hace ideal para usarse en recipientes de comida. Su densidad es de entre 1,2 y 1,4 g/cm<sup>3</sup>. Resulta muy fácil usarlo para imprimir porque funciona a temperaturas más bajas que el ABS (oscilan entre los 190°C y 200°C para el extrusor y una bandeja a 60°C aproximadamente) pero resulta bastante frágil y su vida útil es menor (Marchante, 2020).

#### ***1.11.3. Fibra de carbono***

La fibra de carbono está hecha de una larga cadena de átomos de carbono unidos entre sí. La cadena suele tener un diámetro de entre 5 y 10 micrómetros y su longitud varía según la aplicación.

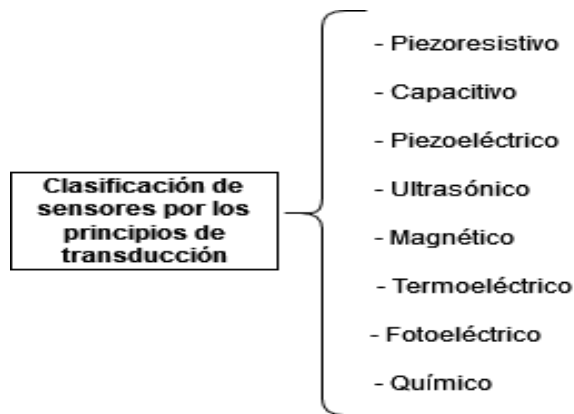
Las propiedades que las fibras incluyen son alta rigidez, alta resistencia a la tracción, bajo peso, alta resistencia química, alta tolerancia a la temperatura y baja expansión térmica. La fibra de carbono pura es en realidad cinco veces más resistente que el acero y dos veces más rígida, aunque más ligera (Moya, 2020). Estas características hacen que la fibra de carbono sean adecuadas para aplicaciones que dependen de las propiedades de un material para optimizar el rendimiento, que es particularmente el caso en sectores como el aeroespacial, automotriz, militar o de ingeniería civil entre otros (Marchante, 2021).

## **1.12. Transductores y sensores**

Un transductor se define como aquel dispositivo que es capaz de convertir una variable física en otra que tiene un dominio diferente. Un transductor forma parte de un sensor o de un actuador; pero la diferencia entre un sensor, un actuador y un transductor radica en que el transductor simplemente cambia el dominio de la variable, mientras que el sensor proporciona una salida útil para ser usada como variable de entrada a un sistema de procesamiento de la información y el actuador se encarga de ejecutar la acción determinada por el sistema de procesamiento de la información (Corona et al., 2014). Los sensores pueden clasificarse de muchas formas distintas, pero las más comunes son por el tipo de variable a medir o por el principio de transducción utilizado.

### ***1.12.1. Clasificación de los transductores por el principio de transducción***

Un sensor, es un dispositivo preparado para captar acciones o estímulos externos y responder en consecuencia. Es decir, captar la información del medio físico. Los sensores se pueden clasificar por el tipo de transductor que se utilice para su implementación; sin embargo, este tipo de clasificación suele ser poco práctica, ya que no ofrece una idea clara acerca de qué tipo de variable física puede medir (Corona et al., 2014). En la figura 17-1 se muestra la clasificación de los diferentes tipos de sensores.



**Figura 17-1.** Clasificación de los sensores

**Fuente:** (Corona et al., 2014).

**Realizado por:** Londo, A. 2021.

### 1.12.2. Clasificación de los sensores por el tipo de variable medida

Un mismo sensor puede ser utilizado para la medición de distintas variables físicas. Sin embargo, su principio de funcionamiento siempre es el mismo, y solo depende del tipo de configuración en que se coloque y cómo se interprete la señal de salida del mismo. Los sensores ver tabla 4-1, sin importar cuál sea su tipo de principio de transducción o qué tipo de variable física sea la que midan, siempre tienen características particulares que los distinguen entre sí (Corona et al., 2014).

**Tabla 4-1.** Clasificación de sensores por el tipo de variable medida

Clasificación de los sensores según la variable física a medir.	De posición, velocidad y aceleración
	De nivel y proximidad
	De humedad y temperatura
	De fuerza y deformación
	De flujo y presión
	De color, luz y visión
	De gas y pH
	Biométricos
	De corriente

**Fuente:** (Corona et al., 2014).

**Realizado por:** Londo, A. 2021.

### 1.13. Plataformas de desarrollo

En los últimos años ha crecido el número de tarjetas de desarrollo que se puede encontrar en el mercado. Esta variedad nos permite tener diferentes opciones a la hora de tomar la decisión para diseñar un proyecto de electrónica.

Una tarjeta de desarrollo es un circuito o placa que contiene un microcontrolador principal que corre o ejecuta una serie de instrucciones de un programa suministrado. Alrededor de este procesador o unidad principal se ha creado un diseño electrónico que permite: la programación del componente, suministra el voltaje adecuado para el correcto funcionamiento del controlador

y proporciona acceso a las entrada y salidas del microcontrolador para la conexión de sensores y actuadores.

### ***1.13.1. Raspberry Pi***

La raspberry Pi es una poderosa tarjeta de desarrollo, diseñada por la raspberry Pi foundation. Es una tarjeta de desarrollo aproximadamente del tamaño de una tarjeta de crédito, posee puertos USB, salida HDMI para conectar un monitor, puerto ethernet para conectarse a una red cableada, wifi, una ranura para colocarle una memoria micro en donde se almacena el sistema operativo, conector micro USB para la alimentación y por último posee 40 puertos GPIO para conectar sensores y actuadores (Concepción, 2019).

### ***1.13.2. Arduino***

Arduino es una plataforma electrónica de código abierto basada en hardware y software fácil de usar, incorpora un microcontrolador reprogramable. Estos permiten establecer conexiones entre el microcontrolador y los diferentes sensores y actuadores de una manera muy sencilla.

Para ello se utiliza el lenguaje de programación Arduino (basado en el cableado), y el software Arduino (IDE), basado en el procesamiento (Concepción, 2019).

### ***1.13.3. PIC***

Un PIC es un circuito integrado programable (Programmable Integrated Circuited), el cual contiene todos los componentes para poder realizar y controlar una tarea. Se desarrollan para cubrir aplicaciones puntuales; ejecuta un programa almacenado permanentemente en su memoria que trabaja con algunos datos almacenados temporalmente e interactúa con el exterior a través de las líneas de entrada y salida que posee (Valdés & Pallàs, 2007).

## **1.14. Análisis comparativo de tarjetas de desarrollo**

Es importante contar con una tarjeta de desarrollo que se encargue del procesamiento de datos por lo cual en la tabla 5-1 se mencionan las ventajas y desventajas que presentan las tarjetas de desarrollo probables a usarse. Si bien cualquier tarjeta de desarrollo pueda realizar la misma tarea es necesario determinar desde una perspectiva económica, técnica la que mejor se ajuste a las necesidades de dicha tarea, además de considerar que el soporte como la información se encuentre disponible y actualizada.

**Tabla 5-1.** Comparativa de tarjetas de desarrollo

	<b>Raspberry Pi</b>	<b>PIC</b>	<b>Arduino</b>
<b>Ventajas</b>	<p>La cantidad de guías y tutoriales disponibles, incluido el software disponible es numeroso.</p> <p>Posee un sistema operativo incluido en un tamaño reducido con el que es posible desarrollar todo tipo de proyectos.</p> <p>Se puede conectar fácilmente a internet con su puerto RJ-45 o con WiFi por USB.</p>	<p>Gran flexibilidad de E/S. Todos los terminales de sus puertos comparten múltiples funciones que pueden ser configuradas independientemente.</p> <p>Las herramientas de desarrollo asociados con él son gratuitas, a veces disponibles a bajo costo, y capacidad de programación en serie.</p>	<p>No requiere de una configuración prolongada, el código se ejecuta solo con su conexión.</p> <p>Contiene una amplia gama de interfaces que incluyen I2C, SPI, USB, USART, A/D entre otras.</p> <p>El hardware y software es ampliable y de código abierto</p>
<b>Desventajas</b>	<p>Consumo de energía mayor que una tarjeta microcontroladora, lo que no lo hace adecuado para escenarios donde es importante el bajo consumo.</p> <p>Requiere tareas complejas como instalar librerías y software para interactuar con sensores y otros componentes.</p>	<p>Son susceptibles al ruido electromagnético.</p> <p>Necesitan llamar a muchas instrucciones para realizar una tarea en particular. Esto siempre y cuando el proyecto sea complejo.</p>	<p>No está diseñado para el uso industrial.</p> <p>Poder de procesamiento limitado ya que está orientado a la educación.</p> <p>Ejecuta un único programa una y otra vez.</p>

**Fuente:** (Landivar, 2019; Julia 2022).

**Realizado por:** Londo, A. 2022.

### 1.15. Alternativas para la suspensión transtibial

Cuanto mejor sea la conexión entre el ser humano y la máquina, más cómoda será la prótesis y eficazmente podrá ser controlada por el muñón. Una suspensión perfectamente adaptada al paciente reduce significativamente lesiones, bultos, erosiones cutáneas y muchos otros problemas. La suspensión es el método por el cual la prótesis se conecta al cuerpo este es uno de los aspectos más críticos del diseño protésico (Michel, 2008).

Los métodos que se pueden encontrar para la suspensión pueden ser por medio de:

#### 1.15.1. Correas

Para el paciente que presenta una amputación, esto se logra normalmente con moldes realizados a medida de la región situada por encima de la rodilla, en la parte interna de la pierna. Este método de suspensión supracondilar (por encima del cóndilo) normalmente requiere de un período de prueba para que el paciente se adapte a la presión focalizada, la mayoría de las personas lo encuentran cómodo una vez que la piel se acostumbra a este contorno.

### ***1.15.2. Bisagras***

Este método de suspensión es menos común, suele denominarse suspensión con “juntas y corsé”, es el que usa bisagras laterales de metal. En la mayoría de los casos, el peso, volumen y la incomodidad de este histórico método de suspensión son innecesarios.

### ***1.15.3. Fundas***

Un método muy común es el uso de una funda de elastómero que se ajusta en el interior del encaje. La funda presenta la ventaja de restringir la flexión de la rodilla menos que la rodillera externa, otra ventaja es que el material de la funda protege la piel de cortes. Si el muñón pierde volumen a causa de una pérdida de peso o atrofia, para compensarlo, el amputado puede colocar los calcetines sobre la funda.

### ***1.15.4. Vejiga de aire***

Otra variante de suspensión combina la rodillera con la funda protectora y agrega una pequeña bomba mecánica que aumenta el vacío en cada paso. Los datos preliminares sugieren que dicho aumento de succión puede reducir las fluctuaciones normales de volumen en el muñón maduro.

## CAPÍTULO II

### 2. MARCO METODOLÓGICO

En el presente capítulo se detallan los requerimientos del prototipo, el diseño CAD de las diferentes piezas que lo conforman, los componentes utilizados con sus características técnicas y el diseño de software y hardware junto con el esquema electrónico del circuito implementado.

#### 2.1. Tipo de investigación

Este trabajo será realizado por el método deductivo, debido a que debe seguir una secuencia cronológica de pasos y procesos para lograr los objetivos planteados, para el desarrollo del prototipo se utiliza la metodología CAD y el software INVENTOR; también se basa en el método experimental porque se realizará diferentes pruebas para la exactitud y precisión de la prótesis considerando los parámetros físicos que intervienen en la fabricación del prototipo, este trabajo se desarrollará en un periodo de tiempo longitudinal de 4 meses.

#### 2.2. Requerimientos del sistema

Para que el sistema funcione apropiadamente, se debe satisfacer ciertos requerimientos necesarios que brinden al paciente funcionalidad y comodidad en sus actividades cotidianas.

- Determinar el diseño del pie que mejor se adapte al paciente.
- Fabricación de las diferentes piezas que componen la prótesis con materiales económicos y de calidad.
- Uso de técnicas nuevas en el desarrollo del prototipo, como son la fabricación aditiva (impresión 3D).
- Adaptación de las partes de la prótesis como son el pilón y los conectores en el nuevo prototipo.
- Seguridad y confianza hacia el uso del nuevo sistema por parte del paciente.
- Posibilidad de mejorar el diseño y las técnicas de fabricación en un menor tiempo.
- Determinar las características de los componentes electrónicos para que no ocurran fallos en su funcionamiento.
- Ubicar los componentes electrónicos en un lugar donde no cause molestias al caminar.
- Comprobar constantemente el correcto funcionamiento de los circuitos electrónicos.
- Dispositivos funcionales, y a un costo accesible.

Para el desarrollo de una prótesis transtibial es necesario definir de forma clara y concreta el plan más conveniente a seguir para alcanzar el objetivo final, así como también considerar las características físicas que esta presentará; el uso de técnicas como software CAD, CAE para diseñar y evaluar el funcionamiento del prototipo además se introduce herramientas nuevas poco utilizadas como son la fabricación aditiva (impresión 3D), para reducir el tiempo de fabricación del prototipo.

### 2.3. Consideraciones de diseño

Las propiedades mecánicas son trascendentes en la selección de los materiales para el prototipo, debido a que el sistema músculo-esquelético, junto con el movimiento produce fuerzas considerables para la prótesis; además de ser ligeros, de bajo costo, y de propiedades constantes a través del tiempo.

Al utilizar la expresión consideración de diseño se hace referencia a alguna característica de la tabla 2.1 que influye en el diseño de algún elemento o todo un sistema (Nisbett, 2008).

Entre algunas de las características más importantes se puede mencionar:

**Tabla 1-2.** Características de diseño

1	Funcionalidad	13	Ruido
2	Resistencia	14	Estilo
3	Deflexión	15	Forma
4	Desgaste	16	Tamaño
5	Corrosión	17	Control
6	Seguridad	18	Propiedades térmicas
7	Confiabilidad	19	Superficie
8	Manufactura	20	Lubricación
9	Utilidad	21	Comercialización
10	Costo	22	Mantenimiento
11	Fricción	23	Volumen
12	Peso	24	Responsabilidad legal

Fuente: (Nisbett, 2008).

Realizado por: Londo, A. 2022.



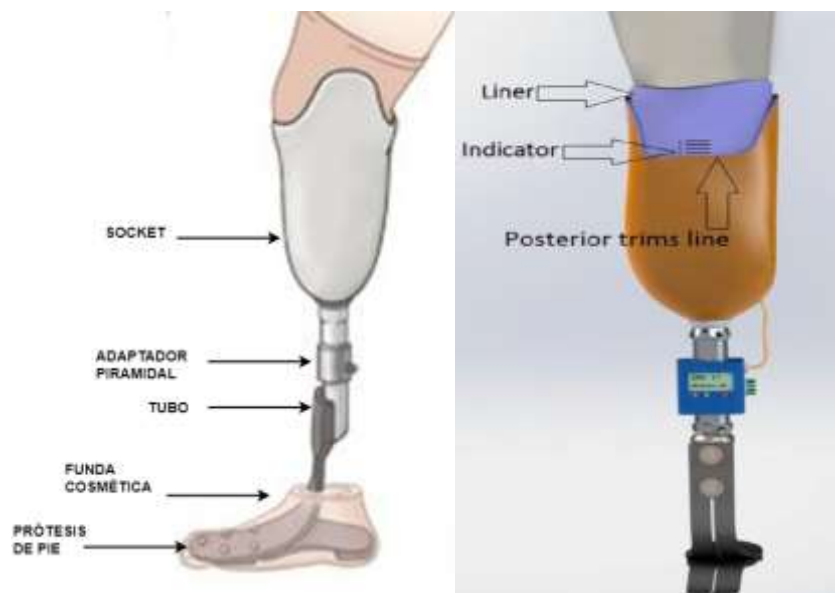
## 2.4. Especificaciones de diseño

Una de las etapas más importantes en la fabricación de la prótesis transtibial es determinar las especificaciones de diseño más importantes que es necesario considerar para reducir errores tanto en el diseño como en la fabricación del prototipo.

## 2.5. Concepción general del prototipo

El prototipo consta de dos partes, la primera se trata del diseño mecánico del tobillo-pie, pilón como se muestra en figura 1-2 la forma del pie ayuda amortiguar los impactos al caminar, haciendo de esta un proceso más natural; la precisión del diseño es vital para que todos los componentes encajen a la perfección; los materiales que se emplearan tienen que ser flexibles y resistentes para garantizar el funcionamiento correcto del prototipo.

La segunda parte del prototipo se trata del sistema electrónico, que se encarga de controlar la cantidad de aire que ingresa a la vejiga, de acuerdo al rango de valores establecido, la cantidad de aire que llega de la vejiga es captada por el sensor de presión y este a su vez envía una señal que es procesada por el controlador Arduino que abre o cierra tanto la bomba como la válvula esto va regulando la presión de aire que hay entre el encaje y el muñón como se muestra en la figura 1-2.



**Figura 1-2.** Concepción general del prototipo

Realizado por: Londo, A. 2022.

## 2.6. Dimensiones antropométricas

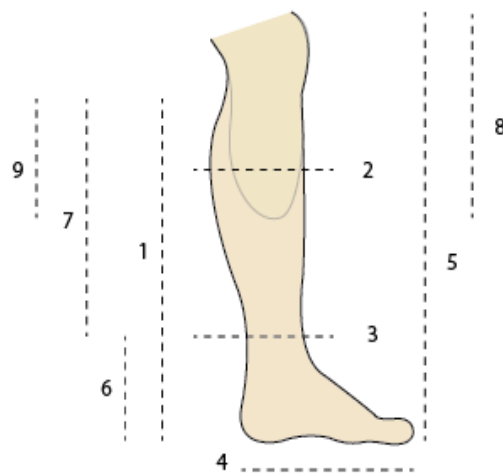
Para obtener un resultado satisfactorio es preciso considerar las características del paciente al que va dirigido como también las dimensiones del muñón, tibia, pie; tomando como referencia el miembro sano del paciente, esto se consigue a través de diferentes técnicas como: la observación, la interpolación de datos, por medio de moldes o planos.

### 2.6.1. Masa y tamaño

Una estimación aproximada de la masa de la extremidad inferior oscila alrededor de 2,1 kg para una persona de 75 kg con una altura de 170 cm que posee un buen estado físico y utiliza prótesis desde hace 11 años. Estos datos son imprescindibles para el diseño y posteriormente la fabricación.

### 2.6.2. Dimensiones de la pierna y muñón

El análisis antropométrico realizado en el miembro inferior, sano del paciente da como resultado la estimación aproximada ver figura 2-2, estos datos se toman como referencia en la fabricación del prototipo.



**Figura 2-2.** Dimensiones del miembro inferior

**Fuente:** (Nisbett, 2008).

**Realizado por:** Londo, A. 2021.

**Tabla 2-2.** Medidas antropométricas del paciente

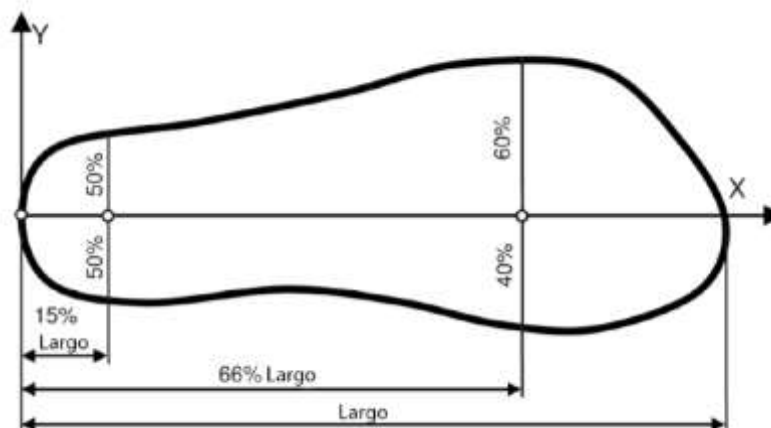
	Partes de la pierna	Medidas [mm]
1	Altura hasta la poplítea	410
2	Diámetro pantorrilla	245
3	Diámetro tobillo	195
4	Planta del pie	235
5	Altura hasta la rodilla	485
6	Altura hasta el tobillo	85
7	Altura desde el tobillo hasta la poplítea	330
8	Muñón desde la rodilla	170
9	Muñón desde la poplítea	130

Fuente: (Nisbett, 2008).

Realizado por: Londo, A. 2022.

### 2.6.3. Dimensiones de la planta del pie

Para determinar las dimensiones de la planta del pie se toma como referencia la figura 3-2 y junto con las medidas del paciente que se obtuvo previamente, se interpolan ambos datos para obtener una medida aproximada, luego con el modelo del pie que se sigue se define el diseño completamente.



**Figura 3-2.** Planta inferior

Fuente: (M. Jezeršek y J. Možina, 2009).

Realizado por: Londo, A. 2021.

#### 2.6.3.1. Tobillo y Pie

En la figura 4-2 se aprecia el modelo LP Vari-Flex el cual está hecho de fibra de carbono, con un diseño que provee una amortiguación natural, presenta también quilla separada permite al pie ajustarse a la superficie inferior, lo que proporciona a los amputados andar de forma natural en terrenos irregulares. Reduce el impacto durante el apoyo, proporciona estabilidad en terrenos irregulares y ofrece además una ligera torsión al caminar (Ossur, 2017).

Para tomar las medidas de esta parte del cuerpo se hace uso de materiales que se deformen cuando se aplica alguna fuerza, se tomó varias muestras de la planta del pie sano en una posición natural del cuerpo. La tabla 3-2 muestra las características del Pie protésico LP Vari-Flex.



**Figura 4-2.** Pie protésico LP Vari-Flex

Fuente: (Ossur, 2017).

Realizado por: Londo, A. 2021.

**Tabla 3-2.** Especificaciones del pie protésico.

Nivel de amputación	Transtibial
Nivel de impacto	Bajo-Alto
Peso máximo usuario	116 kg
Talla	22-30
Altura del talón	10 mm

Fuente: (OSSUR, 2022).

Realizado por: Londo, A. 2021.

#### 2.6.3.2. Tubo con adaptador hembra

El tubo con adaptador hembra ver figura 5-2, es una parte esencial de la prótesis para unir la parte exoesquelética y adaptarse fácilmente tanto al encaje como al tobillo y pie. El tubo viene a sustituir a los huesos tibia y peroné. El tubo con adaptador es compatible con los otros módulos protésicos modulares de miembros inferiores.

Las combinaciones de adaptadores permiten ajustar de manera controlada el ángulo y la traslación en el plano frontal y sagital, así como regular la rotación interior y exterior (Ottobock, 2019). La tabla 4-2 muestra las características del Tubo con adaptador hembra.



**Figura 5-2.** Tubo con adaptador hembra

Realizado por: Londo, A. 2021.

**Tabla 4-2.** Especificaciones del tubo con adaptador hembra

<b>Material</b>	Titanio
<b>Peso corporal máximo</b>	100 kg
<b>Diámetro</b>	30 mm
<b>Peso del producto</b>	275 g
<b>Margen de temperatura</b>	-10 °C a +45 °C

Fuente: (Ottobock, s/f).

Realizado por: Londo, A. 2021.

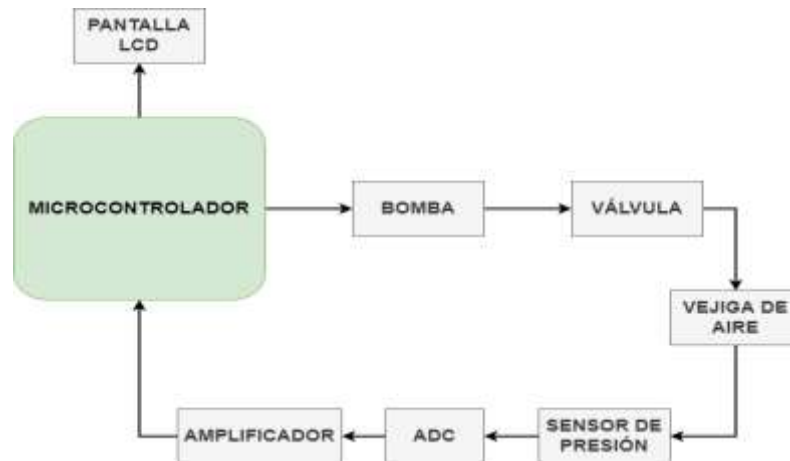
## 2.7. Sistema APSS

Este sistema supera las limitaciones de los sistemas de suspensión actuales en la colocación y desmontaje del encaje, el cambio en el volumen del muñón durante las actividades diarias y la distribución de la presión en la interfaz socket-muñón. Los cambios de volumen se ajustan por la utilidad del sensor de presión de aire (Corona et al., 2014).

Los actuales sistemas de suspensión presentan varios problemas relacionados con el cambio continuo del tamaño, volumen, colocación y retirada de las extremidades residuales (muñón); la silicona o revestimientos de espuma de polietileno son los más utilizados y no cumplen las necesidades de los pacientes ni tampoco se considera las circunstancias en las que este se desenvolverá.

El encaje junto con el sistema de suspensión de las prótesis artificiales tiene importantes funciones para la adaptabilidad, comodidad, movilidad, funcionalidad de las personas amputadas. Este nuevo sistema permite mayor sujeción y comodidad evitando lesiones y golpes en el muñón, además es fácil tanto de colocar como de retirar.

Con este nuevo sistema que incorpora un sensor de presión semiconductor se pretende superar los cambios de volumen de las extremidades residuales, y eliminar los relacionados con los sistemas de bloqueo por perno y vacío. En la figura 6-2 se muestra como sería el funcionamiento del sistema.



**Figura 6-2.** Diagrama de funcionamiento del sistema

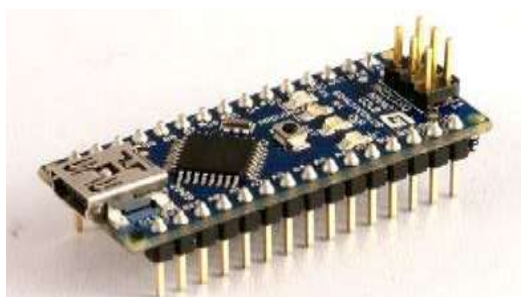
Realizado por: Londo, A. 2021.

## 2.8. Descripción de los componentes hardware del prototipo

Para seleccionar los componentes que conforman el prototipo se consideran el tamaño, peso, costo y accesibilidad que estos deben presentar, ya que van a ir colocado sobre el pilón; además se detallan las características más importantes para el correcto funcionamiento del sistema. En los anexos A y B, se adjunta las respectivas hojas de datos de la placa Arduino nano y el sensor de presión MPS20N0040D.

### 2.8.1. Arduino nano

En la figura 7-2 se presenta el Arduino nano, que es una placa microcontroladora pequeña, compatible, flexible y fácil de usar, basada en el ATmega 328 (Arduino Nano 3.0) o ATmega168 (Arduino Nano 2.x); presenta la misma funcionalidad que en Arduino UNO, pero en un tamaño más pequeño. Es alimentado a través de la conexión Mini-B USB. Cada uno de los 14 pines digitales de Arduino Nano pueden ser usados como entradas o salidas, además algunos pines poseen funciones especializadas (Arduino, 2018). La tabla 5-2 muestra las características más relevantes del Arduino nano.



**Figura 7-2.** Arduino NANO

Fuente: (Arduino, s/f).

Realizado por: Londo, A. 2021.

**Tabla 5-2.** Características del Arduino NANO

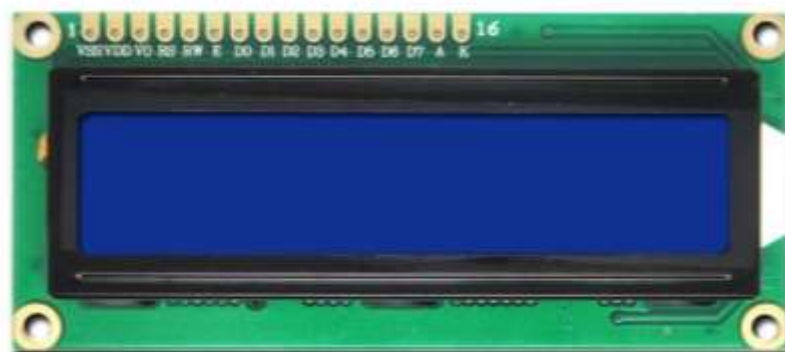
Microcontrolador	ATmega328P
Voltaje de funcionamiento	5 V
Voltaje de entrada	7V ~ 12V
Terminales digitales	22
Terminales analógicas	8
Memoria flash	32 KB
Dimensiones	18x45 mm

Fuente: (Arduino, s/f).

Realizado por: Londo, A. 2021.

### 2.8.2. Pantalla LCD 16x2

En la figura 8-2 se muestra la pantalla, LCD son las siglas en inglés de Liquid Crystal Display, pantalla de cristal líquido en español que está formada por un número de píxeles en color o monocromos colocados delante de una fuente de luz o reflectora. Este dispositivo se utiliza para visualizar diferente tipo de contenido o información de manera gráfica, mediante el uso de diferentes caracteres, símbolos o dibujos, pero con grades limitaciones en cuanto a poder, al tipo y número de símbolos y caracteres con un gran consumo de energía y un gran tamaño (Hetpro, 2021). La tabla 6-2 muestra las características más relevantes de la Pantalla LCD 16x2.



**Figura 8-2.** Pantalla LCD 16x2

Realizado por: Londo, A. 2021.

**Tabla 6-2.** Características de la pantalla LCD

Controlador	HD44780
Voltaje de funcionamiento	4.7 V ~ 5.3 V
Consumo de corriente	1 mA
Corriente máxima	25 mA
Modo de operación	4 y 8 bits
Color	Fondo azul y texto blanco
Dimensiones	80x36 mm

Realizado por: Londo, A. 2021.

### 2.8.3. Módulo adaptador LCD a I2C

En la figura 9-2 se muestra al módulo adaptador LCD a I2C; conectar la pantalla LCD con Arduino es mucho más sencillo con la ayuda del Módulo adaptador de LCD a interfaz I2C pues permite manejar nuestro LCD utilizando solo 2 pines (SDA y SCL) que son la señal de datos y de reloj respectivamente. El Módulo está basado en el controlador I2C PCF8574 que es un expander de entradas y salidas digitales controlado por I2C, la dirección I2C es 0x27 por defecto. Este módulo requiere ser soldado en la parte posterior de la pantalla LCD, aunque también puede usarse sobre un protoboard si es que no se quisiera realizar el montaje definitivo (Geekfactory, s/f). La tabla 7-2 muestra las características más relevantes del módulo adaptador LCD a I2C.



**Figura 9-2.** Módulo adaptador LCD a I2C

Fuente: (Geekfactory, s/f).

Realizado por: Londo, A. 2021.

**Tabla 7-2.** Características del módulo adaptador

<b>Controlador</b>	PCF8574
<b>Voltaje de funcionamiento</b>	5 V ~ 9V
<b>Compatible con pantalla LCD</b>	16×2 o 20×4
<b>Pines digitales I/O</b>	14
<b>Pines analógicos I/O</b>	6
<b>Interfaz (protocolo)</b>	I2C/TWI/SPI
<b>Dimensiones</b>	5.4cm x 1.9cm

Fuente: (Geekfactory, s/f).

Realizado por: Londo, A. 2021.

### 2.8.4. Fuente de poder

Para la alimentación del prototipo se usó una batería alcalina de 9V por su versatilidad, durabilidad y costo ya que duran de 4 a 9 veces más que las tradicionales ver figura 10-2. Esta batería alcalina modelo 9v conserva su energía hasta por 5 años, por una nueva tecnología llamada Power Seal Technology que asegura a los usuarios energía necesaria para todo momento en el



que lo necesiten (Wong, s/f). La tabla 8-2 muestra las características más relevantes de la batería alcalina.



**Figura 10-2.** Batería alcalina

Fuente: (Wong, s/f).

Realizado por: Londo, A. 2021.

**Tabla 8-2.** Características de la batería alcalina

<b>Tipo</b>	Alcalina
<b>Voltaje nominal</b>	9 V
<b>Peso</b>	45.6 g
<b>Temperatura de operación</b>	-18°C ~ 55°C
<b>Dimensiones</b>	48.5x26.5 mm

Fuente: (Wong, s/f).

Realizado por: Londo, A. 2021.

### 2.8.5. Sensor de presión

La figura 11.2 muestra el módulo sensor de presión que se utiliza; está basado en el chip HX710B convertido ADC de 24 bits y un amplificador de señal, para amplificar la salida del sensor de presión MPS20N0040D. La respuesta del sensor se puede aproximar utilizando una placa Arduino a través del protocolo serie de 2 hilos. La tabla 9-2 muestra las características más relevantes del sensor de presión.



**Figura 11-2.** Sensor de presión

Realizado por: Londo, A. 2021.

**Tabla 9-2.** Características del sensor de presión

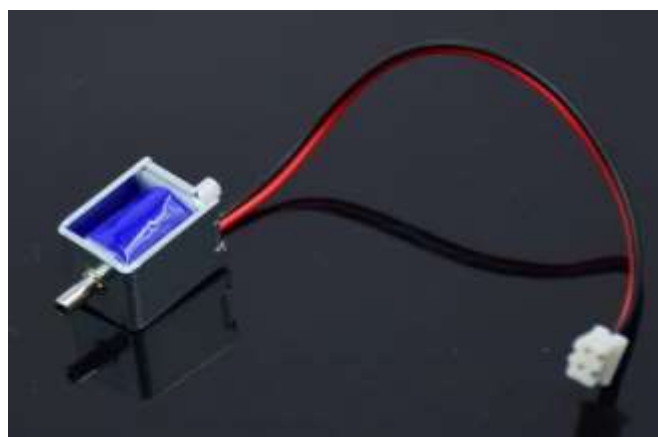
<b>Voltaje de funcionamiento</b>	5V
<b>Voltaje de salida</b>	43.5mV ~ 22.5 mV
<b>Rango de presión</b>	0Pa ~ 40kPa
<b>Temperatura de operación</b>	-35°C ~ 80°C
<b>Dimensiones</b>	18.6x13.5mm

Fuente: (Makerportal, s/f).

Realizado por: Londo, A. 2021.

### 2.8.6. Válvula

Para el cierre y apertura del aire se hace uso de una válvula solenoide ver figura 12-2, la misma que basa su funcionamiento en impulsos electromagnéticos de un solenoide un tipo de electroimán. En la tabla 10-2 se muestra las características de funcionamiento de la válvula.



**Figura 12-2.** Válvula

Realizado por: Londo, A. 2021.

**Tabla 10-2.** Características de la válvula

<b>Voltaje de funcionamiento</b>	6V
<b>Rango de presión</b>	0kPa ~ 46kPa
<b>Temperatura de operación</b>	0°C ~ 55°C
<b>Dimensiones</b>	20x13mm

Fuente: (Aliexpress, s/f).

Realizado por: Londo, A. 2021.

### 2.8.7. Bomba

La figura 13.2 muestra la bomba que se usa es de un tamaño reducido está compuesta por una carcasa de plástico y un motor que hacen rotar unas aspas que desplazan el aire de un lado hacia otro. En la tabla 11-2 se muestra las características de funcionamiento de la bomba.



**Figura 13-2.** Bomba

Realizado por: Londo, A. 2021.

**Tabla 11-2.** Características de la bomba

<b>Voltaje de funcionamiento</b>	6V
<b>Caudal</b>	80L/H ~ 120L/H
<b>Diámetro exterior</b>	7.5mm
<b>Dimensiones</b>	45x33mm

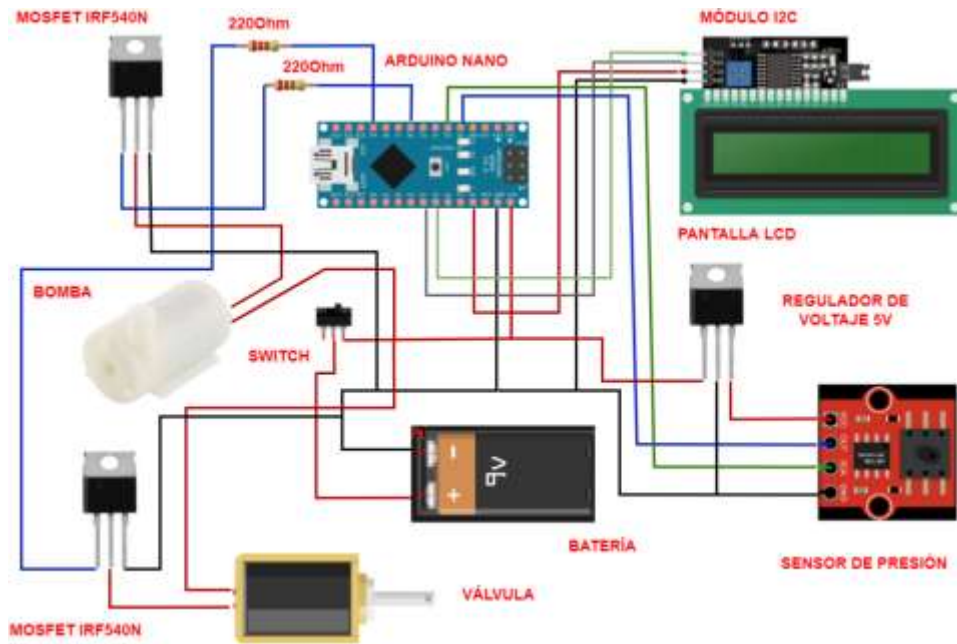
Fuente: (Avelectronics, s/f).

Realizado por: Londo, A. 2021.

## 2.9. Diagrama de conexiones del prototipo

En la figura 14-2 se detalla el diagrama electrónico de las conexiones del prototipo con todos los componentes que lo conforman.

- El voltaje de alimentación para la bomba, válvula y Arduino se la realiza mediante una batería alcalina de 9V. El módulo I2C junto con la pantalla LCD se alimenta a través de la salida de 5V, el sensor de presión se alimenta a través del regulador de voltaje de 5V. Para que no haya fallas todos los dispositivos deben ir conectadas a un punto común de 0V.
- La señal de entrada que proviene del sensor de presión va conectado a la terminal (D2 y D3) que son OUT y SCK respectivamente, que proporcionan la condición para que se encienda o apaguen la bomba y válvula; esta va ubicada en la caja protectora.
- La bomba se conecta a través de un Mosfet, que es controlado por la terminal PWM (D6) del Arduino.
- La válvula se conecta a través de un Mosfet, que es controlado por la terminal PWM (D9) del Arduino.
- La pantalla LCD está conectado al Arduino mediante la interfaz I2C; la terminal (A4 y A5) van conectadas a SDA y SCL respectivamente.

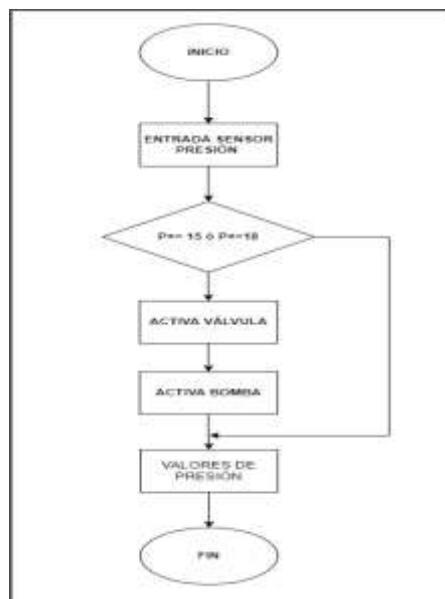


**Figura 14-2.** Diagrama de conexiones del prototipo

Realizado por: Londo, A. 2021.

### 2.9.1. Programación del sistema APSS

En el desarrollo del sistema se tiene que seguir una secuencia de pasos que determinen el funcionamiento del prototipo, la parte crucial es controlar la bomba que ingresa aire hacia la vejiga de aire esto se logra a través del sensor de presión. El diagrama de flujo de la figura 15-2 muestra como debe ser el funcionamiento del sistema. Para ello es necesario utilizar la plataforma de desarrollo Arduino con las librerías tanto para el módulo I2C como para el módulo de presión.



**Figura 15-2.** Diagrama de flujo del sistema

Realizado por: Londo, A. 2021.

## **2.10. Selección de materiales**

Los elementos que componen el prototipo deben ser de alta calidad comúnmente estos se fabrican con materiales como el acero inoxidable, aleaciones de aluminio-titanio y fibra de carbono; con el avance de la tecnología los procesos de producción han cambiado radicalmente; con una idea innovadora y con la fabricación aditiva se puede obtener un producto que este a la misma altura que las prótesis comerciales a un precio mucho más económico.

### **2.10.1. Filamentos**

El modelado por deposición fundida (FDM) es uno de los procesos de impresión 3D más extendidos en el mercado debido a su rendimiento, accesibilidad y facilidad de uso. En la actualidad es compatible con una gran variedad de termoplásticos materiales que pueden ablandarse con el calor, pero volver a su forma original cuando se enfrían. Para poder ser extruidos por la impresora 3D, estos termoplásticos se encuentran en forma de filamento que luego se funde adquiriendo la forma que previamente se diseñó.

#### **2.10.1.1. Filamento ABS**

Este filamento se caracteriza por su resistencia tanto a impactos como a altas temperaturas, es utilizado en ambientes profesionales, permite trabajar sobre la pieza una vez impresa, este material junto con el PLA son los que más se utilizan en la fabricación aditiva. Presenta el inconveniente de que produce gases nocivos en el momento de la impresión, lo que impide la presencia de personas en torno a la impresora. La temperatura de extrusión para el filamento ABS se encuentra entre 210°C ~ 250°C y la cama caliente debe estar entre los 100° ~ 110°C.

#### **2.10.1.2. Filamento fibra de carbono**

El filamento de fibra de carbono es una de los materiales que mejor se adapta a las condiciones que presentan los ambientes industriales, su alta rigidez acompañado de bajo costo y peso lo hacen perfecto para la fabricación de piezas sin embargo requieren condiciones más difíciles para la impresión. La temperatura de extrusión para la fibra de carbono se encuentra entre 210°C ~ 240°C y la cama caliente debe estar entre los 40° ~ 50°C (Mastoner, 2021).

## 2.11. Metales

### 2.11.1. Acero

Este metal relativamente pesado es resistente y fuerte, debido a su peso no es el más indicado para la elaboración de una prótesis, pese a eso es uno de los materiales más utilizados. “El acero es una aleación de hierro y carbono en donde el porcentaje de carbono es de 0.2 y 0.3 %.

Una aleación muy utilizada en prótesis es el acero inoxidable, esta aleación contiene por lo menos 10.5% de cromo, otros aceros contienen además níquel y molibdeno”.

### 2.11.2. Titanio

Este material es considerado la mejor opción al momento de la construcción de una prótesis debido a su gran resistencia y bajo peso, la desventaja que presenta es su elevado precio. Comparte muchas características con el acero pues logra formar aleaciones con otros metales tales como el aluminio, vanadio, molibdeno, entre otros.

## 2.12. Diseño del prototipo

En el diseño del prototipo se sigue una metodología en la que se minimizan y evitan tareas innecesarias, esto se logra por medio de programas CAD. El diseño del prototipo se basa en el pie protésico LP Vari-flex de la marca Ossur con ciertas modificaciones para adaptarlas al usuario, este modelo es ideal para el paciente por presentar un muñón más largo.

El principal método que se utilizó fue el deductivo, al no disponer de información específica de las dimensiones del pie protésico, la presencia del paciente es necesaria para determinar las medidas del diseño.

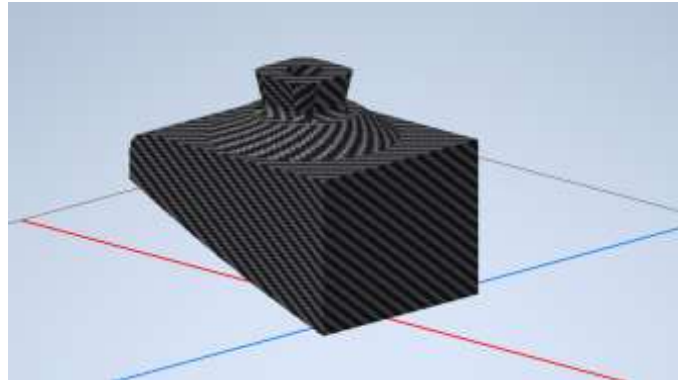
La figura 16-2 muestra el pilón diseñado que viene a reemplazar al hueso de la tibia y el peroné; se le asigna el material de Titanio tanto al tubo como a los adaptadores hembras.



**Figura 16-2.** Tubo y adaptadores hembra, diseñado en el Software Inventor

Realizado por: Londo, A. 2021.

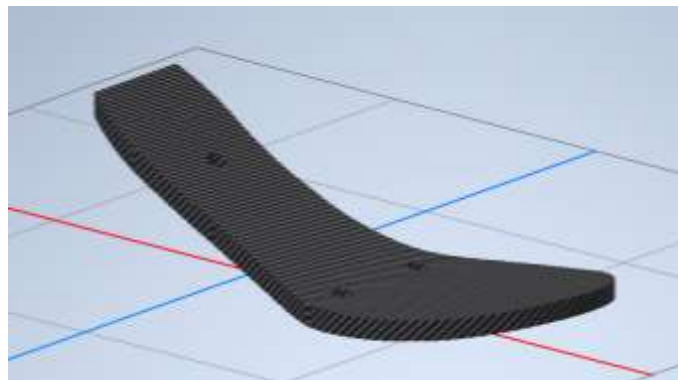
La figura 17-2 muestra el diseño del adaptador macho, la forma de piramide permite la unión con el pilón, ademas de permitir un ajuste angular en los planos frontal y sagital de  $-7.5^\circ$  a  $+7.5^\circ$ .



**Figura 17-2.** Adaptador macho, diseñado en el software Inventor

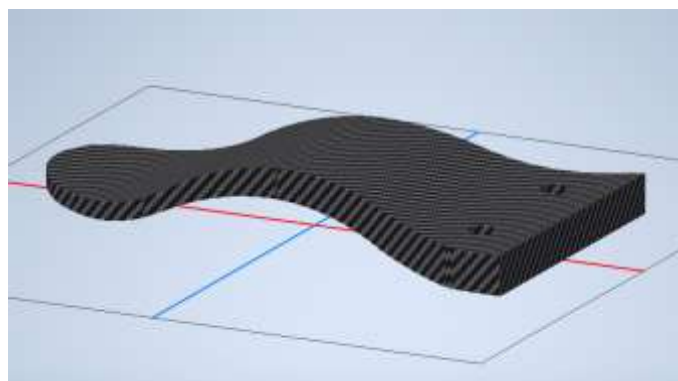
Realizado por: Londo, A. 2021.

La figura 18-2 y 19-2 muestra la planta superior e inferior del pie, la forma que presenta permite que la marcha sea mas segura y amortiguada.



**Figura 18-2.** Diseño planta superior

Realizado por: Londo, A. 2021.

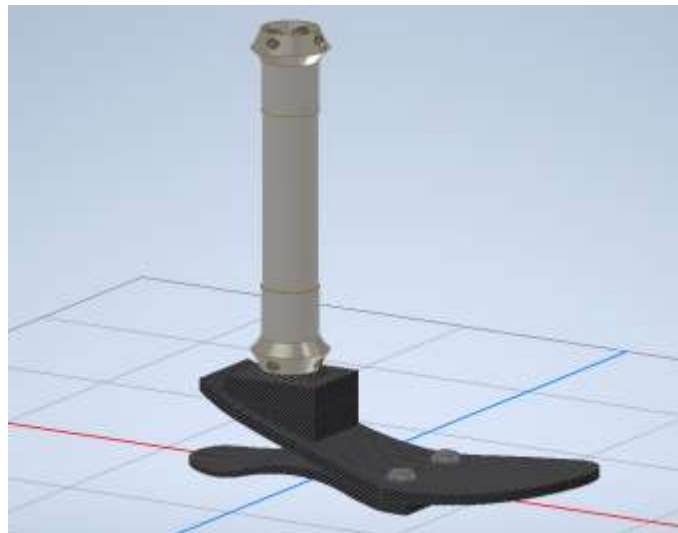


**Figura 19-2.** Diseño planta inferior

Realizado por: Londo, A. 2021.

### 2.12.1. Ensamblaje de piezas

Después de haber diseñado todas las piezas se procede a ensamblarlas de esta manera se aprecia como quedará el prototipo final y se comprueba si existen fallas en las uniones del diseño. En la figura 20-2 se muestra el prototipo ensamblado completamente el mismo que servirá posteriormente para realizar la simulación de fuerzas aplicadas y como estas afectan al diseño.



**Figura 20-2.** Diseño final del tobillo-pie

Realizado por: Londo, A. 2021.

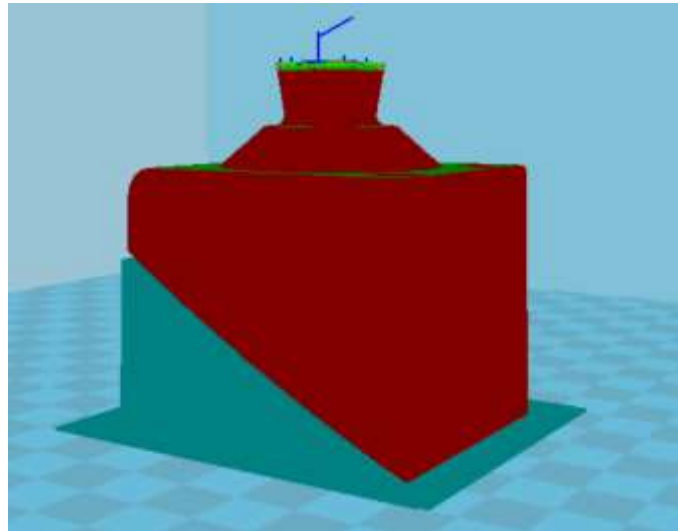
### 2.13. Impresión del prototipo

La impresión 3D, también llamada fabricación aditiva es un conjunto de procesos que producen objetos a través de la adición de material se crea un objeto colocando capas sucesivas de material hasta que se forma todo el objeto, cada capa puede verse como un corte transversal del objeto. (Autodesk, 2021).

Para conseguir un buen prototipo además del diseño realizado en inventor se debe configurar los parámetros de impresión en el software Cura 15.04.6, esto determinara las características físicas del material, para ello se hace uso del método experimental y de la observación en la fabricación del pie protésico. Las figuras 21-2, 22-2 y 23-2 muestran al adaptador macho, planta inferior y planta superior respectivamente, el color rojo indica que la impresión de las capas exteriores será completamente sólida, el color turquesa indica que habrá una capa de soporte para que la pieza no se imprima en el aire, el color verde indica que en las capas interiores habrá un menor relleno de la pieza.



Al variar las opciones de impresión cambia tanto: la calidad del acabado, el tiempo de impresión como la resistencia del material por tal motivo se debe intentar hasta obtener una impresión perfecta.



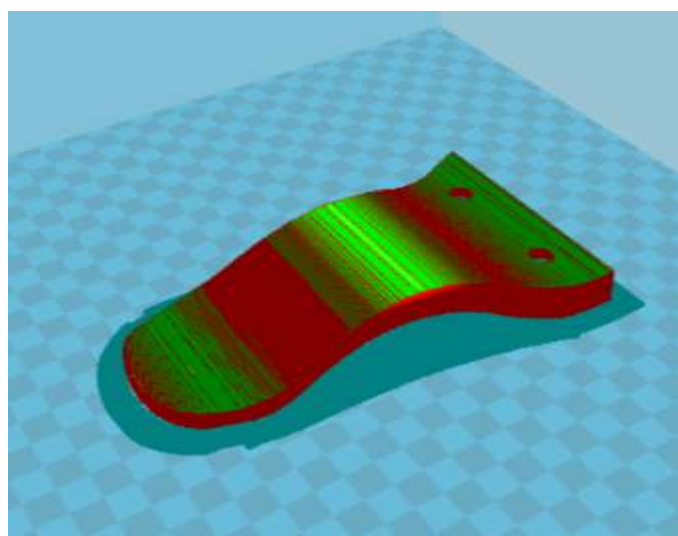
**Figura 21-2.** Adaptador macho

Realizado por: Londo, A. 2021.

**Tabla 12-2.** Parámetros de impresión del adaptador macho

Parámetro	Valor
Altura de la capa	0.17mm
Espesor de la capa	40mm
Velocidad de impresión	70mm/s
Temperatura de la boquilla	220°C
Temperatura de la cama	60°C
Tipo de soporte	En todas partes

Realizado por: Londo, A. 2021.



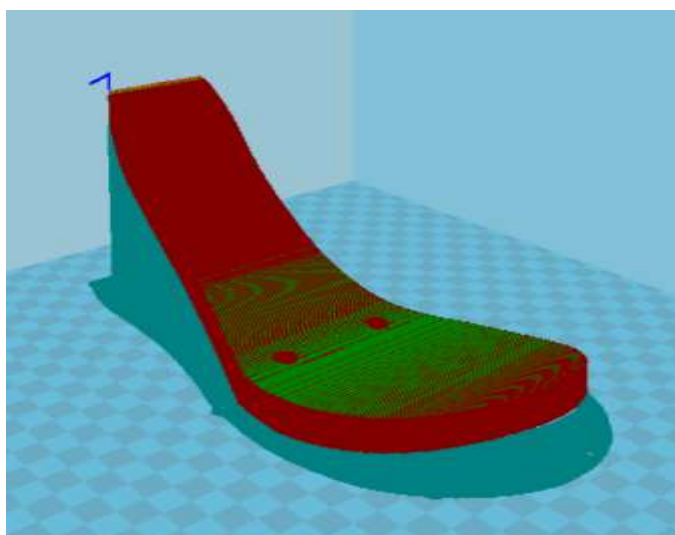
**Figura 22-2.** Planta inferior

Realizado por: Londo, A. 2021.

**Tabla 13-2.** Parámetros de impresión planta inferior

Parámetro	Valor
Altura de la capa	0.19mm
Espesor de la capa	40mm
Velocidad de impresión	70mm/s
Temperatura de la boquilla	220°C
Temperatura de la cama	60°C
Tipo de soporte	En todas partes

Realizado por: Londo, A. 2021.



**Figura 23-2.** Planta superior

Realizado por: Londo, A. 2021.

**Tabla 14-2.** Parámetros de impresión planta superior

Parámetro	Valor
Altura de la capa	0.19mm
Espesor de la capa	40mm
Velocidad de impresión	75mm/s
Temperatura de la boquilla	220°C
Temperatura de la cama	60°C
Tipo de soporte	En todas partes

Realizado por: Londo, A. 2021.

## 2.14. Prototipo obtenido

Después de haber hecho el diseño y configurado las opciones de impresión se procedió a imprimir las piezas en dos diferentes materiales como son en los filamentos de fibra de carbono y el ABS. Una vez obtenidas las piezas impresas se las limó para eliminar las impurezas que quedan de la impresión y darle un aspecto más agradable.

Para la unión de las diferentes piezas se usó pernos, tuercas y arandelas de acero inoxidable, se ensambló las diferentes partes que componen la prótesis, en este caso se reutilizó el pilón y encaje (socket) de la prótesis anterior por ya estar adaptados al paciente. La figura 24-2 y 25-2 muestran el resultado del prototipo obtenido.



**Figura 24-2.** Prototipo hecho en impresora 3D

**Realizado por:** Londo, A. 2021.



**Figura 25-2.** Prototipo hecho en impresora 3D

**Realizado por:** Londo, A. 2021.

## **2.15. Diseño de caja protectora**

El diseño se realiza en el software Autodesk Inventor, con el propósito de contener y proteger a los dispositivos electrónicos; para que el diseño no sea muy voluminoso se trató en lo posible de acomodar todos los elementos en un espacio reducido considerando el montaje y las conexiones de cada elemento; el diseño consta de dos partes como son la base y la tapa.

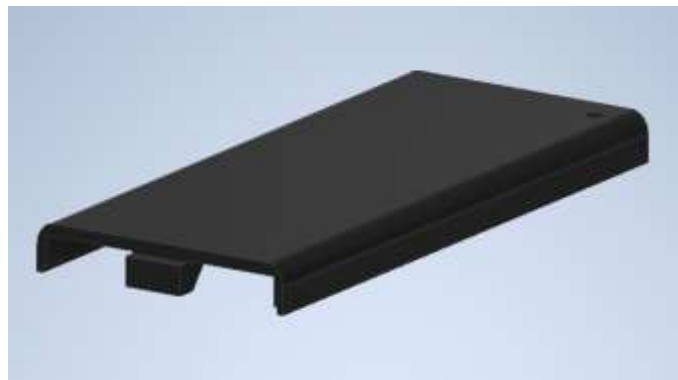
En la figura 26-2 se muestra el diseño final de la base esta presenta las siguientes dimensiones: 105mm de largo, 45mm de ancho y 50mm de altura con un grosor de 1.7mm; en las aristas de la caja se realiza un chafan de 3mm para darle un mejor acabado las perforaciones que presenta son para la pantalla LCD, el interruptor de encendido y apagado y las mangueras. Por otra parte, la

figura 27-2 muestra el diseño final de la tapa esta presenta las siguientes dimensiones: 103mm de largo, 45mm de ancho y 6.7mm de altura con un grosor de 1.7mm; una vez unida la base y la tapa se asegura con un tornillo.



**Figura 26-2.** Diseño estructural de la base

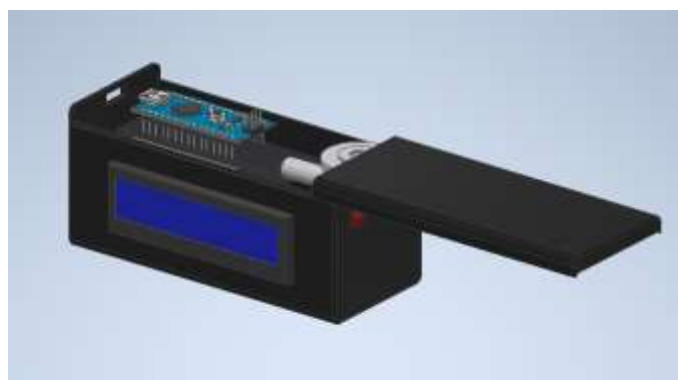
Realizado por: Londo, A. 2021.



**Figura 27-2.** Diseño estructural de la tapa

Realizado por: Londo, A. 2021.

En la figura 28-2 se muestra cómo van a encajar los dispositivos dentro de caja protectora.



**Figura 28-2.** Caja protectora con sus diferentes dispositivos

Realizado por: Londo, A. 2021.

### **2.15.1. Caja protectora armada**

Una vez que se tiene tanto la base como la tapa se colocan los dispositivos como muestra la figura 29-2, comprobando así que todo encaja perfectamente; la caja va sellada completamente y para evitar que los dispositivos se muevan estos se fijan con cinta doble cara y tornillos.



**Figura 29-2.** Caja protectora terminada

Realizado por: Londo, A. 2021.

## **2.16. Herramientas de software**

Con la ayuda de software especializados se reduce el tiempo de concepción de cada parte que compone el prototipo. Para el diseño y análisis se usó el software Autodesk Inventor, para determinar las características de impresión se empleó el software de Cura 15.04.6, en cuanto a la programación se utilizó la plataforma Arduino IDE basado en C++.

### **2.16.1. Inventor 2021**

Para el diseño del pie y tobillo, se utilizará el software Autodesk Inventor, ya que permite diseños en 3 dimensiones de forma rápida y sencilla, así como cargar las características naturales de los materiales a utilizar en el proceso de construcción, otra de las ventajas es la de permitir simulaciones en tiempo real del comportamiento del material sometido a fuerzas, tensiones, fatiga etc (Autodesk, 2021).

### **2.16.2. Cura 15.04.6**

Es desarrollado por la empresa Ultimaker con el propósito de hacer la impresión 3D sencilla y racionalizado como sea posible. Contiene todo lo necesario para preparar archivos .stl que luego serán convertidos a código G que es el que admite la impresora 3D; viene totalmente pre configurado para trabajar en la impresora 3D de Ultimaker y otras marcas (Romero et al., 2015).

### ***2.16.3. Software de Arduino 1.8.13***

El software Arduino (IDE) es una plataforma de código abierto que permite la escritura de código y su carga en la placa. Este software se puede utilizar con cualquier placa Arduino; es un lenguaje de programación C++, sus librerías ayudan en las operaciones a desarrollar y a la vez interactúan con el hardware (ARDUINO, s/f).

## CAPÍTULO III

### 3. ANÁLISIS Y RESULTADOS

En el presente capítulo se exponen y analizan los resultados alcanzados de pruebas realizadas al prototipo, con el propósito de garantizar el cumplimiento de los requerimientos establecidos.

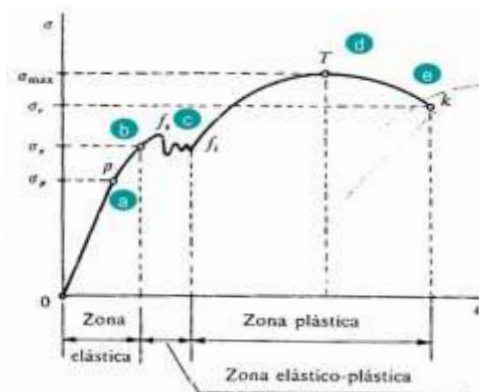
Se consideró la opinión del paciente como cuantificador (calificador, cualitativo) de los resultados tanto de comodidad como de funcionalidad, y a través de la validación observacional se determinan fallas imprevistas que pueden surgir en la puesta en marcha del prototipo.

#### 3.1. Análisis del diseño bajo cargas estáticas

El análisis estático considera constantes a las cargas o que se aplican lentamente hasta llegar a sus valores completos; por lo cual la velocidad y aceleración de cada partícula del modelo se considera nula. Como resultado el análisis estático deja de lado las fuerzas de inercia y amortiguación.

El análisis de elementos finitos (FEA) proporciona una técnica numérica fiable para analizar los diseños de ingeniería. Usando este método se puede cuantificar los resultados que se aproximan a la realidad, asegurándose que el diseño sea satisfactorio para el uso esperado sin que se deforme o rompa el material. Con este método se obtiene varios datos de interés como: valores del esfuerzo (Tensión de Von Mises), deformaciones, coeficiente de seguridad (SolidWorks, 2022).

Los materiales presentan propiedades mecánicas que cambian al variar la carga, como se muestra en la figura 1-3 al aplicar cierta carga el material debe encontrarse en la zona elástica, que es en la cual el material regresa a su forma original sin sufrir daño.

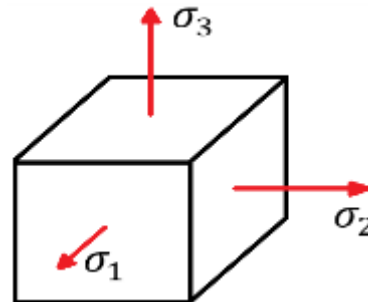


**Figura 1-3.** Diagrama de esfuerzo-tensión

Realizado por: Londo, A. 2022.

### 3.1.1. Tensión de Von Mises

Al aplicar cargas a un material este se deforma y el efecto de las cargas se trasmite por todo el material como se muestra en la figura 2-3; el mismo que almacena energía internamente en todo su volumen (Hibberler, 2006).



**Figura 2-3.** Elemento de volumen con tres esfuerzos

Realizado por: Londo, A. 2022.

La deformación se despliega en diferentes direcciones, una forma de expresar estas tensiones multidireccionales consiste en resumirlas en una tensión equivalente, también denominada tensión de Von Mises o Criterio de máxima tensión de Von Mises.

$$\sigma_{VM} = \sqrt{\frac{(\sigma_1 - \sigma_2)^2 + (\sigma_2 - \sigma_3)^2 + (\sigma_3 - \sigma_1)^2}{2}} \quad (1)$$

Un material comienza a ceder en una ubicación cuando la tensión de Von Mises es igual al límite de tensión. En la mayoría de los casos, el límite elástico se utiliza como el límite de tensión (Solidworks, 2022).

$$\sigma_{VM} \geq \sigma_{lim} \quad (2)$$

El criterio de Von Mises es usado en las teorías de fallo como indicadores para comprobar un diseño confiable en materiales que pueden deformarse bajo la acción de fuerzas, es decir que presenta características dúctiles, dicha tensión es una magnitud física proporcional a la energía de distorsión (Ford, 1963).



### 3.1.2. Parámetros para el Análisis

Se usó el software Autodesk Inventor Professional 2021 para el análisis bajo diferentes cargas, que determinará la integridad estructural y verificará que cada punto del diseño se encuentre dentro del criterio de Von Mises, el cual garantizará la seguridad del prototipo evitando posibles fallas dentro de las pruebas físicas.

Previamente para el análisis se asignan las fuerzas y los puntos fijos indispensables para la simulación como se muestra en la figura 2-3. El valor de la primera fuerza de prueba se determina en base a la ecuación (3) esta se aplica en el acople piramidal superior ( $F_1$ ) otra fuerza opuesta se aplica en la base inferior ( $F_2$ ); además se consideró la fuerza de gravedad ( $F_G$ ) en el diseño para una mejor aproximación a la realidad.

$$F = m * a \quad (3)$$

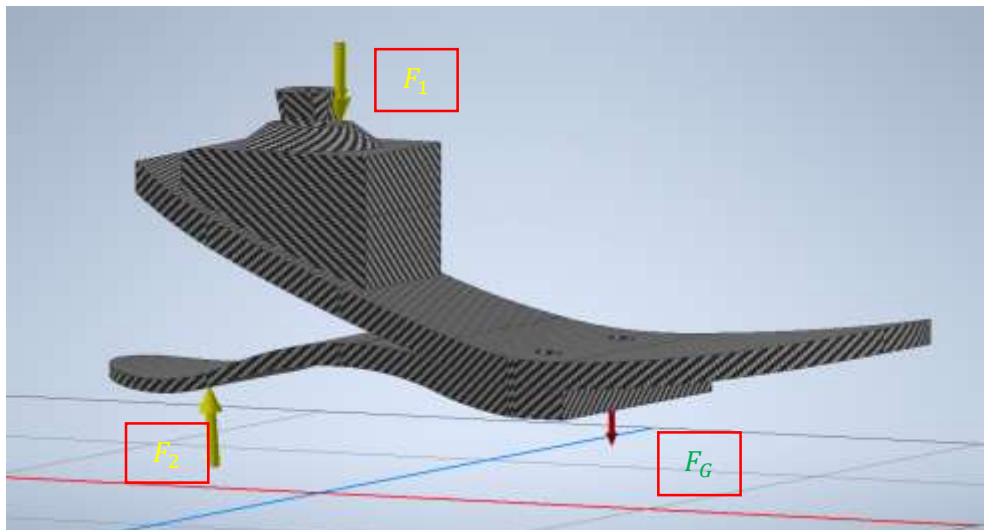
Donde:

$$m = 75 \text{ kg}$$

$$a = 9.8 \frac{\text{m}}{\text{s}^2}$$

$$F_1 = 75 \text{ kg} * 9.8 \frac{\text{m}}{\text{s}^2}$$

$$F_1 = 735 \text{ N}$$



**Figura 3-3.** Fuerza aplicada

Realizado por: Londo, A. 2022.

En toda la estructura del diseño se asigna el material de fibra de carbono para la simulación, con estos datos se puede representar las propiedades que definen las características estructurales del

diseño que se asimilaran a la realidad. En la tabla 1-3 se muestra las diferentes propiedades del material empleado.

**Tabla 1-3.** Propiedades del material para la simulación

Propiedad	Valor	Unidades
<b>Comportamiento</b>	Isótropo	-
<b>Módulo de Young</b>	133	GPa
<b>Coefficiente de Poisson</b>	0.39	-
<b>Módulo cortante</b>	53	GPa
<b>Densidad</b>	1,43	g/cm <sup>3</sup>
<b>Límite de elasticidad</b>	300	MPa
<b>Resistencia máxima a tracción</b>	577	MPa

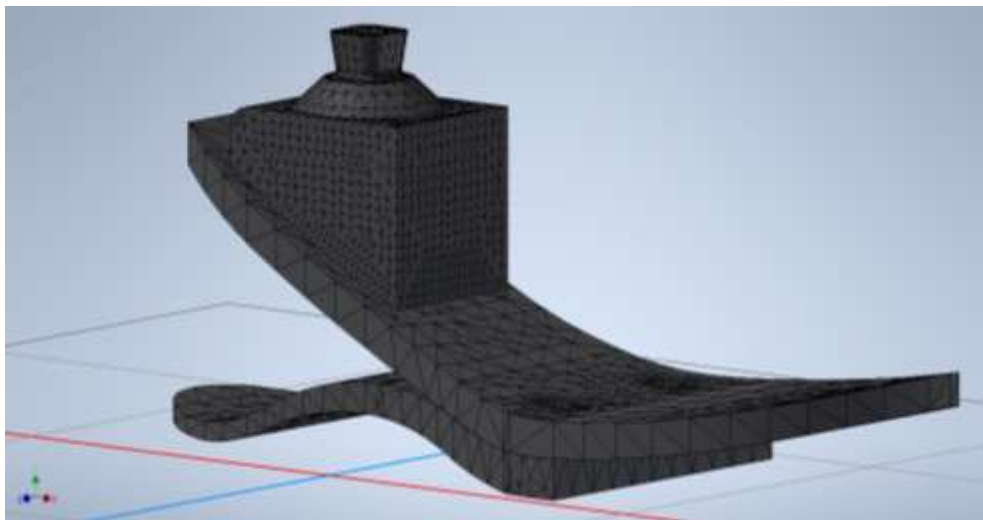
Realizado por: Londo, A. 2022.

Un parámetro crucial para el análisis estático del diseño es el mallado ya que la precisión de la solución numérica depende de la calidad de la malla. Para el mallado el programa subdivide el diseño en partes pequeñas de formas sencillas llamadas elementos, estas se conectan en puntos comunes llamados nodos. El proceso de subdividir el modelo en pequeñas partes se llama mallado, como se muestra en la figura 4-3. La tabla 2-3 muestra los valores utilizados para definir las características del mallado en el diseño.

**Tabla 2-3.** Características del mallado

Mallado	Malla basada en curvatura
<b>Tamaño medio de elemento</b>	0,05
<b>Tamaño mínimo de elemento</b>	0,1
<b>Factor de modificación</b>	1,5
<b>Angulo máximo de giro</b>	30 gr
<b>Número total de nodos</b>	73193
<b>Número total de elementos</b>	48354

Realizado por: Londo, A. 2022.

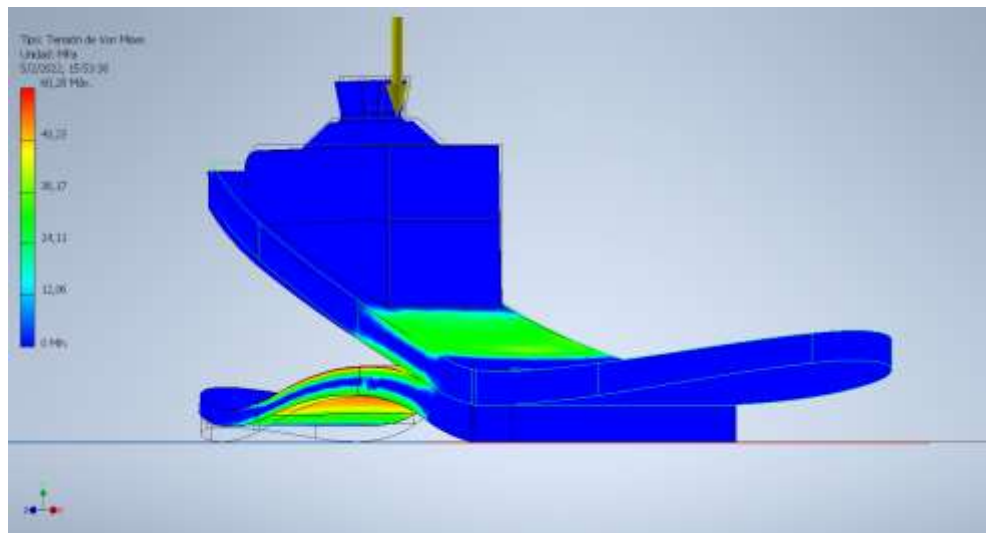


**Figura 4-3.** Mallado del diseño

Realizado por: Londo, A. 2022.

### 3.2. Análisis de tensión

Los valores máximos de tensión que se obtuvo están por debajo del límite elástico en la fibra de carbono, para una carga de 735N, comprobando que el diseño es apropiado para su uso. La figura 5-3 muestra las áreas del diseño donde se ejercen mayor tensión y son más vulnerables a fallos al aplicar la carga; esto se puede evitar modificando el diseño o cambiando de material.



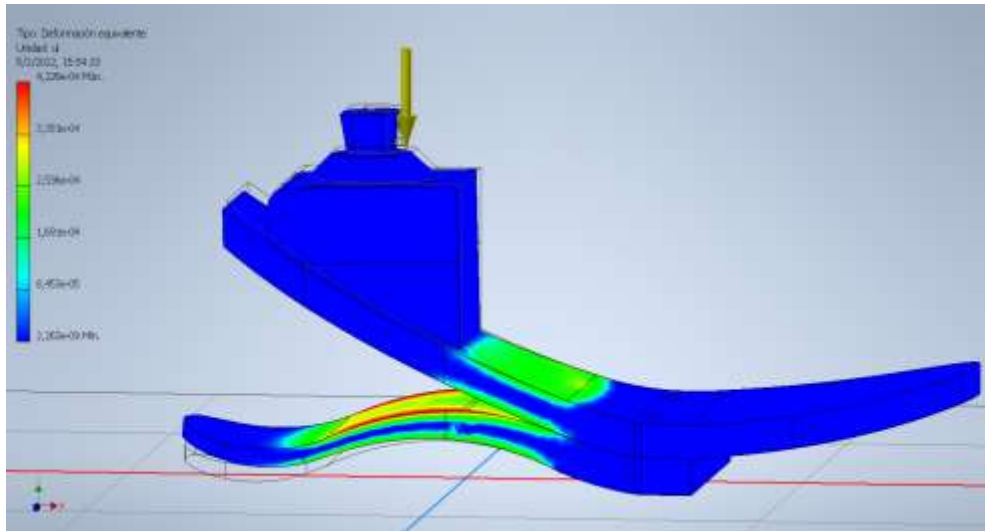
**Figura 5-3.** Tensión de Von Mises

Realizado por: Londo, A. 2022.

### 3.3. Análisis de deformación

La deformación es la cantidad de estiramiento que sufre un objeto debido a la carga.

Los resultados de la simulación determinan la deformación del diseño con respecto a la forma original, como se muestra en la figura 6-3. Esta se encuentra en la zona elástica que desaparecen una vez finalizan las fuerzas que las provocaron. Por medio de la distribución de colores se puede apreciar mejor la deformación del diseño.



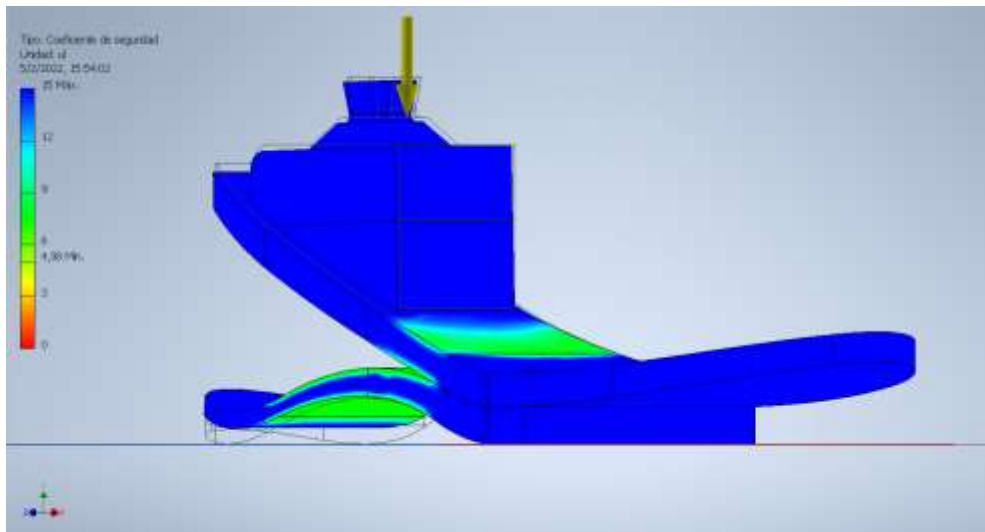
**Figura 6-3.** Deformación que presenta el diseño

Realizado por: Londo, A. 2022.

### 3.4. Análisis del coeficiente de seguridad

El coeficiente de seguridad o factor de seguridad es un valor que determina la probabilidad de falla de cualquier material, este valor debe ser superior a uno (1) para que el diseño sea aceptable es decir el material es esencialmente elástico, un valor inferior a (1) indica que existe una deformación permanente. La mayoría de los diseñadores procuran obtener un coeficiente de seguridad entre 1.5 y 3 según el escenario de carga máxima prevista (Inventor, 2022).

Como se muestra en la figura 7-3, el valor mínimo que se obtuvo del análisis es 4.98 que indica que el material es seguro ante posibles fallos de deformación permanente.



**Figura 7-3.** Coeficiente de seguridad del diseño

Realizado por: Londo, A. 2022.

Las tensiones que puede presentar el prototipo están en función de la carga externa, con el fin de garantizar la resistencia del diseño se realizaron varias simulaciones con diferentes cargas que sobrepasen el peso del paciente; los resultados se detallan en la tabla 3-3:

**Tabla 3-3.** Análisis del diseño con varias cargas

Fuerza (N)	Deformación		Tensión de Von Mises (MPa)		Coeficiente de seguridad	
	Mínimo	Máximo	Mínimo	Máximo	Mínimo	Máximo
<b>500</b>	0,00805u	0,000422	0	60,29	4,98	15
<b>1000</b>	0,00675u	0,000438	0	62,25	4,82	15
<b>1500</b>	0,00181u	0,000649	0	92,63	3,24	15
<b>2000</b>	0,00651u	0,000868	0	123,4	2,43	15
<b>2500</b>	0,000218	0,00109	0	154,7	1,94	15

Realizado por: Londo, A. 2022.

### 3.5. Pruebas experimentales

En base a las pruebas experimentales se determinó el funcionamiento real del prototipo; un paso muy importante antes de empezar a probar el prototipo es la alineación y ajuste de todas las partes incluyendo el sistema APSS, con esto se garantiza la seguridad y comodidad del paciente.

El prototipo se probó en un paciente masculino de 26 años de edad con un peso aproximado de 75kg, que lleva usando prótesis 11 años, esta característica es crucial ya que el usuario estaba adaptado al uso de la prótesis, por lo cual puede dar una crítica objetiva sobre el desempeño, funcionalidad y comodidad del prototipo.

Las pruebas se limitaron a pasos suaves y controlando el peso que se aplica sobre el acople piramidal; al principio el paciente dudaba de la resistencia del material empleado, pero poco a poco fue cogiendo confianza en cada paso que daba; en cuanto al peso del prototipo estuvo conforme ya que era mucho más liviano y flexible comparado con las prótesis que ha usado.

El diseño del prototipo cumple con los requerimientos de medidas y peso idóneas para el paciente, el equilibrio y apoyo al suelo son satisfactorios. El material en el que se imprimió es flexible y resistente ideal para desplazarse en superficies planas.



**Figura 8-3.** Prototipo desarrollado

**Realizado por:** Londo, A. 2022.

### ***3.5.1. Fases de la marcha del paciente protetizado***

Se denomina ciclo completo de la marcha a la secuencia que transcurre entre dos contactos iniciales del mismo talón,

En la figura 9-3 se muestra las fases de la marcha en el paciente con el prototipo desarrollado, los mismo que sigue una secuencia establecida en cinco fases como:

- La fase de apoyo, en la que el pie izquierdo está en contacto con la superficie mientras que el otro está en fase de oscilación.
- Con un leve impulso el pie derecho despegar hasta alcanzar que pasa al centro de gravedad.
- Una vez que el pie derecho pasa el centro de gravedad la tibia se encuentre perpendicular al suelo.
- Por último, se establece el contacto al suelo del otro pie.



**Figura 9-3.** Fases de la marcha del paciente protetizado

Realizado por: Londo, A. 2022.

### 3.6. Pruebas del sistema APSS

Las pruebas del sistema APSS se realizaron en base a datos obtenidos entre el encaje, muñón y vejiga de aire, tanto de presiones como de voltajes de funcionamiento para luego promediar y establecer un valor apropiado de funcionamiento, los valores se tomaron con pasos suaves y controlados estableciendo un valor de presión alrededor de los 15kPa con un voltaje aproximado de 17mV. Los valores pueden variar debido a diferentes causas como: deterioro de la vejiga de aire, mangueras, cambio del tamaño del muñón, para evitar estos problemas cada vez que la presión cambia en el interior de la vejiga el sensor de presión lo detectará y será regulada al valor establecido previamente.

El peso promedio del prototipo junto con el sistema APSS empleadas en el presente trabajo fue de aproximadamente 2,2 kg. El APSS se introdujo en este estudio como un nuevo sistema de suspensión de prótesis. El sistema se adapta a los cambios diarios del volumen del muñón y proporciona un ajuste mejorado.



**Figura 10-3.** Pruebas del prototipo

Realizado por: Londo, A. 2022.

### 3.6.1. Prueba de consumo de corriente

Esta prueba se realizó para determinar el consumo de energía de los dispositivos más significativos, utilizando un multímetro digital se midieron los valores tanto de voltaje como de corriente comprobando que los dichos valores no exceden los límites que se describen en la hoja de datos. En la tabla 4-3 se muestran los valores de voltaje y corriente consumida por el dispositivo cuando está en funcionamiento.

**Tabla 4-3.** Consumo de voltaje y corriente del sistema

	Dispositivo	Voltaje (V)	Corriente (mA)
1	<b>Arduino Nano</b>	9	400
2	<b>Bomba</b>	6	500
3	<b>Válvula</b>	6	300
4	<b>Sensor de presión</b>	5	1

Realizado por: Londo, A. 2022.



## CAPÍTULO IV

### 4. EVALUACIÓN ECONÓMICA

En el presente capítulo se da a conocer la relación beneficio/costo del prototipo desarrollado con el pie protésico LP Vari-Flex de la marca Ossur. La tabla 1-4 muestra el estudio de costos del prototipo donde se detallan las cantidades, el costo de cada componente y otros costos adicionales que garantizan el cumplimiento de los requerimientos. Sin considerar el costo de mano de obra el costo total del prototipo es de \$216.00 en comparación con los \$2 458.04 del pie protésico comercial (ver anexo C); todo fue financiado por el autor de este trabajo.

**Tabla 1-4.** Evaluación económica

<b>Cantidad</b>	<b>Componente</b>	<b>P. Unitario</b>	<b>P. Total</b>
1	Arduino Nano	\$ 7	\$ 7
1	Pantalla LCD con modulo I2C	\$ 8	\$ 8
1	Batería	\$ 3.5	\$ 3.5
1	Módulo de presión	\$ 9	\$ 9
2	Mosfet IRF540N	\$ 0.5	\$ 1
1	Bomba	\$ 4	\$ 4
1	Válvula	\$ 10	\$ 10
1	Vejiga de aire	\$ 25	\$ 25
1	Caja protectora	\$ 12	\$ 12
1	Adaptador macho	\$ 25	\$ 25
1	Planta superior	\$ 35	\$ 35
1	Planta inferior	\$ 25	\$ 25
3	Perno 8x30	\$ 2	\$ 6
3	Tuercas	\$ 1	\$ 3
3	Arandelas	\$ 0.5	\$ 1.5
1	Resorte	\$ 10	\$ 10
	Otros	\$ 30	\$ 30
	<b>Total</b>		<b>\$ 216</b>

## CONCLUSIONES

- Se diseñó e implementó un prototipo de prótesis transtibial para cierto usuario con un nivel de actividad moderado, el cual está conformado por piezas que pueden modificarse y reemplazarse cuando sea necesario, también incorpora un sistema de suspensión neumático entre el muñón y el encaje para mayor sujeción y comodidad.
- Las prótesis transtibial han cambiado a lo largo del tiempo; tanto las técnicas como los materiales empleados en la fabricación poco a poco han sido reemplazadas por soluciones tecnológicas; dependiendo de las actividades que desarrollará el usuario se opta por un modelo que le brinde comodidad y funcionalidad.
- El material que se seleccionó para el prototipo fue filamento de fibra de carbono, el mismo que presenta un buen acabado, peso ligero, costo accesible; sin embargo, las piezas al no ser una estructura compacta sino hechas por varias capas el material es vulnerable a sufrir fisuras en las partes donde hay mayor carga.
- El uso de herramientas computacionales permite crear el prototipo con gran precisión desde su concepción hasta el objeto físico, reduciendo tiempos de fabricación, optimizando material, con la posibilidad de modificar y mejorar el diseño como también realizar un análisis de tensión con la finalidad de evitar fallas al llevar el modelo a la realidad. A través de la fabricación aditiva el modelo pasa a ser un objeto físico de este modo se pueden realizar pruebas para determinar fallas que no eran evidentes sin preocupaciones de costos hasta conseguir un modelo aceptable.
- El prototipo obtenido presenta varias ventajas con respecto a otros comerciales, debido a la forma del tobillo-pie y a la flexibilidad del material utilizado la marcha es más cómoda y natural; al disponer de la materia prima en el mismo país los costos de fabricación se reducen considerablemente haciendo del prototipo un producto accesible.

## RECOMENDACIONES

- Interpretar adecuadamente los resultados obtenidos de la simulación, no confiar únicamente en un solo programa ni considerar como verídicos dichos resultados. Las pruebas experimentales son necesarias para validar el diseño definitivo.
- Verificar constantemente el estado del prototipo y nunca aplicar esfuerzos más allá de los que fue diseñada.
- Mejorar el prototipo incorporando nuevos materiales, optimizando el diseño, considerando más a fondo las propiedades mecánicas de los materiales.

## GLOSARIO

### **Análisis de tensión**

Análisis que muestra que el modelo es estable estática o dinámicamente y libre de divergencias en la aplicación de cargas y frecuencias externas.

### **Amputación**

Separación o corte de un miembro o porción del cuerpo de un ser vivo, generalmente por medio de una operación quirúrgica.

### **Atrofia**

Debilitamiento de una parte del cuerpo, o reducción del tamaño de una extremidad u órgano como consecuencia de la disminución de la función o el uso.

### **Biomecánica**

Aplicación de los principios mecánicos al estudio del movimiento humano, o la ciencia que se ocupa de la acción de las fuerzas en los seres vivos.

### **CAD**

Diseño asistido por computadora (CAD, por sus siglas en inglés) comprende el uso computadoras para crear planos de diseño y modelos de productos.

### **CAE**

Ingeniería y análisis asistidos por ordenador (Computer Aided Engineering & Analysis). En la práctica, este término se identifica con el software que ayuda a realizar los análisis de ingeniería.

### **CEF**

Análisis de elementos finitos. En la actualidad, es el método más común para llevar a cabo muchos tipos de análisis de tensión, frecuencia, térmicos y de impactos. El término elementos finitos hace referencia al refinado de la geometría para generar una serie de formas simples conocidas conjuntamente como malla.

### **Encaje**

Parte de la prótesis que se acopla al muñón y lo envuelve, a la cual están conectados los componentes que componen la prótesis.

**Extremidad**

En general, se refiere al brazo o la pierna de los seres vivos.

**Fisioterapia**

Terapia rehabilitadora que se ocupa de las actividades de motricidad del paciente, como desplazamientos, entrenamiento del modo de andar y cómo moverse con o sin prótesis.

**Mioelectricidad**

Electrónica muscular, tecnología utilizada para controlar y accionar la prótesis mediante la contracción muscular usando las señales eléctricas procedentes de los músculos.

**Muñón**

Porción de un miembro que queda tras la amputación.

**Ortesis**

Dispositivos médicos utilizados en caso de lesiones y enfermedades del sistema locomotor, sirven de soporte. Pueden estabilizar, inmovilizar y liberar las extremidades del cuerpo o proporcionar un posicionamiento fisiológicamente correcto.

**Pilón**

Pieza de una prótesis endoesquelética que reemplaza a la tibia y peroné.

**Protésica**

Profesión que proporciona a las personas con pérdida de extremidad o dismetría (*anomalía congénita*) una reparación cosmética o funcional de partes humanas ausentes o poco desarrolladas.

**Prótesis**

Pieza o dispositivo que sustituye alguna parte del cuerpo de manera artificial, la cual brinda versatilidad a la hora de ejercer tareas cotidianas.

**Transtibial**

Amputación en la zona inferior de la pierna, se cortan los huesos de la tibia y el peroné.

## BIBLIOGRAFÍA

**ALIEXPRESS.** *Mini válvula solenoide eléctrica* [En línea]. [Consulta: 17 diciembre 2021]. Disponible en: <https://es.aliexpress.com/i/4000360706443.html>

**ARDUINO.** *Software Arduino* [En línea]. [Consulta: 13 diciembre 2021]. Disponible en: <https://www.arduino.cc/en/software>.

**ARDUINO.** *Arduino Nano* [En línea]. [Consulta: 17 diciembre 2021]. Disponible en: <https://arduino.cl/arduino-nano/>

**AUTODESK.** *Qué es la impresión 3D* [En línea]. [Consulta: 22 diciembre 2021]. Disponible en: <https://latinoamerica.autodesk.com/solutions/3d-printing>

**AUTODESK.** *Qué es Inventor* [En línea]. [Consulta: 22 diciembre 2021]. Disponible en: <https://www.autodesk.com/products/inventor/overview?term=1-YEAR&tab=subscription>

**AVELECTRONICS.** *Mini bomba* [En línea]. [Consulta: 17 diciembre 2021]. Disponible en: <https://avelectronics.cc/producto/mini-bomba-de-agua-sumergible-120l-h/v>

**CNN.** *Soldados de la I GM con prótesis* [En línea]. [Consulta: 5 abril 2022]. Disponible en: <https://edition.cnn.com/2014/07/25/opinion/gallery/cnnee-soldados-de-la-i-guerra-mundial-con-prtesis/index.html>

**CONCEPCION, R.** *Tarjetas de Desarrollo* [blog]. 19 de diciembre 2019. [Consulta: 5 diciembre 2021]. Disponible en: <https://www.rjconcepcion.com/podcast/tarjetas-de-desarrollo-episodio-8/>

**CORONA, L., ABARCA, G., & MARES, J.** *Sensores y Actuadores Aplicaciones con Arduino* [En línea]. México: GRUPO EDITORIAL PATRIA, S.A. DE C.V., 2014. [Consulta: 20 diciembre 2021]. Disponible en: <https://vdoc.pub/documents/sensores-y-actuadores-aplicaciones-con-arduino-3l0fs4tepp80>

**DOBERTI, A.** *Diseño de una prótesis de pierna para amputados transtibiales* [En línea] (Trabajo de titulación). (Pregrado) Universidad de Chile. (Santiago-Chile). 2015. pág. 4. [Consulta: 2022-06-10]. Disponible en: <https://repositorio.uchile.cl/bitstream/handle/2250/137154/Diseno-de-una-protesis-de-pierna-para-amputados-transtibiales.pdf?sequence=1>

**FORD, H.** *Advanced Mechanics of Materials* [En Línea]. John Wiley and Sons Inc., 1963. [Consulta: 25 enero 2022]. Disponible en: <https://babel.hathitrust.org/cgi/pt?id=uc1.b4144181&view=1up&seq=11>

**GEEKFACTORY.** *Adaptador pantalla LCD 16x2 serial I2C PCF8574* [En línea]. [Consulta: 12 diciembre 2021]. Disponible en: <https://www.geekfactory.mx/tienda/modulos/generales/adaptador-pantalla-lcd-16x2-serial-i2c-pcf8574/>

**GUZHÑAY CORDERO, Andrés Esteban & CALLE ARÉVALO, Luis Alfredo.** Diseño y construcción de prótesis de miembro inferior monitoreado desde un computador personal [En línea]. (Trabajo de titulación). (Pregrado) Universidad Politécnica Salesiana sede Cuenca. (Cuenca-Ecuador). 2015. pág. 22 [Consulta: 2021-12-15]. Disponible en: <http://dspace.ups.edu.ec/handle/123456789/8843>.

**GUZHÑAY, A, & CALLE, L.** Diseño y construcción de prótesis de miembro inferior monitoreado desde un computador personal [En línea] (Trabajo de titulación). (Pregrado) Universidad Politécnica Salesiana sede Cuenca. (Cuenca-Ecuador). 2015. pág.4. [Consulta: 2022-06-10]. Disponible en: <https://dspace.ups.edu.ec/handle/123456789/8843>

**HETPRO.** *LCD 16x2* [En línea]. [Consulta: 12 diciembre 2021]. Disponible en: <https://hetpro-store.com/lcd-16x2-blog/>.

**HIBBERLER, R. C.** *Mecánica de materiales* [En Línea]. 6ta. Edición. México: Pearson Educación, 2006. [Consulta: 25 enero 2022]. Disponible en: [https://www.academia.edu/40467840/Mec%C3%A1nica\\_de\\_Materiales\\_Sexta\\_edici%C3%B3n\\_R\\_C\\_Hibbeler](https://www.academia.edu/40467840/Mec%C3%A1nica_de_Materiales_Sexta_edici%C3%B3n_R_C_Hibbeler)

**INVENTOR.** *Coficiente de seguridad* [En línea]. [Consulta: 3 febrero 2022]. Disponible en: <https://knowledge.autodesk.com/es/support/inventor-products/learn-explore/caas/CloudHelp/cloudhelp/2014/ESP/Inventor/files/GUID-D541AE00-F9FB-4B7E-A595-402219353010-htm.html>

**JÁCOME, S.** Potencial Ambulatorio En Pacientes Post Protésicos Con Amputaciones a Nivel Transfemoral Y Transtibial Que Acuden a La Fundación Hermano Miguel [En línea] (Trabajo de

titulación). (Pregrado) Universidad Técnica del Norte. (Ibarra-Ecuador). 2019. pág. 27. [Consulta: 2021-12-22]. Disponible en: <http://repositorio.utn.edu.ec/handle/123456789/9896>

**JEZERŠEK, M. Y MOŽINA, J.** High-speed measurement of foot shape based on multiple-laser-plane triangulation [blog]. [Consulta: 28 diciembre 2021]. Disponible en: [https://www.researchgate.net/publication/243484409\\_Highspeed\\_measurement\\_of\\_foot\\_shape\\_based\\_on\\_multiple-laser-plane\\_triangulation](https://www.researchgate.net/publication/243484409_Highspeed_measurement_of_foot_shape_based_on_multiple-laser-plane_triangulation)

**JULIA, J.** *Funciones y ventajas del microcontrolador PIC de Microchip* [blog]. 5 de marzo 2022. [Consulta: 8 junio 2022]. Disponible en: <https://inteligenciaes.com/funciones-y-ventajas-del-microcontrolador-pic-de-microchip/>

**LANDIVAR, E.** *Raspberry Pi vs Arduino. ¿Cuál es mejor?* [blog]. 4 de junio 2021. [Consulta: 8 junio 2022]. Disponible en: <https://neomano.com/arduino-vs-raspberry-pi-cual-es-mejor/>

**MAKERPORTAL.** *MPS20N0040D Ported Pressure Sensor Breakout Board* [En Línea]. [Consulta: 17 diciembre 2021]. Disponible en: <https://makersportal.com/shop/mps20n0040d-ported-pressure-sensor>

**MARCHANTE, A.** *¿Qué filamento elegir para mi impresora 3d?* [En línea]. [Consulta: 30 noviembre 2021]. Disponible en: <https://www.3dnatives.com/es/filamento-elegir-impresora-3d-100620212/#!>

**MARCHANTE, A.** *Todo lo que necesitas saber sobre la fibra de carbono en impresión 3D* [En línea]. [Consulta: 30 noviembre 2021]. Disponible en: <https://www.3dnatives.com/es/fibra-de-carbono-impresion-3d-050520202/>

**MASTONER.** *Tipos de filamentos* [blog]. 1 de noviembre 2021. [Consulta: 20 diciembre 2021]. Disponible en: <https://mastoner.com/blog/tipos-de-filamentos-existen-para-imprimir-en-3d/>

**MEDIESPANA.** *Tendones y ligamentos* [En línea]. [Consulta: 5 abril 2022]. Disponible en: <https://www.mediespana.com/salud/cuerpo/tendones-y-ligamentos/>

**MICHEL, J.** *Alternativas para la suspensión tibial* [blog]. 9 de agosto 2008. [Consulta: 5 diciembre 2021]. Disponible en: <https://www.amputee-coalition.org/resources/spanish-transtibial-suspension-alternatives/>



**MOHANTY, R. K., LENKA, P., EQUERAL, A., & KUMAR, R.** Annals of Physical and Rehabilitation Medicine. *Comparison of energy cost in transtibial amputees using “prosthesis” and “crutches without prosthesis” for walking activities.* *Annals of Physical and Rehabilitation* [en línea], 2012. [Consulta: 22 diciembre 2021]. Disponible en: <https://doi.org/10.1016/j.rehab.2012.02.006>

**MONTARÉ, F.** El desarrollo de la Protésica a lo largo de la Historia Humana [blog]. 10 de agosto 2018 [Consulta: 27 diciembre 2021]. Disponible en: [https://www.researchgate.net/publication/344321505\\_EL\\_DESARROLLO\\_DE\\_LA\\_PROTESICA\\_A\\_LO\\_LARGO\\_DE\\_LA\\_HISTORIA\\_HUMANA\\_1\\_2018\\_Ortesis\\_Protesis\\_y\\_Movilidad](https://www.researchgate.net/publication/344321505_EL_DESARROLLO_DE_LA_PROTESICA_A_LO_LARGO_DE_LA_HISTORIA_HUMANA_1_2018_Ortesis_Protesis_y_Movilidad)

**NISBETT, J.** *Diseño en ingeniería mecánica de Shigley* [En línea]. 8va. Edición. México: Mcgraw-Hill, 2008. [Consulta: 20 diciembre 2021]. Disponible en: [https://www.academia.edu/34313355/Dise%C3%B1o\\_en\\_ingenier%C3%ADa\\_mec%C3%A1nica\\_de\\_Shigley\\_8va\\_Edici%C3%B3n\\_Richard\\_G\\_Budynas\\_FREELIBROS\\_ORG](https://www.academia.edu/34313355/Dise%C3%B1o_en_ingenier%C3%ADa_mec%C3%A1nica_de_Shigley_8va_Edici%C3%B3n_Richard_G_Budynas_FREELIBROS_ORG)

**NOVA, S.** Tobillo y pie: Huesos, músculos, articulaciones [blog]. [Consulta: 5 diciembre 2021]. Disponible en: <https://www.kenhub.com/es/library/anatomia-es/tobillo-y-pie-anatomia>

**NOVA, S.** *Músculos del pie* [blog]. [Consulta: 5 diciembre 2021]. Disponible en: <https://www.kenhub.com/es/library/anatomia-es/musculos-del-pie>

**PRIETO, B.** *Los 26 huesos del pie humano (y sus funciones)* [En línea]. [Consulta: 5 abril 2022]. Disponible en: <https://medicoplus.com/medicina-general/huesos-pie-humano>

**OCAMPO, M. L., HENAO, L. M., & VÁSQUEZ, L.** Amputación de miembro inferior: cambios funcionales, inmovilización y actividad física [blog]. 5 de marzo 2010 [Consulta: 28 diciembre 2021]. Disponible en: <https://repository.urosario.edu.co/handle/10336/3793>

**OSSUR.** *Vari-Flex* [En línea]. [Consulta: 20 diciembre 2021]. Disponible en: <https://www.ossur.com/es-es/protesica/pies/vari-flex>

**OTTOBOCK.** *Angled Tube adapter* [En Línea]. [Consulta: 10 diciembre 2021]. Disponible en: <https://shop.ottobock.us/Prosthetics/Lower-Limb-Prosthetics/Adapters-Structural-Components/Angled-Tube-adapter/p/2R38~510>

**ROMERO BARRENO, Carlos Eduardo, & VACA MORALES, Gloria Orfelina.** Construcción de una impresora 3D para la elaboración de objetos plásticos utilizando el método de modelado por deposición fundida (MDF [En Línea] (Trabajo de titulación). (Pregrado) Escuela Superior Politécnica de Chimborazo. (Riobamba-Ecuador). 2015. pág. 99. [Consulta: 2021-12-15]. Disponible en: <http://dspace.esPOCH.edu.ec/handle/123456789/3804>

**SOLIDWORKS.** *Mallado* [En línea]. [Consulta: 1 febrero 2022]. Disponible en: <http://help.solidworks.com/2011/spanish/solidworks/cworks/legacyhelp/simulation/fundamentals/Meshing.htm>

**SOLIDWORKS.** *Criterio de máxima tensión de Von Mises* [En línea]. [Consulta: 1 febrero 2022]. Disponible en: [http://help.solidworks.com/2011/spanish/SolidWorks/cworks/LegacyHelp/Simulation/Checking\\_stresses/prot\\_vonm.html](http://help.solidworks.com/2011/spanish/SolidWorks/cworks/LegacyHelp/Simulation/Checking_stresses/prot_vonm.html)

**VALDÉS, F., & PALLÀS, R.** *Microcontroladores: fundamentos y aplicaciones con PIC* [En línea]. México: Marcombo, 2007. [Consulta: 27 diciembre 2021]. Disponible en: <https://www.freelibros.me/electronica/microcontroladores-fundamentos-y-aplicaciones-con-pic-fernando-e-valdes-perez>

**VÁZQUEZ, E., WIECHER, E., & ROSAS, S.** “Los amputados y su rehabilitación”. *Academia Nacional de Medicina* [En Línea], 2016 México, pp. 22. [Consulta: 17 diciembre 2021]. Disponible en: [https://www.anmm.org.mx/publicaciones/ultimas\\_publicaciones/Rehabilitacion.pdf](https://www.anmm.org.mx/publicaciones/ultimas_publicaciones/Rehabilitacion.pdf)

**WONG.** *Energizer Batería Alcalina Max 9V* [En línea]. [Consulta: 17 diciembre 2021]. Disponible en: [https://www.wong.pe/bateria-energizer-9-voltios-64272/p#wong\\_ver\\_mas](https://www.wong.pe/bateria-energizer-9-voltios-64272/p#wong_ver_mas)



## ANEXO B. DIAGRAMA DE CONEXIÓN Y DEMENSIONES DEL SENSOR DE PRESIÓN

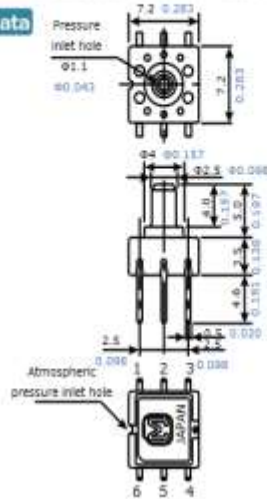
### Dimensions

The CAD data of the products with a **CAD data** mark can be downloaded from: <http://industrial.panasonic.com/>

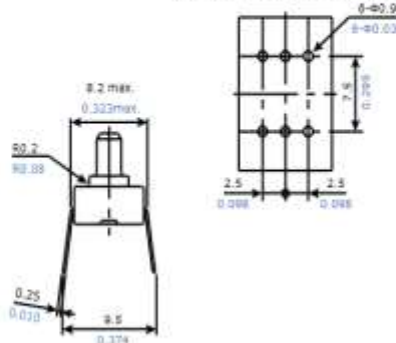
#### [PS pressure sensor]

- Terminal direction : DIP terminal Direction opposite to the pressure inlet direction ADP41□□□

#### CAD data

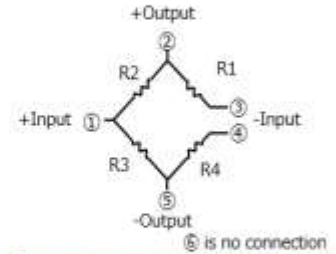


#### Recommended PC board pattern (BOTTOM VIEW)



Unit : mm inch, General tolerance  $\pm 0.3 \pm 0.012$

#### Terminal connection diagram

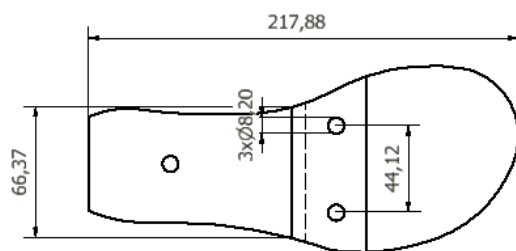
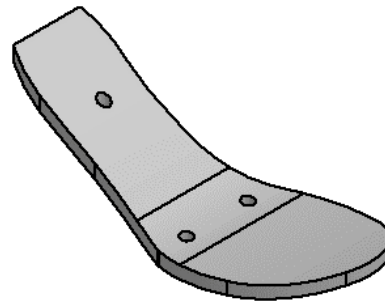
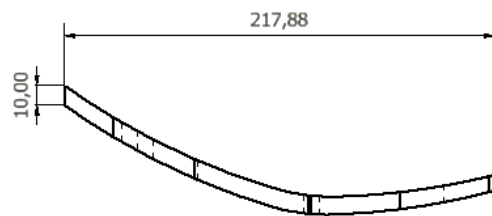
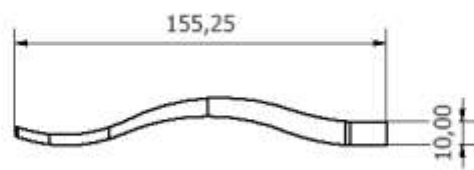
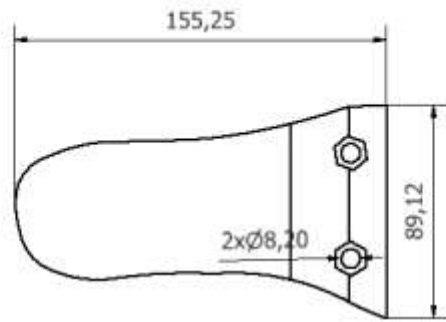


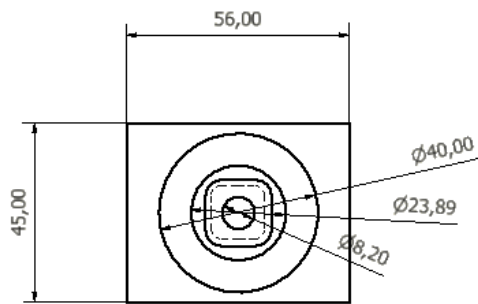
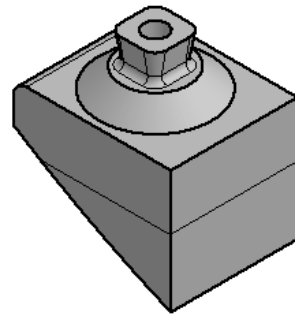
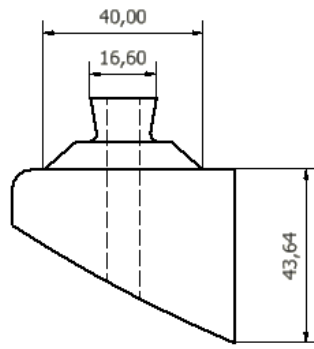
Terminal No.	Name
1	Power supply (+)
2	Output (+)
3	Power supply (-)
4	Power supply (-)
5	Output (-)
6	NC (No connection)

Note: Leave terminal 6 unconnected.



## ANEXO D. PLANOS DE LAS PIEZAS







epoch

Dirección de Bibliotecas y  
Recursos del Aprendizaje

UNIDAD DE PROCESOS TÉCNICOS Y ANÁLISIS BIBLIOGRÁFICO Y DOCUMENTAL

REVISIÓN DE NORMAS TÉCNICAS, RESUMEN Y BIBLIOGRAFÍA

Fecha de entrega: 27 / 09 / 2022

<b>INFORMACIÓN DEL AUTOR/A (S)</b>
<b>Nombres – Apellidos:</b> ALVARO FABIAN LONDO PEREZ
<b>INFORMACIÓN INSTITUCIONAL</b>
<b>Facultad:</b> INFORMÁTICA Y ELECTRÓNICA
<b>Carrera:</b> ELECTRÓNICA Y AUTOMATIZACIÓN
<b>Título a optar:</b> INGENIERO EN ELECTRÓNICA Y AUTOMATIZACIÓN
<b>f. Analista de Biblioteca responsable:</b> Lcdo. Holger Ramos, MSc.

1605-DBRAI-UPT-2022

