



**ESCUELA SUPERIOR POLITÉCNICA DE  
CHIMBORAZO**

**FACULTAD DE MECÁNICA  
ESCUELA DE INGENIERÍA INDUSTRIAL**

**“MODELADO DE UN IMPLANTE ORTOPÉDICO  
TIPO PRÓTESIS PARA AMPUTACIÓN PARCIAL  
DEL PIE CON TÉCNICAS CAD-CAM”**

**ALDAZ VALVERDE KAORLI PAMELA  
FARIAS GÁMEZ FABIÁN ERNESTO**

**TESIS DE GRADO**

Previa a la obtención del Título de:

**INGENIERO INDUSTRIAL**

**RIOBAMBA – ECUADOR  
2016**

---

**CERTIFICADO DE APROBACIÓN DE TESIS**

---

2014-11-12

Yo recomiendo que la Tesis preparada por:

**ALDAZ VALVERDE KAORLI PAMELA  
FARIAS GÁMEZ FABIÁN ERNESTO**

---

Titulada:

**“MODELADO DE UN IMPLANTE ORTOPÉDICO TIPO PROTESIS PARA  
AMPUTACIÓN PARCIAL DEL PIE CON TECNICAS CAD-CAM”**

Sea aceptado como parcial complementación de los requerimientos para el Título de:

**INGENIERO INDUSTRIAL**

---

Ing. Marco Santillán Gallegos  
**DECANO DE LA FAC. DE MECÁNICA**

Nosotros coincidimos con esta recomendación:

---

Ing. Ángel Guamán Mendoza  
**DIRECTOR DE TESIS**

---

Ing. Carlos Santillán Mariño  
**ASESOR DE TESIS**

---

**CERTIFICADO DE EXAMINACIÓN DE TESIS**

---

**NOMBRE DEL ESTUDIANTE:** ALDAZ VALVERDE KAORLI PAMELA

**TÍTULO DE LA TESIS:** “MODELADO DE UN IMPLANTE ORTOPÉDICO TIPO PRÓTESIS PARA AMPUTACIÓN PARCIAL DEL PIE CON TÉCNICAS CAD-CAM”

**Fecha de Examinación:** 2016-01-27

**RESULTADO DE LA EXAMINACIÓN:**

COMITÉ DE EXAMINACIÓN	APRUEBA	NO APRUEBA	FIRMA
Ing. Marcelo Jácome Valdez <b>PRESIDENTE TRIB. DEFENSA</b>			
Ing. Ángel Guamán Mendoza <b>DIRECTOR DE TESIS</b>			
Ing. Carlos Santillán Mariño <b>ASESOR DE TESIS</b>			

\* Más que un voto de no aprobación es razón suficiente para la falla total.

**RECOMENDACIONES:** \_\_\_\_\_  
\_\_\_\_\_

El Presidente del Tribunal certifica que las condiciones de la defensa se han cumplido.

---

Ing. Marcelo Jácome Valdez  
**PRESIDENTE DEL TRIBUNAL**

---

**CERTIFICADO DE EXAMINACIÓN DE TESIS**

---

**NOMBRE DEL ESTUDIANTE:** FARIAS GÁMEZ FABIÁN ERNESTO

**TÍTULO DE LA TESIS:** “MODELADO DE UN IMPLANTE ORTOPÉDICO TIPO PROTESIS PARA AMPUTACIÓN PARCIAL DEL PIE CON TECNICA CAD-CAM”

**Fecha de Examinación:** 201-01-27

**RESULTADO DE LA EXAMINACIÓN:**

COMITÉ DE EXAMINACIÓN	APRUEBA	NO APRUEBA	FIRMA
Ing. Marcelo Jácome Valdez <b>PRESIDENTE TRIB. DEFENSA</b>			
Ing. Ángel Guamán Mendoza <b>DIRECTOR DE TESIS</b>			
Ing. Carlos Santillán Mariño <b>ASESOR DE TESIS</b>			

\* Más que un voto de no aprobación es razón suficiente para la falla total.

**RECOMENDACIONES:** \_\_\_\_\_  
\_\_\_\_\_

El Presidente del Tribunal certifica que las condiciones de la defensa se han cumplido.

---

Ing. Marcelo Jácome Valdez  
**PRESIDENTE DEL TRIBUNAL**

## **DERECHOS DE AUTORÍA**

El trabajo de grado que presentamos, es original y basado en el proceso de investigación y/o adaptación tecnológica establecido en la Facultad de Mecánica de la Escuela Superior Politécnica de Chimborazo. En tal virtud, los fundamentos teóricos-científicos y los resultados son de exclusiva responsabilidad de los autores. El patrimonio intelectual le pertenece a la Escuela Superior Politécnica de Chimborazo.

---

**Aldaz Valverde Kaorli Pamela**

---

**Fariás Gámez Fabián Ernesto**

## **DECLARACIÓN DE AUTENTICIDAD**

Nosotros, Aldaz Valverde Kaorli Pamela y Farías Gámez Fabián Ernesto, declaramos que el presente trabajo de titulación es de nuestra autoría y que los resultados del mismo son auténticos y originales. Los textos constantes en el documento que provienen de otra fuente están debidamente citados y referenciados.

Como autores, asumimos la responsabilidad legal y académica de los contenidos de este trabajo de titulación.

---

**Aldaz Valverde Kaorli Pamela**  
Cedula de Identidad: 060396646-6

---

**Farías Gámez Fabián Ernesto**  
Cedula de Identidad: 080239316-5

## **DEDICATORIA**

Este trabajo se lo dedico a una luchadora incansable, mi madre; y a mi razón de vivir, mi hijo Nicolás.

**Kaorli Pamela Aldaz Valverde**

Este proyecto de grado se lo dedico primero a Dios por haberme permitido cumplir una de mis metas brindándome la vida, de manera muy especial a mi querida madre Ana Bacilia Valverde Gámez, quien han sabido guiarme, brindándome consejos, apoyo y amor lo que ha permitido que llegue con éxito a la culminación de esta meta.

A mi hermano Bryan, quien fue mí pilar fundamental en este proceso y de igual manera a mi hija Danna y esposa que fueron mi inspiración y fortaleza.

**Fabián Ernesto Farías Gámez**

## **AGRADECIMIENTO**

Agradezco a mi familia por brindarme el apoyo incondicional en el transcurso de esta etapa de mi vida.

A mis docentes por haber impartido de su conocimiento sin reservas, haciendo que ese esfuerzo diario haya cristalizado este anhelo de formar parte de la comunidad de Ingenieros Industriales de éste país.

**Kaorli Pamela Aldaz Valverde**

Mi sincero agradecimiento a Dios por permitirme culminar una de mis metas, a mis padres por el apoyo incondicional, a mi hermanos por su confianza, a mis tíos/as, primos/as amigos/as que siempre han estado ahí para brindarme un consejo.

Además a la Escuela Superior Politécnica de Chimborazo, a la Facultad de Mecánica, en especial a la Escuela de Ingeniería Industrial, a los docentes, secretaria y colaboradores por brindarme una educación de calidad complementada con valores que me sirvió para educarme de la mejor manera para así contribuir al desarrollo del país, en especial a mi Director y Asesor de tesis, que me brindó sus conocimientos, a nuestros compañeros que nos apoyaron para culminar con éxito esta etapa de vida.

**Fabián Ernesto Farías Gámez**



# CONTENIDO

Pág.

<b>1.</b>	<b>INTRODUCCIÓN</b>	
1.1	Antecedentes .....	1
1.2	Justificación.....	1
1.3	Objetivos .....	1
1.3.1	<i>Objetivo general.</i> .....	1
1.3.2	<i>Objetivos específicos:</i> .....	2
<b>2.</b>	<b>MARCO TEÓRICO</b>	
2.1	Términos y definiciones .....	3
2.1.1	<i>Ortopédico</i> .....	3
2.1.2	<i>CAD-CAM</i> .....	3
2.1.3	<i>CNC</i> .....	4
2.1.4	<i>Análisis de elemento finitos</i> .....	4
2.1.5	<i>Teoría de Huber – Von Mises – Hencky</i> .....	4
2.1.6	<i>Pierna</i> .....	5
2.1.7	<i>Ergonomía</i> .....	5
2.1.8	<i>Antropometría</i> .....	5
2.1.9	<i>Órtesis.</i> .....	5
2.1.10	<i>Prótesis</i> .....	5
2.1.11	<i>Modelado</i> .....	5
2.2	Anatomía del pie .....	6
2.3	Articulación del tobillo .....	8
2.4	Biomecánica del pie y tobillo.....	9
2.5	Marcha normal .....	11
2.6	Escalas de movilidad para personas con prótesis.....	14
2.7	Prótesis de miembros inferiores .....	14
2.8	Componentes de una Prótesis Transtibial .....	14
2.8.1	<i>Encajes prefabricados</i> .....	15
2.8.2	<i>Unidades de tobillo y pie</i> .....	16
2.8.3	<i>Tube</i> .....	16
2.9	Tecnología CAD-CAM.....	17
2.9.1	<i>Solidworks</i> .....	17
2.9.2	<i>NX</i> .....	17
2.9.3	<i>Principio de Funcionamiento de la CNC</i> .....	18
<b>3.</b>	<b>ANÁLISIS DE ELEMENTO PROTÉSICOS</b>	
3.1	Análisis de mercado de dispositivos protésicos .....	22
3.2	Análisis de tecnológico de prótesis .....	24

3.3	Procesos de fabricación de prótesis endoesqueléticas .....	25
3.4	Empresas líderes en la fabricación de prótesis.....	27
3.4.1	<i>Empresas Nacionales</i> .....	27
3.4.2	<i>Empresas Internacionales</i> .....	27
3.5	Procesos de fabricación de prótesis endoesqueléticas .....	27
<b>4.</b>	<b>DESARROLLO DEL MODELO</b>	
4.1	Pies protésicos.....	29
4.1.1	<i>Características</i> .....	29
4.1.2	<i>Tipología del pie protésico</i> .....	29
4.1.2.1	<i>Pies protésicos básicos</i> .....	30
4.1.2.2	<i>Pies protésicos articulados</i> .....	30
4.1.2.3	<i>Pies de respuesta dinámica</i> .....	32
4.2	Materiales usados en la construcción de prótesis .....	33
4.2.1	<i>Material termoplástico</i> .....	33
4.2.2	<i>La silicona y otros similares</i> .....	34
4.2.3	<i>Metales</i> .....	34
4.2.4	<i>Fibra de carbono</i> .....	34
4.3	Análisis de alternativas de pies protésicos .....	34
4.4	Análisis de alternativas de pies protésicos .....	37
4.5	Análisis de materiales propuestos.....	38
4.5.1	<i>Especificaciones técnicas de materiales:</i> .....	38
4.5.2	<i>Costo de materiales:</i> .....	40
4.5.3	<i>Análisis cualitativo de alternativas</i> .....	40
4.6	Metodología y Selección del material .....	43
<b>5.</b>	<b>MODELADO Y CONSTRUCCIÓN DEL PROTOTIPO</b>	
5.1	Identificación de parámetros a modelar .....	46
5.2	Algoritmo .....	46
5.3	Modelado de la prótesis .....	47
5.4	Modelado de la prótesis .....	47
5.4.1	<i>Mallado del sólido</i> .....	48
5.4.2	<i>Análisis de deformación</i> .....	49
5.4.2.1	<i>Puntos de fijación</i> .....	49
5.4.3	<i>Aplicación de carga</i> .....	50
5.5	Modelado de la prótesis .....	50
5.5.1	<i>Espesores de estudio</i> .....	50
5.6	Selección del espesor planta talón .....	52
5.7	Construcción del prototipo .....	53
5.7.1	<i>Proceso de Construcción del prototipo</i> .....	53
5.8	Construcción del prototipo .....	53
5.9	Generación de Códigos G.....	59
5.10	Maquinado del prototipo .....	65
5.11	Ensamble .....	66

<b>6.</b>	<b>COSTO DE FABRICACIÓN DEL PROTOTIPO</b>	
6.1	Costo de Fabricación.....	68
<b>7.</b>	<b>CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES</b>	
7.1	Conclusiones .....	69
7.2	Recomendaciones.....	69

**BIBLIOGRAFÍA**

**ANEXOS**

**PLANOS**

## LISTA DE TABLAS

	<b>Pág.</b>
1	Etapas del ciclo de marcha ..... 11
2	Principales causas de amputación en Ecuador ..... 22
3	Amputaciones traumáticas del pie y tobillo ..... 23
4	Provincias con mayor número de amputación de miembro inferior ..... 23
5	Casos de amputación de miembro inferior ..... 23
6	Costos de prótesis de empresas internacionales ..... 28
7	Análisis de alternativas de pies protésicos ..... 35
8	Evaluación de alternativas de pie protésico..... 38
9	Propiedades de la fibra de carbono 95% ..... 39
10	Propiedades del acero inoxidable 304 ..... 39
11	Propiedades del aluminio 3003-H14 ..... 39
12	Propiedades del titanio Ti-6-Al-4V ..... 40
13	Propiedades del Nitanyl..... 40
14	Costo de material ..... 40
15	Propiedades de los materiales ..... 41
16	Evaluación de alternativas de materiales ..... 45
17	Fresa redonda 12 MM-HSS ..... 54
18	Fresa plana de 8 MM-HSS ..... 55
19	Fresa plana de 4 MM-HSS ..... 56
20	Parámetros de mecanizados del adaptador simple ..... 57
21	Tornillo cabeza avellanada plana con hexágono interior DIN 7991 ..... 67
22	Dimensiones DIN espárrago roscado con hexágono interior punta plana..... 67
23	Costo de Fabricación del prototipo..... 68
24	Costos Generales ..... 68

## LISTA DE FIGURAS

	<b>Pág.</b>
1	Huesos del Pie; vista superior y vista lateral del pie izquierdo ..... 7
2	Boveda plantar ..... 8
3	Situación espacial del eje de movimiento de la articulación de tobillo ..... 9
4	Planos anatómicos de movimiento del pie ..... 10
5	Movimiento dorsiflexión y flexión plantar ..... 10
6	Movimiento flexión - extensión del tobillo ..... 11
7	Ciclo de marcha ..... 12
8	División de la fase de apoyo del ciclo de la marcha ..... 13
9	División de la fase de oscilación del ciclo de la marcha ..... 13
10	Componentes de una Prótesis Transtibial ..... 15
11	Encaje o Socket ..... 15
12	Conectores ..... 16
13	Tube ..... 16
14	Adaptadores con abrazadera ..... 16
15	Diagrama del proceso de fabricación de implantes ..... 26
16	Pie SACH - PROTEOR ..... 30
17	Pie de eje sencillo ..... 31
18	Pie de eje múltiple ..... 32
19	Pie de respuesta dinámica ..... 33
20	Diagrama del modelado y construcción del prototipo ..... 46
21	Vista lateral derecha ..... 47
22	Mallado del modelo ..... 49
23	Puntos de fijación y parámetros de desplazamiento ..... 49
24	Aplicación de la fuerza ..... 50
25	Deformación 1) ..... 50
26	Deformación 2) ..... 51
27	Deformación 3) ..... 51
28	Comparaciones de las simulaciones 1), 2) y 3) ..... 52
29	Selección del espesor planta talón ..... 52
30	Diagrama del proceso de construcción del prototipo ..... 53
31	Eje de Trabajo (X, Y, Z) ..... 57
32	Selección de la herramienta ..... 58
33	Avance de corte de la herramienta para desbastado interior ..... 58
34	Selección de la operación ..... 58
35	Operación de desbaste de interior ..... 59
36	Mecanizado CNC de la planta ..... 65
37	Partes del prototipo ..... 66
38	Tornillo cabeza avellanada plana con hexágono interior DIN 7991 ..... 67
39	Espárragos roscados con hexágono interior punta plana DIN 913 ..... 67

## **LISTA DE ABREVIACIONES**

CAD	Diseño Asistido por Computador
CAE	Ingeniería Asistida por Computador
CAM	Manufactura Asistida por Computador
CNC	Control Numérico por Computador
FEA	Análisis de Elementos Finitos
GPa	Giga pascales
MPa	Mega pascales
3D	Tres Dimensiones

## **LISTA DE ANEXOS**

- A** Códigos G para la construcción del prototipo
- B** Flujogramas
- C** Proceso de fabricación moñón
- D** Selección de medida sistema francés

## RESUMEN

El presente trabajo comprende el modelado, análisis, simulación y construcción de un prototipo de prótesis de miembro inferior aplicando tecnología CAD-CAM.

Para lograrlo se inició el estudio de la anatomía y fisiología del pie y de los movimientos de la extremidad inferior durante la marcha con el fin de definirlos y caracterizarlos. Se explica los elementos necesarios para el modelado tomando en cuenta los avances de la protésica, características del usuario, así también se describen los materiales más usados en éste campo.

Una vez definidas las alternativas iniciales para el modelado, se elige la prótesis transtibial con pie dinámico porque permite desempeñar actividades cotidianas al usuario. El nylon ninatyl, se designó como material más óptimo para la construcción del prototipo debido a las buenas propiedades mecánicas que posee y su bajo costo.

Las prótesis transtibiales consideran una variedad de componentes que de forma interactiva suponen la mecánica de una pierna sana. Para el bosquejo tridimensional de estos componentes se empleó la técnica de modelado paramétrica de sólidos con la finalidad de crear un prototipo virtual en 3D para aplicar el método de elementos finitos y determinar la capacidad mecánica y funcionalidad de la propuesta.

Se incluyen análisis de esfuerzos y deformaciones de la estructura sometida a una fuerza axial (peso del usuario) para tener conocimiento sobre el comportamiento durante su uso aplicando un software CAE. Una vez validado el modelo se traslada a un software CAM, que mediante lenguaje de programación permite la construcción del mismo, usando tecnología CNC.



## **ABSTRACT**

This work includes modeling, analysis, simulation and construction of a prototype of lower limb prostheses using CAD-CAM technology.

It began with a study of the anatomy and physiology of the foot lower limb movements during operation in order to define and characterize them. The necessary elements for modeling taking into account advances in prostheses, user characteristics and materials commonly used in this field are also described explained.

Transtibial prosthesis is chosen because it allows for dynamic foot allows the user to perform everyday activities. The nitanyl nylon, was appointed as optimal for prototype construction material due to the good mechanical properties it owns and low cost.

The transtibial prosthesis consider a variety of components that interactively involves the mechanics of healthy leg. The three-dimensional sketch of these technical components parametric solid modeling in order to create a 3D virtual prototype and apply the finite element method to determine the mechanical and functional capacity of the proposal was used.

Analysis of stresses and deformations of the structure subjected to an axial force (weight of the user to have knowledge about the behavior during use include. It simulates and delivers the maximum and minimum deformation of the material used to different thicknesses to find the most optimal for the load resistance applied, using a CAE software. One validated the model moved to a CAM software, by programming language that allows its construction using CNC technology.

# CAPÍTULO I

## 1. INTRODUCCIÓN

### 1.1 Antecedentes

Según datos de la página de la Secretaria Técnica para la Gestión inclusiva en Discapacidades del Ecuador, existen 300 000 personas con discapacidad, de las cuales 108 000 poseen discapacidad física motora, desde el año 2007 hasta el 2013 concurren aproximadamente 875 casos de amputaciones traumáticas del miembro inferior.

La diabetes es la primera causa de muerte y de amputación, ya que ésta desarrolla patologías crónicas como el pie diabético que aumentan el riesgo.

Una prótesis es un mecanismo que puede reemplazar o mejorar alguna parte del cuerpo, estos elementos han ido evolucionando y en la actualidad se asemejan cada vez más a las extremidades que intentan reemplazar, como prótesis robóticas.

### 1.2 Justificación

Debido a la importancia de la tecnología CAD-CAM y la amplitud en su campo se pretende integrar estos conocimientos en la industria de los implantes. La utilización de esta nueva tecnología ha cambiado el enfoque de prótesis convencionales.

En este estudio se pretende aplicar la tecnología CAD-CAM, medio que nos facilita el proceso de modelado, simulación y construcción del prototipo con la finalidad de reducir costos, y a su vez contribuir a la calidad de los productos; permitiendo dar bienestar a los usuarios, estos aparatos ayudan al ser humano a reincorporarse y recuperar su modo de vida normal.

### 1.3 Objetivos

**1.3.1** *Objetivo general.* Modelar un implante ortopédico tipo prótesis para amputación parcial del pie con técnicas CAD-CAM.

### 1.3.2 *Objetivos específicos:*

- Estudiar el alcance y aplicación de la tecnología de implantes ortopédicos para pies.
- Analizar y seleccionar la mejor alternativa de prótesis para pies según características anatómicas y de funcionalidad.
- Elaborar el modelo de implante ortopédico para pies con parámetros técnicos y con la ayuda de software.
- Simular la prótesis de implante ortopédico para pie usando tecnología CNC.

## CAPÍTULO II

### 2. MARCO TEÓRICO

#### 2.1 Términos y definiciones

**2.1.1 Ortopédico.** “La ortopedia es la rama de la medicina que se ocupa de las enfermedades del aparato locomotor” (SILBERMAN, 2011)

**2.1.2 CAD-CAM.** “Significa proceso de diseño que emplea sofisticadas técnicas gráficas de ordenador, apoyadas en paquetes de software para ayuda en los problemas analíticos, de desarrollo, de coste y ergonómicos asociados con el trabajo de diseño. (HAWKES, 1989)

Algunas de las ventajas del CAD son: la obtención de dibujos con mayor precisión, la velocidad del proceso de diseño se acelera y el producto se introduce con mayor rapidez en el mercado, los sistemas CAD poseen técnicas de dibujo especiales que no son posibles por medios convencionales, permiten el ahorro radical de dinero y tiempo en el desarrollo y pruebas de un prototipo, y permite la integración del diseño con otras disciplinas. (HAWKES, 1989)

El CAM se refiere a cualquier proceso de manufactura automática que esté controlada por ordenadores. (HAWKES, 1989)

Las ventajas del CAM están relacionadas con el cumplimiento de los siguientes objetivos: niveles de producción más altos con menor esfuerzo laboral, menor posibilidad de error humano y de las consecuencias de su falta de fiabilidad, mayor versatilidad de los objetos fabricados, ahorro de costes por incremento de la eficiencia de versatilidad de los objetos fabricados, ahorro de coste por incremento de la eficiencia de fabricación (es decir, menor material estropeado) e incremento de eficiencia en el almacenamiento y ensamblaje, repetitividad de los procesos de fabricación a través del almacenamiento de los datos, y productos de mayor calidad. Para obtener una ventaja óptima se requiere de un software adecuado que cumplan con las condiciones de especificaciones específicas para la construcción de cualquier elemento.

CAD- CAM es la integración de las técnicas CAD y CAM en un proceso completo, como ejemplo se puede dibujar un componente sobre una pantalla VDU y transferir los gráficos a través de señales eléctricas por medio de un cable que lo enlace a un sistema de manufactura, en donde los componentes se puedan producir automáticamente sobre una máquina CNC. (HAWKES, 1989)

En las desventajas se tiene: gran inversión requerida para su adquisición, necesidad de un adecuado entrenamiento y aprendizaje por parte del profesional y/o del técnico para manejar el sistema.

**2.1.3 CNC.** El control numérico computarizado es una técnica que registra las acciones de las máquinas por medio de instrucciones en forma de un código alfanumérico. Las instrucciones codificadas se suministran a la máquina como bloques de información. Cada bloque se interpreta por la máquina CNC como una instrucción para realizar una simple operación. El ordenador está ubicado dentro de la unidad de control de la máquina y permite que se creen programas de dentro de la unidad de control de la máquina y se creen programas de piezas a través de su software y almacenarlos en su memoria. (HAWKES, 1989)

**2.1.4 Análisis de elemento finitos.** El análisis de elemento finitos (FEA) constituye una de las técnicas más utilizadas para el análisis de características de carga mecánica de modernos componentes de ingeniería. Permite al diseñador efectuar análisis de componentes complejos descomponiendo una forma en otras más pequeñas, en simples elementos finitos, los elementos finitos se analizan por sus características de deformación y los resultados se asocian a la estructura total del componente. (HAWKES, 1989)

**2.1.5 Teoría de Huber – Von Mises – Hencky.** Esta teoría fue desarrollada por M. T. Huber en 1904, R. Von Mises en 1913 y H. Hencky en 1925, y ha llegado a ser una de las leyes más populares para comparación de resultados de salida de paquetes FEA. La tensión de Von Mises puede calcularse a partir de las tensiones principales del tensor de esfuerzo en un punto de un sólido deformable. Cuando se analizan los resultados, es importante asegurarse de que el valor de cualquier elemento permanezca por debajo del punto de deformación del material para un determinado factor de seguridad requerido, en ingeniería estructural se usa en el contexto de las teorías de fallo (HAWKES, 1989).

**2.1.6 Pierna.** Es el segmento comprendido entre la rodilla y el tobillo. En el plano óseo está formado por la diáfisis de la tibia y el peroné, rodeado por los grupos musculares y las estructuras óseas.

**2.1.7 Ergonomía.** Según la UNE – EN ISO 6385: 2004, define a la Ergonomía como la disciplina científica que trata de las interacciones entre los seres humanos y otros elementos de un sistema; así como, la profesión que aplica teoría, principios, datos y métodos de diseño con objeto de optimizar el bienestar del ser humano y el resultado global del sistema.

**2.1.8 Antropometría.** El vocablo antropometría procede del griego anthropos (hombre) y metrikos (medida) y trata del estudio cuantitativo de las características físicas del hombre. (Asociación Española de Normalización y Certificación, 2010)

**2.1.9 Órtesis.** Según la Norma UNE 11-909-90/1, adoptada de la ISO 8549/1, una órtesis es cualquier dispositivo aplicado externamente sobre el cuerpo humano, que se utiliza para modificar las características estructurales o funcionales del sistema neuromúsculo-esquelético, con la finalidad de mantener, mejorar o recuperar la función.

Además, está en contacto permanente con el cuerpo humano, diferenciándola de los demás productos de apoyo. La palabra órtesis deriva del griego “ortho” que significa recto, enderezado o correcto. Es un término global que incluye dispositivos tanto dinámicos como estáticos.

**2.1.10 Prótesis.** Según la norma UNE 11- 909-90/1, adoptada de la ISO 8549/1 una prótesis es un aparato externo usado para reemplazar total o parcialmente un segmento de un miembro deficiente o ausente.

**2.1.11 Modelado.** Es la creación de una representación o imagen de un objeto real. El modelado se refiere generalmente a la creación manual de una imagen tridimensional del objeto real. En otras palabras se trata de crear un objeto ideal que refleje ciertos aspectos de un objeto real. (HAWKES, 1989)

**2.1.12 Biomecánica.** “La biomecánica se puede considerar como un conjunto de principios y conocimientos derivados de la física, para estudiar los efectos de las fuerzas

mecánicas sobre los sistemas orgánicos de los seres vivos y sus estructuras” (Silva-Moreno, Alejandra A., 2004)

**2.1.13 Amputación.** “Es un procedimiento por medio del cual se extirpa una parte del cuerpo, de un miembro o parte de él a través de uno o más huesos” (LÓPEZ MARTÍN, s.f.). Las amputaciones ocurren ya sea por cirugía, accidentes o traumatismo.

## **2.2 Anatomía del pie**

El pie es parte del sistema músculo – esquelético que distribuye el peso del cuerpo en la ambulación natural. Está compuesto por 26 huesos diferentes relacionados por 30 articulaciones unidas por ligamentos y cápsulas articulares; se incluyen músculos y tendones que envuelven al pie. (Pecho Vega, Agustín, 2008). El pie anatómicamente se descompone en:

- Tarso: astrágalo, calcáneo, escafoides, cuboides y 3 cuñas.
- Metatarso: 5 metatarsianos y
- Dedos: formado por 14 falanges

Las articulaciones componen los puntos de unión de los huesos del esqueleto y además le proporcionan al cuerpo elasticidad, (TESTUT, 2004). El pie presenta las articulaciones siguientes:

Mediotarsiana o de Chopart, formado entre el astrágalo - calcáneo y el escafoides - cuboides. Ésta articulación permite en el pie los movimientos de flexión, extensión, abducción, aducción y rotación hacia dentro y hacia afuera.

Tarso Metatarsiana o de Lisfranc, entre las cuñas y los metatarsianos, dicha articulación se encuentra unida a través de siete (7) ligamentos dorsales, cinco (5) plantares y tres (3) interóseos.

Metatarso falángicas, entre los metatarsianos y las primeras falanges de los dedos, las mismas están unidas por medio de una cápsula fibrosa, dos ligamentos laterales y un ligamento transversal. Permiten los movimientos de flexión, extensión, inclinación lateral, circulación y rotación del pie.

Interfalángicas, proximal entre las falanges primera y segunda, y distal entre la segunda y la tercera falange, todos los dedos poseen dos articulaciones excepto el pulgar que tiene sólo una.

Respecto a los efectos clínicos patológicos, el pie también se divide en tres partes:

- Retro pie: formado por el astrágalo y el calcáneo.
- Medio pie: formado por el escafoides, cuboides, cuñas y base de los metatarsianos.
- Ante pie: formado por la parte media y distal de los metatarsianos y los dedos.

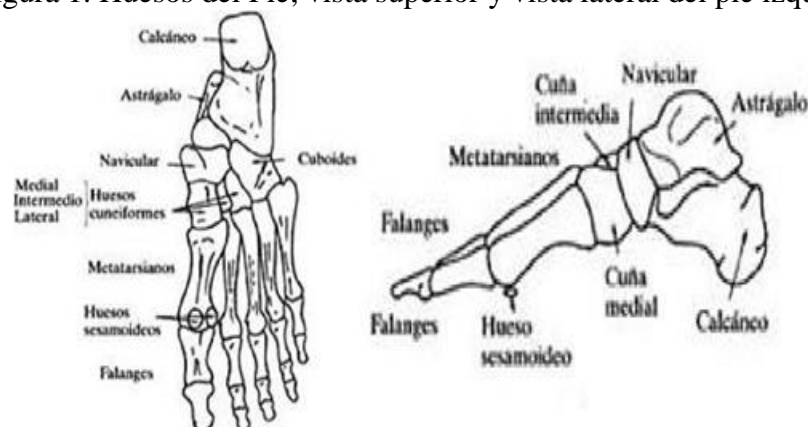
Además en el pie se encuentra dos sistemas de arcos:

El arco longitudinal interno es el más marcado, se inicia en el calcáneo, sigue en el astrágalo, escafoides y termina en los sesamoideos de la cabeza del primer metatarsiano.

El arco anterior, existe solo a nivel de la articulación de Lisfranc, no es perceptible a la inspección.

Los movimientos del pie están controlados por los músculos originarios en la pierna, cuyos tendones terminan en el pie. Los movimientos más finos son controlados por los músculos se originan en el mismo pie. (Figura 1)

Figura 1. Huesos del Pie; vista superior y vista lateral del pie izquierdo



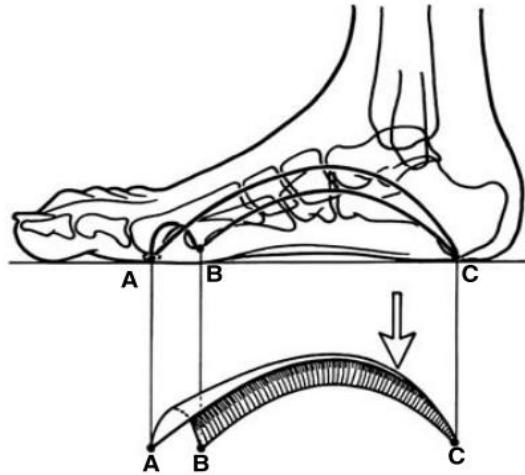
Fuente: (FIELD, 2007)

Los huesos del sistema óseo del pie están dispuestos en cinco unidades arqueadas, las mismas se fusionan en el calcáneo y forman la bóveda plantar. La bóveda plantar tiene



como función distribuir las fuerzas procedentes de la pierna, disminuyendo el gasto de energía y aumentando la eficacia en la deambulación. (Figura 2)

Figura 2. Boveda plantar



Fuente: (KAPANDJI, 2006)

### 2.3 Articulación del tobillo

En anatomía humana, el tobillo es la articulación donde se unen el pie y la pierna. Está constituida por tres huesos: el peroné, la tibia que pertenecen a la pierna y el astrágalo que forma parte del pie. La tibia y el peroné forman conjuntamente en su parte inferior una mortaja articular o cúpula sobre la que se encaja la troclea o polea del astrágalo.

El tobillo es una articulación formada por las superficies articulares de la tibia distal, el extremo distal, el extremo distal del peroné y el astrágalo; se encuentran unidos mediante ligamentos colaterales y la sindésmosis tibio peroneo inferior.

Ligamentos colaterales externos:

- Ligamento tibio peroneo anteroinferior.
- Ligamento tibio peroneo posteroinferior.
- Ligamento astrágalo peroneo anterior y posterior.
- Ligamento calcáneo peroneo.
- Ligamento astrágalo calcáneo.

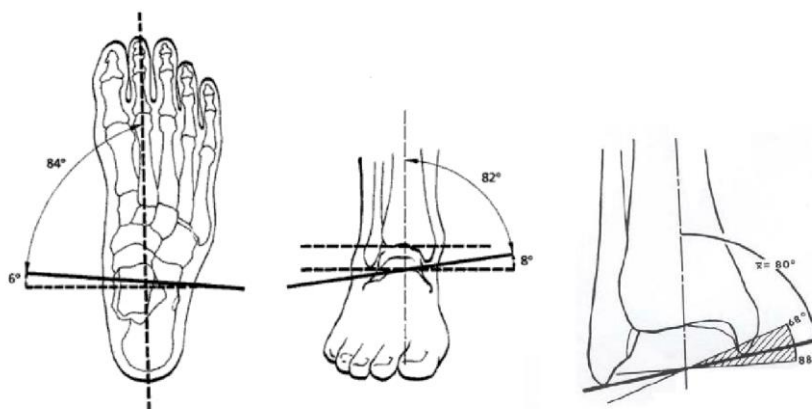
Ligamentos colaterales internos:

- Ligamento tibio astragalino anterior y posterior.
- Ligamento tibio calcáneo.
- Ligamento tibio navicular.

Estos ligamentos internos en su conjunto forman el ligamento deltoideo, a través del tobillo pasan los tendones y el paquete vasculo - nervioso que van al pie

El tobillo se encarga de recibir las fuerzas procedentes de la tibia y distribuir las al esqueleto óseo del pie. El eje de movimiento de esta articulación es oblicuo en relación a los planos anatómicos de referencia, formando un ángulo de  $82^\circ$  con el eje de la tibia y  $84^\circ$  con el eje longitudinal del pie, el cual pasa entre el primero y segundo metatarsiano, adquiriendo así un rango de movilidad entre  $68^\circ$  y  $88^\circ$ . Como se muestra en la figura 3 los planos en los que interviene en la movilidad del pie.

Figura 3. Situación espacial del eje de movimiento de la articulación de tobillo



Fuente: (NUÑEZ, 2006)

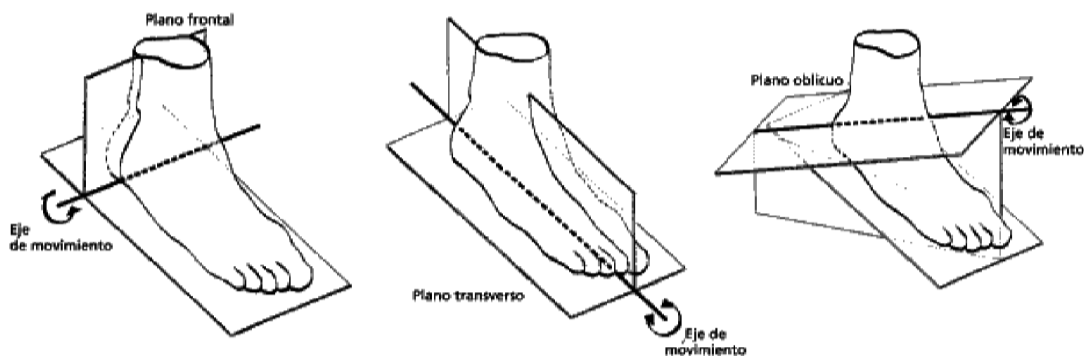
A su vez, se encuentra en rotación externa respecto al eje articular de la rodilla, formando un ángulo de  $8^\circ$  aproximadamente con el plano transversal y de  $20^\circ$  a  $30^\circ$  con el plano frontal, con un rango de movilidad de  $21^\circ$  de rotación interna y  $9^\circ$  de rotación externa.

## 2.4 Biomecánica del pie y tobillo

El pie y tobillo “proporcionan estabilidad y equilibrio en el ciclo de marcha y permiten absorción de impactos”. Para ejecutar el estudio biomecánico es preciso conocer tanto la anatomía como la funcionabilidad del pie y tobillo. (Guzhñay Cordero, Andrés Esteban; Calle Arévalo, Luis Alfredo, 2015).

El pie efectúa movimientos en los tres planos del espacio, también conocidos como planos anatómicos de referencia. En el plano frontal se producen los movimientos de abducción (Antepié desviado hacia afuera) y aducción (Antepié desviado hacia adentro, en el plano sagital se origina la flexión dorsiplantar, y en el plano transverso la rotación interno-externa. Lo cual permite la movilidad el pie para mayor flexión y deambulación en la marcha de las personas (CRIOLLO, 2013). Todos estos movimientos corresponden a desplazamientos articulares, donde el eje de movimiento de la articulación se sitúa en la intersección de los planos perpendiculares al plano del movimiento. (Figura 4)

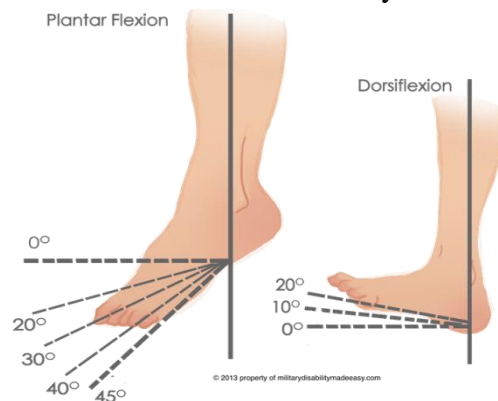
Figura 4. Planos anatómicos de movimiento del pie



Fuente: (NUÑEZ, 2006)

En el contacto del talón, el tobillo está en una ligera flexión plantar. Esta flexión plantar incrementa hasta el pie plano, pero el movimiento se invierte ágilmente hacia la flexión dorsal durante la mitad de la fase portante a medida que el cuerpo sobrepasa al pie. El movimiento vuelve de nuevo a la flexión plantar con el despegue de dedos. El tobillo se flexiona dorsalmente de nuevo en la mitad de la fase oscilante y cambia a una ligera flexión plantar en el contacto con el talón (Figura 5).

Figura 5. Movimiento dorsiflexión y flexión plantar



Fuente: <http://www.militarydisabilitymadeeasy.com>

La aducción y abducción se dan alrededor del eje sagital de la pierna. Aducción es cuando la punta del pie se lleva hacia adentro, y la abducción es cuando la punta del pie se lleva hacia afuera.

Los movimientos de aducción y abducción no existen por si solos requieren de supinación (el pie gira de tal manera que la planta se orienta hacia dentro) y pronación (el pie gira de tal manera que la planta del pie se orienta hacia afuera).

La aducción acompañada de supinación y una ligera flexión plantar se denomina inversión. La abducción acompañada de pronación y una ligera flexión dorsal se denomina eversión. (Figura 6)

Figura 6. Movimiento flexión - extensión del tobillo



Fuente: <http://www.militarydisabilitymadeeasy.com>

## 2.5 Marcha normal

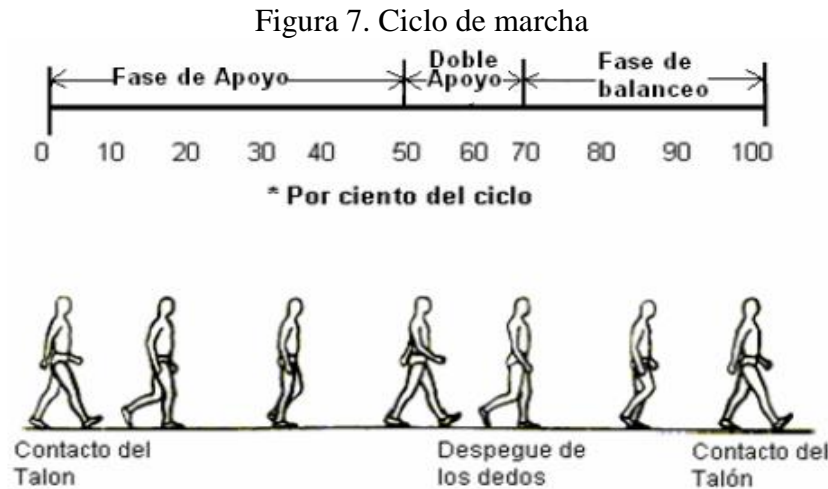
El ciclo de la marcha humana comienza cuando el pie hace contacto con el suelo y termina con un siguiente contacto al suelo de este mismo pie. Se encuentran componentes importantes dentro de la marcha son: la fase de apoyo y de balanceo. La marcha está en fase de apoyo cuando el pie está en contacto con el suelo y el balanceo cuando no está en contacto con el suelo. (Tabla 1)

Tabla 1. Etapas del ciclo de marcha

Fases	[%] del Ciclo
Apoyo	50
Balanceo	30
Doble apoyo	20

Fuente: (FIELD, 2007)

La marcha humana normal se puede describir como una serie de movimientos rítmicos y alternantes de las extremidades, los cuales determinan los desplazamientos del centro de gravedad. (Figura 7)



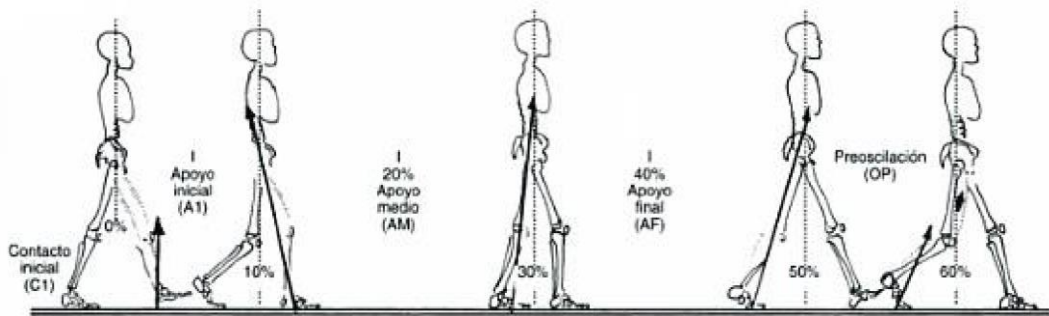
Fuente: <http://ft-mecanicabiociencias.wikispaces.com>

Fase de Apoyo, durante esta fase el miembro inferior se ve sometido a fuerzas de compresión debido a que el peso del cuerpo descansa sobre un solo pie. Por otra parte, los músculos se encargan de la amortiguación de los impactos y de realizar contracciones estabilizadoras encargadas de la protección del esqueleto óseo.

En la marcha se pueden ver cinco momentos al subdividir la fase de apoyo, estos son:

- Contacto del talón (contacto inicial): se refiere en el que el talón de la pierna referenciada toca el suelo.
  - Apoyo Plantar (apoyo inicial): se refiere al contacto de la parte anterior del pie con el suelo.
  - Apoyo Medio: ocurre cuando el trocánter mayor está alineado verticalmente con el centro del pie, visto desde un plano sagital. (Apoyo del pie con la tibia a 90 grados).
  - Elevación del talón (apoyo final): se presenta cuando el talón se eleva del suelo.
  - Despegue del pie (pre oscilación): se presenta cuando los dedos se elevan del suelo.
- (Figura 8)

Figura 8. División de la fase de apoyo del ciclo de la marcha



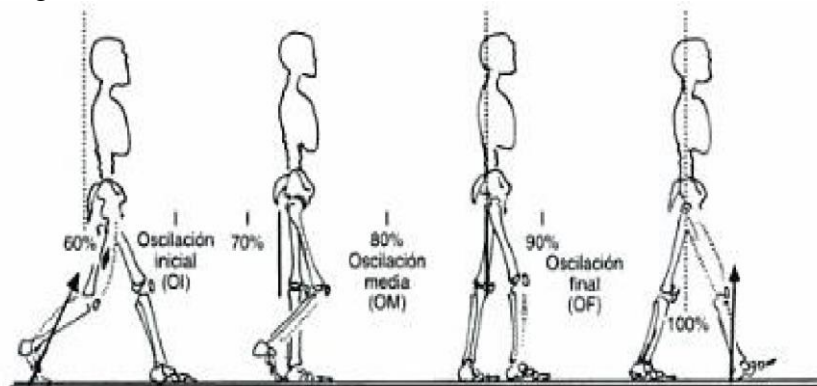
Fuente: (FIELD, 2007)

Fase de Oscilación (fase de balanceo), en esta fase el pie se encuentra en el aire y simultáneamente avanza preparándose para la siguiente fase de apoyo.

La fase de balance se divide en tres intervalos:

- Aceleración (fase inicial de oscilación): este intervalo se caracteriza por la rápida aceleración del extremo de la pierna inmediatamente después que los dedos dejan el suelo.
- Fase de balanceo medio (fase media de oscilación): la pierna balanceada sobrepasa a la otra pierna ya que esta se encuentra en fase de apoyo.
- Desaceleración (fase final de oscilación): está caracterizado por la desaceleración de la pierna que se mueve rápidamente cuando se acerca al suelo para apoyarla nuevamente. Las sub-fases de la fase de oscilación se observan en la figura 9.

Figura 9. División de la fase de oscilación del ciclo de la marcha



Fuente: (FIELD, 2007)

## **2.6 Escalas de movilidad para personas con prótesis**

La población con prótesis es dividida en cuatro escalas, (KENDALL, 2011). La escala K1 son los pacientes que tienen cierta habilidad para caminar por superficies niveladas con cadencia fija. La escala K2 son los pacientes que tienen la capacidad para caminar en superficies irregulares, subir y bajar escaleras, entre otras. Estas personas pueden desarrollar sus actividades cotidianas, con cierta limitación en la duración de su movimiento.

La escala K3 son los pacientes con cadencia variable. Estos pacientes, además de tener una actividad física normal, como por ejemplo el subir y bajar escaleras y caminar por terrenos desnivelados, tienen la posibilidad de realizar caminatas extensas, ejercicios suaves, entre otros. La escala K4 son los pacientes que tienen una actividad física de alto nivel. Ésta categoría incluye a la mayoría de los niños, adultos activos y atletas.

## **2.7 Prótesis de miembros inferiores**

Las prótesis transtibiales son dispositivos que reemplazan una parte del miembro inferior, entre la articulación de la rodilla y la articulación del tobillo, después de una amputación o en casos de deficiencia congénita del miembro (Association, s.f.). Existen diferentes tipos de prótesis, la ISO clasifica a las prótesis como: exoesqueléticas y endoesqueléticas.

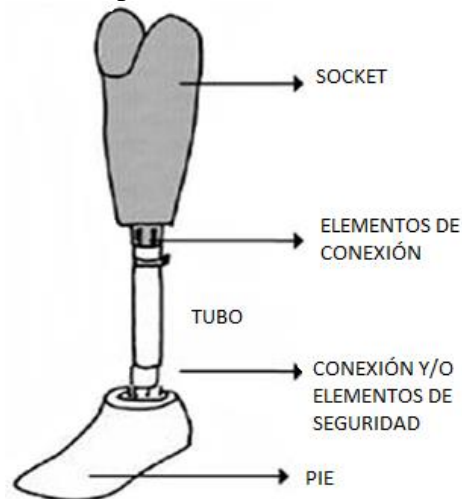
Las prótesis exoesqueléticas son las que externamente llevan funda, su acabado es muy estético y su mecanismo es muy silencioso.

.Las prótesis endoesqueléticas o modulares están compuestas por una pieza de tubo, con adaptadores ajustables a los extremos, que conecta la unidad de la rodilla y las piezas tobillo. Pie, Igualmente, un tubo de muslo con adaptadores en ambos extremos conecta la pieza de rodilla con el encaje. Su acabado no es muy estético y son más pesadas.

## **2.8 Componentes de una Prótesis Transtibial**

Una prótesis transtibial consta de los siguientes elementos básicos: un pie protésico, un tubo o pílón, un encaje protésico o adaptador de muñón, elementos de conexión y elementos de seguridad, como se muestra en la figura 10.

Figura 10. Componentes de una Prótesis Transtibial



Fuente: <http://revistas.udistrital.edu.co/ojs/index.php/visele/article>

**2.8.1 Encajes prefabricados.** Dispositivos usados como componentes de prótesis de miembro inferior, para alojar el muñón y actuar como la interfaz entre el miembro y la prótesis, y que se pueden ajustar a las necesidades del usuario individual. Ver figura 11.

Figura 11. Encaje o Socket



Fuente: [www.ottobock.com](http://www.ottobock.com)

El encaje protésico constituye la unión entre el muñón y la prótesis, es el responsable de que la sujeción y los ajustes de la prótesis sean óptimos. Para ello, el encaje protésico se elabora individualmente para cada paciente, dependiendo de la forma y estado del muñón, adaptándolo al respectivo grado de movilidad.

El encaje protésico está formado por un liner, su correspondiente sistema de cierre y una pared exterior portante (el propio encaje), la cual establece la conexión con los demás componentes (rodilla, pie). El liner actúa como una especie de “segunda piel” entre las partes blandas móviles del muñón (músculos, tejidos, piel) y la superficie dura del encaje, reduciendo el movimiento o el rozamiento de la piel y el encaje protésico.



**2.8.2** *Unidades de tobillo y pie.* Dispositivos usados como componentes de prótesis de miembro inferior para sustituir algunas de las funciones del pie y del tobillo. Se incluyen, por ejemplo, unidades separadas de tobillo y unidades de pie.

Conectores, estas piezas son las encargadas de unir a los elementos protésicos, son fabricadas de acero inoxidable o aluminio para prótesis de impacto y peso corporal moderado y titanio para altos impactos y peso corporal. (Figura 12).

Figura 12. Conectores



Fuente: [www.proteor.com](http://www.proteor.com)

**2.8.3** *Tubo.* Es el elemento conector entre el pie protésico y el socket, de longitud variable dependiendo de las características del paciente, pueden ser fabricados de acero inoxidable, aluminio o titanio.

Figura 13. Tubo



Fuente: [www.proteor.com](http://www.proteor.com)

Los tubos generalmente vienen con adaptadores de pirámide macho o hembra con abrazadera. (Figura 14).

Figura 14. Adaptadores con abrazadera



Fuente: [www.proteor.com](http://www.proteor.com)

## 2.9 Tecnología CAD-CAM

**2.9.1 Solidworks.** Brinda herramientas de software 3D completas para crear, simular, publicar y administrar los datos.

Solidworks es un programa de diseño asistido por computadora para modelado mecánico desarrollado en la actualidad por SolidWorks Corp., una subsidiaria de Dassault Systèmes (Suresnes, Francia), para el sistema operativo Microsoft Windows.

Es un modelador de sólidos paramétrico. El programa permite modelar piezas y conjuntos y extraer de ellos tanto planos como otro tipo de información necesaria para la producción. Es un programa que funciona con base en las nuevas técnicas de modelado con sistemas CAD. El proceso consiste en trasvasar la idea mental del diseñador al sistema CAD, "construyendo virtualmente" la pieza o conjunto.

Posteriormente todas las extracciones (planos y ficheros de intercambio) se realizan de manera automatizada.

**2.9.2 NX.** Para diseño es una solución de productos integrada que optimiza y acelera el proceso de desarrollo de producto, facilitando la creación de productos innovadores en un ambiente colaborativo.

Las soluciones NX para simulación incluyen NX CAE, integra lo más avanzado en modelado de análisis con soluciones de simulación para estructuras (accionado por NX Nastran), termodinámica, fluidos, movimiento, optimización de ingeniería, multifísica, administración de datos de simulación, y simulación llevada por el diseño a un solo ambiente.

NX brinda un conjunto de solución completa para la manufactura de partes, desde CAM hasta el controlador CNC. Al usar NX para Manufactura, se puede mejorar la productividad de manufactura de partes, lo que incluye:

- Reducir la programación CNC y el tiempo de maquinado.
- Producir partes de mejor calidad.
- Maximizar el uso de los recursos de manufactura.

**2.9.3 Principio de Funcionamiento de la CNC.** El control se toma como eslabón de unión entre la máquina y el operario. Para que la máquina pueda trabajar se deben introducir al control los datos geométricos de la pieza a realizar y los datos tecnológicos del proceso como velocidad del husillo, avance de mecanizado, conexión del refrigerante etc. Estos datos se introducen en forma de programa.

Entre las operaciones de maquinado que se pueden realizar en una máquina CNC se encuentran las de torneado y fresado. Sobre la base de esta combinación es posible generar la mayoría de piezas en la industria. Este sistema ha revolucionado la fabricación de todo tipo de objetos.

Para mecanizar una pieza se usa un sistema de coordenadas que especificarán el movimiento de la herramienta de corte. El sistema se basa en el control de movimientos de la herramienta de trabajo con relación a los ejes de coordenadas de la máquina, usando un programa informático ejecutado por un ordenador.

Programación manual en el control numérico en este caso, el programa pieza se escribe únicamente por medio de razonamientos y cálculos del operario. El programa de mecanizado comprende todo el conjunto de datos que el control necesita para la mecanización de la pieza. Al conjunto de informaciones que corresponde a una misma fase del mecanizado se denomina bloque o secuencia, que se numeran para facilitar su búsqueda.

Este conjunto de informaciones es descifrado por el intérprete de órdenes. Una secuencia o bloque de programa debe tener todas las informaciones geométricas, funciones máquina y funciones tecnológicas del mecanizado. De modo que un programa consta de varias instrucciones.

Lenguaje de programación ISO, Para la programación de los controles la ISO ha estandarizado el lenguaje de programación para maquinaria CNC, aparte de esto los fabricantes de cada control diseñan un lenguaje propio para sus controles que se denomina lenguaje conversacional, interactivo en forma gráfica. El lenguaje de programación se compone de palabras, toda palabra significa una orden que el programador da al control, los códigos de programación que se manejan son los siguientes:

N: es la dirección correspondiente al número de bloque. Esta dirección va seguida de un número de tres o cuatro cifras. En el formato N03, el número máximo de bloques que pueden programarse es 1000 (N00 o N999).

X, Y, Z: son las direcciones correspondientes a las cotas según los ejes X, Y, Z de la máquina herramienta (y planos cartesianos). Dichas cotas se pueden programar en forma absoluta o relativa, es decir, con respecto al cero pieza o con respecto a la última cota.

G: es la dirección correspondiente a las funciones preparatorias. Se utilizan para informar al control de las características de las funciones de mecanizado. La función G va seguida de un número de dos cifras que permite programar hasta 100 funciones preparatorias diferentes.

- G00 El trayecto programado se realiza a la máxima velocidad posible.
- G001 Se rigen de forma que la herramienta se mueve a lo largo de una línea recta.
- G002 Interpolación circular en sentido horario.
- G03 Interpolación circular en sentido anti horario.
- G33 Indica ciclo automático de roscado.
- G40 Cancela compensación.
- G41 Compensación de corte hacia la izquierda.
- G42 Compensación de corte a la derecha.
- G77 Es un ciclo automático que permite programar con un único bloque.

M: Es la dirección correspondiente a las funciones auxiliares o complementarias. Se usan para indicar a la máquina herramienta que se deben realizar operaciones tales como parada de programa, rotación de husillo, etc. La dirección M va seguida de un número de dos cifras que permite programar hasta 100 funciones auxiliares diferentes.

- M00 Provoca una parada del programa, detiene el husillo y la refrigeración.
- M01 Alto opcional.
- M02 Indica el fin de programa.
- M03 Permite programar la rotación de husillo en sentido horario.
- M04 Permite programar la rotación del husillo en sentido anti horario, etc.
- M05 Parada del cabezal.

- M06 Cambio de herramienta

F: es la dirección correspondiente a la velocidad de avance. Va seguida de un número de cuatro cifras que indica la velocidad de avance en mm/min.

S: es la realización correspondiente a la velocidad de rotación del husillo principal. Se programa directamente en revoluciones por minuto, usando cuatro dígitos.

I, J, K: son las direcciones utilizadas para programar arcos de circunferencia. Cuando la interpolación se realiza en el plano X-Y, se utilizan las direcciones I y J. En el plano X-Z, se utilizan las direcciones I y K; y en el plano Y-Z, las direcciones J y K.

T: es la dirección correspondiente al número de la herramienta. Va seguido de un número de cuatro cifras en el cual los dos primeros indican el número de herramienta y los dos últimos el número de corrección de las mismas.

Sistemas de coordenadas en la máquina encontramos dos sistemas de coordenadas básicos uno es el sistema de coordenadas de la máquina, al cual se le llama referencia de máquina, cero de máquina o Home, con el que la máquina trabaja automáticamente. El otro es el origen de coordenadas de la pieza de trabajo, o cero de pieza, el cual designa el operador para mejor movilidad de la herramienta de corte. Los sistemas de coordenadas son fundamentales para la manipulación de la máquina, así tener una idea desde donde se comenzara a mecanizar cada pieza.

El cero de máquina o Home está determinado generalmente por microswitch en los extremos de recorrido de los ejes X, Z, es un sistema de coordenadas fijo en la máquina. El cero de pieza está determinado por la distancia que hay desde el cero de máquina hasta el centro de la pieza en el eje X, y hasta la cara de la pieza en el eje Z.

**2.9.3.1 Programación automática.** Los cálculos los realiza un computador, que suministra en su salida el programa de la pieza en lenguaje de la máquina. Por esta razón, recibe el nombre de programación asistida por computador.

**2.9.3.2 Post procesador.** Los programas de CAD/CAM realizan cálculos trigonométricos, elaboran las instrucciones de desplazamiento de todos los ejes, calculan

velocidades de corte y del husillo, y genera todas las órdenes de accionamiento para el cambio de herramienta, cambio de piezas y refrigerante. Estos datos no sirven por si solos para su introducción a una máquina CNC, sino que deben ser preparados con la sintaxis de una máquina en particular a través de un programa denominado post procesador.

El post procesador nos sirve para que un programa pueda ser corrido en una máquina-herramienta determinada de CNC. Puede existir un post procesador para cada marca y modelo de control CNC, así el programa puede ser manejado por cualquier control CNC.

La ingeniería CAM hace referencia a aquellos sistemas informáticos que ayudan a generar los programas de Control Numérico necesarios para fabricar las piezas en máquinas con CNC. A partir de la información de la geometría de la pieza, del tipo de operación deseada, de la herramienta para conseguir el mecanizado correcto, y a través de un post procesador genera los correspondientes programas de CN con la codificación específica del CNC donde se ejecutarán. La información de la pieza proviene de un sistema CAD, que puede estar o no integrado con un sistema CAM.

## CAPÍTULO III

### 3. ANÁLISIS DE ELEMENTO PROTÉSICOS

#### 3.1 Análisis de mercado de dispositivos protésicos

Según datos de la página de la Secretaria Técnica para la Gestión inclusiva en Discapacidades del Ecuador, existen 300 000 personas con discapacidad, de las cuales el 36% poseen discapacidad física motora (108 000). Las principales causas de amputaciones de miembros inferiores en nuestro país se detallan en la tabla 2.

Tabla 2. Principales causas de amputación en Ecuador

Causas	[%]
Diabetes	60
Accidentes de tránsito, caseros y laborales	30
Traumáticos	15
Congénitos	5

Fuente: [www.elciudadano.gob.ec](http://www.elciudadano.gob.ec)

El INEC ha tomado datos de los pacientes que han sufrido amputaciones del pie y tobillo en todo el Ecuador, a causa de diversos factores tales como: accidentes de tránsito, descargas eléctricas, lesiones por arma de fuego, accidentes en la industrial en general. Existe un crecimiento gradual desde el año 2007 hasta el año 2013 en el número de amputaciones. La tabla 3 muestra el número promedio de amputaciones desde el 2007 hasta el 2013, se observa un porcentaje de 36,68% concentrado en edades desde el primer año hasta los 34 años, el 18,45% se concentra en edades desde los 35 hasta los 54 años y el 44,86% en edades entre los 55 años hasta más de los 65 años.

La diabetes es considerada una enfermedad de carácter pandémica y de consecuencias devastadoras en la salud mundial. En nuestro país la diabetes es la primera causa de muerte y de amputaciones de pie, transfemorales y transtibiales. Según los datos estadísticos del Instituto Nacional de Estadísticas y Censos (INEC) del año 2011. Las provincias con mayor tasa de incidencia de personas que padecen diabetes son: Santa Elena, Cañar, Manabí, el Oro, los Ríos, Guayas y Azuay, mismas que representan al 80.6% del total de personas diabéticas en el Ecuador.

Tabla 3. Amputaciones traumáticas del pie y tobillo

Año	Grupos de Edad										Total
	1-4 años	5-9 años	10-14 años	15-19 años	20-24 años	25-34 años	35-44 años	45-54 años	55-64 años	>65 años	
2013	7	5	4	10	15	13	10	12	25	44	145
2012	5	6	8	11	7	16	9	17	30	34	143
2011	4	5	6	7	8	6	11	11	17	46	121
2010	8	7	5	10	4	20	9	17	38	32	150
2009	6	4	8	6	9	16	7	12	15	32	115
2008	6	6	4	10	9	10	8	15	9	28	105
2007	1	4	5	6	5	9	9	12	8	37	96

Fuente: <http://anda.inec.gob.ec>

En los meses de enero, febrero y marzo de 2014, el taller de prótesis del Hospital Dr. Abel Gilbert Pontón de Guayaquil obtuvo los siguientes datos informativos a partir de 118 pacientes que padecen amputación de miembro inferior, como se muestra en la tabla 4. La edad promedio de pacientes atendidos en el taller de prótesis del Hospital es de 45,78 años.

Tabla 4. Provincias con mayor número de amputación de miembro inferior

Provincias	Número	[%]
Guayas	66	55,93
Los Ríos	19	16,1
Cañar	10	8,47
Manabí	8	6,78
Bolívar	6	5,08
Santa Elena	7	5,93
El Oro	1	0,85
Sucumbíos	1	0,85

Fuente: Hospital Dr. Abel Gilbert Pontón

En la tabla 5, se muestra que de 157 pacientes atendidos y clasificados por el tipo de amputación, se obtiene mayor porcentaje de amputaciones transtibiales con un valor de 41,4% y transfemorales con un 40,13%.

Tabla 5. Casos de amputación de miembro inferior

Tipo	Cantidad	[%]
Transtibial	65	41,4
Transfemoral	63	40,13



Transradial	12	7,64
Transhumeral	5	3,18
Guante con relleno	5	3,18
Desarticulación de la cadera	4	2,55
Desarticulación del hombro	2	1,27
Desarticulación de la rodilla	1	0,64

Fuente: Hospital Dr. Abel Gilbert Pontón

### 3.2 Análisis de tecnológico de prótesis

La prótesis más antigua de la que se conoce fecha del 950 al 710 A.C., fue encontrada en Cairo – Egipto y pertenece a un reemplazo del dedo del pie que correspondía a una mujer de la nobleza egipcia. Desde entonces se ha evolucionado y las prótesis de hoy se asemejen cada vez más a las extremidades que intentan reemplazar, se puede hablar de prótesis robóticas o biónicas.

La biomecatrónica es la ciencia que intenta unir al hombre a las máquinas y ha facilitado la aparición de procesos robóticos o biónicas. Se han registrado grandes avances en desarrollo protésico, algunos de estos son la aparición de pies dinámicos, la confección de microprocesadores, el desarrollo de la tecnología mioeléctrica, y la reinervación muscular dirigida.

Los pies dinámicos o ahorradores de energía aparecieron en la década de los ochentas, constituye uno de los grandes avances protésicos de los últimos tiempos gracias a que permiten un patrón de marcha más semejante al normal y una mayor velocidad de marcha.

Otro importante progreso que ha permitido el desarrollo de las prótesis robóticas fue la incorporación de los microprocesadores. Un microprocesador se define como un conjunto de circuitos muy complejos, integrados por componentes eléctricos microscópicos encapsulados en un pequeño chip. Actualmente existen pies protésicos que han incorporado este tipo de tecnología, el primer modelo salió al mercado en el año 2006, el pie Proprio Foot de Ossur, gracias a su microprocesador este permite detectar en forma inmediata las variaciones en el terreno o actividad, responde en forma activa con movimientos de dorsiflexión o plantiflexión facilitando el ascenso y descenso de las pendientes, la subida y bajada de peldaños, podría disminuir la presión a nivel del muñón

producida por el casquete, reducir el costo energético de la marcha, y disminuir el momento aductor externo de la rodilla de la extremidad remanente. Las principales limitaciones de este dispositivo protésico recaen en su peso, tamaño, su dependencia de baterías y su alto costo que oscila entre 25 000 y 30 000 USD, además es exclusivo en pacientes transtibiales.

Otra alternativa de pie protésico con microprocesador es el denominado PowerFoot BIOM de iWalk. Los estudios hechos indican que el BIOM puede mejorar la cinemática del tobillo a diferentes velocidades, reducir el costo energético de la marcha, facilitar el ascenso y descenso de escaleras y de rampas, y disminuir la sobrecarga sobre la extremidad remanente, su costo bordea los 50 000 dólares.

Reinervación muscular dirigida, en la década del 2000, Kulleen y Cols publicaron una nueva forma de control para prótesis de extremidad superior llamado Treinervación Muscular Dirigida (Targeted Muscle Reinnervation (TMR)). Ésta técnica consiste en utilizar los mismos nervios de la extremidad superior que fueron seccionados con la amputación y quirúrgicamente se extraídos los músculos remanentes de la extremidad.

### **3.3 Procesos de fabricación de prótesis endoesqueléticas**

Forjado.- Proceso de modelado de hierro y otros materiales golpeándolos o troquelándonos después de hacer dúctiles mediante aplicación de calor.

Preformado de barra.- Se realiza un corte con la longitud y diámetro requerido de materia prima como acero inoxidable, titanio, etc. Para permitir una optimización de volumen neto de la materia prima necesaria para la fabricación de toda la pieza.

Después de preformado operaciones sobre la palanquilla, las preformas se calientan a la temperatura óptima y se conforma entre dos matrices con el fin de obtener su forma final.

Los siguientes procesos son el intermedio (correa de rectificado, pulido con chorro de arena, vibratorio, ataque con ácido y, la inspección dimensional y visual) y el proceso final (pulido y la inspección penetrante fluorescente) las operaciones de acabado también pueden ser integradas de acuerdo con el proceso de fabricación realizado, con las normas que apliquen y requisitos de los clientes.

Mecanizado CNC.- Mediante la aplicación de centros de mecanizado CNC de 3, 4 y 5 ejes robotizados para realizar operaciones de remoción de rebaba mediante CNC para obtener dimensionamiento preciso.

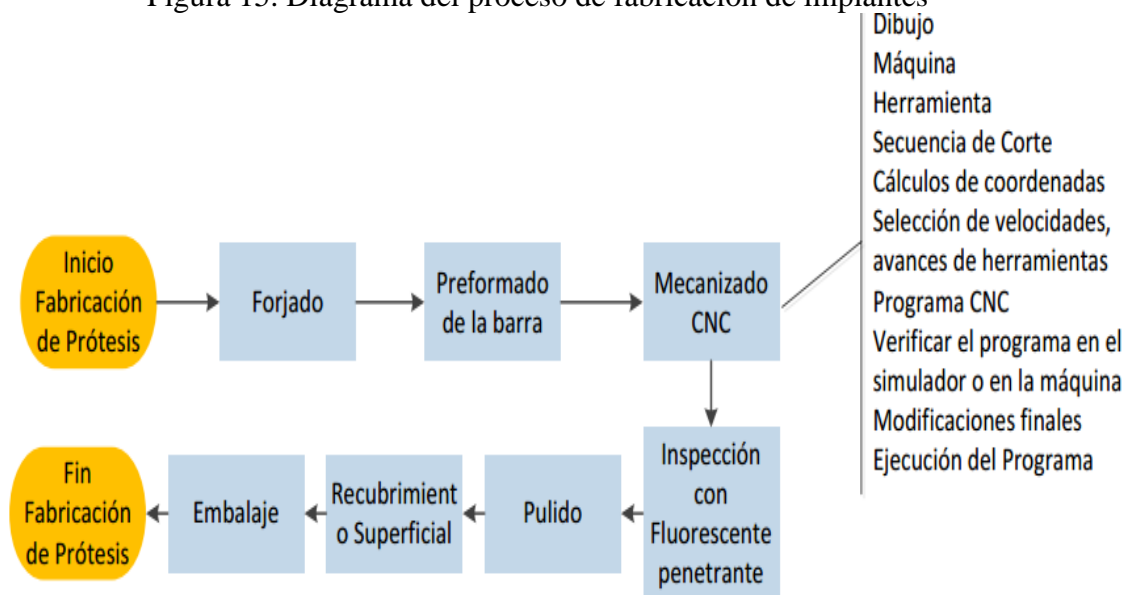
Inspección con fluorescente.- Cada pieza es inspeccionada con fluorescentes penetrantes de acuerdo con la norma ISO 3452-1994.

Pulido.- El pulido manual se realiza en una rueda de pulir con bandas abrasivas, etc.

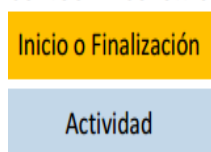
Recubrimiento Superficial.- Existen dos recubrimientos biomédicos comunes y certificados para los implantes ortopédicos que son: el spray de plasma atmosférico (APS) y el vacío plasma spray (VPS).

Embalaje.- La presentación de los productos debe ser "limpia" y envasados en un área de atmósfera controlada, y por lo tanto listo para la esterilización. En la figura 15 se muestra del flujograma para mejor explicación del proceso a seguir para la construcción de implantes.

Figura 15. Diagrama del proceso de fabricación de implantes



CÓDIGO DE COLORES



Fuente: Autores

### **3.4 Empresas líderes en la fabricación de prótesis**

**3.4.1 Empresas Nacionales.** En el Ecuador no se realiza la manufactura de prótesis, pero existen tres talleres de prótesis ubicados en el Hospital Eugenio Espejo de la ciudad de Quito, el Hospital Isidro Ayora situado en la ciudad de Loja y el Hospital de Especialidades de Guayaquil Dr. Abel Gilbert Pontón en la ciudad de Guayaquil; impulsados por el Programa Misión Solidaria Manuela Espejo con el Proyecto Integración social y mejoramiento de la movilidad y autonomía de las personas con discapacidades que requieren prótesis y órtesis en el Ecuador, liderado por la Vicepresidencia de la República, hoy institucionalizado por la Secretaría Técnica de Discapacidades (SETEDIS), dedicados a solventar las necesidades de las personas con discapacidad de algún miembro inferior, en donde se realiza el ensamble de las prótesis.

#### **3.4.2 Empresas Internacionales.**

OTTO BOCK, líder alemán en prótesis e innovaciones de acuerdo a las exigencias del mercado con 96 años de experiencia y con tecnología de punta.

PROTEOR, líder francés en ortopedia y equipo grande ofrece soluciones que permitan a las personas minusválidas recuperar de nuevo la autonomía perdida por causa de un accidente o una enfermedad.

ÖSSUR, es una empresa islandesa de ingeniería biomédica, dedicada a la fabricación, distribución y venta de prótesis, artesas y terapia de compresión. Está especializada en el desarrollo de dispositivos ortopédicos de alta tecnología.

### **3.5 Procesos de fabricación de prótesis endoesqueléticas**

Hoy en día existen múltiples alternativas en el mercado y de diversos costos, sin embargo en los países en desarrollo se sigue prescribiendo en forma predominante el pie tipo SACH (tobillo sólido cojín del talón), por lo que es una prótesis barata, de fácil ensamble y específicas para amputaciones transtibiales.

Las prótesis tipo SACH también conocida como prótesis convencional por la sencillez de su diseño y aplicación, se elabora el socket utilizando el proceso de laminado de forma

personalizada, se hacen los ajustes correspondientes para la correcta colocación de la prótesis al paciente. Estas prótesis transtibiales tienen las siguientes modelos y costos:

Tabla 6. Costos de prótesis de empresas internacionales [USD]

<b>Modelo de Prótesis</b>	<b>Valor</b>
Prótesis transtibial interface de Liner con pie SACH	1798,24
Prótesis transtibial interface EVA con pie articulado	1522,24
Prótesis transtibial interface de Liner con pie articulado	1977,24

Fuente: Hospital Dr. Abel Gilbert Pontón

## CAPÍTULO IV

### 4. DESARROLLO DEL MODELO

#### 4.1 Pies protésicos

La prótesis de pie es un dispositivo que suministra soporte, permitiendo la marcha y dan una apariencia de normalidad.

**4.1.1 Características.** Todo pie protésico muestra las mismas propiedades básicas para restaurar en una pequeña cantidad la función y apariencia, en los amputados de miembro inferior. Aunque existen muchas apariencias externas entre los diferentes tipos de prótesis de pie, son de mucha importancia las características internas del diseño, ya que estas permiten un comportamiento semejante al del pie humano.

**4.1.2 Tipología del pie protésico.** Actualmente existen más de cincuenta modelos de pies protésicos disponibles. Algunos se han diseñado para realizar tareas específicas como: caminar, bailar, ir en bicicleta, jugar al golf, nadar, esquiar o correr. Muchos son impermeables y están fabricados con materiales ligeros como el plástico, aleaciones de metal y los compuestos de fibra de carbono.

Los pies protésicos pueden ser básicos o denominados fijos, articulados se consideran a los pies protésicos que permiten el movimiento en una o más direcciones; o de respuesta dinámica aquellos que se caracterizan por acumular y devolver energía al caminar dando una sensación de “empuje”, algo muy parecido a lo que hace el pie humano.

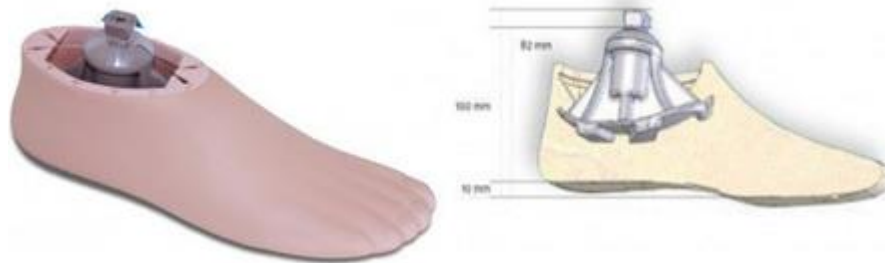
En la actualidad, los pies protésicos pueden tener resortes en la zona correspondiente a los dedos y al talón con el fin de obtener mayor movimiento del tobillo, la regulación del talón a diferentes alturas y la absorción del impacto.

No existe un pie protésico perfecto, que se aplique para todas las personas con esta condición; por lo que se debe elegir un pie protésico óptimo basándose en: el nivel de amputación, es decir la altura a la que se realizó la amputación, edad, peso, tamaño del pie, nivel de actividad y necesidades laborales.

**4.1.2.1 Pies protésicos básicos.** Hay dos tipos de pies protésicos básicos: el pie SACH y el de quilla elástica.

El pie SACH (tobillo firme con talón almohadillado) es el más simple, es rígido y no puede doblarse. El talón es una cuña de goma que se comprime bajo el peso del usuario y permite que el talón se mueva un poco al iniciar el paso (fase de apoyo de la marcha). Suministra estabilidad, pero movimiento lateral limitado cuando camina. El pie SACH ofrece talones de diversa altura para que pueda utilizarse con diferentes tipos de calzado. (Figura 16)

Figura 16. Pie SACH - PROTEOR



Fuente: [www.proteor.com](http://www.proteor.com)

Los pies de quilla elástica son más flexibles que los pies SACH. Permiten que el ante pie se adapte a diversas condiciones de marcha pero se mantienen rígidos y estables cuando la persona se encuentra parada o caminando.

Las características de los pies protésicos básicos son:

- No disponen de partes articuladas, duran mucho tiempo y necesitan pocos arreglos.
- Cuestan menos que los pies protésicos articulados.
- Están hechos de gomaespuma y su forma es semejante a la del pie humano.
- Están acolchados pero absorben y devuelven menos energía al andar
- Están diseñados para personas que caminan poco y a una velocidad constante.
- Suelen utilizarse como primeras prótesis.

**4.1.2.2 Pies protésicos articulados.** Hay dos tipos de pies artificiales articulados: pie protésico de eje sencillo y el pie protésico de eje múltiple. Permiten el movimiento en uno o más planos, parecido al que realiza el pie humano.

Pie de eje sencillo, tiene una articulación constituida por eje metálico con un amortiguador de goma para la flexión plantar y un bloqueo para la dorsiflexión, con lo cual se produce mejor estabilidad de la rodilla al apoyo sobre el talón. La densidad del amortiguador de goma se diseña a partir del peso corporal y el nivel de actividad a desarrollar, es de buen mantenimiento pues sus partes con recambiables, menos estético y relativamente pesado. (Figura 17)

- Tienen un tobillo que permite que el pie se mueva hacia arriba y hacia abajo, lo que añade estabilidad a la rodilla.
- Utilizados por personas con altos niveles de amputación (desde la rodilla a la cadera) y personas que necesitan estabilidad.
- Reducen el esfuerzo necesario para controlar una prótesis y evitan que se doble la rodilla.
- Añaden peso a la prótesis, necesitan reparaciones periódicas. y tienen un costo superior a la mayoría de pies básicos.
- El mantenimiento es fácil ya que no tiene un sistema complejo de en su estructura y por la accesibilidad de repuestos.



Fuente: <http://www.amputee-coalition.org//military>

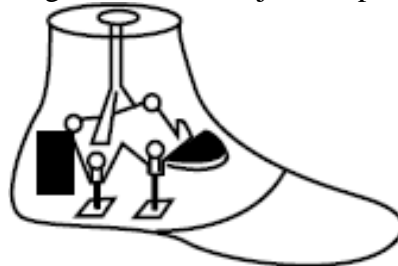
Pie de eje múltiple, éste pie facilita el movimiento en los tres planos, es decir el usuario puede realizar; dorsiflexión, flexión plantar, eversión e inversión. (Figura 18)

- Ligeramente más pesado y adecuado para suplir mayores necesidades, excelente para terrenos irregulares.



- Similares a los pies de eje sencillo en peso, reparaciones y costo.
- Se mueven hacia arriba, hacia abajo y de forma lateral para amoldarse a superficies irregulares mejor que los pies de eje sencillo.
- Tienen movimiento de talón, lo que absorbe algo de la tensión creada durante la marcha, protegiendo la piel de la persona y limitando el desgaste del elemento protésico.
- Utilizado por excursionistas, golfistas, bailarines y otras personas que necesitan mucho movimiento del pie.

Figura 18. Pie de eje múltiple



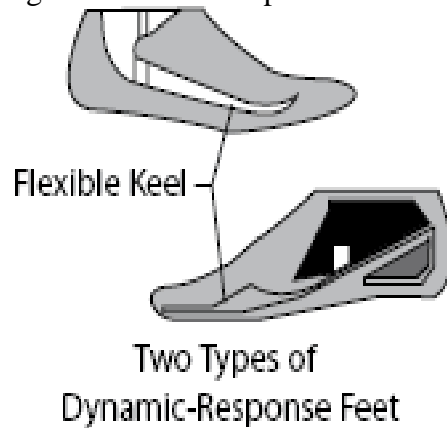
### Multiaxis Foot

Fuente: <http://www.amputee-colition.org/military>

**4.1.2.3 Pies de respuesta dinámica.** Conocidos también como pie de apoyo flexible o pie almacenador de energía, es un pie ligero y tiene un apoyo flexible que posibilita la absorción del choque de apoyo, disipa energía y produce una marcha más suave. Estos pies han sido fabricados para aquellas personas que pueden llevar a cabo actividades cotidianas y atletas de alto rendimiento. (Figura 19)

- Acumulan y liberan energía durante el ciclo de la marcha.
- Proporciona una sensación de empuje.
- Movimiento más normal y un modo equilibrado de andar.
- Puede tener un diseño con dedos para añadir estabilidad.
- Puede reducir el impacto que se produce sobre el talón del otro pie.
- Son cómodos y responden de forma positiva
- Son adecuados para personas activas que varían su velocidad de marcha.
- Alta durabilidad en terrenos planos.

Figura 19. Pie de respuesta dinámica



Fuente: <http://www.amputee-colition.org/military>

## 4.2 Materiales usados en la construcción de prótesis

. Las características de los materiales de la superficie de contacto intervienen en la calidad del encaje, en cambio los materiales de la estructura afectan la resistencia y el peso de la prótesis completa. Las prótesis de tipo transtibial tienen diversidad de materiales, los cuales se deben seleccionar para diseñar una prótesis óptima. Lo más importantes es utilizar materiales que proporcionen soporte y amortiguación. (Manual protésico: Materiales usados en la protésica. Segunda parte, 1998)

**4.2.1 Material termoplástico.** Las láminas termoplásticas son usadas en el campo de la protésica para fabricar conexiones protésicas y componentes estructurales. Estos materiales se los encuentra en láminas de diferentes colores y espesores. Dos ejemplos básicos son el polipropileno y el polietileno.

El polipropileno es un plástico muy rígido y posee varios usos como: la estructura de soporte de a conexión protésica. El polietileno es un termoplástico blando y flexible que puede usarse para las conexiones protésicas, este material presenta características como: resistencia al desgaste, estabilidad química, además de la biocompatibilidad, al utilizar este tipo de material se puede reducir el denominado efecto de osteólisis que se refiere al desgaste del hueso alrededor de una prótesis. Existen una gran cantidad de combinaciones de plásticos, las características de estos materiales varían en cuanto a rigidez y flexibilidad. Los materiales rígidos se usan como soporte para que las fuerzas asociadas a marcha puedan transmitirse de la persona amputada al piso. Los materiales flexibles ofrecen ventajas cuando se usan como materiales de conexión, es decir aquellos que se

encuentran en contacto con la extremidad residual. Las combinaciones de plástico flexible incluyen la silicona que proporciona una sensación suave.

**4.2.2** *La silicona y otros similares.* Se la usa como material de relleno para encajes, como sistemas de suspensión de encaje de succión de silicona (tipo Iceross 3S) y es un material preferido para las reconstrucciones de mano cosméticas de gran calidad. La silicona es un material resistente y fácil de limpiar que además proporciona una gran estabilidad y una buena adherencia.

**4.2.3** *Metales.* Los componentes metálicos suelen ser fabricados por los distribuidores de componentes protésicos. Se pueden encontrar en aluminio, acero inoxidable y titanio.

El aluminio se considera una alternativa más liviana que el acero, no es tan duro pero es resistente para cumplir requisitos de diseño y superar pruebas necesarias. Por ejemplo se producen rodillas por su geometría, son de bajo peso, resistentes y duraderas.

El acero es muy resistente pero relativamente pesado. Puesto que el acero es duro, se puede usar para fabricar pequeños componentes que pueden valerse más de la resistencia del material que de la geometría del diseño.




El titanio es un material muy ligero, resistente al desgaste y corrosión, de gran dureza. Sin embargo, el titanio es un material muy costoso y poco accesible aunque el mejor para muchos de los casos por ser el que más fácilmente se puede adaptar a huesos por su propiedad bio-inerte (no presenta reacción de rechazo al contacto con el hueso o piel).




**4.2.4** *Fibra de carbono.* Las fibras de carbono son cuatro veces más flexibles que las mejores aleaciones de acero y pesan una cuarta parte, se la utiliza en el campo de la medicina por sus características pero una de sus desventajas es su alto costo y la falta de empresas que lo comercialicen para su uso.

### **4.3 Análisis de alternativas de pies protésicos**

Se realiza el análisis de alternativas para comparación de ventajas y desventajas de prótesis encontrada en el mercado para seleccionar la prótesis más adecuada para muestras necesidades.

Tabla 7. Análisis de alternativas de pies protésicos

<b>Pies Protésicos</b>				
<b>Alt</b>	<b>Pie</b>	<b>Imagen</b>	<b>Ventajas</b>	<b>Limitaciones</b>
<b>A</b>	SACH		<p>Es liviano                      Requiere mínimo mantenimiento                      Es estético                      Se adapta a varios tipo de calzado                      Suministra estabilidad                      Durable</p>	<p>Es rígido y no puede doblarse                      Se limita a la marcha                      Movimiento lateral limitado al caminar                      No tiene articulación                      No hay retorno de energía                      Exclusivamente cosmético</p>
<b>B</b>	Quilla elástica		<p>Flexibles                      Fácil y suave rotación                      Velocidad constante                      No dispone de partes articuladas                      Confortable y fiable                      El ante pie se adapta a diversas condiciones de marcha</p>	<p>Limitado de empuje                      Incremento de costo                      Estabilidad(parada o caminando)                      No hay retorno de energía                      No tiene articulación                      Personas que caminan poco</p>
<b>C</b>	Eje simple		<p>Provee estabilidad                      Es de fácil mantenimiento                      Posee amortiguación para la flexión plantar                      Movimiento hacia arriba y hacia abajo                      Partes recambiables                      Añade estabilidad a la rodilla                      Personas con altos niveles de amputación                      Tiene articulación</p>	<p>Menos estético                      Es pesado                      No posee adaptación a terrenos                      Relativamente pesado                      Reparaciones periódicas                      Costo superior</p>

<b>D</b>	Eje múltiple		<p>Tiene articulación  Movimiento de talón  Amortiguación para flexión  Bloqueo a la dorsiflexión  Movimiento hacia arriba, hacia abajo y de forma  Se amolda a superficies irregulares  Absorbe fuerzas de torsión  Necesidad de mucho movimiento del pie</p>	<p>Es pesado  Limitando el desgaste del elemento protésico  No tiene buena estética  Relativamente pesado  Reparaciones periódicas  Costo superior  Requiere mayor mantenimiento</p>
<b>E</b>	Respuesta dinámica		<p>Acumula y liberan energía durante el ciclo de la marcha  Es estético  Empuje dinámico  Incrementa el nivel de actividad  Modo equilibrado de andar  De alta duración  Ligero  Marcha más suave  Personas con actividades cotidianas</p>	<p>Para personas con movilidad reducida pueden resultar rígidos o incómodos  Alto costo</p>
<b>F</b>	Electrónica		<p>Moderado a bajo impacto  Tiene un control autónomo de la plantiflexión y dorsiflexión</p>	<p>Uso exclusivo en condiciones ambientales adecuadas  Mantenimiento costoso  Precio muy alto</p>

Fuente: Autores

#### **4.4 Análisis de alternativas de pies protésicos**

**4.4.1 Procedimiento para decidir el tipo de pie protésico.** Examinar los diversos factores y asignarles los pesos (valores) que representen su importancia respecto a la situación estudiada. Se debe identificar el valor de menor importancia y darle un peso de 1. Luego se expresa los demás factores como múltiplos de éste, y para mayor conveniencia se utilizan números enteros (en una escala de 1 a 9).

Se examina cada una de las alternativas y se califica por "factor". Haciendo la calificación factor por factor y no alternativa por alternativa (en una escala del 1 a 5).

Luego se multiplica cada calificación por el factor de ponderación apropiado, y se totalizan los productos para cada alternativa posible. Estos totales indican la conveniencia relativa de las alternativas. La figura 10 muestra la evaluación de alternativas posibles de una prótesis transtibial.

En la columna 1 se han ubicado los factores. En la 2 los pesos o valores asignados a los factores según su importancia, en las columnas 3, 4, 5, 6, 7, sobre la diagonal los factores de ponderación según la disponibilidad en cada alternativa, bajo la diagonal se tiene el producto de cada uno de los pesos por el factor de ponderación.

**4.4.2 Factores de selección.** A continuación se identifican algunos de los factores que inciden en la selección de prótesis transtibial.

Nivel de actividad.- Se considerará la actividad que permita desempeñar el pie protésico.

Esfuerzo.- Se considerarán los esfuerzos existentes. El mayor puntaje en cada etapa lo establecerá la prótesis que resulte con menor esfuerzo.

Costo.- Se considera que la prótesis debe ser de bajo costo para que sea accesible al usuario. El mayor puntaje en cada etapa lo establecerá la prótesis que resulte con menor costo.

Peso.- Se tomará en cuenta el peso total del modelo, el cual abarca la prótesis y el acople piramidal. Tendrá mayor puntaje la opción que posea menor peso

Duración.- Se tomará en cuenta el tiempo de vida útil de la prótesis en óptimas condiciones. Para ello tendrá mayor puntaje la prótesis que tenga mayor duración.

Comodidad.- La prótesis deben ser confortables para su fácil uso y la persona se adapte y la pueda usar en tiempos prolongados. Para ello tendrá mayor puntaje la prótesis que tenga mayor confort.

Objetivos estéticos.- La cósmesis de la prótesis es importante porque el paciente se siente más seguro al utilizarla. Tendrá mayor puntaje la opción que brinde mayor estética o semejanza con el pie sano.

Mantenimiento.- Debe ser de fácil mantenimiento con el objetivo de que sea el mismo usuario quien pueda hacerlo. Tendrá mayor puntaje la opción que posea menos partes recambiables y no necesite realizar un mantenimiento exhaustivo y continuo.

Tabla 8. Evaluación de alternativas de pie protésico

Factor	Peso	Alternativas					
		A	B	C	D	E	F
Nivel de actividad	9	<del>2 18</del>	<del>3 27</del>	<del>3 27</del>	<del>4 36</del>	<del>5 45</del>	<del>5 45</del>
Peso	8	<del>3 24</del>	<del>3 24</del>	<del>2 16</del>	<del>2 16</del>	<del>5 40</del>	<del>4 32</del>
Costo	8	<del>4 32</del>	<del>4 32</del>	<del>3 24</del>	<del>3 24</del>	<del>3 24</del>	<del>1 8</del>
Duración	7	<del>4 28</del>	<del>4 28</del>	<del>3 21</del>	<del>3 21</del>	<del>5 35</del>	<del>4 28</del>
Comodidad	9	<del>2 18</del>	<del>3 27</del>	<del>3 27</del>	<del>3 27</del>	<del>5 45</del>	<del>5 45</del>
Objetivos estéticos	5	<del>5 25</del>	<del>5 25</del>	<del>2 10</del>	<del>3 15</del>	<del>4 20</del>	<del>4 20</del>
Esfuerzo	7	<del>2 14</del>	<del>3 21</del>	<del>3 21</del>	<del>3 21</del>	<del>4 28</del>	<del>5 35</del>
Mantenimiento	7	<del>4 28</del>	<del>4 28</del>	<del>5 35</del>	<del>4 28</del>	<del>5 35</del>	<del>3 21</del>
Totales		187	212	181	188	272	234

Fuente: Autores

De la tabla de evaluación de alternativas, la propuesta que mejor se adapta a las necesidades de la prótesis es la alternativa E; correspondiente al pie de respuesta dinámica., destacándose de las demás alternativas con un valor de 272 puntos, por sus excelentes características.

#### 4.5 Análisis de materiales propuestos

##### 4.5.1 Especificaciones técnicas de materiales:

- Fibra de Carbono

Tabla 9. Propiedades de la fibra de carbono 95%

<b>Propiedades</b>		<b>Valor</b>
Físicas	Densidad	1,8 g/cm <sup>3</sup>
Mecánicas	Resistencia a la tracción	3800 MPa
	Módulo de Young	220MPa
	Alargamiento	1,6 %
Térmicas	Punto de Fusión	3800 °C
Eléctricas	Conductividad eléctrica	1650 S/m

Fuente: (SMITH, 2004)

- Acero inoxidable

Tabla 10. Propiedades del acero inoxidable 304

<b>Propiedades</b>		<b>Valor</b>
Físicas	Densidad	8 g/cm <sup>3</sup>
Mecánicas	Resistencia a la tracción	505 MPa
	Coefficiente de Poisson	0,29
	Resistencia al Impacto IZOD	20-136 J/m
	Alargamiento	40 %
Térmicas	Punto de Fusión	1400 °C
	Conducción Térmica	16 W/m.K
Eléctricas	Conductividad eléctrica	0,72 S/m

Fuente: (SMITH, 2004)

- Aluminio

Tabla 11. Propiedades del aluminio 3003-H14

<b>Propiedades</b>		<b>Valor</b>
Físicas	Densidad	2,7 g/cm <sup>3</sup>
	Calor específico	0,28, 930 J
Mecánicas	Resistencia a la tracción	150 MPa
	Módulo de Elasticidad	70 GPa
	Coefficiente de Poisson	0,34
	Dureza Brinell	250 BHN
Térmicas	Punto de Fusión	658 °C
Eléctricas	Conductividad eléctrica	37,8.10 <sup>6</sup> S/m

Fuente: (SMITH, 2004)



- Titanio

Tabla 12. Propiedades del titanio Ti-6-Al-4V

<b>Propiedades</b>		<b>Valor</b>
Físicas	Densidad	4,5 g/cm <sup>3</sup>
Mecánicas	Resistencia a la tracción	862 MPa
	Módulo de Elasticidad	110 GPa
	Resistencia al impacto IZOD	20 J/m
Térmicas	Punto de Fusión	1668 °C
Eléctricas	Conductividad eléctrica	2,38.10 <sup>6</sup> S/m

Fuente: (SMITH, 2004)

- Nitanyl

Tabla 13. Propiedades del Nitanyl

<b>Propiedades</b>		<b>Valor</b>
Físicas	Densidad	1,42 g/cm <sup>3</sup>
Mecánicas	Resistencia a la tracción	60 MPa
	Módulo de Elasticidad en Tracción	1800 MPa
	Coefficiente de Poisson	0,41
Térmicas	Punto de Fusión	220 °C
Eléctricas	Temperatura de uso continuo	40 °C

Fuente: Nitaplast

#### 4.5.2 Costo de materiales:

Tabla 14. Costo de material [USD]

<b>Material</b>	<b>Valor</b>
Nylon	13,00
Aluminio	19,50
Acero inoxidable	22,56
Titanio	40,00
Fibra de carbono	52,09





Fuente: [www.comercioindustrial.net](http://www.comercioindustrial.net)

#### 4.5.3 Análisis cualitativo de alternativas

Se realiza el análisis de alternativas para comparar características de materiales utilizados en la fabricación de prótesis.

Tabla 15. Propiedades de los materiales

Propiedades								
Opc.	Material		Físicas	Mecánicas				
	Nombre	Imagen	Peso específico	Elasticidad	Tiempo de vida útil	Resistencia a la tracción	Resistencia a la fatiga	Resistencia al impacto
1	Acero Inoxidable 304		Alto	Bajo	Bueno, envejecimiento	Buena	Buena	Alta
2	Fibra de Carbono		Muy ligero	Módulo de elasticidad elevado	Int. Aprox. 12 años, ext. 5 años no es reutilizable	Muy elevada	Buena, apta para ciclos repetitivos	Muy alta
3	Nitanyl		Muy ligero	Muy alta	Bueno	Baja	Buena	Buena
4	Aluminio 3003-H14		Ligero	Baja	Bajo	Baja	Baja	Baja
5	Titanio Ti-6-Al-4V		Ligero	Buena	Excelente	Alta	Buena	Buena

Opc.	Material		Eléctricas	Térmicas		Químicas	Costo
	Nombre	Imagen	Conductividad eléctrica	Conductividad térmica	Punto de fusión	Resistencia a la corrosión	
1	Acero Inoxidable 304		Alta	Bajo	Elevado	Elevada resistencia a la corrosión del mar	Elevado
2	Fibra de Carbono		Alta	Bajo, gran capacidad de aislamiento	Alto	Resistente a agentes externos, a agentes alcalinos	Elevado precio de producción
3	Nitanyl		Baja	Muy baja	Alta	Buenas	Bajo
4	Aluminio 3003-H14		Alta	Buen conductos de calor	Buena	Buena resistencia a la corrosión a través de la atmósfera, resistencia media	Medio
5	Titanio Ti-6-Al-4V		No es buen conductor	Poca	Alta	Excelente resistencia a agentes atmosféricos, baja toxicidad	Muy costoso

Fuentes: Autores

## 4.6 Metodología y Selección del material

**4.6.1** *Características del material para la construcción del prototipo.* Para seleccionar el material más recomendable para la construcción del prototipo, es necesario considerar propiedades del mismo, así como su costo y proceso de fabricación.

Las características que debe tener el material para la construcción del prototipo son las siguientes:

Baja densidad.- Permite que el material sea más liviano, por lo tanto el material de menor densidad obtendrá el mayor puntaje.

Altos límites elásticos y módulo de elasticidad.- Debe tener un límite elástico y un módulo de elasticidad alto para prevenir deformaciones permanentes del material. La opción que tenga mayor módulo de elasticidad, se considerará con el mayor puntaje.

Elevado tiempo de vida útil.- Permite dar un tiempo aproximado de duración de la prótesis, el mayor tiempo de durabilidad tendrá el mayor marcador.

Alta resistencia a la tracción.- El material del prototipo necesita una resistencia mayor a la rotura para evitar cambios frente a fuerzas de tracción. La opción con mayor resistencia a la tracción alcanzará el mayor rango.

Alta resistencia a la fatiga.- Deformación (que puede llegar a la rotura) de un material sometido a cargas variables, inferiores a la de rotura, cuando actúan un cierto tiempo o un número de veces, en el caso de los ciclos de marcha. La opción que posea el menor índice de fatiga tendrá menor puntaje.

Alta resistencia al impacto.- Tener una alta resistencia al impacto permite que el material no presente ruptura frente a golpes. La opción con mayor valor será la que alcance el mayor puntaje.

Baja conductividad térmica.- Esta propiedad permite que el material no se caliente al estar en contacto con agentes externos del medio. La opción que posea el menor valor de conductividad térmica tendrá mayor puntaje.

Baja conductividad eléctrica.- Permite aislamiento ante corrientes eléctricas. La opción que posea el menor índice de fatiga tendrá menor puntaje.

Buena resistencia a la corrosión.- esta propiedad permite que la prótesis no se oxide al exponerle al medio. Por ello el material debe tener una buena resistencia a la corrosión. El mayor puntaje en cada etapa lo establecerá la prótesis que resulte con menor costo.

Bajo costo.- Se considera que el costo del material debe ser accesible al usuario. El mayor puntaje en cada etapa lo establecerá la prótesis que resulte con menor costo.

**4.6.2** *Procedimiento para decidir el tipo de material.* Examinar los diversos factores y asignarles los pesos (valores) que representen su importancia respecto a la situación estudiada. Se debe identificar el valor de menor importancia y darle un peso de 1. Luego se expresa los demás factores como múltiplos de éste, y para mayor conveniencia se utilizan números enteros (en una escala de 1 a 9).

Se examina cada una de las alternativas y se califica por ‘‘factor’’. Haciendo la calificación factor por factor y no alternativa por alternativa (en una escala del 1 a 5).

Luego se multiplica cada calificación por el factor de ponderación apropiado, y se totalizan los productos para cada alternativa posible. Estos totales indican la conveniencia relativa de las alternativas.

En la tabla muestra la evaluación de alternativas posibles de materiales utilizados en la fabricación de prótesis.

En la columna 1 se han ubicado los factores. En la 2 los pesos o valores asignados a los factores según su importancia, en las columnas 3, 4, 5, 6, 7, sobre la diagonal los factores de ponderación según la disponibilidad en cada alternativa, bajo la diagonal se tiene el producto de cada uno de los pesos por el factor de ponderación.

**4.6.3** *Evaluación y selección de material.* De la tabla 16 de selección de alternativas se obtiene que el material que mejor se adapta para la construcción del prototipo es la opción 3 correspondiente a nylon nitanyl, éste es un material de bajo costo que posee buenas propiedades mecánicas, es muy liviano, fácil de mecanizar.

Tabla 16. Evaluación de alternativas de materiales

Características	Peso	Opciones				
		1	2	3	4	5
Peso específico	8	1 8	5 40	5 40	4 32	3 24
Elasticidad	8	3 24	4 32	5 40	2 16	3 24
Tiempo de vida útil	7	4 28	5 35	3 21	2 14	5 35
Resistencia a la tracción	7	4 28	5 35	2 14	2 14	5 35
Resistencia a la fatiga	7	4 28	5 35	4 28	2 14	4 28
Resistencia al impacto	8	4 32	5 40	3 24	2 16	4 32
Conductividad Térmica	9	3 27	5 45	5 45	1 9	4 36
Conductividad Eléctrica	9	1 9	2 18	5 45	1 9	4 36
Resistencia a la corrosión	6	5 30	4 24	3 18	2 12	5 30
Costo	9	3 21	1 9	5 45	4 36	1 9
Totales		235	303	<b>320</b>	169	289

Fuente: Autores

## CAPÍTULO V

### 5. MODELADO Y CONSTRUCCIÓN DEL PROTOTIPO

#### 5.1 Identificación de parámetros a modelar

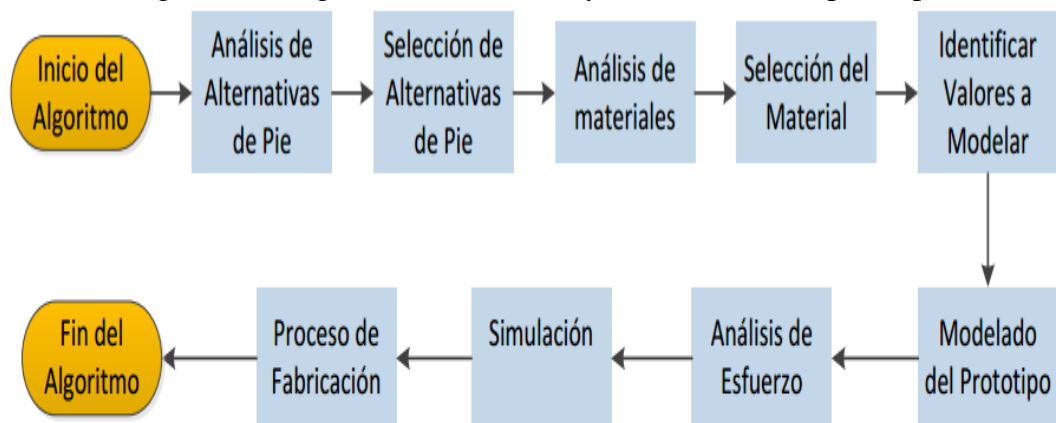
Los parámetros a considerar en el modelado de la prótesis son:

- Exoprótesis de tipo endoesquelética.
- Prótesis transtibial a los dos tercios de la tibia.
- Pie dinámico de tipo K3.
- Estatura promedio de hombre ecuatoriano 1,68 m.
- Talla promedio del pie 38 cm.
- Longitud 26,6 cm.

#### 5.2 Algoritmo

En la figura 20 observamos el proceso de modelado y construcción del prototipo.

Figura 20. Diagrama del modelado y construcción del prototipo



#### CÓDIGO DE COLORES

Inicio o Finalización

Actividad

Fuente: Autores

### 5.3 Modelado de la prótesis

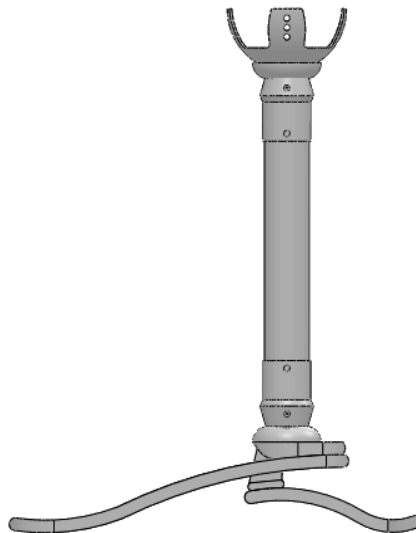
Se genera el modelo tridimensional a través del software computacional Solidworks, elaboramos las diferentes piezas que son componentes de la prótesis y que luego serán ensambladas en un solo elemento.

Cada una de las piezas es dimensionada según elementos protésicos normalizados existentes en el mercado. Una vez ensamblado el modelo éste nos permite divisar la semejanza del modelo obtenido con el modelo deseado, e ir realizando modificaciones de su geometría y dimensiones, en caso de ser necesarias.

Luego de validar el modelo, el ensamble es transformado en un sólido con el objetivo de realizar un posterior análisis de esfuerzos.

El modelado de la prótesis se muestra en la figura 21. Y cada componente se encuentra representado detalladamente en los planos

Figura 21. Vista lateral derecha



Fuente: Autores

### 5.4 Modelado de la prótesis

Para realizar el análisis de esfuerzos, se exporta el modelo obtenido en Solidworks hacia el software ANSYS como un sólido. Para realizarle cada uno de los estudios planteados y específicos para observar la resistencia y deformaciones del material seleccionado.



**5.4.1 Mallado del sólido.** Con el fin de conocer el comportamiento de la prótesis bajo cargas estáticas, se decidió evaluar el modelo a través del software ANSYS, que se caracteriza por emplear el método de elementos finitos para determinar el comportamiento de un sólido. Es un método numérico cuyo propósito es aproximarse a la solución de ecuaciones diferenciales parciales.

Esta técnica divide en un número finito de partes o elementos al dominio de la solución, cada parte posee una solución aproximada de la ecuación diferencial parcial y la solución total del sistema se obtendrá uniendo las soluciones individuales, siempre y cuando exista continuidad entre las fronteras de los elementos.

Este método permite resolver problemas sobre estructuras con geometrías complejas cuyos dominios de solución requieren cálculos complejos y resolverlos de forma analítica es prácticamente imposible. (Figura 22)

Los cálculos de esfuerzos determinados por el software siguen el mismo principio que los generados manualmente, con la facilidad de que el software realiza cálculos más complejos e iterativos de forma más eficiente, ahorrando tiempo y disminuyendo errores; hasta encontrar la solución. Por ejemplo la ecuación que determina el esfuerzo de compresión se representa a continuación:

$$\sigma_c = \frac{F}{A} \quad (1)$$

Donde:

$\sigma_c$  = esfuerzo de compresión [N/mm<sup>2</sup>]

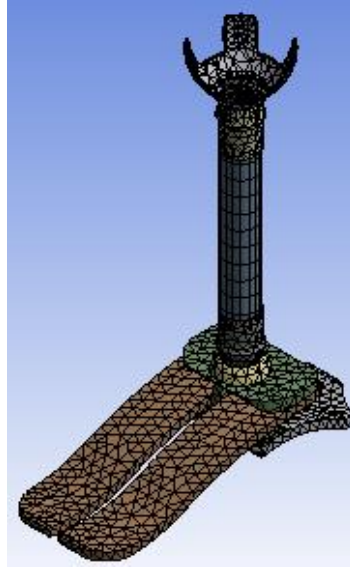
F = fuerza aplicada [N]

A = área donde la fuerza es accionada [mm<sup>2</sup>]

Al aplicar una carga de 340 N, equivalente al peso corporal de una persona media, en el punto centro superior que distribuye la carga para todo el elemento, el cual tiene un área de 706,85 mm<sup>2</sup>.

Se establece el esfuerzo de compresión que soportará la prótesis, igual a 0,4812 N/mm<sup>2</sup>.

Figura 22. Mallado del modelo



Fuentes: Autores

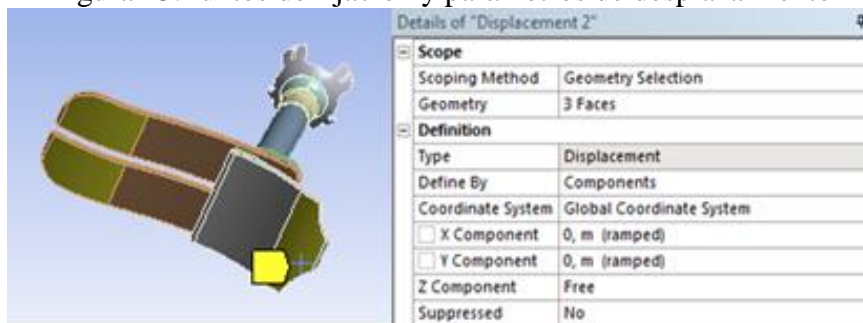
El mallado nos permite verificar que el modelo se encuentra dibujado y ensamblado correctamente, paso fundamental para realizar el análisis de esfuerzos.

#### 5.4.2 *Análisis de deformación*

Para realizar el análisis de deformación se considera a la planta- talón como las áreas más susceptibles de sufrir cambios en su estructura.

##### 5.4.2.1 *Puntos de fijación*

Figura 23. Puntos de fijación y parámetros de desplazamiento



Fuente: Autores

Se aplica la carga en un punto centro, donde la carga pueda ser distribuida a todos los elementos del sólido. El modelo será analizado bajo la aplicación de una fuerza axial, equivalente al peso de una persona promedio.

### 5.4.3 Aplicación de carga

Figura 24. Aplicación de la fuerza



Fuente: Autores

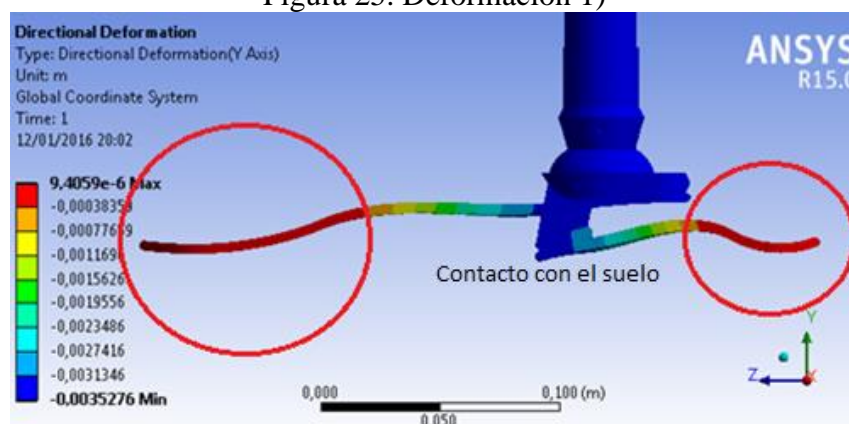
## 5.5 Modelado de la prótesis

A través del software CAD/CAE ANSYS se simulan las condiciones de uso de la prótesis, se evalúa su comportamiento sometida al peso corporal. Se generaron valores de deformación máxima y mínima presentes en cada pieza del prototipo.

**5.5.1 Espesores de estudio.** Se analizaron tres espesores de planta-talón como se muestra a continuación:

- 1) Espesor de 4 mm

Figura 25. Deformación 1)

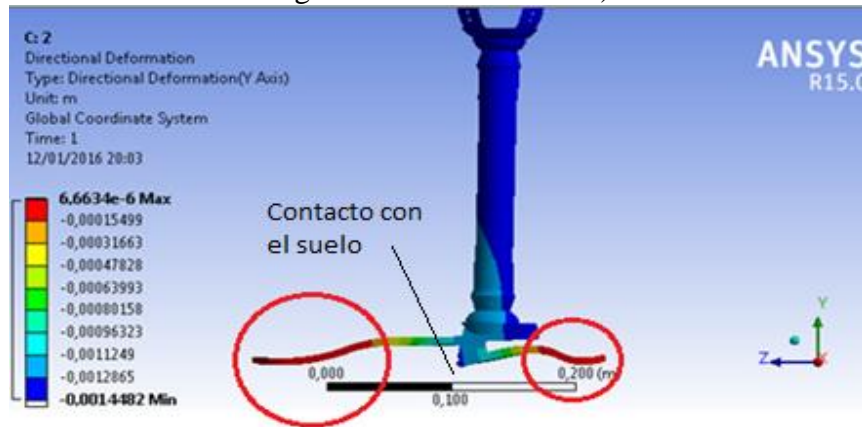


Fuente: Autores

En la figura 25 se visualizó la simulación 1), obteniendo la deformación máxima de  $9,40 \times 10^{-6}$  m y la deformación mínima de -0,00352 m en la planta y talón del elemento; así como también el bastidor entra en contacto con el suelo, provocando fallos.

2) Espesor de 6 mm

Figura 26. Deformación 2)

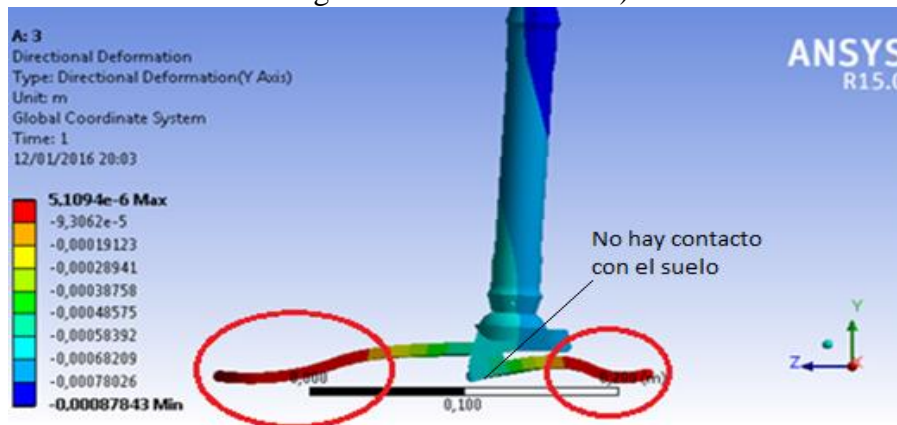


Fuente: Autores

En la figura 26 se muestra la simulación 2), en la cual se tiene la deformación máxima de  $6,66 \times 10^{-6}$  m y la deformación mínima es  $-0,0014$  m, la superficie inferior del bastidor se encuentra muy próxima al suelo, lo cual no es confiable para su construcción porque provocaría fuerzas de reacción y un pronto desgaste de la pieza.

3) Espesor de 8 mm

Figura 27. Deformación 3)

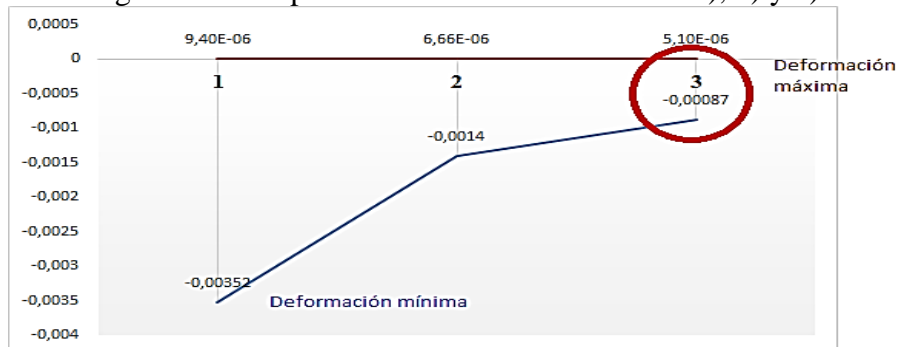


Fuente: Autores

En la figura 27 se concibe la simulación 3), alcanzando la deformación máxima de  $5,10 \times 10^{-6}$  m y la deformación mínima de  $-0,00089$  m. El bastidor se encuentra alejado del piso y las deformaciones se encuentran mejor distribuidas por todo el talón y la planta.

En la figura 28 se compararon las deformaciones obtenidas en las tres simulaciones.

Figura 28. Comparaciones de las simulaciones 1), 2) y 3)



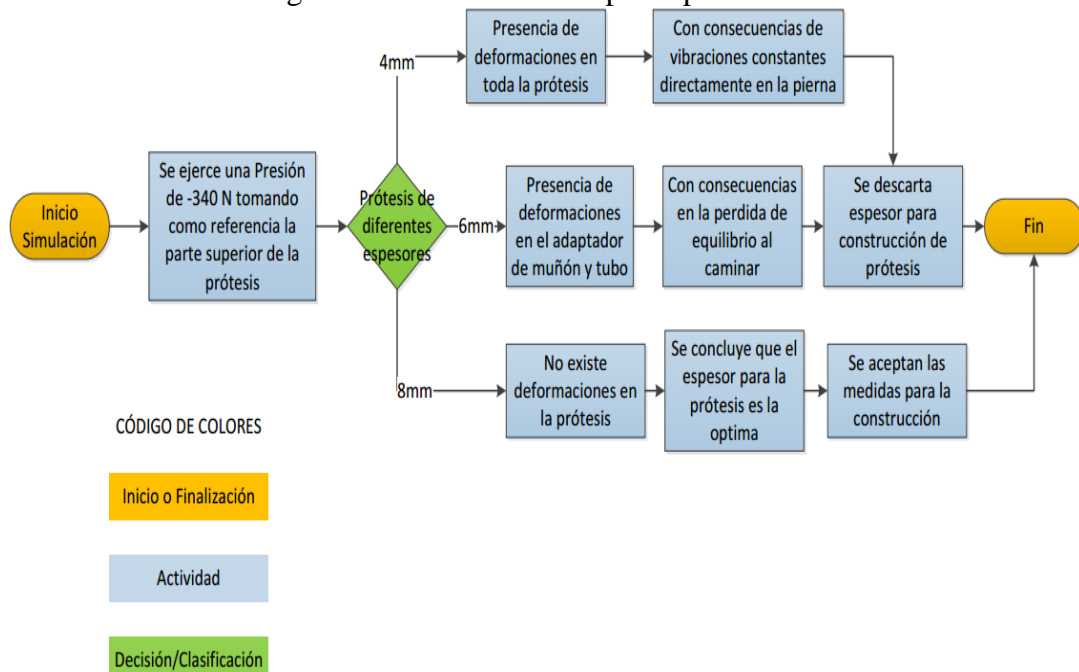
Fuente: Autores

Luego de simular y comparar con tres espesores distintos, se evidenció que la simulación 3) posee las siguientes ventajas: el bastidor no hace contacto con el suelo al estar sujeta a carga, tiene menos deformación respecto a la simulación 1) y 2), facilita su construcción por su geometría porque mientras más delgados los espesores más difícil el proceso de maquinado en el material escogido. Las deformaciones por las que se ve afectada la prótesis son dispersadas de forma más uniforme.

## 5.6 Selección del espesor planta talón

Por tanto se consideró que el espesor de 8 mm es la mejor opción para la construcción del prototipo.

Figura 29. Selección del espesor planta talón



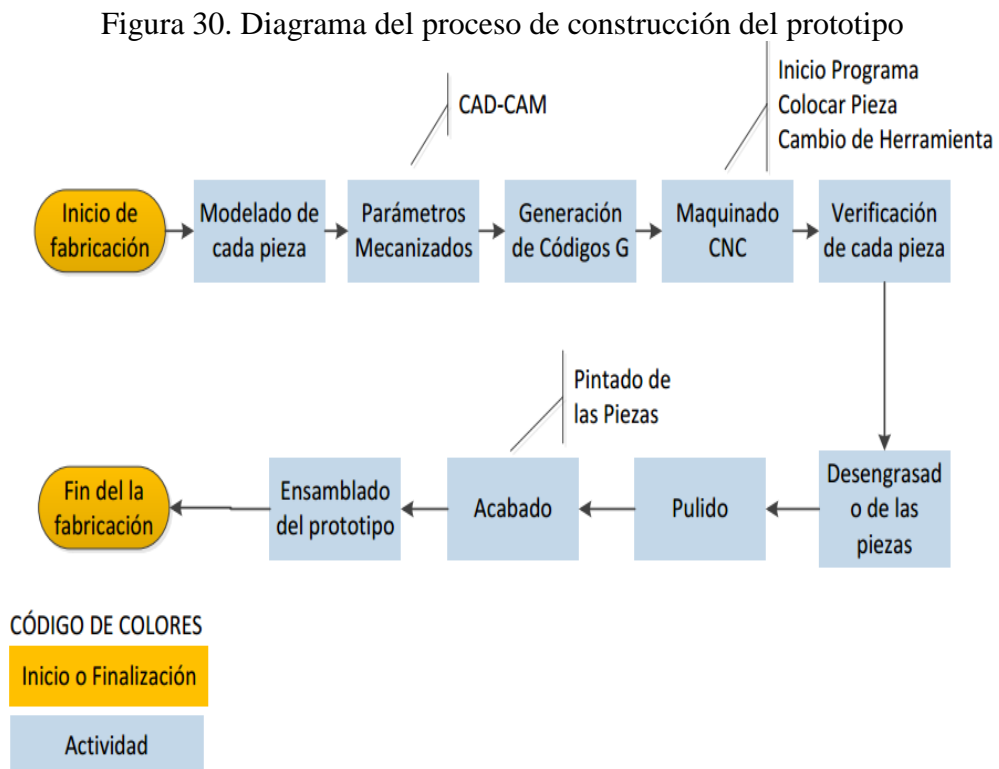
Fuente: Autores

## 5.7 Construcción del prototipo

Luego de modelar y simular el modelo, se procede a la construcción del prototipo. Para realizar la construcción del prototipo se debe exportar el modelo del software CAD al software CAM, en éste caso se utilizó el software NX.

### 5.7.1 Proceso de Construcción del prototipo

El proceso de construcción del prototipo inicia en el software NX, en el cual se fijan los parámetros de mecanizado, se generan los códigos G, se realiza la mecanización en un centro de mecanizado CNC, se hace la verificación cada pieza, se les da un buen acabado superficial mediante la limpieza y pulido. Se efectúa el acople de los componentes.



Fuente: Autores

## 5.8 Construcción del prototipo

Los parámetros de mecanizado se los realiza en función del material a mecanizar, las herramientas a utilizar y la operación de mecanizado seleccionada para dicha labor. A continuación en a tabla 17 se muestra la velocidad de corte y el avance por diente dado para el nylon, según proveedores:

- Desbaste de exterior

Tabla 17. Fresa redonda 12 MM-HSS

Velocidad de corte [m/min]	Avance por diente [mm/diente]
V <sub>c</sub>	Ad
50 – 100	0,2

Fuente: Catálogos Vinil Shop

Se selecciona una velocidad de corte alta, correspondiente a 100 m/min con un avance por diente igual a 0,2 mm/diente obtenidos en tablas de los proveedores, porque el material a trabajarse es de característica suave; de esta forma aseguramos que la herramienta no sufra daños. Para obtener el número de revoluciones del husillo, se acudió a la ecuación (2):

$$N = \frac{V_c \times 1000}{D \times \pi} \quad (2)$$

Donde:

V<sub>c</sub> = velocidad de corte [m/min]

D = diámetro de la herramienta [mm]

N = número de revoluciones del husillo [rpm]

$$N = \frac{100 \text{ m/min} \times 1000}{12 \text{ mm} \times \pi}$$

$$N = 2653 \frac{\text{rev}}{\text{min}}$$

El número de revoluciones del husillo obtenido mediante cálculos es menor que el número de revoluciones máximo del centro de mecanizado Bridgeport VMC 800-22 utilizado, igual a 4500 RPM, por tanto se encuentra en el rango admisible.

La velocidad de avance de la fresa redonda HSS de 12 mm, se halla mediante la ecuación (3).

$$A_v = A_d \times N_d \times N \quad (3)$$

Donde:

$A_v$  = velocidad de avance [mm/min]

$A_d$  = avance por diente [mm/diente]

$N$  = número de revoluciones del husillo [rpm]

$N_d$  = número de dientes de la herramienta

$$A_v = 0,2 \frac{\text{mm}}{\text{diente}} \times 2 \times 2653 \frac{\text{rev}}{\text{min}}$$

$$A_v = 1061 \frac{\text{mm}}{\text{min}}$$

La velocidad de avance de la herramienta obtenida es igual a 1061 mm/min.

- Desbaste de interior

Tabla 18. Fresa plana de 8 MM-HSS

Velocidad de corte [m/min]	Avance por diente [mm/diente]
$V_c$	$A_d$
50 – 100	0,1

Fuente: Catálogos Vinil Shop

Se selecciona una velocidad de corte alta, correspondiente a 100 m/min, porque el material a trabajarse es de característica suave. El número de revoluciones del husillo:

$$N = \frac{V_C \times 1000}{D \times \pi}$$

$$N = \frac{100\text{m/min} \times 1000}{8\text{mm} \times \pi}$$

$$N = 3979 \frac{\text{rev}}{\text{min}}$$

La velocidad de avance para la fresa HSS plana de 8 mm es:

$$A_v = A_d \times N_d \times N$$



$$Av = 0,1 \frac{\text{mm}}{\text{diente}} \times 2 \times 3979 \frac{\text{rev}}{\text{min}}$$

$$Av = 795 \frac{\text{mm}}{\text{min}}$$

- Desbaste de aristas

Tabla 19. Fresa plana de 4 MM-HSS

Velocidad de corte [m/min]	Avance por diente [mm/diente]
Vc	Ad
50 – 100	0,1

Fuente: Catálogos Vinil Shop

El valor de la velocidad de corte tomado de la tabla 19 es un valor intermedio de 75 mm/min, porque la herramienta a utilizar es de espesor mínimo para no desgastar la herramienta. El número de revoluciones del husillo es:

$$N = \frac{VC \times 1000}{D \times \pi}$$

$$N = \frac{75\text{m/min} \times 1000}{4\text{mm} \times \pi}$$

$$N = 5968 \frac{\text{rev}}{\text{min}}$$

Para el número de revoluciones del husillo se tomó el máximo valor en rpm de la máquina el cual es de 4500 rev/min

La velocidad de avance para la herramienta:

$$Av = Ad \times Nd \times N$$

$$Av = 0,1 \frac{\text{mm}}{\text{diente}} \times 2 \times 4500 \frac{\text{rev}}{\text{min}}$$

$$Av = 900 \frac{\text{mm}}{\text{min}}$$

Tabla 20. Parámetros de mecanizados del adaptador simple

Tipo de herramienta	Avance por diente [mm/diente]	Velocidad de corte [m/min]	Número revoluciones [rpm]	Velocidad de avance [mm/min]
Fresa Redonda 12 mm; HSS	0,2	100	2653	1061
Fresa plana 8 mm; HSS	0,1	75	4500	900
Fresa plana 4 mm; HSS	0,1	100	3979	795

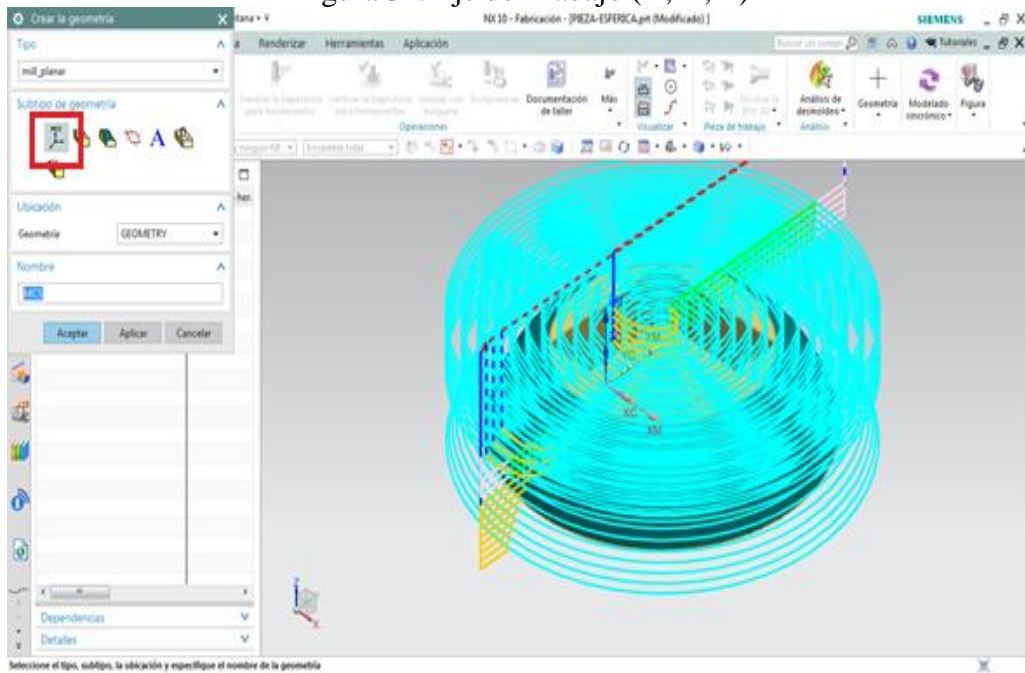
Fuente: Autores

Con los parámetros de mecanización obtenidos previamente para cada pieza, se traslada al software NX e inserta cada uno de ellos, para realizar la simulación del mecanizado antes de proceder a su fabricación.

Una vez ingresados los datos en el programa se procede a realizar una simulación de movimiento de la herramienta, coordenadas de trabajo, tipo de herramienta a utilizar para luego pasar al post procesador y obtener los códigos G.

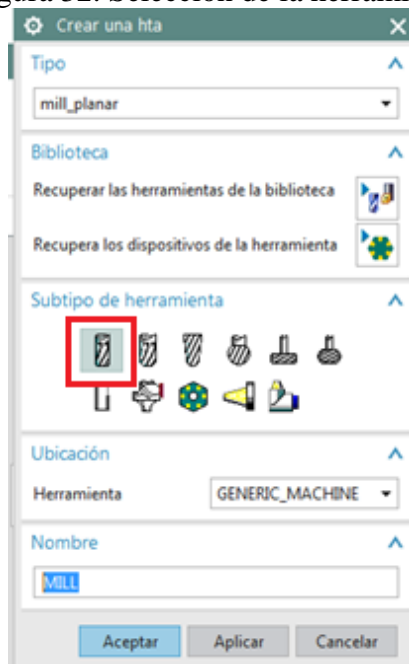
A continuación se exponen de forma gráfica en las figuras de la 31 a la 35 los parámetros de mecanización y simulación realizados para una de las piezas que consta el prototipo la cual es el adaptador simple.

Figura 31. Eje de Trabajo (X, Y, Z)



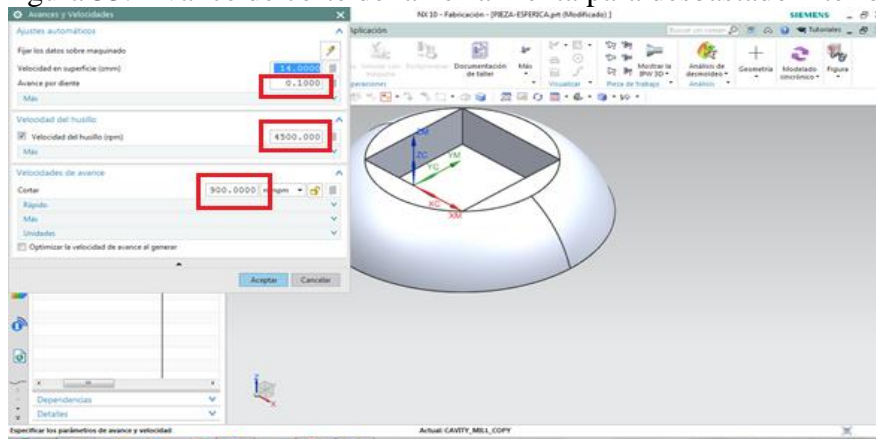
Fuente: Autores

Figura 32. Selección de la herramienta



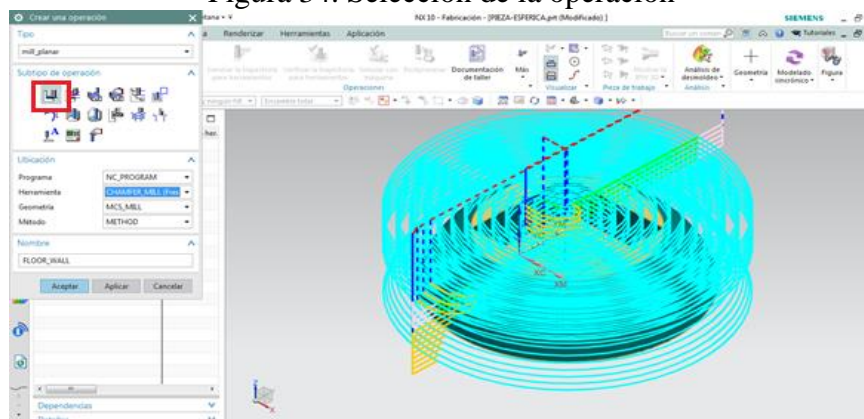
Fuente: Autores

Figura 33. Avance de corte de la herramienta para desbaste interior



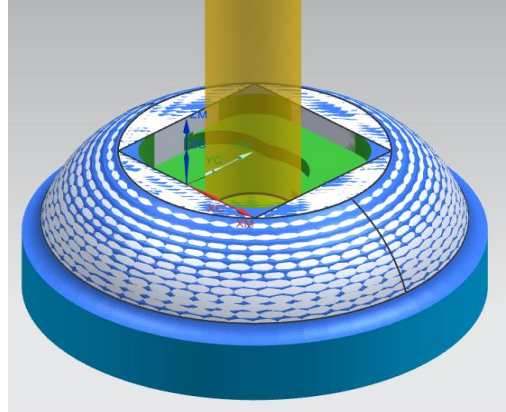
Fuente: Autores

Figura 34. Selección de la operación



Fuente: Autores

Figura 35. Operación de desbaste de interior



Fuente: Autores

## 5.9 Generación de Códigos G

A partir de los parámetros de mecanizado se editaron los códigos G en el software NX, que serán traducidos posteriormente por la máquina CNC.

A continuación se muestra los códigos G para el proceso de fabricación del adaptador simple.

%	N0210 Y.4528	N0450 Y.5315
N0010 G40 G17 G90	N0220 X-.0591	N0460 X-.1378
G70	N0230 Y.3346	N0470 Y.2559
N0020 G91 G28 Z0.0	N0240 X0.0	N0480 X0.0
N0030 T00 M06	N0250 Y.315	N0490 Y.2362
N0040 G00 G90 X0.0	N0260 X.0787	N0500 X.1575
Y.3937 S63662 M03	N0270 Y.4724	N0510 Y.5512
N0050 G43 Z.5906 H00	N0280 X-.0787	N0520 X-.1575
N0060 Z-.0394	N0290 Y.315	N0530 Y.2362
N0070 G01 Y.374 F9.8	N0300 X0.0	N0540 X0.0
M08	N0310 Y.2953	N0550 Y.2165
N0080 X.0197	N0320 X.0984	N0560 X.1772
N0090 Y.4134	N0330 Y.4921	N0570 Y.5709
N0100 X-.0197	N0340 X-.0984	N0580 X-.1772
N0110 Y.374	N0350 Y.2953	N0590 Y.2165
N0120 X0.0	N0360 X0.0	N0600 X0.0
N0130 Y.3543	N0370 Y.2756	N0610 Y.1969
N0140 X.0394	N0380 X.1181	N0620 X.1969
N0150 Y.4331	N0390 Y.5118	N0630 Y.5906
N0160 X-.0394	N0400 X-.1181	N0640 X-.1969
N0170 Y.3543	N0410 Y.2756	N0650 Y.1969
N0180 X0.0	N0420 X0.0	N0660 X0.0
N0190 Y.3346	N0430 Y.2559	N0670 Y.1772
N0200 X.0591	N0440 X.1378	N0680 X.2165

N0690 Y.6102	N1190 Y.0197	N1690 X-.1575
N0700 X-.2165	N1200 X0.0	N1700 Y.2362
N0710 Y.1772	N1210 G00 Z.5906	N1710 X0.0
N0720 X0.0	N1220 Y.3937	N1720 Y.2165
N0730 Y.1575	N1230 Z-.0787	N1730 X.1772
N0740 X.2362	N1240 G01 Y.374	N1740 Y.5709
N0750 Y.6299	N1250 X.0197	N1750 X-.1772
N0760 X-.2362	N1260 Y.4134	N1760 Y.2165
N0770 Y.1575	N1270 X-.0197	N1770 X0.0
N0780 X0.0	N1280 Y.374	N1780 Y.1969
N0790 Y.1378	N1290 X0.0	N1790 X.1969
N0800 X.2559	N1300 Y.3543	N1800 Y.5906
N0810 Y.6496	N1310 X.0394	N1810 X-.1969
N0820 X-.2559	N1320 Y.4331	N1820 Y.1969
N0830 Y.1378	N1330 X-.0394	N1830 X0.0
N0840 X0.0	N1340 Y.3543	N1840 Y.1772
N0850 Y.1181	N1350 X0.0	N1850 X.2165
N0860 X.2756	N1360 Y.3346	N1860 Y.6102
N0870 Y.6693	N1370 X.0591	N1870 X-.2165
N0880 X-.2756	N1380 Y.4528	N1880 Y.1772
N0890 Y.1181	N1390 X-.0591	N1890 X0.0
N0900 X0.0	N1400 Y.3346	N1900 Y.1575
N0910 Y.0984	N1410 X0.0	N1910 X.2362
N0920 X.2953	N1420 Y.315	N1920 Y.6299
N0930 Y.689	N1430 X.0787	N1930 X-.2362
N0940 X-.2953	N1440 Y.4724	N1940 Y.1575
N0950 Y.0984	N1450 X-.0787	N1950 X0.0
N0960 X0.0	N1460 Y.315	N1960 Y.1378
N0970 Y.0787	N1470 X0.0	N1970 X.2559
N0980 X.315	N1480 Y.2953	N1980 Y.6496
N0990 Y.7087	N1490 X.0984	N1990 X-.2559
N1000 X-.315	N1500 Y.4921	N2000 Y.1378
N1010 Y.0787	N1510 X-.0984	N2010 X0.0
N1020 X0.0	N1520 Y.2953	N2020 Y.1181
N1030 Y.0591	N1530 X0.0	N2030 X.2756
N1040 X.3346	N1540 Y.2756	N2040 Y.6693
N1050 Y.7283	N1550 X.1181	N2050 X-.2756
N1060 X-.3346	N1560 Y.5118	N2060 Y.1181
N1070 Y.0591	N1570 X-.1181	N2070 X0.0
N1080 X0.0	N1580 Y.2756	N2080 Y.0984
N1090 Y.0394	N1590 X0.0	N2090 X.2953
N1100 X.3543	N1600 Y.2559	N2100 Y.689
N1110 Y.748	N1610 X.1378	N2110 X-.2953
N1120 X-.3543	N1620 Y.5315	N2120 Y.0984
N1130 Y.0394	N1630 X-.1378	N2130 X0.0
N1140 X0.0	N1640 Y.2559	N2140 Y.0787
N1150 Y.0197	N1650 X0.0	N2150 X.315
N1160 X.374	N1660 Y.2362	N2160 Y.7087
N1170 Y.7677	N1670 X.1575	N2170 X-.315
N1180 X-.374	N1680 Y.5512	N2180 Y.0787

N2190 X0.0	N2690 Y.2953	N3190 Y.1181
N2200 Y.0591	N2700 X0.0	N3200 X.2756
N2210 X.3346	N2710 Y.2756	N3210 Y.6693
N2220 Y.7283	N2720 X.1181	N3220 X-.2756
N2230 X-.3346	N2730 Y.5118	N3230 Y.1181
N2240 Y.0591	N2740 X-.1181	N3240 X0.0
N2250 X0.0	N2750 Y.2756	N3250 Y.0984
N2260 Y.0394	N2760 X0.0	N3260 X.2953
N2270 X.3543	N2770 Y.2559	N3270 Y.689
N2280 Y.748	N2780 X.1378	N3280 X-.2953
N2290 X-.3543	N2790 Y.5315	N3290 Y.0984
N2300 Y.0394	N2800 X-.1378	N3300 X0.0
N2310 X0.0	N2810 Y.2559	N3310 Y.0787
N2320 Y.0197	N2820 X0.0	N3320 X.315
N2330 X.374	N2830 Y.2362	N3330 Y.7087
N2340 Y.7677	N2840 X.1575	N3340 X-.315
N2350 X-.374	N2850 Y.5512	N3350 Y.0787
N2360 Y.0197	N2860 X-.1575	N3360 X0.0
N2370 X0.0	N2870 Y.2362	N3370 Y.0591
N2380 G00 Z.5906	N2880 X0.0	N3380 X.3346
N2390 Y.3937	N2890 Y.2165	N3390 Y.7283
N2400 Z-.1181	N2900 X.1772	N3400 X-.3346
N2410 G01 Y.374	N2910 Y.5709	N3410 Y.0591
N2420 X.0197	N2920 X-.1772	N3420 X0.0
N2430 Y.4134	N2930 Y.2165	N3430 Y.0394
N2440 X-.0197	N2940 X0.0	N3440 X.3543
N2450 Y.374	N2950 Y.1969	N3450 Y.748
N2460 X0.0	N2960 X.1969	N3460 X-.3543
N2470 Y.3543	N2970 Y.5906	N3470 Y.0394
N2480 X.0394	N2980 X-.1969	N3480 X0.0
N2490 Y.4331	N2990 Y.1969	N3490 Y.0197
N2500 X-.0394	N3000 X0.0	N3500 X.374
N2510 Y.3543	N3010 Y.1772	N3510 Y.7677
N2520 X0.0	N3020 X.2165	N3520 X-.374
N2530 Y.3346	N3030 Y.6102	N3530 Y.0197
N2540 X.0591	N3040 X-.2165	N3540 X0.0
N2550 Y.4528	N3050 Y.1772	N3550 G00 Z.5906
N2560 X-.0591	N3060 X0.0	N3560 Y.3937
N2570 Y.3346	N3070 Y.1575	N3570 Z-.1575
N2580 X0.0	N3080 X.2362	N3580 G01 Y.374
N2590 Y.315	N3090 Y.6299	N3590 X.0197
N2600 X.0787	N3100 X-.2362	N3600 Y.4134
N2610 Y.4724	N3110 Y.1575	N3610 X-.0197
N2620 X-.0787	N3120 X0.0	N3620 Y.374
N2630 Y.315	N3130 Y.1378	N3630 X0.0
N2640 X0.0	N3140 X.2559	N3640 Y.3543
N2650 Y.2953	N3150 Y.6496	N3650 X.0394
N2660 X.0984	N3160 X-.2559	N3660 Y.4331
N2670 Y.4921	N3170 Y.1378	N3670 X-.0394
N2680 X-.0984	N3180 X0.0	N3680 Y.3543

N3690 X0.0	N4190 X.2165	N4690 X-.374
N3700 Y.3346	N4200 Y.6102	N4700 Y.0197
N3710 X.0591	N4210 X-.2165	N4710 X0.0
N3720 Y.4528	N4220 Y.1772	N4720 G00 Z.5906
N3730 X-.0591	N4230 X0.0	N4730 Y.3937
N3740 Y.3346	N4240 Y.1575	N4740 Z-.1969
N3750 X0.0	N4250 X.2362	N4750 G01 Y.374
N3760 Y.315	N4260 Y.6299	N4760 X.0197
N3770 X.0787	N4270 X-.2362	N4770 Y.4134
N3780 Y.4724	N4280 Y.1575	N4780 X-.0197
N3790 X-.0787	N4290 X0.0	N4790 Y.374
N3800 Y.315	N4300 Y.1378	N4800 X0.0
N3810 X0.0	N4310 X.2559	N4810 Y.3543
N3820 Y.2953	N4320 Y.6496	N4820 X.0394
N3830 X.0984	N4330 X-.2559	N4830 Y.4331
N3840 Y.4921	N4340 Y.1378	N4840 X-.0394
N3850 X-.0984	N4350 X0.0	N4850 Y.3543
N3860 Y.2953	N4360 Y.1181	N4860 X0.0
N3870 X0.0	N4370 X.2756	N4870 Y.3346
N3880 Y.2756	N4380 Y.6693	N4880 X.0591
N3890 X.1181	N4390 X-.2756	N4890 Y.4528
N3900 Y.5118	N4400 Y.1181	N4900 X-.0591
N3910 X-.1181	N4410 X0.0	N4910 Y.3346
N3920 Y.2756	N4420 Y.0984	N4920 X0.0
N3930 X0.0	N4430 X.2953	N4930 Y.315
N3940 Y.2559	N4440 Y.689	N4940 X.0787
N3950 X.1378	N4450 X-.2953	N4950 Y.4724
N3960 Y.5315	N4460 Y.0984	N4960 X-.0787
N3970 X-.1378	N4470 X0.0	N4970 Y.315
N3980 Y.2559	N4480 Y.0787	N4980 X0.0
N3990 X0.0	N4490 X.315	N4990 Y.2953
N4000 Y.2362	N4500 Y.7087	N5000 X.0984
N4010 X.1575	N4510 X-.315	N5010 Y.4921
N4020 Y.5512	N4520 Y.0787	N5020 X-.0984
N4030 X-.1575	N4530 X0.0	N5030 Y.2953
N4040 Y.2362	N4540 Y.0591	N5040 X0.0
N4050 X0.0	N4550 X.3346	N5050 Y.2756
N4060 Y.2165	N4560 Y.7283	N5060 X.1181
N4070 X.1772	N4570 X-.3346	N5070 Y.5118
N4080 Y.5709	N4580 Y.0591	N5080 X-.1181
N4090 X-.1772	N4590 X0.0	N5090 Y.2756
N4100 Y.2165	N4600 Y.0394	N5100 X0.0
N4110 X0.0	N4610 X.3543	N5110 Y.2559
N4120 Y.1969	N4620 Y.748	N5120 X.1378
N4130 X.1969	N4630 X-.3543	N5130 Y.5315
N4140 Y.5906	N4640 Y.0394	N5140 X-.1378
N4150 X-.1969	N4650 X0.0	N5150 Y.2559
N4160 Y.1969	N4660 Y.0197	N5160 X0.0
N4170 X0.0	N4670 X.374	N5170 Y.2362
N4180 Y.1772	N4680 Y.7677	N5180 X.1575

N5190 Y.5512	N5690 Y.0787	N6190 X-.0984
N5200 X-.1575	N5700 X0.0	N6200 Y.2953
N5210 Y.2362	N5710 Y.0591	N6210 X0.0
N5220 X0.0	N5720 X.3346	N6220 Y.2756
N5230 Y.2165	N5730 Y.7283	N6230 X.1181
N5240 X.1772	N5740 X-.3346	N6240 Y.5118
N5250 Y.5709	N5750 Y.0591	N6250 X-.1181
N5260 X-.1772	N5760 X0.0	N6260 Y.2756
N5270 Y.2165	N5770 Y.0394	N6270 X0.0
N5280 X0.0	N5780 X.3543	N6280 Y.2559
N5290 Y.1969	N5790 Y.748	N6290 X.1378
N5300 X.1969	N5800 X-.3543	N6300 Y.5315
N5310 Y.5906	N5810 Y.0394	N6310 X-.1378
N5320 X-.1969	N5820 X0.0	N6320 Y.2559
N5330 Y.1969	N5830 Y.0197	N6330 X0.0
N5340 X0.0	N5840 X.374	N6340 Y.2362
N5350 Y.1772	N5850 Y.7677	N6350 X.1575
N5360 X.2165	N5860 X-.374	N6360 Y.5512
N5370 Y.6102	N5870 Y.0197	N6370 X-.1575
N5380 X-.2165	N5880 X0.0	N6380 Y.2362
N5390 Y.1772	N5890 G00 Z.5906	N6390 X0.0
N5400 X0.0	N5900 Y.3937	N6400 Y.2165
N5410 Y.1575	N5910 Z-.2362	N6410 X.1772
N5420 X.2362	N5920 G01 Y.374	N6420 Y.5709
N5430 Y.6299	N5930 X.0197	N6430 X-.1772
N5440 X-.2362	N5940 Y.4134	N6440 Y.2165
N5450 Y.1575	N5950 X-.0197	N6450 X0.0
N5460 X0.0	N5960 Y.374	N6460 Y.1969
N5470 Y.1378	N5970 X0.0	N6470 X.1969
N5480 X.2559	N5980 Y.3543	N6480 Y.5906
N5490 Y.6496	N5990 X.0394	N6490 X-.1969
N5500 X-.2559	N6000 Y.4331	N6500 Y.1969
N5510 Y.1378	N6010 X-.0394	N6510 X0.0
N5520 X0.0	N6020 Y.3543	N6520 Y.1772
N5530 Y.1181	N6030 X0.0	N6530 X.2165
N5540 X.2756	N6040 Y.3346	N6540 Y.6102
N5550 Y.6693	N6050 X.0591	N6550 X-.2165
N5560 X-.2756	N6060 Y.4528	N6560 Y.1772
N5570 Y.1181	N6070 X-.0591	N6570 X0.0
N5580 X0.0	N6080 Y.3346	N6580 Y.1575
N5590 Y.0984	N6090 X0.0	N6590 X.2362
N5600 X.2953	N6100 Y.315	N6600 Y.6299
N5610 Y.689	N6110 X.0787	N6610 X-.2362
N5620 X-.2953	N6120 Y.4724	N6620 Y.1575
N5630 Y.0984	N6130 X-.0787	N6630 X0.0
N5640 X0.0	N6140 Y.315	N6640 Y.1378
N5650 Y.0787	N6150 X0.0	N6650 X.2559
N5660 X.315	N6160 Y.2953	N6660 Y.6496
N5670 Y.7087	N6170 X.0984	N6670 X-.2559
N5680 X-.315	N6180 Y.4921	N6680 Y.1378



N6690 X0.0	N7260 X0.0	N7760 X.2362
N6700 Y.1181	N7270 Y.315	N7770 Y.6299
N6710 X.2756	N7280 X.0787	N7780 X-.2362
N6720 Y.6693	N7290 Y.4724	N7790 Y.1575
N6730 X-.2756	N7300 X-.0787	N7800 X0.0
N6740 Y.1181	N7310 Y.315	N7810 Y.1378
N6750 X0.0	N7320 X0.0	N7820 X.2559
N6760 Y.0984	N7330 Y.2953	N7830 Y.6496
N6770 X.2953	N7340 X.0984	N7840 X-.2559
N6780 Y.689	N7350 Y.4921	N7850 Y.1378
N6790 X-.2953	N7360 X-.0984	N7860 X0.0
N6800 Y.0984	N7370 Y.2953	N7870 Y.1181
N6810 X0.0	N7380 X0.0	N7880 X.2756
N6820 Y.0787	N7390 Y.2756	N7890 Y.6693
N6830 X.315	N7400 X.1181	N7900 X-.2756
N6840 Y.7087	N7410 Y.5118	N7910 Y.1181
N6850 X-.315	N7420 X-.1181	N7920 X0.0
N6860 Y.0787	N7430 Y.2756	N7930 Y.0984
N6870 X0.0	N7440 X0.0	N7940 X.2953
N6880 Y.0591	N7450 Y.2559	N7950 Y.689
N6890 X.3346	N7460 X.1378	N7960 X-.2953
N6900 Y.7283	N7470 Y.5315	N7970 Y.0984
N6910 X-.3346	N7480 X-.1378	N7980 X0.0
N6920 Y.0591	N7490 Y.2559	N7990 Y.0787
N6930 X0.0	N7500 X0.0	N8000 X.315
N6940 Y.0394	N7510 Y.2362	N8010 Y.7087
N6950 X.3543	N7520 X.1575	N8020 X-.315
N6960 Y.748	N7530 Y.5512	N8030 Y.0787
N6970 X-.3543	N7540 X-.1575	N8040 X0.0
N6980 Y.0394	N7550 Y.2362	N8050 Y.0591
N6990 X0.0	N7560 X0.0	N8060 X.3346
N7000 Y.0197	N7570 Y.2165	N8070 Y.7283
N7010 X.374	N7580 X.1772	N8080 X-.3346
N7020 Y.7677	N7590 Y.5709	N8090 Y.0591
N7030 X-.374	N7600 X-.1772	N8100 X0.0
N7040 Y.0197	N7610 Y.2165	N8110 Y.0394
N7050 X0.0	N7620 X0.0	N8120 X.3543
N7060 G00 Z.5906	N7630 Y.1969	N8130 Y.748
N7120 X-.0197	N7640 X.1969	N8140 X-.3543
N7130 Y.374	N7650 Y.5906	N8150 Y.0394
N7160 X.0394	N7660 X-.1969	N8160 X0.0
N7170 Y.4331	N7670 Y.1969	N8170 Y.0197
N7180 X-.0394	N7680 X0.0	N8180 X.374
N7190 Y.3543	N7690 Y.1772	N8190 Y.7677
N7200 X0.0	N7700 X.2165	N8200 X-.374
N7210 Y.3346	N7710 Y.6102	N8210 Y.0197
N7220 X.0591	N7720 X-.2165	N8220 X0.0
N7230 Y.4528	N7730 Y.1772	N8230 G00 Z.5906
N7240 X-.0591	N7740 X0.0	N8240 M02
N7250 Y.3346	N7750 Y.1575	

## 5.10 Maquinado del prototipo

El mecanizado de las piezas fue realizado a través de un centro de mecanizado de dos y tres ejes.

Los procesos de mecanizado consisten en ir arrancando material sobrante hasta obtener la geometría deseada, para ello se hace incidir una herramienta afilada contra la pieza, el contacto se realiza a elevada velocidad y presión, generando la suficiente fuerza para deformar y fracturar una parte de la pieza. Los diferentes métodos de mecanizado se obtienen variando la velocidad de contacto y la forma de la herramienta, por lo que en cada método se obtienen distintas geometrías.

Al mecanizar una pieza en una máquina CNC, la herramienta de corte es la que gira mientras que la pieza se desplaza, el control numérico computarizado es el que realiza todas las tareas luego de que el operario coloca la pieza en la máquina, antes del mecanizado se programa la máquina con todas las instrucciones para ejecutar el trabajo, las cuales son efectuadas paso a paso. A continuación se observa el mecanizado de la planta, en las figura 36.

Figura 36. Mecanizado CNC de la planta



Fuente: Autores

Los componentes protésicos fabricados se enlistan a continuación:

- Acople simple, en número de dos.
- Acople de laminación.

- Bastidor.
- Planta.
- Talón.
- Tubo.
- Adaptador, en número de dos.

En la figura 37 se muestra los distintos elementos de la prótesis:

Figura 37 Partes del prototipo



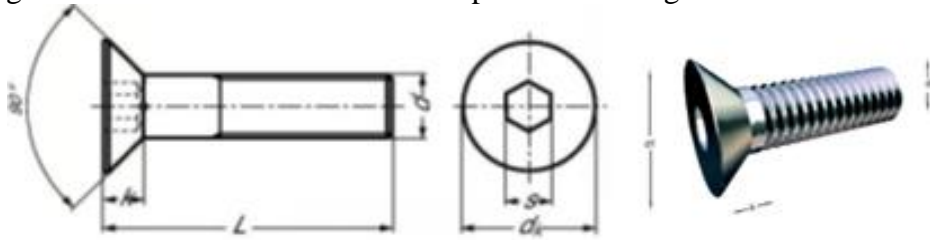
Fuente: Autores

### 5.11 Ensamble

A nivel industrial existen diversas formas para unir las partes de un prototipo protésico, que por sus exigencias estéticas y funcionales, cumplen de manera satisfactoria el fin para el que fueron creados, entonces sus sistemas de unión deben garantizar resistencia necesaria a sus elementos. Los sistemas de unión a utilizar en el prototipo son: tornillos de cabeza avellanada plana con hexágono interior (Figura 38) y espárragos roscados con hexágono interior punta plana (Figura 39).

El tornillo es un elemento de fijación utilizado para neutralizar fuerzas de arranque, orientadas según la dirección del vástago. Los espárragos son tornillos sin cabeza que van roscados desde sus extremos, se emplean principalmente para asegurar piezas acopladas, que no deban desplazarse longitudinalmente ni girar. En las tablas 21 y 22 se selecciona los tornillos y espárragos respectivamente, considerando las especificaciones y funciones del prototipo para un correcto ajuste de cada componente.

Figura 38. Tornillo cabeza avellanada plana con hexágono interior DIN 7991



Fuente: Catálogos Alacer

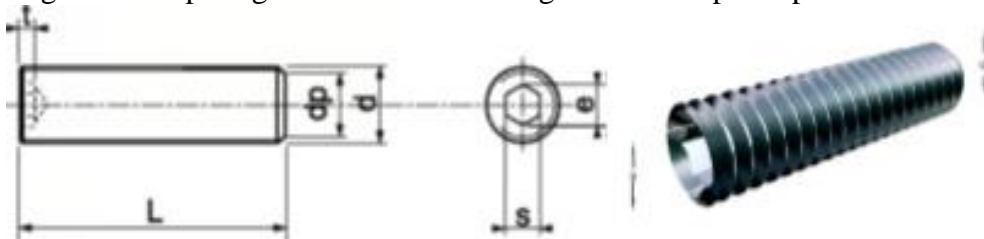
Tabla 21. Tornillo cabeza avellanada plana con hexágono interior DIN 7991

d	M3	M4	M5	M6	M8	M10
L	12	14	16	18	22	26
d <sub>k</sub>	6	8	10	12	16	20
k	1,7	2,3	2,8	3,3	4,4	5,5
s	2	2,5	3	4	5	6
t	1,2	1,8	2,3	2,5	3,5	4,4

Fuente: Catálogos Alacer

Los elementos de fijación designados y normalizados son tornillos cabeza avellanada plana con hexágono interior DIN-7991.

Figura 39. Espárragos roscados con hexágono interior punta plana DIN 913



Fuente: Catálogos Alacer

Tabla 22. Dimensiones DIN espárrago roscado con hexágono interior punta plana

L	d					
	M3	M4	M5	M6	M8	M10
d	2	2,5	3,5	4	5,5	7
t	1,2	1,5	2	2	3	4
e	1,73	2,3	2,87	3,44	4,58	5,72
s	1,5	2	2,5	3	4	5

Fuente: Catálogos Alacer

Los elementos de acople designados y normalizados es espárrago roscado con hexágono interior punta plana DIN-913.

El prototipo terminado se observa en los planos.

## CAPÍTULO VI

### 6. COSTO DE FABRICACIÓN DEL PROTOTIPO

#### 6.1 Costo de Fabricación

Para la construcción del prototipo utilizamos nylon nitanyl como materia prima, a éste valor se añaden los costos de mano de obra y los costos indirectos de fabricación como: utilización de la máquina, tornillos para el ensamble del prototipo, lija y laca para darle un acabado superficial. A continuación en la tabla 23 se detallan los costos de fabricación:

Tabla 23. Costo de Fabricación del prototipo [USD]

Ítem	Valor
Materia Prima Directa	160
Mano de Obra Directa	85
Costos Indirectos de Fabricación	442
Costo Total	<b>687</b>

Fuente: Autores

Los costos de fabricación del prototipo ascienden a un total de \$687,00. Los costos generales del trabajo, se describen a continuación en la tabla 24.

Tabla 24. Costos Generales [USD]

Ítem	Valor
Equipo	200
Construcción del prototipo	687
Visita técnica	60
Transporte	100
Impresiones	50
Costos Total	<b>1097</b>

Fuente: Autores

Los costos generales del trabajo de titulación alcanzan el valor 1097.

## CAPÍTULO VII

### 7. CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES

#### 7.1 Conclusiones

Al analizar el mercado de prótesis, se halló que existen 300 000 personas con discapacidad, de las cuales el 36% poseen discapacidad física motora (108 000). Se eligió la prótesis transtibial por el mayor porcentaje de casos existentes en el Hospital Abel Gilbert Pontón de la ciudad de Guayaquil, equivalente al 41,4% del total de casos.

El pie dinámico seleccionado para el modelado, se consideró en base al nivel de actividad del usuario de acuerdo a las actividades cotidianas que realizará, la mayor movilidad y facilidad para la deambulación, mayor confort, fácil mantenimiento y accesibilidad al cambio y/o reposición de partes y piezas.

Del análisis estructural del modelo, se determinó como material óptimo de construcción del prototipo el nylon nitanyl debido a que es un material liviano, no es un buen conductor de electricidad, posee alto coeficiente de elasticidad, excelentes características resistentes a esfuerzos, a deformaciones elásticas, bajo costo y facilidad de adquisición.

El costo de fabricación del prototipo obtenido es \$ 687,00. Los costos se elevan por la fabricación unitaria y la tecnología CNC aplicada.

#### 7.2 Recomendaciones

Realizar un estudio complementario antropométrico para dimensionar paramétricamente las prótesis acorde a las características de nuestra población, de forma que sean producidas en el país.

Realizar pruebas con otros materiales como por ejemplo fibra de carbono, y someterlo a ensayos de: deformación, resistencia tensionales, flexión y tracción, con el objetivo de comparar los resultados obtenidos y posiblemente obtener mejores condiciones de funcionamiento.

## BIBLIOGRAFÍA

**ALÓS VILLACROSA, J. 2008.** Amputaciones del miembro inferior en cirugía vascular. s.l. : Glosa S.A., 2008.

**Asociación Española de Normalización y Certificación. 2010.** <http://www.insht.es>. <http://www.insht.es>. [En línea] 2010. [Citado el: 21 de Octubre de 2015.] <http://www.insht.es/Ergonomia2/Contenidos/Promocionales/Diseno%20del%20puesto/DTEAntropometriaDP.pdf>.

**Association, Eastin. s.f.** <http://www.eastin.eu>. <http://www.eastin.eu>. [En línea] s.f. [Citado el: 19 de Agosto de 2015.] <http://www.eastin.eu/es-es/searches/products/index>.

Avances en prótesis: Una mirada al presente y al futuro. **García S., Daniela y Espinoza V., María José. 2014.** 2014, Rev. Med. Clin. Condes, págs. 281-285.

**CARRILLO, C. 2007.** Diseño y fabricación de una prótesis de pie de respuesta dinámica en fibra de carbono. Bogotá : IFMBE Proceedings, 2007.

**CHAPRA, S. C. 2015.** Metodos numericos para ingenieros. s.l. : MCGRAW-HILL, 2015.

**CORBI SOLER, F. 2008.** Biomecánica del pie. s.l. : Lulu.com, 2008.

**CRIOLLO, R. 2013.** Diseño concurrente para una prótesis de pie. Caracas : s.n., 2013.

**FIELD, D. 2007.** Anatomía y movimiento humano. Estructura y Funcionamiento. s.l. : Paidotribo, 2007.

**Guzñay Cordero, Andrés Esteban; Calle Arévalo, Luis Alfredo. 2015.** [dspace.up.edu.ec](http://dspace.up.edu.ec). Diseño y construcción de una prótesis de miembro inferior monitoreado desde un computador personal. [En línea] 2015. [Citado el: 02 de Julio de 2015.] <http://dspace.ups.edu.ec/bitstream/123456789/8843/1/UPS-CT005042.pdf>.

**HAWKES, B. 1989.** The CAD/CAM Process. Madrid : PARANINFO S.A., 1989.

**KAPANDJI, A. I. 2006.** Fisiología articular. Madrid : Panamericana, 2006.

**KENDALL, K. E. 2011.** Análisis de Diseño y Sistemas. México : Pearson Education, 2011. pág. 600.

**LÓPEZ MARTÍN, B. s.f.** Amputaciones. [aut. libro] Beatriz López Martín. Amputaciones. s.f., pág. 174.

Manual protésico: Materiales usados en la protésica. Segunda parte. **Uellendahl, Jack E. 1998.** 1998, inMotion, Vol. 8.

Materiales usados en la protésica. Primera parte. **Uellendahl, Jack E. 1998.** 5, Septiembre/ Octubre de 1998, inMotion, Vol. 8.

**NUÑEZ, M. 2006.** Biomecánica, medicina y cirugía del pie. Barcelona : Masson, 2006.

**Ottobock. 2015.** <http://www.ottobock.com/>. <http://www.ottobock.com/>. [En línea] 2015. [Citado el: 08 de Julio de 2015.]  
[http://professionals.ottobock.es/cps/rde/xchg/ob\\_es\\_es/hs.xsl/603.html](http://professionals.ottobock.es/cps/rde/xchg/ob_es_es/hs.xsl/603.html).

**Pecho Vega, Agustín. 2008.** Cirugía, Ortopedia y Traumatología. Semiología de la pierna, tobillo y pie. [En línea] 2008. [Citado el: 11 de Julio de 2015.]  
[http://sisbib.unmsm.edu.pe/bibvirtual/libros/medicina/cirugia/tomo\\_ii/indice.htm](http://sisbib.unmsm.edu.pe/bibvirtual/libros/medicina/cirugia/tomo_ii/indice.htm).

**SILBERMAN, F. S. 2011.** Ortopedia y Traumatología. s.l. : Médica Panamericana, 2011.

**Silva-Moreno, Alejandra A. 2004.** Extenso\_Biomecánica. Extenso\_Biomecánica. [En línea] 2004. [Citado el: 03 de Mayo de 2015.]  
[http://congresos.cio.mx/1\\_enc\\_mujer/files/Extensos/Oral/Oral%2009.pdf](http://congresos.cio.mx/1_enc_mujer/files/Extensos/Oral/Oral%2009.pdf).

**SMITH, W. F. 2004.** Fundamentos de la Ciencia e Ingeniería de los Materiales. Madrid : Paraninfa, 2004.

**TESTUT, L. 2004.** Compendio de anatomía descriptiva. España : Elsevier, 2004.

**WILSON, S. F. 2002.** Manual Oxford de medicina deportiva. s.l. : Paidotribo, 2002.



