

TRABAJO ESPECIAL DE GRADO

DISEÑO CONCURRENTENTE PARA UNA PRÓTESIS PARA PIE

Presentado ante la ilustre
Universidad Central de Venezuela,
por los Bachilleres:
Criollo R., Gianfranco.
Valles V., Johanna A.
para optar al Título de
Ingeniero Mecánico.

Caracas, 2013

TRABAJO ESPECIAL DE GRADO

DISEÑO CONCURRENTENTE PARA UNA PRÓTESIS PARA PIE

Tutor Académico: Prof. Othman Falcón.

Presentado ante la ilustre
Universidad Central de Venezuela,
por los Bachilleres:
Criollo R., Gianfranco.
Valles V., Johanna A.
para optar al Título de
Ingeniero Mecánico.

Caracas, 2013



ACTA

Los abajo firmantes, Miembros del Jurado Examinador designado por el Consejo de Escuela de Ingeniería Mecánica para evaluar el Trabajo Especial de Grado presentado por los Bachilleres:

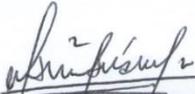
Johanna Valles y Gianfranco Criollo

Titulado

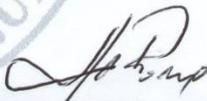
“Diseño Concurrente para una Prótesis para Pie”

Consideran que el mismo cumple con los requisitos exigidos por el Plan de Estudios conducente al Título de Ingeniero Mecánico.

Acta se levanta en la ciudad de Caracas, a los trece días del mes de junio del año dos mil trece.


Prof. Manuel Martínez
Jurado




Prof. José Gregorio La Riva
Jurado

Prof. Víctor Othman Falcón
Tutor

ACTA

DEDICATORIA

Este trabajo especial de grado es el final de una cúspide que logré alcanzar gracias a las enseñanzas y motivaciones de mis ejemplos a seguir, donde sea que estén este trabajo es por y para ustedes, los amo. Si alguien se merece el fruto de esta cúspide es mi tía, ha estado en el peor momento de mi vida y desde entonces ha estado conmigo en lo bueno y lo malo.

Gianfranco Criollo R.

DEDICATORIA

A mis padres, por enseñarme que el que persevera alcanza sus metas y que no importa que tan difícil es el camino porque el esfuerzo siempre es recompensado. Sin su apoyo este sueño no hubiese sido posible.

Johanna A. Valles V.

AGRADECIMIENTOS

Agradezco a mis padres por haberme enseñado a ser una persona de bien, con principios y tener fortaleza frente a las adversidades, sin ellos como motivación dudo haber estado escribiendo estas líneas. A mi mama no me alcanzaran las manera de agradecerte lo que has hecho por mí, has sido mi madre y mi padre, decir más sobrarían las palabras.

A mi compañera de tesis Johanna “Ñera” gracias por confiar en mí para este proyecto que nos ha dejado muchas enseñanzas tanto técnicas como de vida, tu compañía hizo más que agradable este tiempo de hostilidades. Empezamos como compañeros y terminamos como amigos gracias por ser mi confidente y permitirme ser el tuyo, gracias por todo y disculpa lo malo. Antonio gracias por colaborar con nosotros y tenernos tanta paciencia.

A mi familia por hacer que la ausencia de mis padres fuese lo menos dolorosa. Mi Papa Franco, mi tía Luisa, Ángela, José Tomas y Lisbeth gracias por ayudarme tantas veces y estar tan pendientes de mí. Pablo, Ariadna y Nicol no sentí la necesidad de tener hermanos ustedes fastidian como por diez.

Al señor Peraza y al Ingeniero Gustavo por su colaboración y enseñanzas en el taller. Al profesor Chacón por orientarnos con la fibra de carbono.

Andreyana gracias por todos los momentos que pasamos juntos, por tu apoyo incondicional, y por hacerme creer en mí, no te olvidaré nunca.

Yoana y Carlos mis hermanos del alma y compañeros de mil batallas, Martha, Sergio y Andrea mis mejores amigos, estuvieron siempre que los necesite, y me orientaron cuando lo ameritaba. La 018!! Gabo, Maye, Chad, Chel, Tino, Mariano, Moises hicieron que disfrutara el tiempo en la Universidad. Por último el equipo al que me considero fanático de corazón Real Ingenieria me dejó muchas enseñanzas fuera de lo futbolístico, Edu y Roberto para mí son los káisers del deporte más bonito del mundo.

Gianfranco Criollo R.

AGRADECIMIENTOS

Gracias a todas aquellas personas que directa o indirectamente hicieron posible la realización de este Trabajo Especial de Grado, principalmente quisiera agradecer a los técnicos del taller mecánico de Corpórea U.C.V ya que sin su colaboración y guía este trabajo estaría incompleto.

Gracias a mi compañero Gianfranco Criollo por haber compartido conmigo este camino lleno de altos y bajos, sin ti hubiese perdido la cabeza. A mis amigos y familiares les agradezco sus palabras de aliento y motivación, me ayudaron a enfocarme en mi meta y a no desfallecer.

Una vez más mil gracias.

Johanna A. Valles V.

RESUMEN

Criollo R., Gianfranco; Valles V. Johanna A.

DISEÑO CONCURRENTENTE PARA UNA PRÓTESIS PARA PIE

Tutor académico: Prof. Othman Falcón. Tesis. Caracas, U.C.V. Facultad de Ingeniería. Escuela de Ingeniería Mecánica. 2013, 82p

Palabras clave: prótesis, pie, fibra de carbono.

El presente trabajo tiene como objetivo diseñar, analizar, simular y manufacturar un prototipo de prótesis de pie de respuesta dinámica para individuos con amputaciones transtibiales, con la finalidad de llevar a cabo a nivel nacional la fabricación del producto, a objeto de disminuir el precio y mejorar su disponibilidad.

El trabajo abarca el proceso de elaboración de un pie protésico, partiendo de un diseño dirigido a personas con niveles de movilidad que le permita deambular en espacios abiertos sin restricciones con un peso de hasta 80kg, seguido por el modelado 3D y simulación de la pieza a través de un software computacional CAD/CAM/CAE y finalizando con la manufactura y ensayo del prototipo. Las simulaciones computacionales se basaron en el método de elementos finitos y se evaluaron las fuerzas de reacción generadas en las tres etapas principales de la marcha humana: contacto talón, apoyo medio y despegue. Para la elaboración de la pieza se empleó fibra de carbono pre-impregnada con resina termoplástica para las quillas y aluminio 6261 T6 para los demás elementos. Una vez fabricado el prototipo se realizaron ensayos mecánicos con el fin de evaluar el comportamiento de la prótesis y verificar los resultados obtenidos en el software computacional.

ÍNDICE GENERAL

ACTA.....	iii
DEDICATORIA	iv
DEDICATORIA	v
AGRADECIMIENTOS	vi
AGRADECIMIENTOS	vii
RESUMEN.....	viii
ÍNDICE DE TABLAS	ix
ÍNDICE DE FIGURAS.....	x
INTRODUCCIÓN	1
CAPÍTULO I.....	2
PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA	2
1.1. JUSTIFICACIÓN.....	2
1.2. OBJETIVOS.....	3
1.2.1. Objetivo General	3
1.2.2. Objetivos Específicos.....	3
1.3. ANTECEDENTES	4
CAPÍTULO II	10
MARCO TEÓRICO.....	10
2.1. ANATOMÍA DEL PIE	10
2.1.1. Ligamentos y Articulaciones del Pie.....	11
2.1.2. Músculos del Pie	13
2.1.3. Arcos del Pie	13
2.2. BIOMECÁNICA DEL PIE	14
2.3. MARCHA HUMANA NORMAL	18

2.3.1.	Fase de Apoyo.....	19
2.3.2.	Fase de Oscilación.....	20
2.4.	PRÓTESIS DE MIEMBROS INFERIORES.....	20
2.4.1.	Componentes de una Prótesis Transtibial.....	21
2.4.1.1.	Socket o Encaje.....	21
2.4.1.2.	Conectores.....	22
2.4.1.3.	Tubo o Pílon.....	23
2.4.1.4.	Pie Protésico.....	24
CAPITULO III.....		28
MARCO METODOLÓGICO.....		28
3.1.	DISEÑO CONCEPTUAL.....	28
3.2.	DESARROLLO Y MODELADO DEL DISEÑO.....	28
3.3.	SIMULACIÓN DE LOS ESFUERZOS EN EL DISEÑO.....	28
3.4.	SELECCIÓN DEL DISEÑO.....	29
3.5.	OPTIMIZACIÓN DEL DISEÑO.....	29
3.6.	MANUFACTURA DEL PROTOTIPO.....	29
CAPÍTULO IV.....		31
DISEÑO DEL PROTOTIPO.....		31
4.1.	DISEÑO CONCEPTUAL.....	31
4.2.	DESARROLLO DEL DISEÑO.....	31
4.3.	MODELADO DE LA PRÓTESIS.....	32
4.4.	ANÁLISIS DE ESFUERZOS.....	33
4.4.1.	Parámetros del Ensayo.....	34
4.4.1.1.	Condiciones de carga y sujeción del conjunto.....	34
4.4.1.2.	Material.....	35
4.4.1.3.	Condiciones de contacto entre superficies.....	37

4.4.1.4.	Mallado del sólido	38
4.5.	SELECCIÓN DEL DISEÑO.....	39
4.5.1.	Alternativas de diseño	41
4.5.2.	Matriz de Selección.....	43
4.5.3.	Matriz de Selección por Jerarquía.....	44
4.5.4.	Opción Ganadora	44
4.6.	MODIFICACIONES DEL DISEÑO	45
4.6.1.	Modificación N° 1	45
4.6.2.	Modificación N° 2	46
4.6.3.	Modificación N° 3	46
4.6.4.	Modificación N° 4	48
4.6.5.	Modificación N° 5	49
4.6.6.	Modificación N° 6	50
CAPITULO V		53
MATERIALES Y PROCESO DE FABRICACIÓN		53
5.1.	MATERIALES.....	53
5.1.1.	Fibra de Carbono.....	53
5.1.2.	Aluminio 6261-T6.....	54
5.1.3.	Acero Inoxidable 304.....	54
5.2.	PROCESOS DE FABRICACIÓN	55
5.2.1.	Bastidor y Moldes	55
5.2.2.	Quillas	57
5.2.2.1.	Prensa de vacío	57
5.2.2.2.	Conformado de la Fibra de Carbono.....	59
5.2.2.3.	Maquinado de las quillas	61
5.2.3.	Ensamblaje del prototipo.....	61

5.3. ENSAYOS MECÁNICOS	62
5.3.1. Resultados y análisis de los ensayos mecánicos	64
5.3.1.1. Etapa: Contacto de talón	64
5.3.1.2. Etapa: Despegue	65
CAPÍTULO VI.....	67
CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES.....	67
6.1. CONCLUSIONES.....	67
6.2. RECOMENDACIONES	67
BIBLIOGRAFÍA	69
ANEXOS	72

ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 4.1. Propiedades de la fibra de carbono EasyPreg.	35
Tabla 4.2. Propiedades del aluminio 6261 T6.....	36
Tabla 4.3. Propiedades del poliuretano.	37
Tabla 4.4. Propiedades del acero inoxidable 304.....	37
Tabla 4.5. Matriz de selección.	43
Tabla 4.6. Matriz de selección por orden jerárquico.....	44
Tabla 5.1. Composición del aluminio 6261.	54
Tabla 5.2. Composición del acero inoxidable 304.....	55
Tabla 5.3. Resultados de los ensayos mecánicos. Etapa: Contacto de talón.....	64
Tabla 5.4. Resultados de los ensayos mecánicos. Etapa: Despegue.	65

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1.1. Vista isométrica de la prótesis. (Carrillo C. et. al., 2007)	5
Figura 1.2. Ensamblaje del diseño. Vista lateral (a la izquierda) y vista frontal (a la derecha). (Rayón A., 2007)	6
Figura 1.3. (a) Diseño final para la prótesis de pie. (b) Boceto de la prótesis. (Sepulveda, O. et. al., 2007).....	7
Figura 2.1. Huesos del Pie. (a) Vista superior del pie izquierdo. (b) Vista lateral. (Field, D. et. al., 2000)	10
Figura 2.2. Bóveda plantar. (Kapandji, I. A., 1991)	13
Figura 2.3. Arcos transversores de la bóveda plantar. (Field, D. 2000)	14
Figura 2.4. Planos anatómicos de movimiento del pie. (Núñez-Samper, M. et. al., 2007)	15
Figura 2.5. Situación espacial del eje de movimiento de la articulación de tobillo. (Núñez-Samper, M. et. al., 2007).....	15
Figura 2.6. Situación espacial del eje de movimiento de la articulación subastragalina. (Núñez-Samper, M. et. al., 2007).....	16
Figura 2.7. Situación espacial de los 2 ejes de movimiento de la articulación mediotarsiana. (Núñez-Samper, M. et. al., 2007)	17
Figura 2.8. Ciclo de la marcha humana. (Fitzgerald, R. et. al., 2004)	18
Figura 2.9. División de la fase de apoyo del ciclo de la marcha. (Fitzgerald, R. et. al., 2004).....	19
Figura 2.10. División de la fase de oscilación del ciclo de la marcha. (Fitzgerald, R. et. al., 2004).....	20
Figura 2.11. Amputaciones de miembros inferiores. a) Amputación transfemoral. b) Amputación transtibial. (www.ottobock.com)	21
Figura 2.12. Encaje o Socket para amputación transfemoral. (www.ottobock.com).....	22
Figura 2.13. Conectores. a) Conector macho. b) Conector hembra. c) Conector con patas. (www.ottobock.com).....	23
Figura 2.14. Tubos (www.ottobock.com).....	23

Figura 2.15. Adaptadores con abrazadera. a) Conector macho. b) Conector hembra. (http://www.europrosthetics.com/)	24
Figura 2.16. Pie de eje sencillo. (www.amputee-coalition.org).....	25
Figura 2.17. Partes de un pie SACH. (www.jaaos.org)	25
Figura 2.18. Pie SACH. (www.ottobock.com)	26
Figura 2.19. Pie multiaxial. Modelo Adjust. (www.ottobock.com)	26
Figura 2.20. Pies de respuesta dinámica. a) Modelo Trias. b) Modelo Flex-Foot [®] Assure con EVO. (www.ottobock.com)	27
Figura 4.1. Propuestas de diseño de pies protésicos elaboradas inicialmente.	33
Figura 4.2. Fuerza de reacción producida en la fase inicial del ciclo de la marcha. (Berger, N. et. al., 1998).....	34
Figura 4.3. Parámetros de sujeción y aplicación de la carga durante los análisis computacionales.	35
Figura 4.4. Mallado de un sólido. a) Vista isométrica de un sólido. b) Malla generada por un software computacional.....	38
Figura 4.5. Resultados del estudio de convergencia de realizado por el software computacional.	39
Figura 4.6. Propuesta de diseño de pie protésico N° 1. a) Vista isométrica. b) Vista lateral.	41
Figura 4.7. Propuesta de diseño de pie protésico N° 2. a) Vista isométrica. b) Vista lateral.	42
Figura 4.8. Propuesta de diseño de pie protésico N° 3. a) Vista isométrica. b) Vista lateral.	42
Figura 4.9. Propuesta de diseño de pie protésico N° 4. a) Vista isométrica. b) Vista lateral.	43
Figura 4.10. Modificación N° 1: Bastidor. a) Vista isométrica. b) Vista lateral. c) Vista trasera.....	45
Figura 4.11. Inclusión del acople piramidal al bastidor. a) Despiece del conjunto bastidor-acople. b) Conjunto bastidor-acople.	46
Figura 4.12. Modificación N° 2: Bastidor. a) Vista isométrica. b) Vista lateral .	46
Figura 4.13. Modificación N° 3: Bastidor. a) Vista isométrica. b) Vista lateral. c) Vista trasera.....	47

Figura 4.14. Modificación N° 3: Quilla posterior. a) Vista isométrica. b) Vista lateral.....	48
Figura 4.15. Modificación N° 4: Bastidor. a) Vista isométrica. b) Vista lateral.	48
Figura 4.16. Modificación N° 5: Bastidor. a) Vista isométrica. b) Vista lateral.	49
Figura 4.17. Modificación N° 5: Quilla posterior. a) Vista isométrica. b) Vista lateral.....	49
Figura 4.18. Modificación N° 6: Bastidor. a) Vista isométrica. b) Vista lateral.	50
Figura 4.19. Modificación N° 6: Quilla anterior. a) Vista isométrica. b) Vista lateral.....	51
Figura 4.20. Modificación N° 6: Acople piramidal. a) Despiece del conjunto bastidor-acople. b) Conjunto bastidor-acople.	51
Figura 4.21. Pie protésico diseñado. a) Vista isométrica. b) Vista lateral.	52
Figura 5.1. Mecanizado de un material. (Groover, M., 1997)	56
Figura 5.2. Mecanizado CNC del molde para el conformado de la quilla anterior.	56
Figura 5.3. Base de la prensa de vacío.....	58
Figura 5.4. Elementos empleados para el proceso de vacío.....	58
Figura 5.5. Visualización del proceso de vacío.	59
Figura 5.6. Especificaciones de bomba de vacío Quality, modelo QVP-800.....	59
Figura 5.7. Disposición de materiales para el proceso de conformado de la fibra de carbono EasyPreg.	60
Figura 5.8. Despiece del pie protésico propuesto.	61
Figura 5.9. a) Fuente de alimentación. b) Multímetro digital.	63
Figura 5.10. Sujeción del prototipo. a) Contacto talón. 15° de inclinación. b) Despegue. 45° de inclinación.....	63
Figura 5.11. Fractura del tejido de carbono de la quilla posterior.	65
Figura 5.12. Fractura del tejido de carbono de la quilla anterior.	66

INTRODUCCIÓN

Durante nuestra vida, los seres humanos sufrimos, por motivos desafortunados ya sea de salud o por accidentes, lesiones irreparables en las extremidades de nuestro cuerpo que conllevan a la pérdida o amputación de dichos miembros; para evitar que esta discapacidad limite la capacidad productiva o llevar una vida normal, se emplean prótesis que simulan lo mejor posible el funcionamiento de los miembros ausentes.

Ante esta situación se desarrolló el presente Trabajo Especial de Grado que consiste en diseñar un pie protésico de respuesta dinámica que sea capaz de realizar una aproximación de la función que realiza el pie en la marcha humana normal y cuya producción será factible en el país.

La estructura del presente trabajo consiste de VI capítulos. El capítulo I es el planteamiento del problema y trata sobre la justificación por la cual se realizó el trabajo, antecedentes y objetivos planteados. El capítulo II es el marco teórico en el cual se sustenta el trabajo. El capítulo III es el marco metodológico llevado a cabo durante el desarrollo del trabajo. El capítulo IV consta de los parámetros y metodología empleada durante el proceso de diseño y el capítulo V describe los materiales y procesos de fabricación que se realizaron para la construcción del prototipo expuesto en el trabajo. Por último, en el capítulo VI se tienen las conclusiones y recomendaciones.

CAPÍTULO I

PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

1.1. JUSTIFICACIÓN

Una amputación se conoce como cortes o separaciones de las extremidades a causa de traumatismos o cirugías realizadas como método para curar ciertas patologías. Generalmente, el individuo amputado desarrolla traumas psicológicos y problemas de adaptación, debido a la ausencia de la extremidad y a las limitaciones físicas que esto ocasiona, por lo cual, desde hace mucho tiempo el hombre ha intentado sustituir el miembro amputado por extensiones artificiales que hoy día conocemos como prótesis.

En el caso particular de personas con amputaciones en las extremidades inferiores, el resultado es la pérdida de la locomoción, razón por lo cual se hace necesario el diseño de dispositivos protésicos que permitan recuperar parcial o totalmente la capacidad de movimiento del individuo.

Dentro de las prótesis de miembros inferiores, son de nuestro interés aquellas en las cuales es necesario incluir un sistema pie-tobillo que sea capaz de simular las funciones motoras, de equilibrio, recuperación y de amortiguación que cumple el pie humano durante la marcha, involucrando la ingeniería concurrente, con el fin de tomar en cuenta en la investigación, no sólo el diseño conceptual sino también los costos, calidad y procesos de fabricación del producto.

Actualmente en el mercado de la protésica, los componentes con tecnología más avanzada son los que corresponden a los pies y las rodillas, entre ellos existe una gran cantidad de diseños desarrollados que varían dependiendo de las necesidades del paciente, estos a su vez presentan desventajas en su desempeño, principalmente porque son pesadas y rígidas, además sus costos de producción y venta son elevados. Por tal motivo la investigación está orientada al diseño de una prótesis de pie elaborada con materiales livianos, con el fin de disminuir peso y costo del producto final, sin perder en las propiedades mecánicas.

Para abordar correctamente el diseño de estos dispositivos, es conveniente atender a las exigencias a las que son sometidos y que se definen en los niveles de actividad, los cuales describen las capacidades momentáneas y reales del paciente, además permiten determinar los componentes modulares para la protetización individual del miembro inferior. Se cuenta con cinco niveles comprendidos desde K0 a K4, los cuales incluyen a los usuarios con imposibilidad de caminar (K0), con limitaciones en espacios interiores (K1), con limitaciones en espacios exteriores (K2), sin limitaciones en espacios exteriores (K3), e individuos sin limitaciones en espacios exteriores con exigencias especialmente altas (K4).

Para los niveles de actividad K1 y K2 las prótesis de pies deben ser seguros y proporcionar gran estabilidad, por lo cual normalmente se utilizan pies con ejes sencillos conocidos como pies SACH para referirse a este tipo de amputación en particular, mientras que para los pacientes con altos niveles de energía, catalogados como K3 y K4, generalmente se emplean pies multi-axiales y pies de respuesta dinámica.

El enfoque de esta investigación serán individuos con nivel de movilidad K2 y K3, y las prótesis de respuesta dinámica, permitiéndose así los movimientos inversión y eversión, y la recuperación de energía durante la deambulación.

1.2. OBJETIVOS

1.2.1. Objetivo General

Diseñar, analizar, simular y manufacturar el prototipo de una prótesis de pie capaz de imitar las capacidades funcionales del ser humano en individuos con amputaciones transtibiales.

1.2.2. Objetivos Específicos

1. Determinar las implicaciones del uso de prótesis en la marcha de individuos con amputaciones transtibiales.

2. Examinar los modelos de prótesis de pie existentes y las características más importantes de cada dispositivo estudiado.
3. Establecer los parámetros restrictivos del diseño, relacionados con el peso del individuo, capacidad de movimiento, tipo de amputación, entre otros.
4. Seleccionar un diseño que cumpla con las especificaciones requeridas, tomando en cuenta los estándares existentes para la construcción de prótesis y órtesis.
5. Diseñar mediante el uso de un programa CAD (Computer Aid Design) el modelo propuesto de la prótesis.
6. Simular el modelo de la prótesis con el uso del método de elementos finitos, analizando su comportamiento estático empleando distintos materiales.
7. Manufacturar un prototipo inicial de la prótesis.

1.3. ANTECEDENTES

Carrillo C. *et. al* (2007) propone un diseño de prótesis de pie asimétrico para amputados transtibiales, basado en la semejanza de progresión del centro de presión durante la marcha. La prótesis fue diseñada para una persona promedio, de 80 kg y con unas dimensiones de pie de 27 cm de largo y 8 cm de ancho, y con un nivel de actividad alto (K4). En el diseño de la prótesis fue necesario la implementación de algunos modelos matemáticos, el diseño se compone de tres partes: plantilla, quillas y pirámide, y es validada a través de software de análisis de elementos finitos.

La función de la plantilla es distribuir el peso del paciente en un área mayor de la huella de la prótesis de pie y además distribuir el peso del individuo entre cada una de las quillas, por lo cual se opta por un diseño con dos áreas de contacto ubicadas en las zonas donde se ejerce la mayor presión en el pie (Figura 1.1). Por otro lado, este diseño se realiza con la unión de dos quillas, las cuales proporcionan los movimientos y la acumulación de energía propios de la prótesis; las curvaturas de las quillas se diseñan teniendo en cuenta la alineación estática del pie, y además se divide la quilla anterior por la mitad con el fin de permitir la mayor deflexión

posible que soporte los esfuerzos generados por el peso y movimiento de la marcha. La pirámide se diseña a partir de los modelos comerciales existentes.



Figura 1.1. Vista isométrica de la prótesis. (Carrillo C. et. al., 2007)

Inicialmente, se propone que la manufactura de la prótesis se realice a través de procesos de laminación y posteriormente por infusión al vacío, por lo que para la fabricación de la plantilla y las quillas se selecciona un material compuesto de resina epóxica reforzada con fibra de carbono, para ello se utiliza fibra de carbono¹SikaWrap 301® unidireccional, fibra de carbono bidireccional con las mismas propiedades mecánicas, además de una matriz polimérica epóxica de bajo módulo elástico.

Por su parte, Rayón A. (2007) elaboró un diseño y prototipo de un pie protésico de eje sencillo y funcional, para personas con cualquier nivel de amputación en las extremidades inferiores, esto gracias a la altura del pie desarrollado. El diseño se enfoca a personas con nivel de actividad K3 y aquellas que se encuentren en un nivel de transición de K2 a K3.

El diseño del pie cuenta con un eje de rotación sujetado por un perno, siendo capaz de entregar ángulos de dorsiflexión y flexión plantar de 10° durante un ciclo normal de marcha (Figura 1.2), además en sustitución de la acción de los músculos se implementan topes mecánicos compresibles que soportan y controlan el peso de una persona cuando camina o al estar de pie. Inicialmente, se propuso utilizar

¹ Esta fibra puede ser trabajada tanto con bajos niveles de tecnología como con avanzadas técnicas de infusión al vacío de la resina y procesos de curado. Carrillo C. et. al. (2007) [7].

actuadores neumáticos para el diseño de la prótesis, pero no fue factible debido a la complejidad y peso del diseño, además de la poca funcionalidad; por ello se decidió implementar bujes o topes de material compresible con el fin de sustituir la acción de los dispositivos neumáticos.

Para la validación del diseño se elabora un prototipo representativo en escala 1:1, utilizando una técnica de manufactura conocida como prototipo rápido, en el cual se utilizan resinas plásticas como material de construcción, por tal motivo no se le pueden aplicar pruebas con fuerzas y sólo proporciona una representación visual de la prótesis.

Se validan los cálculos realizados para el diseño a través de un software de análisis por elementos finitos, en el que se propone el silicón como material de construcción para los bujes axiales, trasero y delantero, aluminio para la plantilla y los soportes trasero y delantero, y titanio para los pernos. Los resultados obtenidos en las pruebas de elemento finito arrojaron que la deformación y estrés que sufren las piezas son muy pequeños y no provocarían fractura en las mismas, así como también se evidencia que las piezas que sufren mayor deformación son las gomas de silicón.



Figura 1.2.Ensamblaje del diseño. Vista lateral (a la izquierda) y vista frontal (a la derecha). (Rayón A., 2007)

Sepulveda O. *et. al*(2007) presenta los avances de una prótesis de pie semiactiva, con nuevos materiales para que sea más funcional, ergonómica y económica, desarrollando el diseño y modelamiento de un pie con un sistema de control electrónico lazo abierto para buscar una mejor adaptabilidad del usuario. El

trabajo está orientado a personas entre 15 y 25 años de edad, con un peso promedio entre 65 y 80 kg, que realizan actividades moderadas y que no estén en contacto continuo con elementos como arena, tierra o agua, con el fin de lograr un mejor comportamiento eléctrico y mecánico de la prótesis.

El diseño del pie consta de una articulación plantar con un punto de amortiguación simple en el empeine, favoreciendo de esta manera los movimientos naturales de la marcha normal y un sistema de amortiguación con alambres de nitinol o materiales con memoria de forma para amortiguar el pie (Figura 1.3).



Figura 1. 3.(a) Diseño final para la prótesis de pie. (b) Boceto de la prótesis.
(Sepulveda, O. et. al., 2007)

Debido a la resistencia y propiedades mecánicas, su bajo peso y disponibilidad en el mercado, los materiales empleados para la parte sólida del pie son resinas plásticas de poliéster y fibra de carbono reforzada, para las piezas de acople que van con la prótesis de la tibia se utiliza aleación de aluminio y para la amortiguación en la articulación, nitinol.

Para validar los cálculos se realiza un análisis por elementos finitos, tomando en cuenta el despegue y contacto del talón y el apoyo plantar como las posiciones más críticas donde la prótesis soportará los mayores esfuerzos. Para el diseño del sistema de control se realizan pruebas de comportamiento al alambre de nitinol para diferentes corrientes, logrando así medir la temperatura que alcanza el material y el tiempo que demora en llegar a su máxima compresión, concluyéndose que el tiempo de respuesta del nitinol no es óptimo para aplicaciones protésicas, lo cual sugiere reemplazar dicho material por otro de respuesta más rápida.

Valencia A. (2009) diseñó una nueva prótesis transtibial FLEX-FLOOT® validando los cálculos mediante el método de elementos finitos, el dispositivo está orientado a corredores de velocidad o pacientes con nivel de movilidad K4, con la finalidad de que les sea posible realizar *sprint*; la investigación busca reducir los costos de este tipo de prótesis para que sea accesible a los deportistas con amputaciones transtibiales.

Para la fabricación de la prótesis se seleccionó una aleación de Aluminio 6063-T, debido a su gran durabilidad y ligereza, además de que puede ser trabajado con bajos niveles de tecnología, haciendo al dispositivo funcional y económico.

El diseño de la pieza se validó aplicando simulación y análisis numérico, tanto del proceso de manufactura como en el desempeño de la prótesis, utilizando como herramienta CAD el software ABAQUS 6.7. El análisis del desempeño del prototipo se realizó mediante un análisis de postura del paciente haciendo uso de la prótesis, pudiéndose observar que la altura del piso al talón del pie es de 1 cm y de 2 cm con el pie adelantado.

El principal objetivo de cada investigación para la elaboración de cualquier tipo de prótesis, es el de reducir los costos de fabricación y producción de la misma, puesto que las disponibles en el mercado son poco accesibles para la mayoría de los pacientes amputados, debido a su elevado valor económico.

Las prótesis de pie pueden ser de gran importancia en el tratamiento de un amputado, o por el contrario puede comprometer los resultados esperados del mismo, la clave de su desempeño está en seleccionar el material ortésico y el diseño de la manera correcta, aunque cabe destacar que cada individuo necesita ser evaluado con un estudio detallado conforme su forma de vida, expectativas y características físicas, ya que ningún material o tipo de componente es el mejor para todos los individuos.

Uno de los errores más comunes en el diseño de prótesis es la selección de un único material, bien sea rígido, confortable o flexible, pues las propiedades de un material limitan su desempeño; es por ello que se requiere de un estudio concienzudo que permita explotar las diferentes características del mismo y

aprovechar al máximo su potencialidad. Otra consideración que hay que tener presente, es el hecho de que no se debe seleccionar un material sin tener en cuenta el proceso por el cual va a ser formado, unido, acabado y tratado.

CAPÍTULO II

MARCO TEÓRICO

2.1. ANATOMÍA DEL PIE

El pie es el órgano más distal del cuerpo humano, actúa como amortiguador absorbiendo las fuerzas que se producen durante la marcha, y adicionalmente transmite una fuerza impulsora a la pierna, la cual permite el desplazamiento.

El pie está constituido por veintiséis (26) estructuras óseas unidas entre sí a través de articulaciones, con mayor y menor capacidad de movimiento, que proporcionan flexibilidad y adaptabilidad a las superficies de carga a las que es sometido.

Los huesos que componen la parte posterior del pie se denominan tarsos, estos suelen ser compactos y pequeños, lo que permite soportar las cargas de compresión generadas en los apoyos plantares; en la parte anterior se encuentran los metatarsianos con sus respectivas falanges, estos suelen ser huesos largos, permitiendo un mejor soporte de las fuerzas torsionales y mayor propulsión en la locomoción (Figura 2.1).

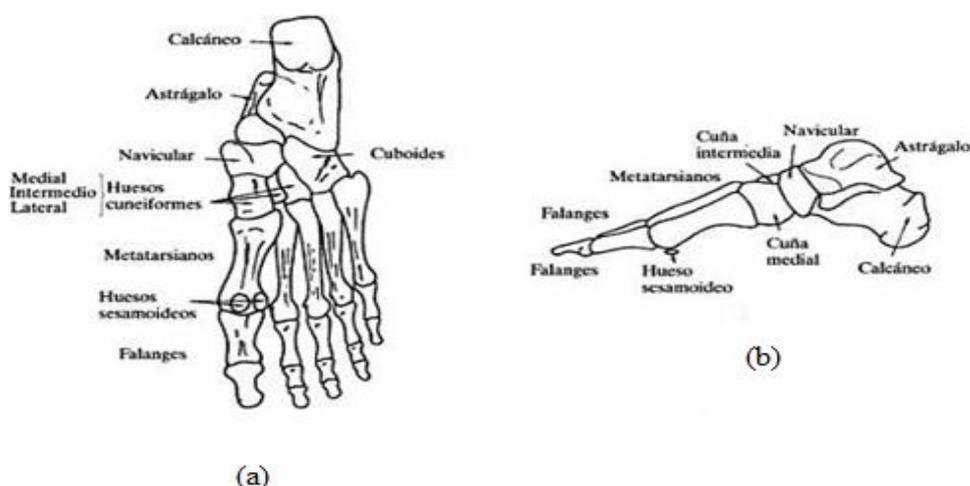


Figura 2.1. Huesos del Pie. (a) Vista superior del pie izquierdo. (b) Vista lateral.

(Field, D. et. al., 2000)

Los huesos del tarso se denominan: calcáneo, astrágalo, navicular o escafoides, cuboides y cuneiformes.

El astrágalo es el hueso encargado de transmitir el peso corporal procedente de la tibia, a los huesos calcáneo y navicular. El calcáneo se halla a nivel inferior del astrágalo y está unido con ligamentos a todos los huesos del tarso; este hueso se proyecta hacia atrás formando la prominencia del talón, que constituye una zona de transmisión mecánica entre la pierna y el antepié.

Los huesos cuneiformes son tres (3) y se denominan cuña medial, cuña intermedial y cuña lateral; como su nombre lo indica poseen forma de cuña, son triangulares en sus extremos y cuentan con tres superficies rectangulares a lo largo de su longitud.

Los huesos metatarsianos son cinco (5); la base de los metatarsianos se articula con los huesos del tarso, mientras que las cabezas se acoplan a la falange proximal de cada dedo. Las falanges son huesos largos en miniatura que presenta diáfisis con dos extremos, cada dedo del pie tiene tres falanges excepto el dedo gordo que posee solo dos.

2.1.1. Ligamentos y Articulaciones del Pie

Las articulaciones constituyen los puntos de unión de los huesos del esqueleto y además le proporcionan al cuerpo elasticidad, según Testut (2004) las articulaciones del pie humano pueden agruparse en cinco (5) grupos:

1. Articulaciones de los huesos del tarso entre sí: está comprendida por:
 - *Articulación de los huesos de la primera fila*, también denominada articulación astragalocalcánea o subastragalina, ésta permite los movimientos de aducción, abducción y rotación del pie. Está unida por tres ligamentos, uno interóseo conocido como seto, uno externo y uno posterior llamados ligamentos calcaneoastragalino exterior y posterior respectivamente.

- *Articulación de los huesos de la primera fila con la segunda fila*, denominada articulación mediotarsiana o de Chopart, está compuesta por la articulación astrágaloescafoidea y la articulación calcaneocuboidea. Los medios de unión de dicha articulación son tres órdenes de ligamentos, uno propio de la articulación astrágaloescafoidea, uno propio de la articulación calcaneocuboidea y otra común a ambas articulaciones.

Ésta articulación permite en el pie los movimientos de flexión, extensión, abducción, aducción y rotación hacia dentro y hacia afuera.

- *Articulación de los huesos de la segunda entre sí*, está constituida por la articulación escafoidocuboidea, la articulación escafoidocuneal y la articulación cuboidocuneal, y unida por ligamentos dorsales, plantares e interóseos.

2. Articulaciones del tarso con el metatarso: es también conocida como articulación tarsometatarsiana o de Lisfranc; dicha articulación se encuentra unida a través de siete (7) ligamentos dorsales, cinco (5) plantares y tres (3) interóseos.
3. Articulaciones de los metatarsos entre sí: el primer metatarsiano es independiente, mientras que los otros cuatro se articulan entre sí a través de su extremidad posterior y se unen por medio de un ligamento en su extremidad anterior.
4. Articulaciones de los metatarsos con las primeras falanges: también conocida como articulaciones metatarsofalángicas, las mismas están unidas por medio de una cápsula fibrosa, dos ligamentos laterales y un ligamento transversal. Las articulaciones metatarsofalángicas permiten los movimientos de flexión, extensión, inclinación lateral, circulación y rotación del pie.
5. Articulaciones de las falanges entre sí: son denominadas falángicas o interfalángicas, todos los dedos poseen dos articulaciones excepto el pulgar que tiene sólo una.

2.1.2. Músculos del Pie

Los músculos que componen el pie se clasifican en intrínsecos y extrínsecos. Los músculos extrínsecos son aquellos que se originan en la parte posterior de la pierna y se dividen en anteriores y posteriores; estos músculos son los encargados del dinamismo del conjunto pie-tobillo, ya que controlan los movimientos de eversión, inversión y flexión, tanto dorsal como plantar.

Los músculos intrínsecos se originan en la cara dorsal y plantar del pie, y son los encargados de los movimientos de los dedos, como los son flexión, extensión, abducción y aducción de los mismos.

2.1.3. Arcos del Pie

Los huesos del esqueleto del pie están dispuestos en cinco unidades arqueadas, las cuales se fusionan en el calcáneo y forman la bóveda plantar. La función de la bóveda plantar es distribuir las fuerzas provenientes de la pierna, minimizando así el gasto de energía y aumentando la eficacia en la deambulación, además permite que el pie se adapte a las irregularidades del terreno.

La carga de la bóveda plantar es aplicada en el punto cenit o clave de la bóveda, el cual se sitúa en la articulación astragaloescafoidea, y el reparto de cargas se realiza a través de los metatarsianos (Figura 2.2).

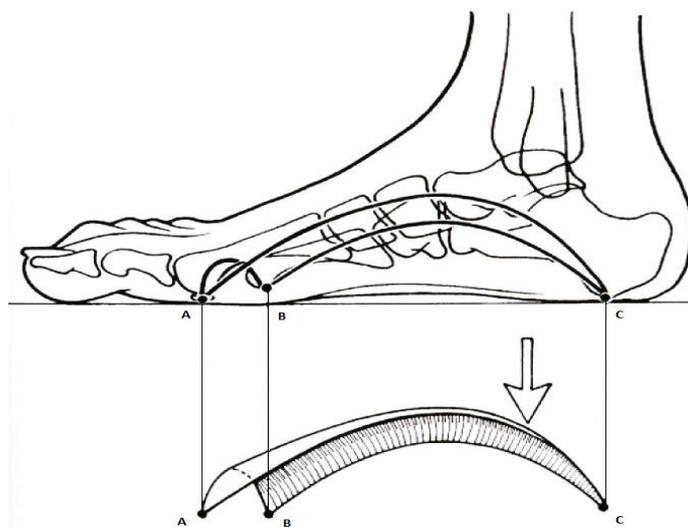


Figura 2.2. Bóveda plantar. (Kapandji, I. A., 1991)

Los arcos están divididos en longitudinales y transversos. Los arcos longitudinales se dividen en interno y externo, siendo el arco interno el más flexible y el externo el más rígido para así poder transmitir los impulsos que se generan en el pie. Por otra parte, los arcos transversos se dividen en tarsiano, metatarsiano anterior y metatarsiano posterior, como se observa en la Figura 2.3 los arcos dependen de la disposición de los huesos que los conformen.

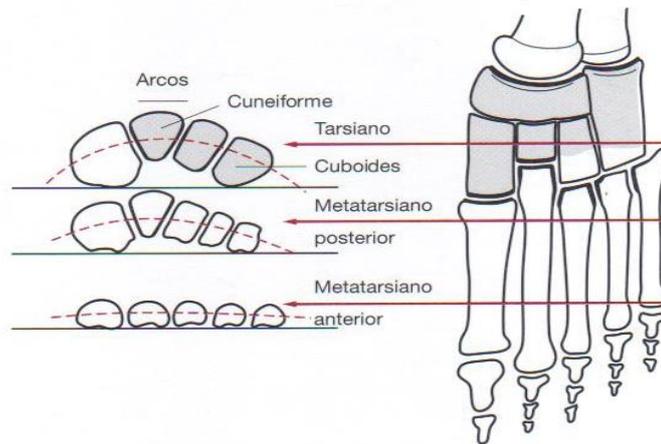


Figura 2.3. Arcos transversos de la bóveda plantar. (Field, D. 2000)

2.2. BIOMECÁNICA DEL PIE

Para comprender la biomecánica del pie, es necesario conocer cada una de las articulaciones presentes en sus movimientos.

Los movimientos que realiza el pie tienen lugar en los tres planos del espacio, también conocidos como planos anatómicos de referencia. En el plano sagital se origina la flexión dorsiplantar, en el plano frontal los movimientos de abducción y aducción, y en el plano transverso la rotación interno-externa.

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, esto se puede observar en la Figura 2.4.

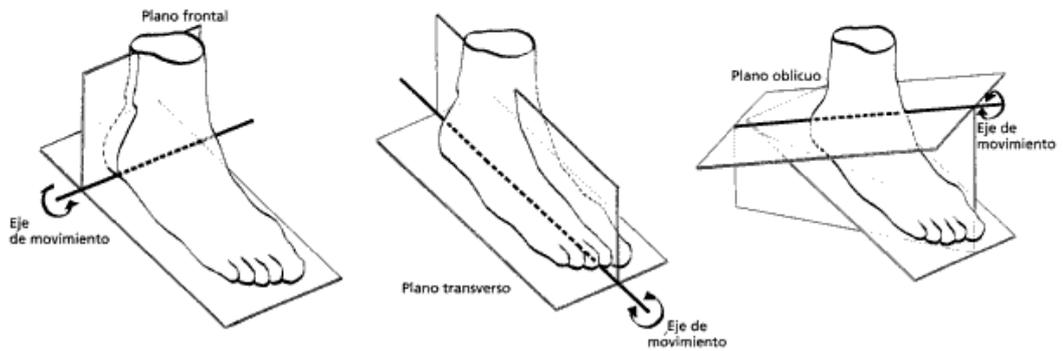


Figura 2.4. Planos anatómicos de movimiento del pie. (Núñez-Samper, M. et. al., 2007)

- Articulación del Tobillo

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° con el eje de la tibia y 84° con el eje longitudinal del pie, el cual pasa entre el primero y segundo metatarsiano, adquiriendo así un rango de movilidad entre 68° y 88° (Figura 2.5).

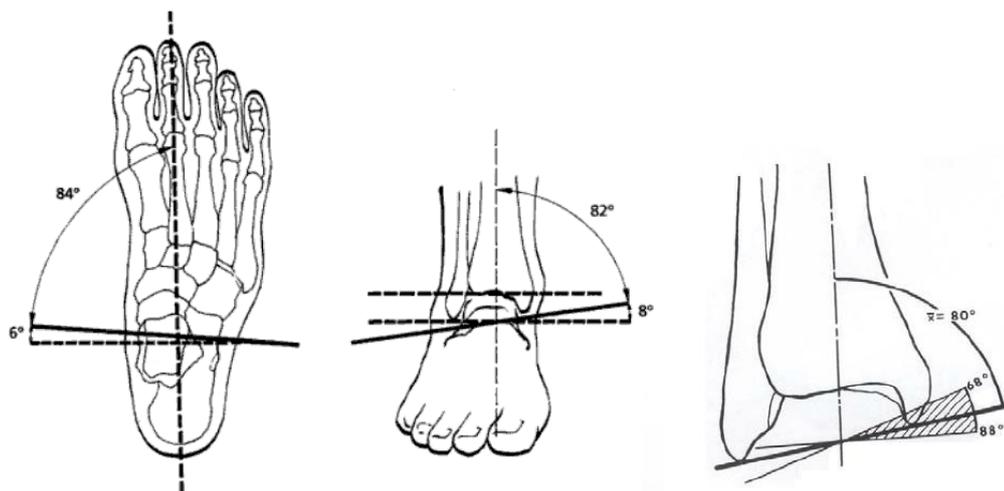


Figura 2.5. Situación espacial del eje de movimiento de la articulación de tobillo. (Núñez-Samper, M. et. al., 2007)

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

- Articulación Subastragalina

Está constituida por la unión del calcáneo y el astrágalo. Al igual que la articulación del tobillo, la articulación subastragalina presenta un eje de orientación oblicua denominado eje de Henke, el cual forma un ángulo de 42° con el plano transverso y de 16° a 25° con el plano sagital (Figura 2.6), permitiendo un rango de movimiento de entre 3° y 10° para la eversión, y de 16° a 30° para la inversión.

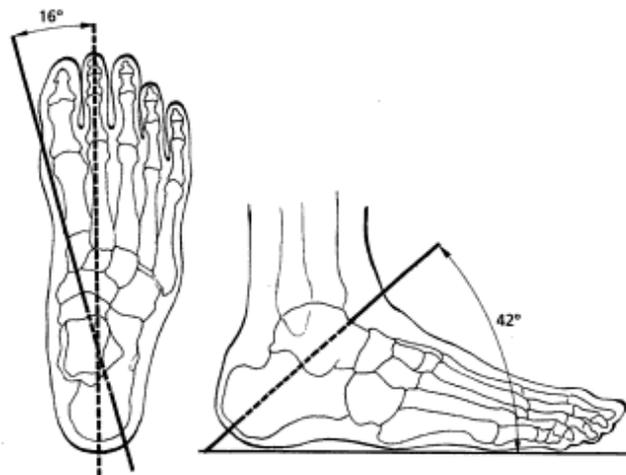


Figura 2.6. Situación espacial del eje de movimiento de la articulación subastragalina. (Núñez-Samper, M. et. al., 2007)

Durante la marcha los huesos que constituyen dicha articulación se mueven en direcciones opuestas, los movimientos que se llevan a cabo en el astrágalo se producen en los planos sagital y transverso, mientras que los del calcáneo se realizan en el plano frontal.

- Articulación Mediotarsiana

También conocida como articulación de chopart, está constituida por los desplazamientos del escafoides sobre el astrágalo.

Según Manter (1941), los movimientos de la articulación mediotarsiana están descritos en dos ejes oblicuos a los planos anatómicos de referencia y se denominan longitudinal y oblicuo. El eje longitudinal forma un ángulo de 15° con el plano transverso y de 9° respecto al plano sagital, como se representa en la Figura 2.7.

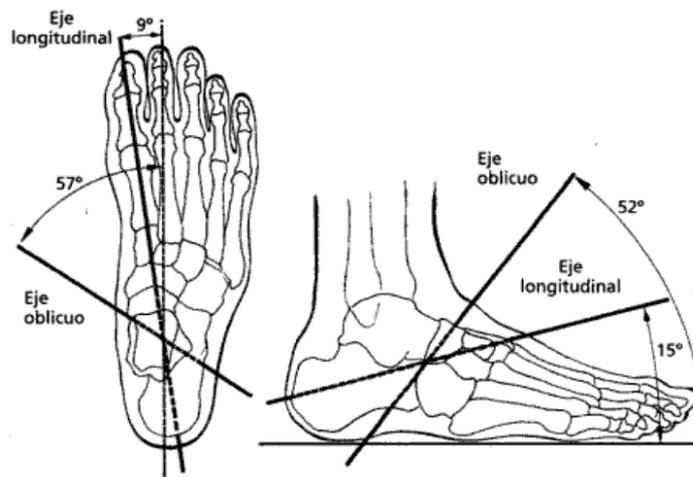


Figura 2.7. Situación espacial de los 2 ejes de movimiento de la articulación mediotarsiana. (Núñez-Samper, M. et. al., 2007)

Existe una estrecha relación entre la articulación mediotarsiana y la articulación subastragalina, pues ambas son responsables de absorber el impacto que genera el pie cuando hace contacto con el suelo durante la locomoción. El movimiento de la articulación mediotarsiana se produce una vez que la articulación subastragalina realiza la eversión.

- **Articulaciones Intertarsianas y Tarsometatarsianas**

Las articulaciones entre los tres huesos cuneiformes, así como las articulaciones del primer y quinto radio, permiten modificaciones en el arco transversal de la bóveda plantar, logrando un aumento del mismo durante la flexión plantar (movimiento que incrementa el ángulo entre la parte frontal del pie y la tibia), y su aplanamiento durante la flexión dorsal (movimiento que reduce el ángulo entre la parte superior del pie y la tibia).

La articulación del primer radio o primer dedo del pie posee un eje de movimiento que forma un ángulo de 45° tanto con el plano frontal como con el sagital; su movimiento de flexión plantar es independiente para la propulsión durante la marcha. Cuando se produce una flexión plantar los movimientos del quinto radio son contrarios a los del primer radio, es decir, cuando la cabeza del primer metatarsiano prona, la cabeza del quinto metatarsiano supina.

2.3. MARCHA HUMANA NORMAL

De acuerdo a Berger (1998), 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.

Un ciclo de marcha completo se define como el contacto de talón de un pie con el suelo hasta el contacto de talón del mismo pie, como se muestra en la Figura 2.8.

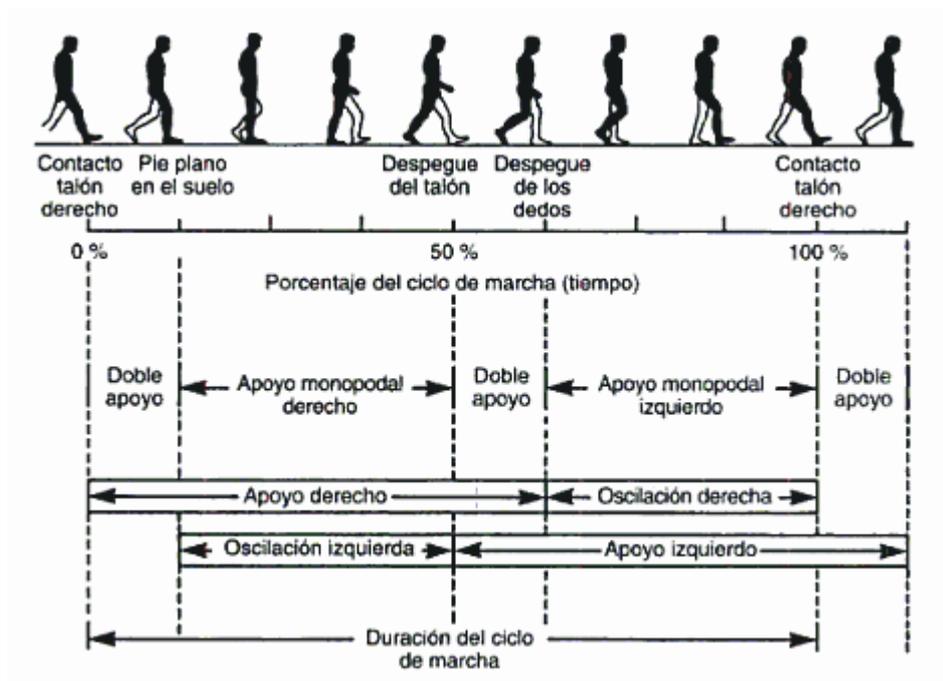


Figura 2.8. Ciclo de la marcha humana. (Fitzgerald, R. et. al., 2004)

Durante la deambulación, los movimientos del miembro inferior pueden dividirse en dos fases: la fase de apoyo o contacto del pie, la cual abarca el 60% del tiempo del ciclo de la marcha, y la fase de oscilación y balanceo, que comprende 40% del tiempo. A su vez, existe el doble apoyo durante un 20% del ciclo; éste ocurre cuando ambos pies están en contacto con el suelo y su porcentaje de duración disminuye a medida que aumenta la velocidad de la marcha.

2.3.1. 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.

La fase de apoyo se puede dividir en cinco momentos: contacto inicial, fase inicial de apoyo o respuesta de carga, fase media de apoyo, fase final de apoyo y fase previa a la oscilación. La fase de apoyo se puede observar en la Figura 2.9.

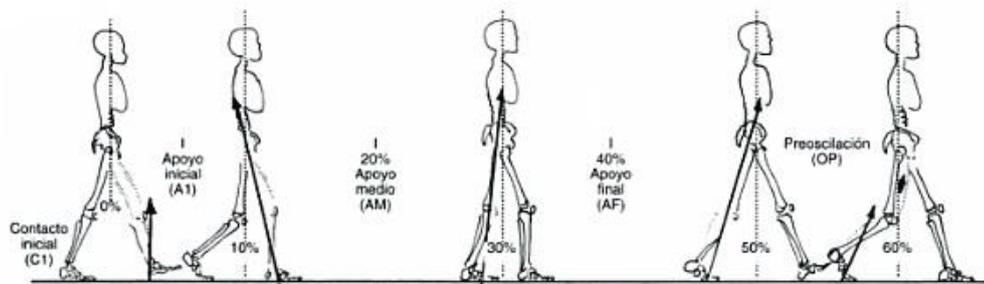


Figura 2.9. División de la fase de apoyo del ciclo de la marcha. (Fitzgerald, R. et al., 2004)

La fase de contacto inicial se refiere al momento en que el pie hace contacto con el suelo, la fase inicial de apoyo o respuesta de carga abarca desde el contacto inicial hasta el despegue del antepié del pie colateral, esta fase tiene como objetivo absorber el impacto y brindar estabilidad. La fase media de apoyo va desde el despegue del talón de la pierna colateral hasta el despegue del talón de la pierna de apoyo; la fase final de apoyo comprende desde la elevación del talón del suelo hasta

el contacto de talón de la pierna colateral y, por último, la fase inicial a la oscilación que abarca desde la elevación del talón hasta el despegue de los dedos.

2.3.2. Fase de Oscilación

En esta fase el pie se encuentra en el aire y simultáneamente avanza preparándose para la siguiente fase de apoyo, siendo el trabajo muscular de poca magnitud.

La fase de oscilación puede dividirse en tres etapas: fase inicial de oscilación, fase media de oscilación y fase final de oscilación.

La fase inicial de oscilación se refiere a la aceleración del extremo de la pierna inmediatamente después del despegue de los dedos, en la fase media de oscilación la pierna balanceada adelanta la pierna que se encuentra en fase de apoyo, y la fase final de oscilación consiste en la desaceleración de la pierna al final del intervalo. Las sub-fases de la fase de oscilación se observan en la Figura 2.10.

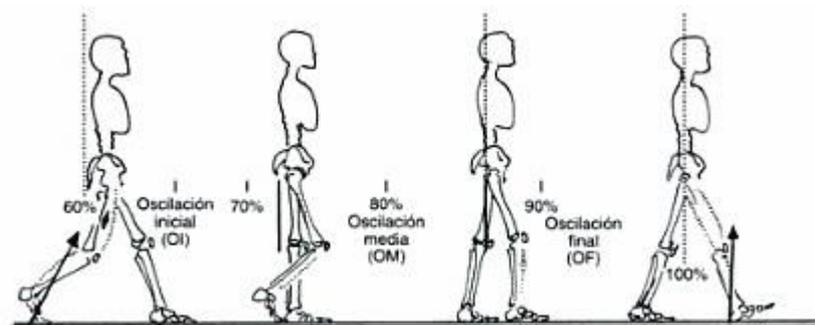


Figura 2.10. División de la fase de oscilación del ciclo de la marcha. (Fitzgerald, R. et. al., 2004)

2.4. PRÓTESIS DE MIEMBROS INFERIORES

Una prótesis es un dispositivo artificial que se utiliza para sustituir una extremidad que ha sido amputada, con el fin de simular la función del miembro eliminado, puede ser de las extremidades superiores o inferiores. Las principales amputaciones que se realizan en las extremidades inferiores son amputaciones

transfemorales, en las que la disección se realiza por encima de la articulación de la rodilla y las amputaciones transtibiales cuando el corte se hace por debajo de la articulación de la rodilla, como se muestra en la Figura 2.11.

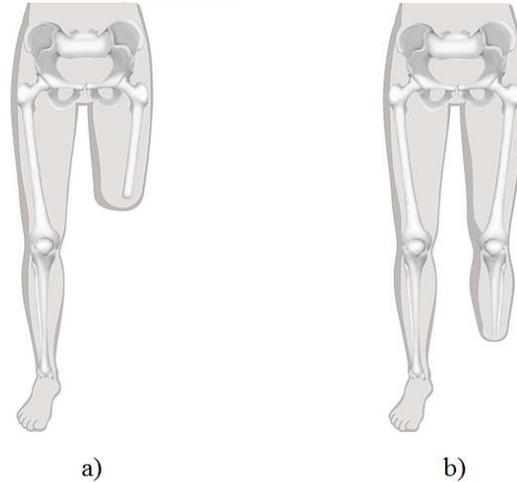


Figura 2.11. Amputaciones de miembros inferiores. a) Amputación transfemoral.
b) Amputación transtibial. (www.ottobock.com)

2.4.1. Componentes de una Prótesis Transtibial

2.4.1.1. Socket o Encaje

Es el elemento conector entre la pierna amputada del paciente y el resto de la prótesis, siendo de gran importancia debido a que el diseño es único para cada persona, con el fin de que la presión generada por la pierna amputada sea distribuida de la mejor manera alrededor de todo el encaje. Si el socket no va acorde con el paciente, éste sufrirá de incomodidad durante la marcha (Figura 2.12)



Figura 2.12. Encaje o Socket para amputación transfemoral.

(www.ottobock.com)

Otro elemento que es considerado parte del socket son los revestimientos elásticos o liners, que se adaptan a la forma del muñón para evitar que exista juego entre la pierna amputada y el encaje, en los últimos años son diseñados para que ayuden a la circulación y distribuyan mejor las fuerzas durante el movimiento de la pierna amputada durante la marcha, mejorando significativamente el confort del paciente. Actualmente estos revestimientos son hechos de silicón ya que gracias a sus propiedades mecánicas permiten una amortiguación en las áreas sensibles de la piel y a las protuberancias óseas ocasionadas por la amputación.

2.4.1.2. Conectores

Estas piezas son las encargadas de unir a los elementos protésicos, también son conocidos como adaptadores y son fabricadas de acero inoxidable o aluminio para prótesis de impacto y peso corporal moderado y titanio para altos impactos y peso corporal.

Aunque existe una gran variedad de adaptadores la mayoría basa su diseño en una pieza en forma pirámide invertida que cumple la función de conector macho y otra pieza que se acopla a la pirámide invertida haciendo de conector hembra, el adaptador hembra posee cuatro tornillos que al apretarlos presionan al conector de pirámide (Figura 2.13).

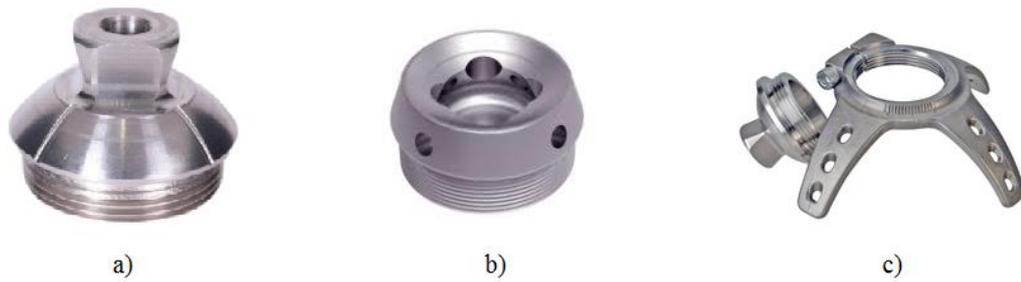


Figura 2.13. Conectores. a) Conector macho. b) Conector hembra. c) Conector con patas. (www.ottobock.com)

Existen también adaptadores con patas que pueden ser movidas de su posición original y se puede amoldar a la forma del encaje, además estos encajes no requieren roscas porque son acoplados al socket, cuando éste se esta construyendo, por medio de resina.

2.4.1.3. Tubo o Pilón

Es el elemento conector de longitud variable que se coloca entre el pie protésico y el socket, dependiendo de las características del paciente pueden ser fabricados de acero inoxidable, aluminio o titanio; incluso si el discapacitado realiza actividades K4 o es considerado una persona obesa, estos tubos se pueden fabricar de fibra de carbono. (Figura 2.14)



Figura 2.14. Tubos (www.ottobock.com)

Los tubos generalmente vienen con adaptadores de pirámide macho o hembra con abrazadera, pudiendo ser de longitud variable como se muestra en la Figura 2.15. Este tipo de conector permite un rango mayor de longitud, siendo utilizado para pacientes infantiles ya que su estatura va cambiando.



Figura 2.15. Adaptadores con abrazadera. a) Conector macho. b) Conector hembra. (<http://www.europrosthetics.com/>)

2.4.1.4. Pie Protésico

Dependiendo de las necesidades del paciente existe una gran diversidad de pies protésicos que varían dependiendo del material con los que son fabricados, las tecnologías aplicadas o el mecanismo de movimiento. Se puede clasificar el pie protésico dependiendo del nivel de actividad que puede realizar el paciente, para pacientes con nivel de actividad K1 y K2 que tienen movimientos limitados y poca fuerza al andar, se necesita que la prótesis ofrezca estabilidad al momento que el paciente se encuentre de pie; y para aquellas personas con actividades físicas moderadas o exigentes como los deportes, K3 y K4 respectivamente, necesitan pies capaces de soportar las altas cargas a las que pueden ser sometidas y deben simular lo mejor posible el comportamiento de un pie normal.

Se pueden clasificar los pies protésicos de la siguiente manera:

- Pie de Eje Sencillo

Son diseñados para pacientes de poca actividad física, simula los movimientos de flexión plantar y dorsiflexión de la articulación de tobillo mediante una bisagra, mejorando la estabilidad de la rodilla, este tipo prótesis no permiten movimientos laterales y el grado de movimiento está limitado por topes como se muestra en la Figura 2.16, que generalmente son fabricados de goma. Está diseñada para soportar distintos pesos, solo se debe cambiar el tope por uno con mayor o menor densidad dependiendo del caso. Una desventaja de este tipo de pie protésico es que requiere mantenimiento, debido al desgaste de los topes.

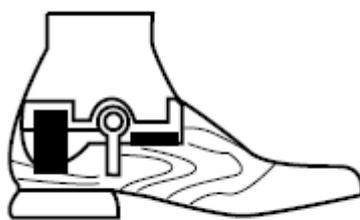


Figura 2.16. Pie de eje sencillo. (www.amputee-coalition.org)

- Pie Sach

Este tipo de prótesis es muy utilizado en pacientes de actividades K1 y K2 debido a que proporcionan gran estabilidad y pueden soportar gran peso, además su costo es bajo en comparación con otros pies protésicos existentes en el mercado. Como se observa en la Figura 2.17 estas prótesis están fabricadas principalmente de madera, el talón debe estar hecho de un material que permita la compresión y de este modo tener una mejor flexión plantar. Estas prótesis se colocan dentro de una funda cosmética (Figura 2.18) para asemejarse a un pie normal.

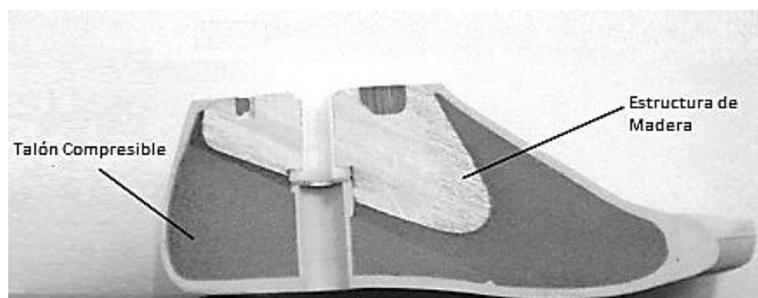


Figura 2.17. Partes de un pie SACH. (www.jaaos.org)



Figura 2.18. Pie SACH. (www.ottobock.com)

- Pie Multiaxial

Permite movimiento en múltiples planos como son la dorsiflexión, flexión plantar, inversión y eversión; estas prótesis se pueden conseguir en los niveles de movimiento K2, K3 y K4. Sin embargo, el grado de movimiento no tiene que ser igual para cada nivel, éste dependerá de las consideraciones del fabricante y del objetivo del pie protésico. Gracias a que posee más grados de libertad ayuda a la marcha del paciente en terrenos irregulares. Un ejemplo de este tipo de prótesis lo observamos en la Figura 2.19.



Figura 2.19. Pie multiaxial. Modelo Adjust. (www.ottobock.com)

- Pies de Carga Dinámica

Estos pies han sido fabricados para aquellas personas que pueden llevar a cabo actividades cotidianas y atletas de alto rendimiento. Son llamadas de esta

forma porque en el ciclo de marcha son capaces de absorber y almacenar energía durante la fase de apoyo, la cual es utilizada para la fase despegue proporcionando un empuje que hace que el paciente requiera de menos esfuerzo para movilizar la pierna amputada. Además pueden reducir el impacto sobre el talón del otro pie, generando una sensación más natural de la marcha.

La gran mayoría de las prótesis están fabricadas con fibra de carbono motivado a que sus propiedades de flexibilidad y resistencia son elevadas, también es un material ligero. Podemos observar distintos modelos de prótesis de carga dinámica en la Figura 2.20.

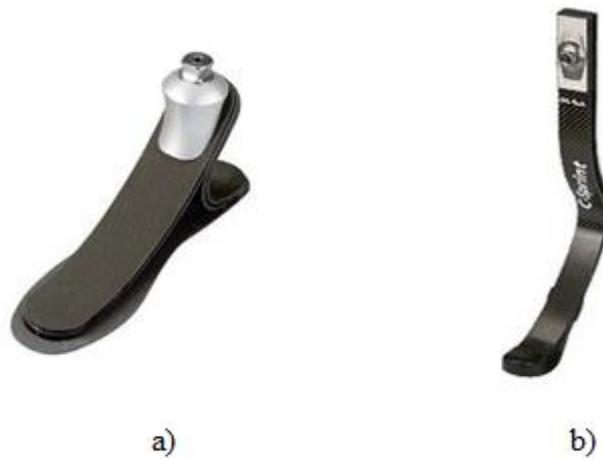


Figura 2.20. Pies de respuesta dinámica. a) Modelo Trias. b) Modelo Flex-Foot[®] Assure con EVO. (www.ottobock.com)

CAPITULO III

MARCO METODOLÓGICO

3.1. DISEÑO CONCEPTUAL

Para la realización de la propuesta del diseño de la prótesis, previamente se evaluará el estado del arte con la finalidad de determinar las características más importantes de los modelos que se encuentran actualmente en el mercado y las consideraciones empleadas para la creación de cada uno de ellos. A continuación, se generarán las propuestas de diseño, considerando a su vez el nivel de funcionabilidad del modelo, el perfil del usuario, el proceso de manufactura, la tecnología a utilizar y los materiales a emplear en la fabricación de la prótesis.

3.2. DESARROLLO Y MODELADO DEL DISEÑO

Una vez realizados los bocetos de la prótesis, se generarán los modelos tridimensionales a través de un software computacional CAD/CAE con la finalidad de dimensionar y parametrizar la geometría. La parametrización permite realizar modificaciones de la geometría de manera más eficiente disminuyéndose así el tiempo de diseño. Por otra parte, el modelo tridimensional facilita el estudio de esfuerzos y deformaciones presentes en la pieza al estar sometida a la carga corporal.

3.3. SIMULACIÓN DE LOS ESFUERZOS EN EL DISEÑO

A través del software CAD/CAE se simularán las condiciones de uso de la prótesis, en el caso de este Trabajo Especial de Grado se evaluará el comportamiento de la misma estando sometida a cargas estáticas; la magnitud y orientación de dichas cargas estarán basadas en estudios preliminares. Las

condiciones a evaluar serán las tres sub-fases más importantes del ciclo de la marcha: contacto inicial, apoyo medio e inicio de la oscilación.

En cada caso, y para cada diseño, se reportarán los valores de esfuerzo máximo, desplazamiento máximo y peso aproximado de la prótesis.

3.4. SELECCIÓN DEL DISEÑO

Una vez planteadas y analizadas las propuestas de diseño se seleccionará el modelo que mejor se adecúe a las necesidades previamente establecidas, para el estudio se utilizará como herramienta la creación de una matriz de decisión. La matriz de decisión es una técnica que permite evaluar, con una escala, los parámetros requeridos.

Para la matriz de selección se considerará tanto el comportamiento de la pieza como su elaboración.

3.5. OPTIMIZACIÓN DEL DISEÑO

Habiendo definido el diseño a desarrollar, se realizarán las modificaciones pertinentes, con el fin de mejorar los esfuerzos originados en las piezas, lograr los desplazamientos adecuados para un mayor confort y estabilidad del paciente y, en caso de ser necesario, reducir el peso de la prótesis.

En cada una de las modificaciones se aplicarán nuevamente las simulaciones de las tres sub-fases de la marcha humana normal, para determinar el avance de la optimización.

3.6. MANUFACTURA DEL PROTOTIPO

Una vez que el diseño del prototipo ha sido optimizado, se modelarán los moldes necesarios para la manufactura del mismo. Los moldes y las piezas

metálicas del prototipo se desarrollaran en el software CAD/CAE, con la finalidad de mecanizarlos a través de maquinarias de control numérico computacional o CNC.

Las quillas del prototipo se fabricarán en fibra de carbono, es por ello que se hace necesario la realización de moldes metálicos para el conformado del material. La fibra a emplear serán hojas de fibra de carbono pre-impregnadas en resina termoplástica, la resina se activará con calor y posteriormente la fibra se moldeará ejerciéndose presión de vacío sobre las capas apiladas en los moldes metálicos.

Una vez que la resina se enfríe, el material tomará la forma requerida para el ensamble final del prototipo de la prótesis.

CAPÍTULO IV

DISEÑO DEL PROTOTIPO

4.1. DISEÑO CONCEPTUAL

Una vez evaluado el estado del arte de las prótesis de pie, se definieron las consideraciones básicas necesarias para su diseño, las cuales abarcan las condiciones clínicas del paciente y las características de la prótesis que se desea fabricar.

Entre las consideraciones clínicas del paciente se tienen:

- Peso corporal del paciente: Hasta 80 kg.
- Nivel de actividad del paciente: Deambulación en espacios abiertos (K2 y K3).
- Tipo de amputación: Transtibial.

Por otra parte, las características de la prótesis a considerar son:

- De ser posible, debe permitir los movimientos de eversión e inversión.
- La prótesis será de respuesta dinámica.

Las prótesis de respuesta dinámica, también conocidas como acumuladoras de energía, se caracterizan por una estructura elástica interna constituida por fibra de carbono; su mecanismo consiste en almacenar energía al momento del impacto del talón con el suelo y devolverla en las siguientes etapas de la marcha, las cuales abarcan desde el apoyo hasta el despegue del pie.

4.2. DESARROLLO DEL DISEÑO

Para el diseño inicial de la prótesis, además de tomar en cuenta las características tanto del paciente como de la prótesis, fue necesario establecer

ciertos valores como constantes. Los valores que se eligieron como constantes conocidas son:

- Peso corporal del amputado.
- Longitud del pie.
- Ubicación del centro de la articulación del tobillo.

La longitud del pie se determinó de acuerdo a los modelos de pie protésico disponibles actualmente en el mercado, las marcas comerciales varían la longitud del pie sin funda cosmética como un número entero entre 22cm y 31cm, y dicha configuración a su vez varía la altura de la prótesis; es por ello que se decidió basar el diseño en una plantilla de 22cm de largo.

Según la bibliografía, la ubicación del centro de la articulación del tobillo se encuentra ubicada a un tercio de la longitud total del pie, medida a partir del talón. Debido a que la longitud total del pie será de 22cm, la articulación distará del talón 7.3cm.

Adicionalmente, se establecerán dos quillas, cada una de ellas representará el antepié y el retropié de la prótesis.

4.3. MODELADO DE LA PRÓTESIS

Tomando como punto de partida las consideraciones antes expuestas, se llegaron a realizar las propuestas iniciales de diseño que a continuación se presentan en la Figura 4.1. La morfología de las prótesis intenta recrear la capacidad de almacenar y retornar energía en las distintas etapas de la deambulaci3n, por lo que si un modelo es capaz de soportar el peso corporal y deformarse lo necesario para absorber energí3a sin perder rigidez, es considerado aceptable; éstas características no sólo dependen de la forma del diseíno sino también de las propiedades del material.



Figura 4.1. Propuestas de diseño de pies protésicos elaboradas inicialmente.

Los diseños iniciales de la prótesis fueron esbozados, dimensionados y modelados en 3D a través de un software CAD con la finalidad de modificar la geometría de manera más eficiente y poder realizar las simulaciones correspondientes a las tres (3) etapas más importantes de la marcha humana, con el fin de evaluar el comportamiento estático de la pieza y elegir el modelo más adecuado a desarrollar, que cumpla con los requisitos previamente impuestos.

4.4. ANÁLISIS DE ESFUERZOS

Con el fin de conocer el comportamiento de la prótesis bajo cargas estáticas, se decidió evaluar los modelos a través de una herramienta computacional CAD/CAE, que se caracteriza por emplear el Método de Elementos Finitos para determinar el comportamiento de un sólido.

El método de elemento finito 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 es muy utilizado en el área de la ingeniería, ya que permite resolver problemas sobre estructuras con geometrías complejas cuyos dominios de solución requieren cálculos complejos y resolverlo de forma analítica es prácticamente imposible.

4.4.1. Parámetros del Ensayo

4.4.1.1. Condiciones de carga y sujeción del conjunto

En cada una de las fases de la marcha, se evaluará la magnitud y orientación de la fuerza de reacción que se produce en el suelo por la acción del pie (Figura 4.2), cumpliéndose así la tercera Ley de Newton.

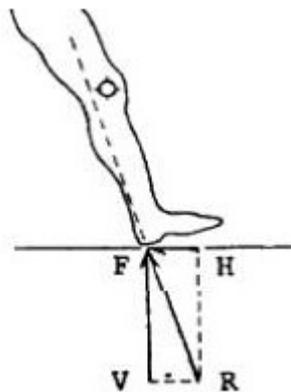


Figura 4.2. Fuerza de reacción producida en la fase inicial del ciclo de la marcha.

(Berger, N. et. al., 1998)

En la fase de contacto del talón, el mismo soporta entre 120% y 160% del peso corporal, por ello para el estudio de esta etapa se asumirá la carga como 150% del peso corporal (800 N) con una inclinación de 15° respecto a la vertical, dicha carga será aplicada en un área de aproximadamente 23cm², la cual representa la superficie de apoyo de un pie sano. En el caso del apoyo talón-puntera o apoyo

completo se aplicará una carga de 450 N en el área del talón y de 350 N en el antepié, ambas cargas a 90° con respecto a la vertical; para la fase de despegue se aplicará una carga de 800 N con una inclinación de 45° con la vertical.

En todos los ensayos la sujeción se realizará en la articulación de tobillo, específicamente en el área de acople a la prótesis de tibia. En la Figura 4.3 se observa la carga aplicada como una flecha de color amarillo y la sujeción se evidencia por el área de color azul.



Figura 4.3. Parámetros de sujeción y aplicación de la carga durante los análisis computacionales.

4.4.1.2. Material

Debido a que la prótesis a desarrollar se considera de respuesta dinámica, el principal material a emplear en su fabricación será fibra de carbono. Se trata de un material compuesto, pues se combina un tejido de hilos de carbono con una resina termoestable o termoplástica que se solidifica a través de un agente endurecedor. Las propiedades de la fibra de carbono a emplear en los análisis se describen en la Tabla 4.1.

Tabla 4.1. Propiedades de la fibra de carbono EasyPreg.

PROPIEDAD	UNIDAD	VALOR
Densidad	g/cm ³	1.7 – 1.9
Porcentaje de Fibra	%	51
Resistencia a la Tracción	GPa	2.4 – 7

Módulo de Young	GPa	230 – 700
Elongación a la Rotura	%	1.4
Coefficiente de Expansión Térmica	K ⁻¹	-0.1 x 10 ⁻⁶
Conductividad Térmica	W/m*K	17

Cada uno de los diseños propuestos posee un bastidor metálico que sirve como soporte a la estructura de la prótesis y como elemento de unión, ya sea entre las quillas o entre la estructura de carbono y el adaptador piramidal. Para los análisis de esfuerzos se empleará aluminio 6261 T6 como material para dicho bastidor, las propiedades del aluminio se presentan en la Tabla 4.2.

Tabla 4.2. Propiedades del aluminio 6261 T6.

PROPIEDAD	UNIDAD	VALOR
Densidad	g/cm ³	2.7
Resistencia a la Tracción	MPa	265
Resistencia a la Fluencia	MPa	255
Módulo de Young	GPa	69
Radio de Poisson	-	0.34

Adicionalmente, se empleará el poliuretano en aquellos diseños en los cuales se necesite un adhesivo para unir las quillas de fibra de carbono. El poliuretano es un polímero que puede ser un elastómero termofijo, producto de la reacción de un poliol y un isocianato, desempeñando la función de un adhesivo orgánico sintético.

Entre las propiedades del poliuretano termoplástico se encuentran gran resistencia al impacto, gran flexibilidad a temperatura ambiente, absorción de energía, resistencia a la abrasión, al desgaste y al desgarre. Las propiedades del poliuretano a emplear durante las simulaciones de esfuerzo se indican en la Tabla 4.3.

Tabla 4.3. Propiedades del poliuretano.

PROPIEDAD	UNIDAD	VALOR
Densidad	g/cm ³	1.21
Resistencia a la Tracción	MPa	9.82
Resistencia a la Fluencia	MPa	0.522
Módulo de Young	GPa	0.064

Por otra parte, para el acople piramidal, tornillos y tuercas del conjunto se asumirá como material para los análisis acero inoxidable 304, cuyas propiedades se enuncian en la Tabla 4.4.

Tabla 4.4. Propiedades del acero inoxidable 304.

PROPIEDAD	UNIDAD	VALOR
Densidad	g/cm ³	8
Resistencia a la Tracción	MPa	505
Resistencia a la Fluencia	MPa	215
Módulo de Young	GPa	200
Radio de Poisson	-	0.29

4.4.1.3. Condiciones de contacto entre superficies

Las condiciones de contacto entre las superficies de las piezas se realiza de forma automática o manual, y éstas definen cómo interactúa una superficie con respecto a otra. Entre las condiciones de contacto que proporciona el software se utilizarán dos tipos, para realizar las simulaciones de esfuerzos, éstas son:

- “Bonded”: en esta condición de contacto, las caras de las superficies se comportan como si estuviesen adheridas, lo que conlleva a que el movimiento de ambas caras sea el mismo; este tipo de unión no permite rotación o deslizamiento entre las dos superficies. Se utilizará esta condición de contacto para los tornillos, tuercas y para el acople de pirámide.

- “Separation”: para esta clase de contacto los movimientos de las caras son independientes, toma en consideración que existe deslizamiento entre ambas superficies. Esta condición se aplicará en las superficies de la fibra de carbono que están en contacto con el bastidor y con las placas.

4.4.1.4. Mallado del sólido

Una parte importante del Método de Elementos Finitos (MEF) es la discretización, en este paso se divide el dominio de solución en elementos finitos generando una malla como se muestra en la Figura 4.4, esta división de elementos genera formas geométricas sencillas que generalmente son tetraédricas. Los puntos que se obtienen de la unión de las líneas que forman los elementos son conocidos como nodos y los lados en común se les conocen como planos nodales.

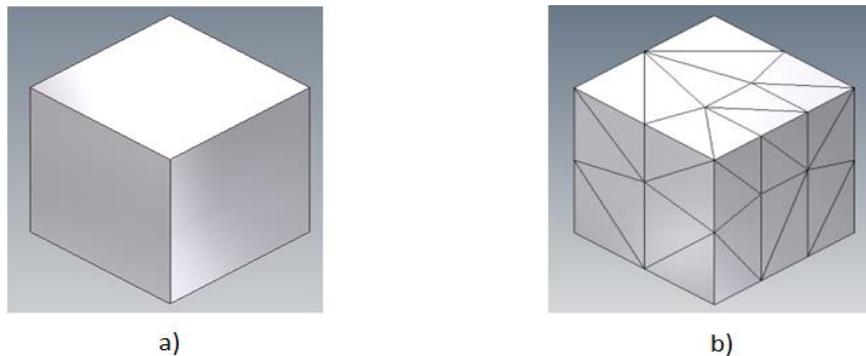


Figura 4.4. Mallado de un sólido. a) Vista isométrica de un sólido. b) Malla generada por un software computacional.

Una propiedad que posee el MEF es el análisis de convergencia, éste consiste en una serie de iteraciones en las cuales en cada una de ellas se va disminuyendo el tamaño de los elementos lográndose aumentar el número de partes presentes en el mallado y la cantidad de nodos, consiguiendo así una malla más refinada, con un mejor ajuste de la geometría del sólido y una solución más exacta de las ecuaciones diferenciales.

Para determinar el punto de convergencia, el software CAE empleado realiza de forma automática la optimización de los elementos y representa la solución a través de una gráfica de convergencia, en la cual el eje de las ordenadas corresponde a los desplazamientos en la pieza y el eje de las abscisas al número de iteraciones realizadas (Figura 4.5).



Figura 4.5. Resultados del estudio de convergencia realizado por el software computacional.

Para la realización del análisis, se deben establecer ciertos parámetros con el fin de indicarle al software la precisión requerida en la solución. Se estableció un máximo de 15 refinamientos y un criterio de precisión de 0.05%. Cuando el error entre dos iteraciones consecutivas es igual o menor al valor establecido, se detienen los refinamientos; en caso contrario, las iteraciones se detendrán cuando se llegue al máximo número establecido. Adicionalmente, se indicó que la evaluación de dichos criterios se realizara en los desplazamientos de la pieza, debido a que la relación esfuerzos-deformación dependerá del ΔL de desplazamiento.

4.5. SELECCIÓN DEL DISEÑO

Para establecer el diseño a desarrollar se empleará el método de la matriz de decisión. La matriz de decisión es una técnica empleada para la selección objetiva de alternativas viables que tienen como propósito solventar un problema planteado.

Ésta herramienta consiste en valorar las opciones sugeridas a través de la ponderación numérica de los criterios establecidos para la evaluación del modelo.

La matriz se fundamenta en un cuadro de doble entrada en el que uno de los ejes representa las alternativas que pueden adoptarse y el otro las restricciones o factores que deben satisfacerse. Para cada opción se indicará la calificación relativa en una escala, que representa el grado de cumplimiento de cada parámetro. A continuación se enumerarán, en orden de jerarquía, los factores a evaluar siendo el más importante enumerado como 10 y dicha enumeración se multiplicará a la calificación relativa con el fin de conseguir la ponderación total; la suma de los totales ayudará a tomar la decisión y la alternativa con mayor puntuación será considerada la más adecuada para resolver el problema existente.

Los factores a evaluar en la matriz, en escala de 1 a 5, se describen a continuación:

- 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, en un rango de evaluación entre 100 y 250 gramos, considerando la prótesis sin funda estética.
- Esfuerzo: Debido a que la prótesis estará diseñada para almacenar energía, el esfuerzo a considerar es el máximo de deformación o distorsión, también conocido como esfuerzo de Von Mises.
Se considerarán los esfuerzos máximos en las tres etapas de deambulación estudiadas. El mayor puntaje, en cada etapa, lo establecerá la prótesis que resulte con el menor esfuerzo, entre las opciones evaluadas.
- Desplazamiento: Se evaluará el desplazamiento máximo de la pieza en cada una de las etapas de la marcha, considerando que el desplazamiento requerido en la etapa de apoyo de talón es de 10mm, de 13mm en la fase de apoyo de puntera y de 6mm cuando el pie se encuentra completamente apoyado.
Obtendrá mayor calificación el modelo que se adapte mejor a las exigencias descritas.

- Proceso de fabricación: Se calificará con mayor puntaje los modelos cuyo proceso de fabricación conste del menor empleo de materia prima y tiempo de ejecución.

4.5.1. Alternativas de diseño

- Diseño N° 1: Consiste en dos quillas de fibra de carbono, la quilla delantera se encuentra dividida en la mitad para facilitar los movimientos de eversión e inversión que se producen en el pie. Ambas piezas se encuentran unidas a través un bastidor metálico que a su vez contribuye a la rigidez del modelo. El modelo se representa en la Figura 4.6.



Figura 4.6. Propuesta de diseño de pie protésico N° 1. a) Vista isométrica. b) Vista lateral.

- Diseño N° 2: Consta de una quilla delantera y una posterior, ambas de fibra de carbono, unidas entre sí con poliuretano. El contacto de ambas quillas en el centro de la pieza permite mayor rigidez en dicha área y un movimiento libre de los extremos, los cuales representan el talón y el antepié protésico. Este diseño se representa en la Figura 4.7.



Figura 4.7.Propuesta de diseño de pie protésico N° 2. a) Vista isométrica. b) Vista lateral.

- Diseño N° 3: Se basa en una plantilla de fibra de carbono y una quilla delantera que simulará el antepié, ambas piezas se encuentran unidas con poliuretano. El modelo se representa en la Figura 4.8.

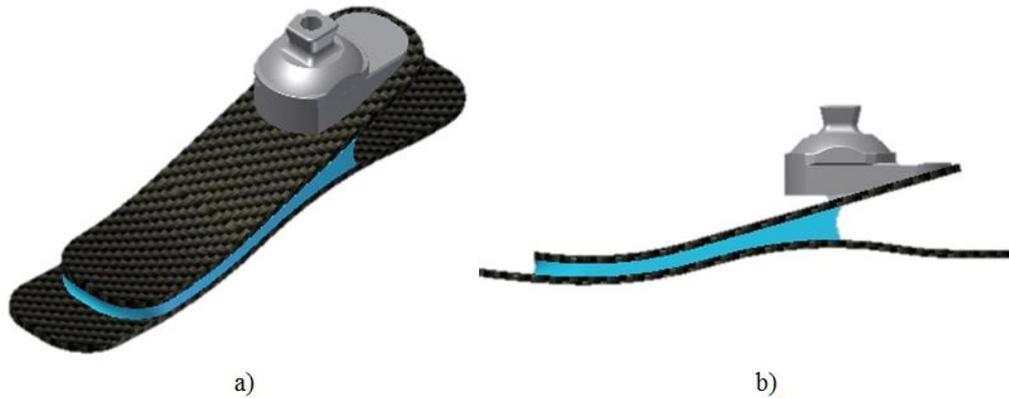


Figura 4.8.Propuesta de diseño de pie protésico N° 3. a) Vista isométrica. b) Vista lateral.

- Diseño N° 4: Consiste en dos quillas de fibra de carbono unidas por medio de un bastidor metálico, obteniéndose mayor rigidez en el modelo. Se representa en la Figura 4.9.



Figura 4.9.Propuesta de diseño de pie protésico N° 4. a) Vista isométrica. b) Vista lateral.

4.5.2. Matriz de Selección

Las calificaciones relativas de los criterios de selección para cada uno de los modelos se presentan en la Tabla 4.5.

Tabla 4.5. Matriz de selección.

CRITERIOS	OPC. 1	OPC. 2	OPC. 3	OPC. 4
Esfuerzo máximo (AC)	3	4	1	4
Esfuerzo máximo (AP)	4	4	2	2
Esfuerzo máximo (AT)	4	2	3	2
Desplazamiento máximo (AC)	5	4	3	5
Desplazamiento máximo (AP)	5	3	4	5
Desplazamiento máximo (AT)	5	5	5	3
Peso	3	3	2	3
Proceso de fabricación	4	3	2	5

4.5.3. Matriz de Selección por Jerarquía

En la Tabla 4.6 se presentan los criterios de evaluación ordenados jerárquicamente y la clasificación total para cada uno de los modelos propuestos.

Tabla 4.6. Matriz de selección por orden jerárquico.

CRITERIOS	OPC. 1	OPC. 2	OPC. 3	OPC. 4
Desplazamiento máximo (AT)	50	50	50	30
Desplazamiento máximo (AP)	45	27	36	45
Esfuerzo máximo (AT)	32	16	24	16
Esfuerzo máximo (AP)	28	28	14	14
Desplazamiento máximo (AC)	30	24	18	30
Esfuerzo máximo (AC)	15	20	5	20
Peso	12	12	8	12
Proceso de fabricación	16	12	8	20
TOTAL	228	189	163	187

4.5.4. Opción Ganadora

De la matriz de decisión se obtiene que la propuesta de diseño que mejor se adapta a los requerimientos establecidos es la opción 1, esto se evidencia al obtener el mayor puntaje de la evaluación.

Esta opción de diseño consiste en dos piezas fabricadas en fibra de carbono, que se encuentran unidas a través de un bastidor de aluminio, el cual sirve de soporte y ayuda a controlar los desplazamientos tanto en el talón como en la puntera de la prótesis, adicionalmente provee rigidez a la estructura.

4.6. MODIFICACIONES DEL DISEÑO

4.6.1. Modificación N° 1

La primera modificación se realiza en el bastidor con la finalidad de disminuir los esfuerzos generados en la pieza, se elimina el agujero central de la pieza y se refuerza la parte trasera variando la geometría de la vena, tal como se muestra en la Figura 4.10. Con esta modificación se logra disminuir el esfuerzo máximo generado a 729.3 MPa, el cual se produce en la fase de contacto inicial; se reduce el desplazamiento máximo de la quilla posterior en 2.84 mm alcanzando los 11.15 mm en la misma fase, y se incrementa el peso a 186 gr.

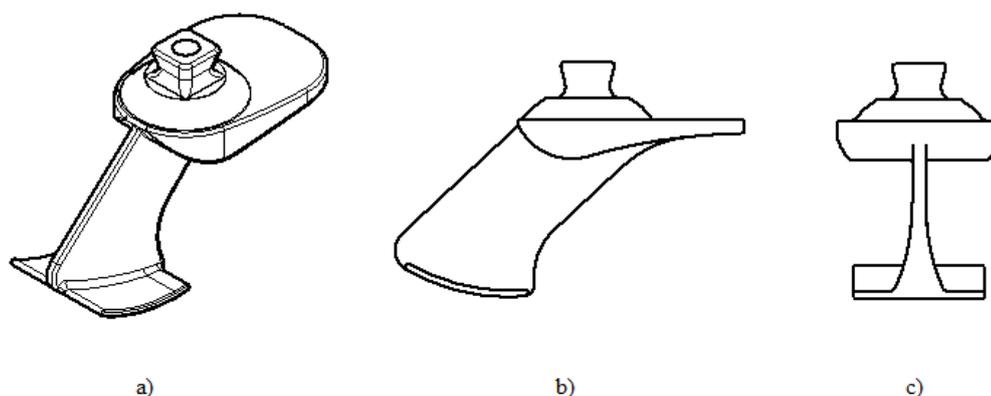


Figura 4.10. Modificación N° 1: Bastidor. a) Vista isométrica. b) Vista lateral. c) Vista trasera.

Los valores en la fibra de carbono disminuyen en las fases de apoyo completo y despegue, en la fase de contacto inicial no sufren alteraciones significativas.

Adicionalmente, se incorporó el acople de pirámide macho al bastidor, ensamblándose al mismo a través de un tornillo central, y se restringe su movimiento con una base cuadrada (Figura 4.11). La pirámide se diseñó con las especificaciones de los acoples existentes en el mercado, con el fin de que exista compatibilidad con los demás componentes protésicos comerciales. Esta modificación no altera los valores de esfuerzos y deformación generados en el conjunto.

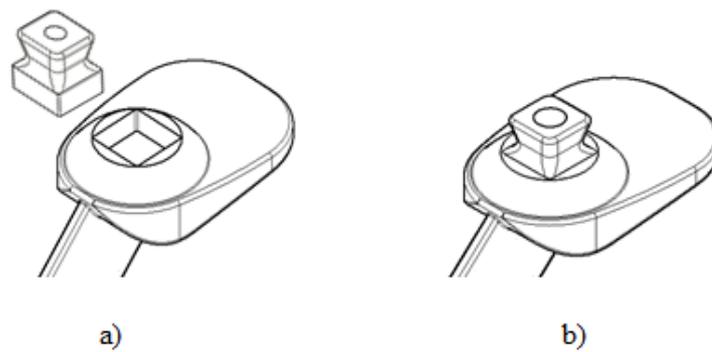


Figura 4.11. Inclusión del acople piramidal al bastidor. a) Despiece del conjunto bastidor-acople. b) Conjunto bastidor-acople.

4.6.2. Modificación N° 2

Se aumenta el espesor del soporte inferior del bastidor de 2 mm a 6 mm (Figura 4.12). La intención es disminuir el valor del esfuerzo máximo en la fase de contacto inicial; el aumento del espesor reduce el esfuerzo máximo en el bastidor a 268 MPa. El desplazamiento máximo en la quilla posterior aumenta a 13.25 mm y el peso de la prótesis incrementa a 264 gr. Los demás valores no sufren alteraciones significativas.

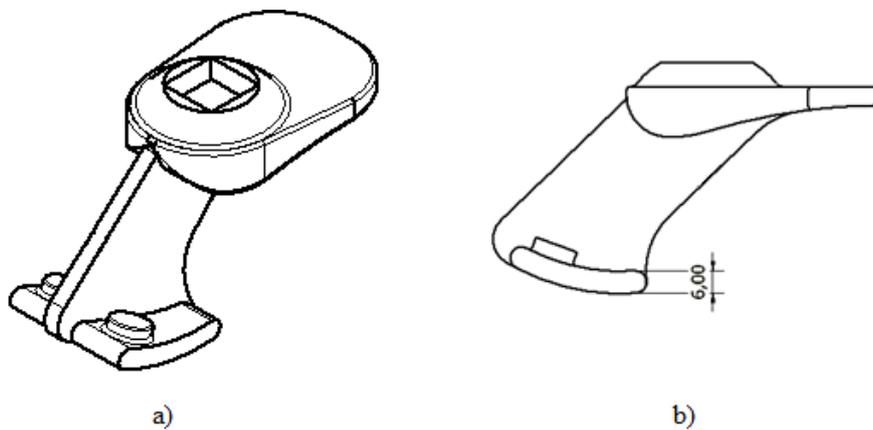


Figura 4.12. Modificación N° 2: Bastidor. a) Vista isométrica. b) Vista lateral

4.6.3. Modificación N° 3

Con el fin de disminuir el desplazamiento máximo en la quilla posterior, en la fase de contacto inicial, se elimina la curvatura en el soporte inferior del bastidor

y se coloca el soporte paralelo al plano horizontal (Figura 4.13). Adicionalmente, se diseña la vena central sin cambios en la geometría y se reduce 10 mm la altura total del bastidor, pasando a ser de 52 mm.

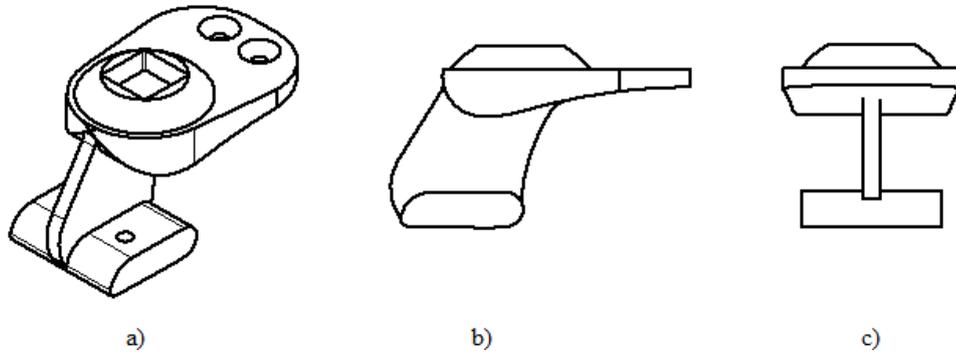


Figura 4.13. Modificación N° 3: Bastidor. a) Vista isométrica. b) Vista lateral. c) Vista trasera.

Con el cambio de geometría del bastidor se logró disminuir el valor del desplazamiento máximo en la quilla posterior a 9.89 mm, en la fase inicial del ciclo de la marcha. Con ésta modificación se consiguió un peso de 232 gr para el conjunto.

En los estados restantes los valores que tuvieron cambios significativos fueron el esfuerzo máximo en el bastidor, los cuales disminuyeron en 123 MPa y el desplazamiento máximo para la quilla posterior en la fase de apoyo completo, el cual incrementó 2.32 mm.

Las modificaciones en el bastidor obligan a cambiar la geometría de la quilla posterior, como se muestra en la Figura 4.14. El espesor de la quilla se diseñó variable con el fin de permitir un mayor desplazamiento.

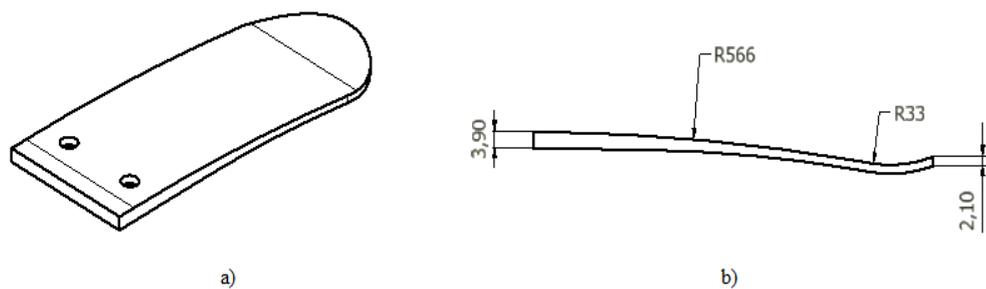


Figura 4.14. Modificación N° 3: Quilla posterior. a) Vista isométrica. b) Vista lateral.

A pesar de que las modificaciones son favorables para el diseño de la prótesis, se observa, a través de los desplazamientos, que los tornillos conectores inferiores estarán en constante roce con la funda cosmética de la prótesis, lo cual disminuirá la vida útil tanto de la funda como del tornillo.

4.6.4. Modificación N° 4

Con el fin de evitar el roce entre los tornillos y la funda cosmética, se posiciona el soporte inferior del bastidor a un ángulo de 168° respecto a la horizontal, como se muestra en la Figura 4.15. El cambio de ángulo en el bastidor disminuye a 6.7 mm el desplazamiento máximo de la quilla posterior, en la fase de contacto inicial, lo cual hace que el modelo posea un desplazamiento por debajo del establecido para el diseño. Los demás valores no sufren cambios significativos.

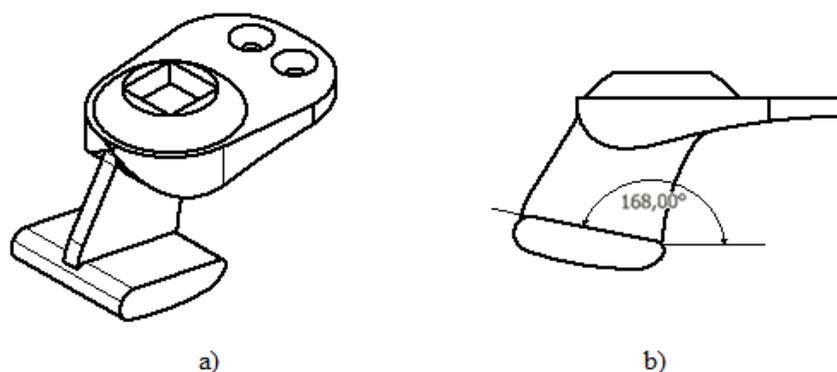


Figura 4.15. Modificación N° 4: Bastidor. a) Vista isométrica. b) Vista lateral.

Adicionalmente, se efectuaron variaciones en la geometría de la quilla posterior para lograr el acople entre la misma y el bastidor.

4.6.5. Modificación N° 5

Con el fin de aumentar el desplazamiento máximo de la quilla posterior en la fase de contacto inicial, se modificó el ángulo del soporte inferior del bastidor, formando 10° respecto a la horizontal (Figura 4.16). El cambio de ángulo aumentó el desplazamiento máximo de la quilla a 10.45 mm e incrementó el esfuerzo máximo del bastidor a 228.7 MPa, el peso del conjunto fue de 227 gr.

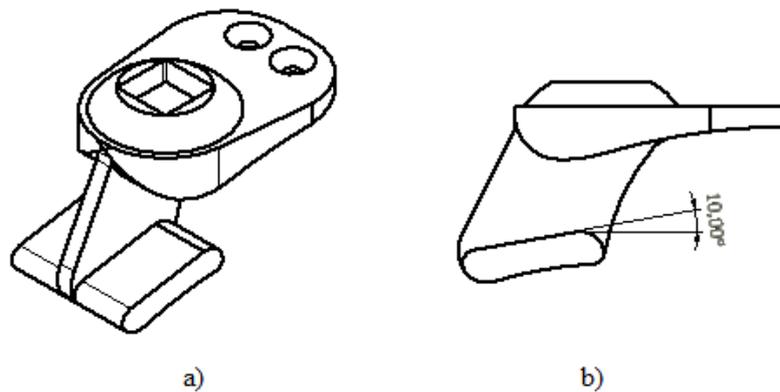


Figura 4.16. Modificación N° 5: Bastidor. a) Vista isométrica. b) Vista lateral.

El diseño de la quilla posterior se ajusta a las modificaciones del bastidor y se conserva el espesor variable, tal como se muestra en la Figura 4.17.

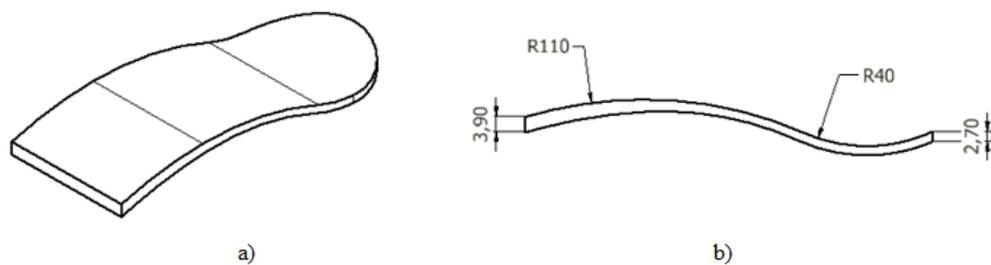


Figura 4.17. Modificación N° 5: Quilla posterior. a) Vista isométrica. b) Vista lateral.

4.6.6. Modificación N° 6

Se disminuye a 5° , respecto a la horizontal, el ángulo de inclinación del soporte inferior del bastidor con la intención de disminuir los esfuerzos generados en la pieza en la fase de contacto inicial (Figura 4.18). Adicionalmente, se diseñó con espesor constante quilla posterior. La disminución del ángulo del bastidor generó un esfuerzo máximo de 184 MPa en dicha pieza y un desplazamiento de 11.53 mm en la quilla posterior, en la fase indicada.

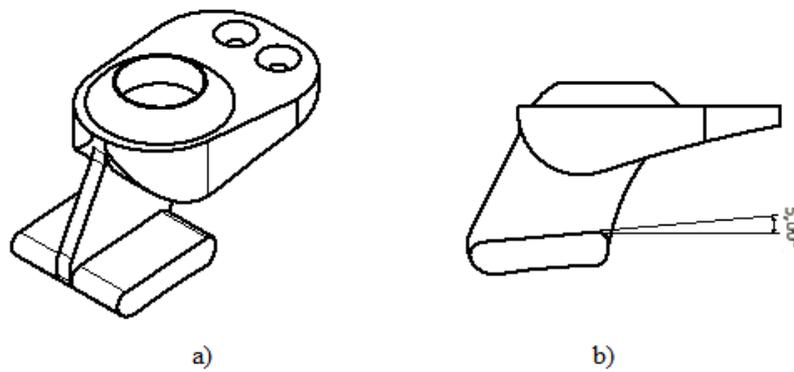


Figura 4.18. Modificación N° 6: Bastidor. a) Vista isométrica. b) Vista lateral.

Por otra parte, con la intención de aumentar los desplazamientos de la quilla anterior en las fases de apoyo completo y despegue, se modificó la geometría de la misma, como se observa en la Figura 4.19. Esto conllevó a la modificación del soporte superior del bastidor, con la finalidad de ajustar ambas piezas para su acople.

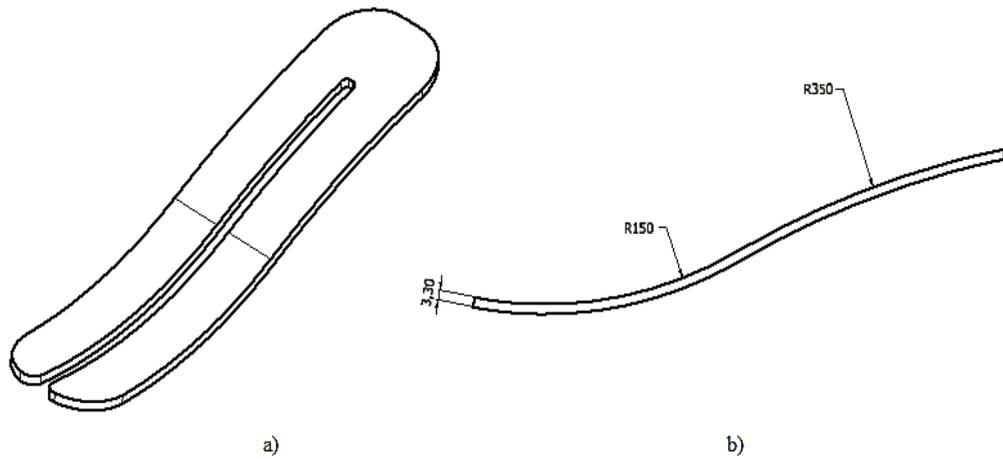


Figura 4.19. Modificación N° 6: Quilla anterior. a) Vista isométrica. b) Vista lateral.

Con cambio de geometría en la quilla anterior se logró un desplazamiento máximo de 13.1 mm en la fase de apoyo completo y de 17.4 mm en la fase de despegue. Los demás valores no sufrieron alteraciones significativas con las modificaciones descritas.

Por último se modificó el ensamblaje entre la pirámide y el bastidor, el agujero pasa a ser circular y el acople se realizará a través de una rosca fina de 24 mm de diámetro (Figura 4.20).

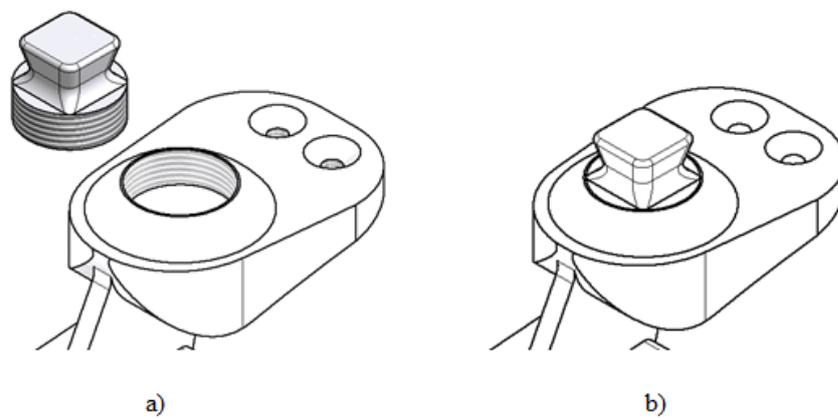


Figura 4.20. Modificación N° 6: Acople piramidal. a) Despiece del conjunto bastidor-acople. b) Conjunto bastidor-acople.

El modelo que se obtiene en la sexta modificación (Figura 4.21) cumple con los criterios de diseño establecidos, siendo el mínimo factor de seguridad del conjunto de aproximadamente 1.25, y posee un peso total de 295 gr, el cual incluye las pletinas y los tornillos conectores.



Figura 4.21. Pie protésico diseñado. a) Vista isométrica. b) Vista lateral.

CAPITULO V

MATERIALES Y PROCESO DE FABRICACIÓN

5.1. MATERIALES

5.1.1. Fibra de Carbono

Para garantizar el comportamiento dinámico de la prótesis de pie, se empleó fibra de carbono para la fabricación de las quillas del prototipo. La fibra de carbono es utilizada en prótesis debido a su capacidad de absorber energía durante su deformación, esta energía es almacenada y sirve de impulso durante la deambulación, a fin de facilitarla, dándole mayor confort a los pacientes amputados. Estos tipos de prótesis son ideales para personas con un nivel de actividad alto y moderado.

La fibra de carbono es un material compuesto, que combina un tejido de hilos de carbono, con una resina termoestable comúnmente de tipo epoxi, que se solidifica a través de un agente endurecedor. El tejido de fibra de carbono aporta flexibilidad y resistencia, mientras que la resina se encarga de unir las fibras, protegerlas y de transferir la carga por todo el material; por otro lado el agente de curado ayuda a convertir la resina en un plástico duro.

La fibra de carbono es un material con excelente propiedades físicas y mecánicas, posee una resistencia y módulo de elasticidad elevados, además es un material excepcional para aplicaciones de estructuras sometidas a cargas repetitivas o de fatiga, ya que es el único material conocido cuyas propiedades mecánicas apenas son sensibles a la aplicación de una carga cíclica.

En el mercado existen distintas presentaciones de la fibra de carbono, las propiedades mecánicas varían dependiendo del tipo de presentación y tejido, y cada una de ellas conlleva a un proceso de fabricación distinto. Para el caso del pie protésico propuesto en este Trabajo Especial de Grado, se empleó fibra de carbono pre-impregnada en resina termoplástica para la manufactura del prototipo.

Entre las ventajas de utilizar fibra pre-impregnada se tienen:

- Excelentes propiedades de resistencia a la fatiga.
- Distribución uniforme de la matriz en el compuesto, por lo que no hay riesgo de fibras no reforzadas.
- Los materiales pueden ser unidos mediante adhesivos.
- Buena resistencia a productos químicos.

5.1.2. Aluminio 6261-T6

Para la fabricación del bastidor del prototipo, las placas para la sujeción de los tornillos y los moldes para el conformado de las quillas de fibra de carbono, se emplearán barras de aluminio estructural 6261 con tratamiento térmico T6.

El aluminio 6261 es una aleación estructural en la cual los principales aleantes son el magnesio (Mg) y el silicio (Si). Estas aleaciones poseen propiedades mecánicas medias pero buenas propiedades de formabilidad, maquinabilidad y gran resistencia a la corrosión. Las aleaciones de aluminio pueden endurecerse a través de procesos térmicos; el tratamiento térmico T6 consiste en aplicarle a la aleación un proceso de conformado a alta temperatura para luego ser envejecido artificialmente y no endurecido el frío.

La composición del aluminio 6261 se presenta en la Tabla 5.1.

Tabla 5.1. Composición del aluminio 6261.

	Al	Si	Fe	Cu	Mn	Mg	Zn	Ti	Cr	Otros
%	96.6-	0.40	0.40	0.15-	0.20	0.70	0.20	0.10	0.10	0.05
	98.6	-0.70		0.40	-0.35	-1.0				0.15

5.1.3. Acero Inoxidable 304

El adaptador piramidal es la pieza de conexión entre el pie y la tibia protésica, esta pieza estará sometida a diversas cargas cíclicas (puntuales y radiales) de significativa magnitud, es por ello que las propiedades mecánicas de la materia prima a emplear para su fabricación deben ser elevadas. En lo concerniente al

presente Trabajo Especial de Grado, se empleó acero inoxidable 304 para la manufactura del adaptador.

El acero inoxidable 304 es un acero austenítico de uso general, este tipo de acero es una aleación no magnética; entre sus propiedades resaltan su gran resistencia a la corrosión atmosférica y moderada conformabilidad. La composición del acero inoxidable 304 se presenta en la Tabla 5.2.

Tabla 5.2. Composición del acero inoxidable 304.

	C	Cr	Fe	Mn	Ni	P	Si	S
%	0.08	18.0 - 20.0	66.3 - 74.0	2.0	8.0 - 10.5	0.045	1.0	0.03

5.2. PROCESOS DE FABRICACIÓN

5.2.1. Bastidor y Moldes

Debido a la complejidad de la geometría que presentan las piezas desarrolladas, incluyendo los moldes para el conformado de las quillas, se debió elegir el proceso de fabricación que pudiese realizar los modelos de forma precisa y eficiente; el proceso que mejor se adapta a los requerimientos de manufactura en piezas metálicas es el mecanizado por control numérico computarizado (CNC).

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 (Figura 5.1). 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.

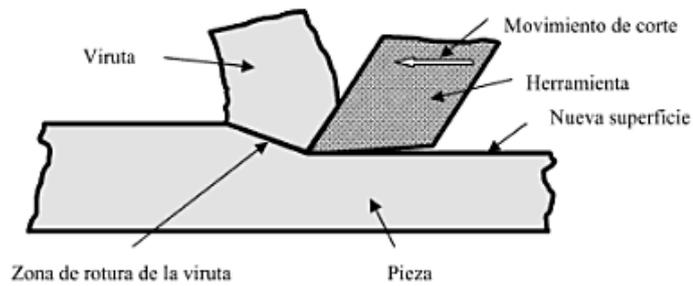


Figura 5.1. Mecanizado de un material. (Groover, M., 1997)

El mecanizado de una pieza en una máquina CNC en principio es igual que en una fresadora convencional manual, es decir, la herramienta de corte es la que gira mientras que la pieza se desplaza; con la diferencia de que la mayoría de las tareas efectuadas por el operario ahora las realizará el control numérico computarizado. Para ello, antes del comienzo del mecanizado se programa la máquina con todas las instrucciones para ejecutar el trabajo, las cuales son efectuadas paso a paso. En la Figura 5.2, se observa el mecanizado de uno de los moldes de aluminio.



Figura 5.2. Mecanizado CNC del molde para el conformado de la quilla anterior.

El mecanizado de las piezas fue realizado a través de una fresadora CNC, marca Bridgeport, ubicada en el taller mecánico de la empresa universitaria

Corpórea Producciones C.A. ubicado en el Instituto de Materiales y Modelos Estructurales (IMME) de la Universidad Central de Venezuela.

Las piezas mecanizadas se realizaron a partir de tochos cilíndricos de aluminio y acero inoxidable, de 76.2 mm y 25.4 mm respectivamente. Para facilitar el maquinado, la mayoría de las herramientas empleadas fueron de HSS con recubrimiento superficial de nitruro de titanio (TiN), ya que disminuye la fricción entre la herramienta y la pieza, debido a su dureza.

5.2.2. Quillas

Las quillas del pie protésico propuesto se realizaron con fibra de carbono pre-impregnada de tejido cruzado modelo EasyPreg de 0.3 mm de espesor. El termoformado en este tipo de fibra se realiza a través de un proceso de vacío, en el cual puede aplicarse calor antes o durante la extracción del aire, dicho procedimiento logra la impregnación uniforme de las fibras con la resina, lo que proporciona alta calidad en el trabajo final.

Para la elaboración de las quillas, previamente fue necesaria la construcción de una prensa de vacío a fin de poder realizar el proceso de conformado.

5.2.2.1. Prensa de vacío

La prensa de membrana de vacío diseñada consta de una base plana fabricada en madera de fibra de media densidad o MDF, sobre la cual se encuentra un marco metálico rectangular de 450 mm de ancho y 600 mm de largo, que posee un sistema responsable de la extracción del aire en todo el perímetro (Figura 5.3).

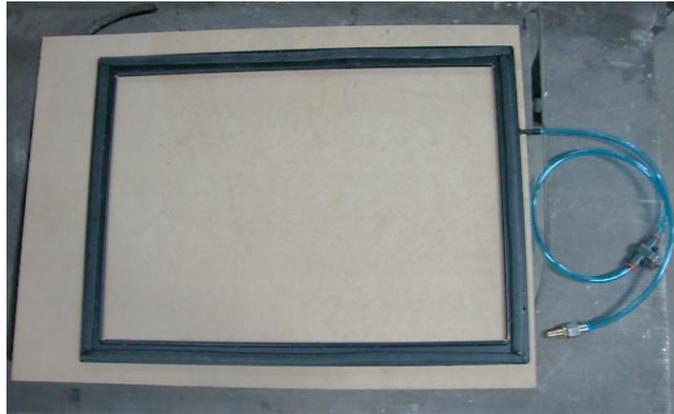


Figura 5.3. Base de la prensa de vacío.

La parte superior de la prensa consta de un marco rectangular de madera MDF al cual está sujeta la membrana de silicón responsable de distribuir de manera uniforme la presión de vacío sobre la pieza. Se asegura el hermetismo de la prensa a través de una goma plana colocada sobre el marco metálico. En la Figura 5.4 se observan las partes de la prensa de membrana de vacío diseñada, y en la Figura 5.5 se muestra la prensa durante el proceso de extracción de aire.



Figura 5.4. Elementos empleados para el proceso de vacío.



Figura 5.5. Visualización del proceso de vacío.

La extracción de aire se realiza a través de una bomba de vacío, marca Quality modelo QVP-800, conectada al marco metálico de la prensa. En la Figura 5.6 se observan las especificaciones de la máquina.

QUALITY			
2 Stages Vacuum Pump			
Model	QVP-800	Voltage	110V~/60Hz
Free Air Displacement	8.0 CFM	Power	3/4 HP
Ultimate Vacuum	3×10^{-1} Pa	Oil Capacity	600 ml

Figura 5.6. Especificaciones de bomba de vacío Quality, modelo QVP-800.

5.2.2.2. Conformado de la Fibra de Carbono

Para el conformado de las quillas es necesario calentar la fibra de carbono con el fin de activar la resina termoplástica presente en el material, dicho calentamiento se realiza en un horno convencional a 200°C (480°F) por un tiempo 13 minutos para la quilla posterior y de 15 minutos para la quilla anterior. Una vez transcurrido el tiempo de calentamiento, la fibra es colocada en la prensa de vacío, junto con el molde de aluminio, a fin de obtener el modelado y curado de la pieza. El proceso de vacío se realiza hasta que la fibra de carbono alcance una temperatura de 40°C (104°F).

El proceso de conformado de la fibra de carbono empleada requiere de los materiales que a continuación se describen:

- Silicón: permite visualizar la posición de las láminas respecto al molde, facilitando su colocación. El espesor del silicón depende del espesor de la laminación a realizar y debe ser resistente a altas temperaturas, el silicón empleado posee un espesor de 1 mm. Se coloca en la parte inferior y superior de las láminas.
- Textil BleederFleece X10: es necesario para la rigidez de la pieza final, ya que permite la ventilación del aire presente entre las láminas de fibra de carbono. Se coloca en la parte inferior y superior de las láminas, entre el silicón y el textil Release A.
- TextilRelease A: proporciona el acabado superficial de la pieza, ya sea liso y brillante, o áspero y opaco. Se coloca en la parte inferior y superior de las láminas de fibra de carbono.

Para la realización del prototipo del presente Trabajo Especial de Grado, se agregó una capa adicional de silicón entre la fibra de carbono y el textil Release A, con el objetivo de facilitar la liberación de la pieza una vez finalizado el conformado de la misma. En la Figura 5.7 se muestra la disposición de los materiales durante el proceso de vacío.

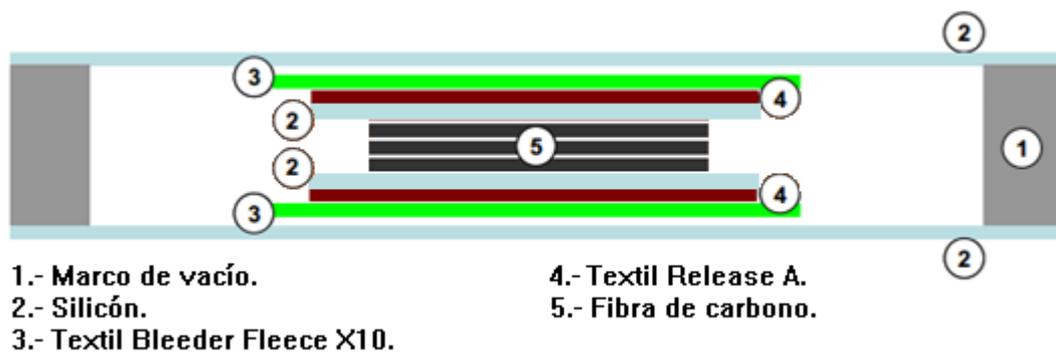


Figura 5.7. Disposición de materiales para el proceso de conformado de la fibra de carbono EasyPreg.

5.2.2.3. Maquinado de las quillas

Una vez finalizado el conformado de las quillas, se procedió a eliminar el material sobrante y a darles la forma final propuesta. El exceso de material se eliminó cortando con segueta y maquinando las rebabas con un esmeril de banco, el acabado superficial de los bordes se consiguió maquinando con un Dremel y una herramienta de piedra cónica.

Para realizar los agujeros en la fibra de carbono, se empleó un taladro de pedestal y herramientas de acero rápido (HSS).

El taladrado de fibra de carbono conlleva a la pérdida del acabado superficial y al desgaste rápido y excesivo de la herramienta de corte; a velocidades de corte relativamente bajas y avances moderados o altos se presenta mayor rugosidad superficial, la cual aumenta a medida que el valor de avance se incrementa. En las piezas fabricadas se obtuvieron menos imperfecciones a una velocidad de corte de 1280rpm con un avance moderado.

5.2.3. Ensamblaje del prototipo

El prototipo consta de dos piezas de fibra de carbono, un bastidor de aluminio, un conector piramidal, dos placas y elementos conectores. En la Figura 5.8 se observa la vista lateral del despiece del prototipo.

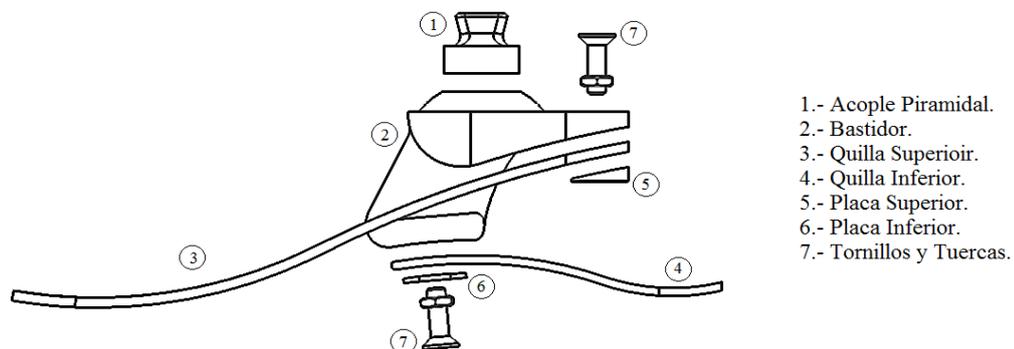


Figura 5.8. Despiece del pie protésico propuesto.

Las quillas de fibra de carbono de encuentran unidas al bastidor a través de dos tornillos avellanados de 6mm de diámetro, las placas son colocadas entre la quilla y la tuerca con el fin de soportar la carga de apriete y reducir los riesgos de aflojamiento entre el tornillo y la tuerca.

El conector piramidal se acopla al bastidor a través de una superficie roscada, adicionalmente se coloca resina epóxica en la rosca con la finalidad de fijar la disposición del conector respecto al bastidor y restringir el movimiento durante el uso de la prótesis.

5.3. ENSAYOS MECÁNICOS

El prototipo fue sometido a ensayos mecánicos con el fin de verificar los resultados obtenidos en los análisis de esfuerzos realizados en el software CAE. Los ensayos del modelo se realizaron en una prensa, marca Dillon Precision con capacidad de carga máxima de 1000kg, ubicada en el taller mecánico Corpórea Producciones C.A. ubicado en el Instituto de Materiales y Modelos estructurales (IMME) de la Universidad Central de Venezuela.

El principio de medición de la prensa está basado en una celda de carga, la cual se alimenta con una tensión de 10V a través de una fuente de alimentación. Al existir una deformación varía la tensión de salida, con la cual conociéndose la sensibilidad de la celda, puede determinarse la fuerza aplicada.

En el presente Trabajo Especial de Grado se empleó una fuente de energía marca Hewlett-Packard para la alimentación de la celda, y para las mediciones de salida se empleó un multímetro digital marca Mastech, modelo MY67 (Figura 5.9). La celda conectada tiene una sensibilidad de aproximadamente 2mV/V por cada fuerza equivalente a 1000kg.



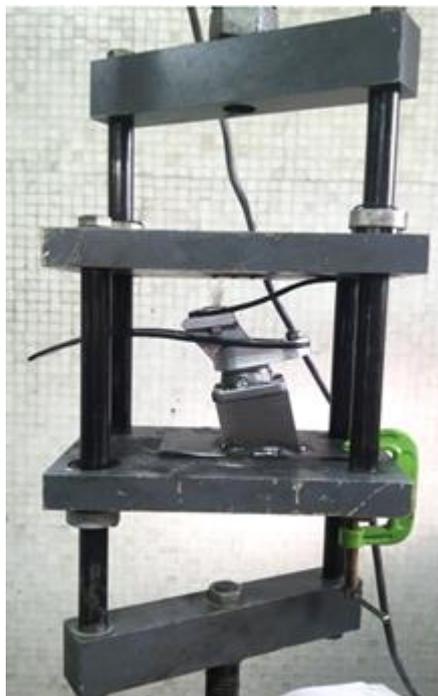
a)



b)

Figura 5.9. a) Fuente de alimentación. b) Multímetro digital.

Se efectuaron dos ensayos mecánicos que consistieron en evaluar las etapas críticas de la marcha humana, contacto de talón y despegue. La sujeción de la pieza se efectuó a través de un adaptador de acople, marca OttoBock modelo 4R37, conectado a una base que consta de un tocho cuadrado de acero soldado a una placa del mismo material, adaptada a los requerimientos de cada estudio. En la Figura 5.10 se observa la sujeción del modelo en la prensa para cada ensayo.



a)



b)

Figura 5.10. Sujeción del prototipo. a) Contacto talón. 15° de inclinación. b) Despegue. 45° de inclinación.

Los ensayos consistieron en someter el prototipo a fuerzas de compresión aplicadas sobre la superficie de contacto de cada etapa, a fin de determinar el desplazamiento de las quillas y la carga máxima soportada. Los desplazamientos se obtuvieron a través de un medidor de profundidad de precisión, marca Mitotoyo, con un intervalo de medición de 0.01mm a 20mm.

5.3.1. Resultados y análisis de los ensayos mecánicos

5.3.1.1. Etapa: Contacto de talón

El prototipo se posicionó inclinado 15° respecto a la horizontal y se sometió a fuerzas de compresión aplicadas en la quilla posterior. Las mediciones de los desplazamientos se recogieron cada 5kg, los resultados se muestran en la Tabla 5.3.

Tabla 5.3. Resultados de los ensayos mecánicos. Etapa: Contacto de talón.

i	FUERZA [kg]	DESPLAZAMIENTO [mm]	OBSERVACIONES
1	5	8,35	
2	10	15,70	Fractura en las fibras

De acuerdo a los resultados obtenidos, la quilla posterior es capaz de soportar cargas menores a 10kg y lograr un desplazamiento de 15.70mm. Al aplicar cargas mayores se presenta fractura en las fibras donde se desarrollan los valores de esfuerzo más altos, tal como se evidencia en la Figura 5.11.



Figura 5.11. Fractura del tejido de carbono de la quilla posterior.

5.3.1.2. Etapa: Despegue

El prototipo se posicionó inclinado 45° respecto a la horizontal y se sometió a fuerzas de compresión aplicadas en la quilla anterior. Las mediciones de los desplazamientos se recogieron cada 5kg, los resultados se muestran en la Tabla 5.4.

Tabla 5.4. Resultados de los ensayos mecánicos. Etapa: Despegue.

i	FUERZA [kg]	DESPLAZAMIENTO [mm]	OBSERVACIONES
1	5	9,60	
2	10	17,42	
3	15	19,70	Fractura en las fibras

De acuerdo a los resultados obtenidos, la quilla anterior es capaz de soportar cargas menores a 15kg y lograr un desplazamiento de 19.70mm. Al aplicar cargas mayores o iguales a 15kg se presenta fractura en el tejido de carbono en los puntos donde se desarrollan los más altos valores esfuerzos, como se evidencia en la Figura 5.12.



Figura 5.12. Fractura del tejido de carbono de la quilla anterior.

Al presentarse fallas en las quillas de fibra de carbono, durante los ensayos mecánicos, se evidencia que el prototipo fabricado no cumple con el requisito de peso del usuario establecido para el diseño (80kg). Las fracturas en el tejido se pueden atribuir a que el refuerzo (fibra de carbono) no transmitió sus propiedades mecánicas a la matriz (resina termoplástica) a consecuencia de un proceso de curado deficiente, es decir, que la presión ejercida durante el proceso de extracción de vacío no fue uniforme o fue menor a la requerida para un buen curado para el tipo de fibra empleada. La falla también puede ser atribuida a que el porcentaje de refuerzo empleado fue menor a la precisada.

CAPÍTULO VI

CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES

6.1. CONCLUSIONES

- Se determinaron los esfuerzos y condiciones que ocurren en las tres etapas principales del ciclo de la marcha de un individuo: contacto de talón, apoyo doble, fase de despegue.
- Con los parámetros restrictivos establecidos se diseñó un modelo de pie protésico de respuesta dinámica.
- Los análisis de esfuerzos para cada fase estudiada cumplieron con los parámetros restrictivos establecidos para el diseño.
- Se fabricó una prensa de vacío y los moldes necesarios para el conformado de las quillas de fibra de carbono.
- Se fabricó el prototipo del pie protésico diseñado.
- Se realizaron ensayos a compresión en las etapas críticas de la marcha con el fin de verificar los resultados obtenidos a través del software computacional.
- El prototipo fabricado no soportó las cargas requeridas ni en magnitud ni en deformaciones permisibles esperadas, tal y como se obtuvo de los análisis de esfuerzos. Tal discrepancia evidencia que las propiedades mecánicas del material fabricado estuvieron por debajo de las propiedades expresadas por el fabricante. Estas diferencias probablemente se originaron en el proceso de fabricación el cual es necesario perfeccionar a efectos de obtener las propiedades mecánicas necesarias para esta aplicación.

6.2. RECOMENDACIONES

- Analizar el comportamiento estático y dinámico de la prótesis en un software computacional, en el cual para el análisis de esfuerzo se permita la manipulación de las ecuaciones, a fin de estudiar con mayor precisión las propiedades mecánicas de materiales compuestos.

- Diseñar y construir una prensa de vacío capaz de distribuir uniformemente la presión ejercida durante el proceso de vacío, pudiéndose lograr un mejor curado de la fibra de carbono.
- Realizar ensayos a la fibra de carbono, elaborada bajo las condiciones descritas en el presente Trabajo Especial de Grado, a fin de verificar las propiedades mecánicas previstas por el fabricante y lograr mayor precisión en los resultados de los análisis a través de herramientas computacionales.
- Evaluar el comportamiento del pie protésico sobre pacientes amputados.
- Efectuar análisis de fatiga en las piezas metálicas de la prótesis, a fin de obtener la vida útil de las mismas bajo las condiciones de uso.
- Estudiar el desempeño de las quillas diseñada con otros tipos de fibra carbono, variando a su vez el porcentaje de refuerzo.
- Desarrollar una línea de producción para el pie protésico que cuente con la tecnología necesaria, con el propósito de reducir los tiempos de fabricación, la mano de obra obrera y los costos de producción.

BIBLIOGRAFÍA

1. Álvarez, M. [et. al...]. (2005). *Influencia de la relación velocidad de corte-avance en la calidad de muestras taladradas de fibra de carbono*. Revista de Metalurgia. Madrid. Vol. Extr. p.p 361-364.
2. Berger, N. [et. al...]. (1998). *Protésica del miembro inferior*. Impreso por: Escuela Graduada de Medicina de la Universidad de Nueva York.
3. Carrillo, C. [et. al...]. (2007) *Diseño y Fabricación de una Prótesis de Pie de Respuesta Dinámica en Fibra de Carbono*. IFMBE Proceedings. Vol. 18, p.p. 1233-1237.
4. Castro, C. (1980). *Anatomía normal. Aplicación a la exploración en ortopedia y traumatología*. Editorial San José.
5. Chapa, S. C. [et. al...]. (1999). *Métodos numéricos para ingenieros*. Editorial McGraw Hill.
6. Corbi, F. (2008). *Biomecánica del pie*.
7. ExactPlastics. (2012) *Las fibras de refuerzo*. Recuperado de <http://exact-plastics.de/verstaerkungsfasern.html>
8. Field, D. [et. al...]. (2000). *Anatomía y movimiento humano: estructura y funcionamiento*. Editorial Paidotribo. España.
9. Figueroa, R. (2009) *Diseño y análisis mecánico de un pie protésico*. Trabajo de grado. Maestría en Ingeniería Mecánica. Universidad Simón Bolívar.
10. Fitzgerald, R. [et. al...]. (2004) *Ortopedia, Volumen 1*. Editorial Médica Panamericana.
11. Gardner, E. [et. al...]. (1980). *Anatomía*. Editorial Salvat.
12. Groover, M. (1997). *Fundamentos de manufactura moderna: materiales, procesos y sistemas* Edirorial Pearson Educación.

13. Hernández, F. (2008) *Diseño y Construcción de Prototipo Neumático de Prótesis de Pierna Humana*. México. Universidad de las Américas Puebla.
14. Hull, D. (1987). *Materiales compuestos*. 2da Edición. Editorial Reverté. España.
15. Kapandji, I. A. (1991). *Cuadernos de fisiología articular*. Volumen 3. Editorial Toray-Masson. España.
16. Llano, C. *Fibra de carbono. Presente y futuro de un material revolucionario*. Revista Metal Actual. p.p. 10-15.
17. MacRae, R. (2000). *Ortopedia y fractura. Exploración y tratamiento*. Editorial Marbán
18. Miravete, A. [et. al...] (2007). *Materiales Compuestos*. Editorial Reverté. España.
19. Murdoch, G. (1967) *Aspectos Psicológicos de la Amputación*. Anales del Colegio de Cirujanos de Inglaterra. Tomo 40, p.p 25-48.
20. Núñez-Samper, M. [et. al...]. (2007). *Biomecánica, medicina y cirugía del pie*. 2da Edición. Editorial Masson. España.
21. Radtke, P. *MOBIS: el nuevo sistema de movilidad de Otto Bock*. Revista Ortoprotésica. p.p. 30-32.
22. Rayón, A. (2007) *Diseño de prótesis de pie*. México. Universidad de las Américas Puebla.
23. Rihs, D., Polizzi I. (2001) *Prosthetic Foot Design*. Australia. Victorian University of Technology.
24. Sepulveda O. [et. al...]. (2007) *Diseño y Modelamiento de una Prótesis Transfemorales con Sistema de Amortiguación*. Revista Épsilon. N° 009, p.p 7-18.
25. Testut, L. (2004). *Compendio de anatomía descriptiva*. Editorial Elsevier. España.

26. Townsend, B. [et. al...]. *Human and prosthetics below knee complex biomechanical function in level ground walking*. CatálogoBioQuestProsthetics. p.p 1-11.
27. Valencia A. (2009) *Diseño y Desarrollo de una Prótesis FLEX-FOOT*. México. Instituto Politécnico Nacional.
28. Viladot, A. (2000). *Lecciones básicas de biomecánica del aparato locomotor*. Editorial Springer. España.
29. Zienkiewicz, O. C. [et. al...](1980). *El método de elementos finitos*. Editorial Reverté. España.

ANEXOS