

UNIVERSIDAD AUTÓNOMA DE BAJA CALIFORNIA

**INSTITUTO DE INGENIERÍA
MAESTRÍA Y DOCTORADO EN CIENCIAS E INGENIERÍA**



TÍTULO:

**METODOLOGÍA DE DISEÑO Y FABRICACIÓN DE PRÓTESIS
TRANSTIBIAL EN MATERIAL COMPUESTO**

TESIS PARA OBTENER EL GRADO DE:

DOCTOR EN CIENCIAS

PRESENTA:

MIRIAM SIQUEIROS HERNÁNDEZ

DIRECTOR

DR. MARCO ANTONIO REYNA

MEXICALI, B.C.

DICIEMBRE DEL 2017

AGRADECIMIENTOS

Primero, quisiera agradecer este trabajo y expresar mi más profunda admiración al Dr. Marco Antonio Reyna Carranza, director de esta Tesis Doctoral, por su intenso respaldo e interés, por enseñarme a enfocar los conceptos de ingeniería, trabajar en forma objetiva y ampliar mi visión.

A mis sinodales por su sinceridad y apoyo en el desempeño de la revisión de esta tesis.

A todos los profesores y compañeros que han dado respuesta a mis numerosas dudas a lo largo de esta investigación, por encontrar soluciones a problemas que parecían no tener respuesta.

Al Dr. Joel Calos Huegel West, quien a pesar de ni siquiera conocernos me brindó su apoyo, al prestarme los equipos de pruebas mecánicas, por su disposición y amabilidad.

Al instituto de ingeniería, UABC; por permitirme estudiar el doctorado.

Sin olvidar a mi querida escuela Universidad Autónoma de Baja California, por abrirme sus puertas y por ser ésta mi segunda casa a lo largo de 10 años consecutivos. Por formarnos en profesionistas con deseos de salir adelante y de seguir superándonos.

A mi asesor, colega y compañero, pero sobre todo a mi amigo Benjamín González Vizcarra, gracias por asesorarme en mi proceso de titulación, por tenerme paciencia, y estar siempre cuando le necesite, infinitas gracias.

Miriam Siqueiros H.

DEDICATORIA

A Dios

A Dios por haberme dado la dicha de existir, porque gracias a él hoy veo llegar a su fin una de las metas más importantes de mi vida. Gracias por todas las cosas maravillosas que me has brindado; principalmente mi familia, por darme fortaleza en cada día de mi vida y por estar conmigo siempre.

A mis Padres

Por ser el mejor padre a quien estoy eternamente agradecida por su gran esfuerzo de sacarme adelante ante toda dificultad, él se ha encargado de enseñarme que no hay obstáculos en esta vida y el más grande ejemplo para mí, es el, por darme esa confianza y creer siempre en mí, no tengo palabras para decirle cuanto lo quiero.

Tengo mucho que agradecer, principalmente el regalo más valioso: la vida. Gracias por tu confianza, sacrificio y apoyo incondicional que me has brindado todo este tiempo.

Infinitamente gracias a los dos por todo... este logro también es de ustedes, gracias por ser los mejores papas del mundo y por quererme tanto. Los amo con todo mi corazón.

A mi hermana

Que ha compartido conmigo tristezas y alegrías, por ser hermana y confidente. Gracias por todos estos años juntas, te quiero.

A Pablo

Porque los dos juntos somos algo nuevo, algo distinto e infinitamente mejor. Gracias por aumentar cada día mi capacidad de soñar y por darme valor para perseguir y vivir mis sueños hasta el final, por tantos momentos, pasados y futuros.

Miriam Siqueiros H.

RESUMEN

Cada año a un significativo número de personas se les amputa parte de las extremidades inferiores a causa de enfermedades como la diabetes o el cáncer así como accidentes de tránsito o violencia. El nivel de la amputación determina el tipo de prótesis que ayuda a restablecer la capacidad de caminar de la persona con discapacidad. Las prótesis transfemorales (de mayor complejidad) se utilizan cuando la amputación es por encima de la rodilla y las prótesis transtibiales (de menor complejidad) se utilizan cuando la amputación es por debajo de la rodilla. Ambos modelos de prótesis consideran una variedad de componentes que de forma interactiva simulan la mecánica de una pierna sana.

En este trabajo se realizó una prótesis transtibial, en la cual, antes de su fabricación, se desarrolló un laminado de fibra de carbono 3k y resina epóxica, con una orientación de $[0\pm45]_s$, el cual fue caracterizado bajo las norma ASTM D3039 – 00, las propiedades obtenidas fueron el módulo elástico, el esfuerzo máximo y deformación. Los datos obtenidos del material compuesto permitieron construir el primer prototipo de prótesis, el cual se diseñó junto con un molde que fue tomado como modelo para la fabricación del prototipo. Para ello se utilizó una serie de etapas las cuales fueron fundamentales y consideradas como una línea crítica de la investigación a seguir.

Para tal fin se analizaron dos estados claves del ciclo de la marcha humana (contacto talón y contacto punta) en los cuales se aplicaron cargas y restricciones de movimiento sugeridas por el ISO 10328 Y 22675. De este primer prototipo permitió identificar la sensibilidad de ciertos parámetros involucrados para más tarde considerar cambios indispensables.

Como resultado se presentan los parametros a evaluar el desempeño de los prototipos fabricados, con lo cual se verificó que la zona crítica del prototipo debe de ser reforzado para un mejor comportamiento y así poder continuar con la simulación y validación.

ABSTRAC

Every year a significant number of people have their lower limbs amputated because of diseases such as diabetes or cancer, as well as traffic accidents or violence. The level of amputation determines the type of prosthesis that helps to restore the ability to walk of the person with disability. Transfemoral prostheses (of greater complexity) are used when the amputation is above the knee and transtibial prostheses (of lesser complexity) are used when the amputation is below the knee. Both models of prosthesis consider a variety of components that interactively simulate the mechanics of a healthy leg.

In this work a transtibial prosthesis was performed, in which, before its manufacture, a 3k carbon fiber laminate and epoxy resin was developed, with an orientation of $[0 \pm 45]$ s, which was characterized under the ASTM standard. D3039 - 00, the properties obtained were the elastic modulus, the maximum stress and deformation. The data obtained from the composite material allowed the construction of the first prosthesis prototype, which was designed together with a mold that was taken as a model for the manufacture of the prototype. For this, a series of stages were used, which were fundamental and considered as a critical line of the research to be followed.

To this end, two key states of the human gait cycle (contact heel and tip contact) were analyzed, in which loads and movement restrictions suggested by ISO 10328 and 22675 were applied. From this first prototype, it was possible to identify the sensitivity of certain parameters involved to later consider essential changes.

As a result, the parameters to evaluate the performance of the manufactured prototypes are presented, with which it was verified that the critical zone of the prototype must be reinforced for a better behavior and thus be able to continue with the simulation and validation.

ÍNDICE

AGRADECIMIENTOS	II
DEDICATORIA.....	III
RESUMEN.....	IV
ABSTRAC.....	V
ÍNDICE DE FIGURAS.....	XII
ÍNDICE DE TABLAS.....	XVII
ÍNDICE DE GRÁFICAS	XX
GLOSARIO	XXII
SIMBOLOGÍA	XXIV
OBJETIVO	2
HIPÓTESIS	2
JUSTIFICACIÓN	2
METAS	3
INTRODUCCIÓN	4
CAPÍTULO I. PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA.	6
1.1 PROBLEMÁTICA SOCIAL.	7
1.2 CAUSAS DE DISCAPACIDAD.	8
1.2.1 Porcentaje de Población con Discapacidad por Sexo y Grupo de Edad, 2010.....	9
1.2.2 Análisis Geográfico.....	10
1.2.3 Distribución Porcentual de la Población con Discapacidad, Según Entidad Federativa, 2010..	10
1.2.4 Tipo de Discapacidad.....	11
1.2.5 Porcentaje de la población con discapacidad por sexo y tipo de discapacidad, 2010.	13
1.3 PROGRAMAS DE APOYO EN BENEFICIO DE LAS PERSONAS AMPUTADAS.....	13
1.3.1 Programas en México.....	14
1.4 VARIABLES A CONSIDERAR PARA EL DISEÑO DE LA RÓTESIS.....	14
1.4.1 Características Sociales.....	15
CAPÍTULO II. MARCO TEÓRICO.	16
INTRODUCCIÓN.	17

2.1 ANTECEDENTES HISTÓRICOS.....	17
2.1.1 Definición de Prótesis.	22
2.1.2 Causas Principales de la Amputación.	23
2.1.2.1 Niveles de Amputación.	23
2.1.2.2 Amputación Transtibial.....	25
2.2 CLASIFICACIÓN DE PRÓTESIS DE PIE.....	25
2.2.2 Prótesis Parciales del Pie.....	26
2.2.3 Prótesis de Pie Uniaxial (Single Axis).	27
2.2.4 Prótesis de Pie de Eje Múltiple (Múltiple Axis).	27
2.2.5. Prótesis de Pie Sach (Solid Ankle Cushion Heel).....	28
2.2.6 Prótesis de Pie Syme.	29
2.2.7 Prótesis Transtibial.....	30
2.2.7.1 Componentes de Prótesis Transtibial.	31
2.2.8 Pies de Carga Dinámica.	31
2.3 PRÓTESIS EN EL MERCADO.....	32
2.4 ANATOMÍA DEL PIE.	33
2.4.1 Ligamentos y Articulaciones del Pie.....	35
2.4.2 Músculos del Pie.	36
2.4.3 Arcos del Pie.	36
2.5 BIOMECÁNICA DEL PIE.	38
2.6 MARCHA HUMANA NORMAL.....	41
2.6.1 Fase de Apoyo.....	43
2.6.2 Fuerzas que Actúan Sobre la Pierna.....	45
2.6.3 Condiciones de Carga y Sujeción del Conjunto.....	45
2.7 FABRICACIÓN DE PRÓTESIS.....	47
2.7.1 Procesos de Fabricación.....	47
2.7.2. Materiales para Fabricación de Prótesis de Pie.....	48
2.8 CLASIFICACIÓN DE MATERIALES DE ACUERDO A SUS CARACTERÍSTICAS MECÁNICAS.....	50
2.8.1. Materiales Homogéneos.....	50
2.8.2 Materiales Heterogéneos.....	50
2.8.3 Materiales Anisotrópicos.	50
2.8.4 Materiales Ortotrópicos.....	51
2.8.5 Materiales Isotrópicos.	51
2.9 TIPOS DE LAMINADOS.	52
2.9.1 Laminado Simétrico.	52
2.9.2 Laminado Altimétrico.	53
2.9.3 Laminado Balanceado.....	53
2.9.4 Laminado Cuasi-Isótropo.....	54
2.9.5 Laminado Ortotrópico.....	55
2.9.6 Lamiados Implementados para la Fabricación de Prótesis de Miembro Inferior.....	55
2.10 PROPIEDADES DE LOS MATERIALES.....	59

2.10.1 Propiedades Mecánicas y Métodos de Ensayo.....	59
2.10.2 Diagrama de Esfuerzo – Deformación.....	60
2.10.3 Ley de Hooke.....	63
2.10.4 Deformación de Elementos Sometidos a Carga Axial.....	64
2.10.5 Módulo de Young (E).....	65
2.10.6 Obtención del Punto de Cedencia.....	65
2.10.7 Ensayo de Compresión.....	66
2.10.7.1 Descripción Secuencial del Ensayo de Compresión.....	67
2.10.8 Ensayo de Fatiga.....	68
2.10.8.1 Ciclo de Histéresis de Cargas Cíclicas.....	69
2.10.8.2 Histéresis.....	70
2.10.8.3 Energía de Deformación.....	73
2.10.8.4 Resiliencia Elástica.....	73
CAPÍTULO III. METODOLOGÍA Y DESARROLLO EXPERIMENTAL.....	75
3.1 Desarrollo de la metodología.....	81
3.1.1 Diagrama de Flujo.....	81
3.2 MATERIALES DE TRABAJO.....	83
3.2.1 Fibra de Carbono de Tejido Liso 3k.....	84
3.2.2 Resina Epoxi System 1000.....	86
3.2.3 Resina Poliéster.....	87
3.3 NORMATIVIDAD (ASTM – ISO).....	87
3.4 MANUFACTURA DE MUESTRAS DE RESINA ASTM D638-03.....	89
3.4.1 Diseño de Muestras de Resina Tipo I.....	90
3.4.2 Manufactura de Moldes para Muestras de Resina Tipo I.....	91
3.4.3 Manufactura de Muestras de Resina Tipo I.....	92
3.4.3.1 Epóxica System 1000 y Poliéster.....	92
3.5 PRUEBAS DE TENSIÓN PARA MUESTRAS DE RESINA TIPO I.....	95
3.5.1 Epóxica System 1000 y Poliéster.....	95
3.6 OBTENCIÓN DE FRACCIONES VOLUMÉTRICAS DE LOS CONSTITUYENTES.....	96
3.6.1 Cálculo de la Fracción Volumétrica de Fibra de Carbono 3K con Respecto a un Laminado de Ocho Capas.....	97
3.6.1.1 Porcentaje Volumétrico de Material Compuesto con Resina Epóxica.....	97
3.6.1.2 Porcentaje Volumétrico de Material Compuesto con Resina Poliéster.....	99
3.7 MUESTRAS DE MATERIAL COMPUESTO.....	100
3.7.1 Diseño de Muestras de Material Compuesto ASTM D3039-00.....	100
3.7.2 Manufactura de Muestras de Material Compuesto.....	101
3.7.2.1 Fibra + Resina Epóxica System 1000 y Fibra + Resina Poliéster.....	101
3.8 DISPOSITIVOS EXPERIMENTALES.....	106
3.8.1 Máquina Universal de Ensayos SHIMADZU.....	107
3.9 PRUEBAS DE TENSIÓN PARA MUESTRAS DE MATERIAL COMPUESTO.....	109
3.9.1 Fibra de Carbono + Resina Epóxica System 1000 y Fibra de Carbono + Resina Poliéster.....	109

3.10 MODOS DE FALLA.....	109
3.11 DISEÑO CONCEPTUAL DE LA PRÓTESIS.....	111
3.11.1 Primer Diseño de Prototipo de Prótesis y Simulación.	111
3.11.2 Segundo Diseño de Prototipo de Prótesis.	114
3.11.2.1 Simulación de los Esfuerzos en el Diseño.	117
3.12 DISEÑO Y MANUFACTURA DE MOLDE EN MADERA.	120
3.12.1 Proceso de Manufactura de Prototipo de Prótesis.	121
3.12.1.1 Fibra + Resina Poliéster.	121
3.13 DISEÑO Y MANUFACTURA DE MOLDE EN ALUMINIO.	124
3.13.1 Proceso de Manufactura de Prototipo de Prótesis.	125
3.13.1.1 Fibra + Resina Poliéster.	125
3.13.1.2 Fibra + Resina Epóxica System 1000.	125
3.13.1.2.1 Manufactura de Pieza Inferior.	126
3.13.1.2.2 Manufactura de Pieza Superior.	129
3.13.1.2.3 Rectificado y Acabado.	131
3.13.1.2.4 Unión de Piezas.	132
3.14 COSTOS UNITARIOS.....	133
3.15 PRUEBAS ESTRUCTURALES EN PRÓTESIS TRANSTIBIALES.	134
3.15.1 Pruebas Mecánicas.	134
3.15.1.1 Prueba de Compresión.	135
3.15.1.2 Prueba de Fatiga.	136
3.15.2 Equipo para Pruebas Mecánicas.....	137
3.15.2.1 Máquina de Ensayos MTS.	137
3.16 PRUEBA COMPRESIÓN EN PROTOTIPO DE PRÓTESIS.	139
3.17 SEGUNDO PROCESO DE MANUFACTURA DE PRÓTESIS CON MOLDE DE ALUMINIO.	141
3.17.1 Pruebas mecánicas en prototipos de Prótesis.	141
3.17.2 Pruebas de Fatiga en Prototipos de Prótesis.	143
3.17.3 Pruebas de Compresión en Prototipos de Prótesis.	143
CAPÍTULO IV: RESULTADOS.....	145
<i>ETAPA II: CARACTERIZACIÓN DE MATERIA PRIMA.....</i>	<i>146</i>
4.1 RESULTADOS DE PRUEBAS DE TENSIÓN PARA MUESTRAS DE RESINA TIPO I...146	
4.1.1 Resina Epóxica System 1000	146
4.1.1.1 Esfuerzo Máximo	146
4.1.1.2 Elongación	147
4.1.1.3 Resistencia a la Cedencia	148
4.1.1.4 Módulo de Elasticidad (Young)	150
4.1.1.5 Curva de Esfuerzo-Deformación.....	150
4.1.1.6 Modos de Falla.....	151
4.1.2 Resina Poliéster.....	153
4.1.2.1 Esfuerzo Máximo.	153

4.1.2.2 Elongación	154
4.1.2.3 Resistencia a la Cedencia.	155
4.1.2.4 Módulo de Elasticidad (Young)	156
4.1.2.5 Curva de Esfuerzo-Deformación.....	157
4.1.2.6 Modos de Falla.....	158
4.2 RESULTADOS DE PRUEBAS DE TENSIÓN PARA MUESTRAS DE MATERIAL	
COMPUESTO.....	161
4.2.1 Fibra de Carbono + Resina Epóxica System 1000.....	161
4.2.1.1 Esfuerzo Máximo	161
4.2.1.2 Elongación	162
4.2.1.3 Resistencia a la Cedencia.	163
4.2.1.4 Módulo de Elasticidad (Young)	164
4.2.1.5 Curva de Esfuerzo-Deformación.....	165
4.2.1.6 Modos de Falla.....	166
4.2.2 Fibra de Carbono + Resina Poliéster.....	169
4.2.2.1 Esfuerzo Máximo.	169
4.2.2.2 Elongación.....	169
4.2.2.3 Resistencia a la Cedencia.	170
4.2.2.4 Módulo de Elasticidad (Young)	171
4.2.2.5 Curva de Esfuerzo-Deformación.....	172
4.2.2.6 Modos de Falla.....	174
ETAPA IV: MANUFACTURA Y PRUEBAS MECÁNICAS (PRÓTESIS).	176
4.3 RESULTADOS DE ENSAYOS DE FATIGA Y COMPRESIÓN EN PROTOTIPOS DE	
PRÓTESIS.....	176
4.3.1 Prueba de Compresión en Punta a 1er. Prototipo de prótesis.....	176
4.3.2 Prueba de Fatiga y Compresión a 2do. Prototipo de Prótesis.	177
4.3.2.1 Prueba de Fatiga en Talón.....	177
4.3.2.2 Prueba de Compresión en Talón.	178
4.3.2.3 Modos de Falla en Talón.....	179
4.3.2.4 Prueba de Fatiga en Punta	180
4.3.2.5 Prueba de Compresión en Punta.....	181
4.3.2.6 Modos de Falla en Punta.....	182
CAPÍTULO V. ANÁLISIS DE RESULTADOS.	185
ETAPA II: CARACTERIZACIÓN DE MATERIA PRIMA.....	186
5.1 ANÁLISIS DE RESULTADOS DE MATERIA PRIMA.....	186
5.1.1 Matrices Poliméricas.....	186
5.1.2 Material Compuesto y Matrices Poliméricas.	189
5.1.2.1 Laminado de Fibra de Carbono + Epóxica System 1000 y Resina Epóxica System 1000.	189
5.1.2.2 Laminado de Fibra de Carbono + Resina Poliéster y Resina Poliéster.	191
5.1.3 Materiales Compuesto Laminados.....	194
5.1.3.1 Laminado de Fibra de Carbono + Epóxica System 1000 y Laminado de Fibra de Carbono + Resina Poliéster.....	194
5.1.4 Concentrado de Matrices y Laminados.....	198

<i>ETAPA IV: MANUFACTURA Y PRUEBAS MECÁNICAS (PRÓTESIS).</i>	201
5.2 ANÁLISIS DE RESULTADOS DE ENSAYOS DE COMPRESIÓN EN 1er. PROTOTIPO DE PRÓTESIS.	201
5.3 ANÁLISIS DE RESULTADOS DE ENSAYOS DE COMPRESIÓN Y FATIGA EN LOS CUATRO PROTOTIPOS DE PRÓTESIS.	203
CONCLUSIONES	207
TRABAJO FUTURO	212
REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS	214
ANEXOS	¡Error! Marcador no definido.

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1.1. Análisis del censo de personas con capacidades diferentes en el estado de Baja California. (Castilla & Villasana, 2007).....	8
Figura 1.2. Censo de causas de personas con capacidades diferentes por el estado de Baja California. (Castilla & Villasana, 2007).....	9
Figura 1.3. Porcentaje de población con discapacidades por sexo. (INEGI, 2013)	9
Figura 1.4. Distribución porcentual de la población con discapacidad, según entidad federativa. (INEGI, 2013)	11
Figura 1.5. Representación gráfica de los diferentes tipos de discapacidad en Baja California. (INEGI, 2013)	12
Figura 1.6. Porcentaje de la población con discapacidad por sexo y tipo de discapacidad. (INEGI, 2013)	13
Figura 2.1. Base esférica de cuero. (Valencia Lazcano, 2009)	17
Figura 2.2. Prótesis del primer dedo. (Valencia Lazcano, 2009)	18
Figura 2.3. Prótesis desarrollada por Pieter Andriannzoon Verduyn. (Valencia Lazcano, 2009)	19
Figura 2.4. Pierna artificial desarrollada por B. Franck Palmer. (Valencia Lazcano, 2009)	20
Figura 2.5. Pierna artificial de Palmer. (Valencia Lazcano, 2009)	20
Figura 2.6. Prótesis de Bly. (Valencia Lazcano, 2009).....	21
Figura 2.7. Prótesis debajo de la rodilla de Ysidro Martínez. (Valencia Lazcano, 2009).....	22
Figura 2.8. Representación de los niveles de amputación del miembro inferior, según los términos ISO, y su equivalencia con los términos anteriores. (Rueda Molina, 2012).....	24
Figura 2.9. Prótesis de pie con tobillo uniaxial. (Espejo Mora, 2007).....	27
Figura 2.10. Prótesis de pie de eje múltiple. (Espejo Mora, 2007)	28
Figura 2.11. Prótesis de pie Sach. (Espejo Mora, 2007)	28
Figura 2.12. Prótesis Syme. (Espejo Mora, 2007)	30
Figura 2.13. Amputación transtibial. (Lanza, 2006)	30
Figura 2.14. Partes de prótesis transtibial. (Lanza, 2006)	31
Figura 2.15. Pies de respuesta dinámica: a) Modelo Trias; b) Modelo Flex-Foot® Assure con EVO. (www.ottobock.com) (Criollo R., Gianfranco. Valles V., 2013).....	32
Figura 2.16. Catálogo Össur. (Össur Americas, 2017)	33
Figura 2.17. Catálogo Endolite. (Blatchford Inc, 2017).....	33
Figura 2.18. Huesos del pie: a) Vista superior del pie izquierdo; b) Vista lateral. (Criollo R., Gianfranco. Valles V., 2013)	34
Figura 2.19. Bóveda plantar. (Kapandji, I. A., 1991) (Criollo R., Gianfranco. Valles V., 2013)	37

Figura 2.20. Arcos transversores de la bóveda plantar. (Field, D. 2000) (Criollo R., Gianfranco. Valles V., 2013)	37
Figura 2.21. Planos anatómicos de movimiento del pie. (Criollo R., Gianfranco. Valles V., 2013)	38
Figura 2.22. Situación espacial del eje de movimiento de la articulación de tobillo. (Núñez-Samper, M. et. al., 2007) (Criollo R., Gianfranco. Valles V., 2013)	39
Figura 2.23. Situación espacial del eje de movimiento de la articulación subastragalina. (Criollo R., Gianfranco. Valles V., 2013)	39
Figura 2.24. Situación espacial de los 2 ejes de movimiento de la articulación mediotarsiana. (Núñez-Samper, M. et. al., 2007) (Criollo R., Gianfranco. Valles V., 2013)	40
Figura 2.25. Ciclo de la marcha humana. (Fitzgerald, R. et. al., 2004) (Criollo R., Gianfranco. Valles V., 2013)	41
Figura 2.26. División de la fase de apoyo del ciclo de la marcha. (Fitzgerald, R. et. al., 2004) (Criollo R., Gianfranco. Valles V., 2013)	43
Figura 2.27. Fuerzas vectoriales en el apoyo. (Rodríguez, 2012)	44
Figura 2.28. Fuerza R resultante. (Rodríguez, 2012)	45
Figura 2.29. Fuerza de reacción producida en la fase inicial del ciclo de la marcha. (Criollo R., Gianfranco. Valles V., 2013)	46
Figura 2.30. Fases de marcha humana.	46
Figura 2.31. Proceso de fabricación de prótesis. (Mercedes, Mora, Fernando, & Gómez, 2007)	47
Figura 2.32. Fibras sometidas a tensión y compresión. (Berry, 1987)	49
Figura 2.33. Tres planos de simetría de un material ortotrópico. (Castilla & Villasana, 2007)	51
Figura 2.34. Plano medio en un laminado simétrico. (Castilla & Villasana, 2007)	52
Figura 2.35. Laminado ortótropo. (Dylan Borrenpohl, BS, n.d.)	54
Figura 2.36. Configuración de laminado cuasi-isótropo $[0^\circ, 90^\circ, \pm 45^\circ]_s$. (Castilla & Villasana, 2007)	54
Figura 2.37. Muestras típicas para pruebas de tensión. (García et al., 2004)	61
Figura 2.38. Esfuerzo – deformación de un material frágil y uno dúctil. (García et al., 2004)	62
Figura 2.39. Curva de esfuerzo Vs deformación. (Cecilia Ariagno, 2014)	62
Figura 2.40. Esfuerzo Vs deformación, representación del comportamiento elástico y plástico. (Cecilia Ariagno, 2014)	63
Figura 2.41. Determinación del punto de cedencia o límite proporcional. (Practica et al., n.d.)	66
Figura 2.42. Esfuerzo compresivo sobre: a) Componente que experimenta pandeo; b) Componente que experimenta abarillamiento. (Carlos Núñez Antoni Roca Jordi Jorba, 2011)	67
Figura 2.43. Ciclo de histéresis de cargas cíclicas: ciclo de inversión completa. (Carlos Núñez Antoni Roca Jordi Jorba, 2011)	70

Figura 2.44. Fuerza Vs extensión del resorte. (Peinado, n.d.).....	71
Figura 2.45. Fuerza Vs longitud, muestra el área entre la curva de histéresis. (Peinado, n.d.).....	72
Figura 2.46. Esquema del comportamiento de histéresis de un material durante deformación cíclica. (Rosales M., 2006).....	72
Figura 2.47. Obtención de la resiliencia elástica. (Practica et al., n.d.)	74
Figura 3.1. Diagrama de flujo de la metodología utilizada en la tesis.	82
Figura 3.2. Fibra de carbono 3K. (Fibre Glast Development Corporation, 2010)	84
Figura 3.3. Muestras tipo I normalizadas bajo ASTM D638-03. (ASTM International, 2003).....	90
Figura 3.4. a) Plano de muestra tipo I establecida por ASTM D638-03; b) Muestras tipo I en isométrico. (ASTM International, 2003)	91
Figura 3.5. a) Maquinado de aluminio positivo; b) Manufactura de moldes negativos de silicón.	91
Figura 3.6. Mezcla vertida en moldes de silicón para muestras tipo I.	93
Figura 3.7. Muestras de resina antes de rectificado.	93
Figura 3.8. Rectificado de las muestras de resina epóxica y poliéster con lijas a diferentes grados de orientación.....	94
Figura 3.9. Muestras rectificadas tipo I de resina: a) Epóxica system 1000; b) Poliéster.....	94
Figura 3.10. a) Mordazas de sujeción para pruebas de tensión; b) Muestra de material compuesto sujeta a tensión.	96
Figura 3.11. Diseño de muestra ASTM D3039-00. (ASTM, 2008).....	101
Figura 3.12. Colocación de la fibra de carbono y resina en el vidrio.....	103
Figura 3.13. Laminado sometido a vacío.	103
Figura 3.14. Acabado de laminado de fibra y resina epóxica.	104
Figura 3.15. Muestras de material compuesto de fibra de carbono y resina epóxica system 1000.....	105
Figura 3.16. Muestras de material compuesto de fibra de carbono y resina poliéster.	106
Figura 3.17. Máquina universal de ensayos. (SHIMADZU, 2013)	107
Figura 3.18. Software utilizado para pruebas de tensión. (SHIMADZU, 2013).....	108
Figura 3.19. Muestra de material compuesto sujeta a tensión.	109
Figura 3.20. Códigos de los modos de falla típicos. (ASTM, 2008).....	110
Figura 3.21. Código de los modos de falla. (ASTM, 2008)	110
Figura 3.22. Prototipo de prótesis.	112
Figura 3.23. Pieza de prototipo: a) Vista superior; b) Vista inferior.....	112
Figura 3.24. Simulación MEF, mallado.	113
Figura 3.25. Empotramiento y carga aplicada.....	113

Figura 3.26. Prototipo simulado en MEF donde se observa: a) Esfuerzo máximo; b) Deformación presentada.....	114
Figura 3.27. Prótesis Vari – Flex modelo 2004. (Össur Americas, 2017)	115
Figura 3.28. Plano de prótesis transtibial propuesto con dimensiones y componentes.....	116
Figura 3.29. Propuesta de diseño de pie protésico N° 2.....	117
Figura 3.30. Prótesis empotrada en talón.	118
Figura 3.31. Simulación con empotramiento en talón.	119
Figura 3.32. Prótesis empotrada en los dedos.	119
Figura 3.33. Simulación con empotramiento en los dedos.	120
Figura 3.34. a) Maquinado de molde en CNC HAAS VF-9; b) Molde de madera en su etapa final....	121
Figura 3.35. Molde de madera finalizado.	121
Figura 3.36. Fibra de carbono cortado a 0° y 45° previo a la fabricación del compuesto.	122
Figura 3.37. Impregnación manual (hand lay – up) de la fibra.	122
Figura 3.38. Manufactura de prototipo: a) Cierre de molde; b) Pieza sometida a vacío.....	123
Figura 3.39. Prótesis final.	123
Figura 3.40. Segundo modelo de molde en aluminio: a) Diseño de molde superior; b) Maquinado de molde en CNC.....	124
Figura 3.41. Segundo molde en aluminio: a) Pieza superior; b) Pieza inferior.	125
Figura 3.42. Resina epóxica system 1000 y catalizador 1025. (System 1000 Epoxy Resin, 2010).....	126
Figura 3.43. Corte de fibra: a) Pieza superior; b) Pieza inferior.	126
Figura 3.44. Aplicación de cera al molde en etapa de preparación.....	127
Figura 3.45. Arreglo de mezcla de resina epóxica y catalizador.....	127
Figura 3.46. Manufactura de pieza inferior: a) Impregnación del laminado; b) Cerrado de molde.....	128
Figura 3.47. a) Pieza inferior sometida a vacío; b) Pieza inferior removida del molde.	128
Figura 3.48. a) Preparación de molde con agente desmoldante; b) Arreglo de mezcla.	129
Figura 3.49. a) Impregnación de resina; b) Sellado de molde.....	130
Figura 3.50. a) Pieza superior sometida a vacío; b) Pieza superior removida del molde.....	130
Figura 3.51. Rectificado del 1er. prototipo de prótesis.	131
Figura 3.52. a) Pieza superior finalizada; b) Pieza inferior finalizada.	132
Figura 3.53. Unión del prototipo de prótesis transtibial.....	132
Figura 3.54. Interpretación relativa de la norma ISO 10328 con las dos condiciones de carga. (ISO, 2006)	136
Figura 3.55. Instrucción de ISO 10328 para la orientación y ángulo de carga. (ISO, 2006)	136
Figura 3.56. Máquina MTS 810 Material Testing Systems. (MTS Systems Corporation, 2006).....	138

Figura 3.57. Software utilizado para pruebas de máquina MTS. (MTS Systems Corporation, 2006)..	139
Figura 3.58. Sujeción de prototipo, despegue a 20° de inclinación, donde se muestran los componentes del equipo de prueba: a) Transductor de fuerza; b) Mordaza hidráulica; c) Conector; d) Prototipo de Pie; e) Escantillón manualmente ajustable para el plato de referencia; f) Mordaza hidráulica movable.....	140
Figura 3.59. Prototipos de prótesis con laminados de 20 capas.	141
Figura 3.60. Conector piramidal.	142
Figura 3.61. Prototipo montado en la máquina de ensayo.	142
Figura 3.62. Configuración de máquina para la sujeción del prototipo para pruebas de fatiga y compresión hasta llegar a fallo: a) Contacto punta 20° de inclinación; b) Contacto talón 15° de inclinación.....	143
Figura 4.1. Muestra 5, modo de falla fuera de la zona calibrada en muestras de resina epóxica system 1000.....	153
Figura 4.2. Muestra 5, modo de falla fuera de la zona calibrada en muestras de resina poliéster.	160
Figura 4.3. Mala sujeción en área de mordaza superior en muestra 2, debido a superficie cóncava. ...	161
Figura 4.4. Presentación de fallas por ensayo de tensión a muestras de fibra de carbono y resina epóxica system 1000.....	166
Figura 4.5. Presentación de fallas en material compuesto por fibra de carbono y resina poliéster.....	173
Figura 4.6. a) Condiciones de borde para el análisis de simulación; b) Deformación presentada en la pieza.	176
Figura 4.7. a) Primer prototipo de prótesis sometido a compresión; b) Fractura en las láminas de la sección del talón a 200 ciclos.....	177
Figura 4.8. a) Aspecto general de la prótesis transtibial sometida a fatiga y compresión; b) Vista cercana de la zona de fractura de la prótesis en la zona del talón; c) Aspecto de la superficie del talón, en la que se aprecia la delaminación de las capas externas de la prótesis.	180
Figura 4.9. Aspecto general de la prótesis transtibial sometida a fatiga y compresión.....	182
Figura 4.10. a) Vástago del prototipo de prótesis; b) Vista cercana de la zona de fractura en el socket; c) Aspecto de la superficie del socket, en donde se muestra la fractura permanente sometida a prueba de fatiga; d) Sección superior e inferior de la punta del prototipo; e) Vista cercana en la sección de la fractura total; f) Delaminación y fractura total en la sección del talón del prototipo.	183

ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 1.1. Clasificación de niveles funcionales de medicare. (Dylan Borrenpohl, BS, n.d.)	15
Tabla 2.1. Descripción de los subperíodos de la marcha. (Salgado, 2012).....	43
Tabla 2.2. Valores de pruebas de tensión y compresión de fibras utilizadas en la industria ortopédica. (Berry, 1987).....	48
Tabla 2.3. Valores de pruebas de tensión al lamiando de fibra de carbono y resina epóxica. (Tobergte & Curtis, 2013).....	55
Tabla 2.4. Propiedades de la fibra de carbono. (Rodríguez, 2012)	57
Tabla 2.5. Características de materiales empleados en la construcción de prótesis de pie. (Figueroa Negrin, 2009)	57
Tabla 2.6. Características del aluminio. (Rodríguez, 2012).....	58
Tabla 3.1. Compatibilidad de resinas para el tipo de fibra. (Fibre Glast Development Corporation, 2010)	85
Tabla 3.2. Propiedades de fibra de carbono 3k SM. (Fibre Glast Development Corporation, 2010)	85
Tabla 3.3. Propiedades de resina epoxi system 1000 con catalizador 1025, derivada de un laminado de 1/8” con el método manual hand lay – up. (System 1000 Epoxy Resin, 2010)	86
Tabla 3.4. Propiedades de resina poliéster.	87
Tabla 3.5. Pruebas y normas. (ASTM International, 2016)	88
Tabla 3.6. Dimensiones de muestra tipo I. (ASTM D 638-02a, 2003)	90
Tabla 3.7. Masa en gramos para la mezcla de resina y catalizador.....	92
Tabla 3.8. Medidas promediadas de muestras tipo I de resina epóxica system 1000.	95
Tabla 3.9. Medidas promediadas de muestras tipo I de resina poliéster.	95
Tabla 3.10. Fracción volumétrica de una lámina de fibra de carbono.	97
Tabla 3.11. Medidas de muestras estipuladas por ASTM D3039-00. (ASTM D 3039/3039M-00, 2000)	101
Tabla 3.12. Arreglo de mezcla de matrices poliméricas termoestables para los laminados material compuesto.	101
Tabla 3.13. Especificaciones de cortador utilizado para material compuesto. (Brands et al., 2015)....	104
Tabla 3.14. Medidas promedio de muestras de material compuesto para pruebas de tensión ASTM D3039-00.	105
Tabla 3.15. Medidas promediadas de muestras de material compuesto para pruebas de tensión ASTM D3039-00.	106
Tabla 3.16. Especificaciones de la máquina universal de ensayos. (SHIMADZU, 2013).....	108
Tabla 3.17. Costos de materiales para manufactura de prototipos de prótesis.....	133

Tabla 3.18. Valores de carga estática, bajo el ISO 10328. (ISO 10328, 2006).....	135
Tabla 3.19. Especificaciones de la máquina MTS 810. (MTS Systems Corporation, 2006).....	138
Tabla 4.1. Resultados de esfuerzos máximos de ensayos a tensión calculados en muestras tipo I de resina epóxica system 1000.	147
Tabla 4.2. Elongación unitaria y porcentaje de deformación de muestras tipo I de resina epóxica.....	148
Tabla 4.3. Resultados de módulo de Young obtenido de muestras tipo I de resina epóxica.	150
Tabla 4.4. Modos de fallas por ensayo tensión en muestras de resina epóxica system 1000.....	151
Tabla 4.5. Resultados de los esfuerzos máximos de ensayos a tensión calculados en muestras tipo I de resina poliéster.	154
Tabla 4.6. Elongación unitaria y porcentaje de deformación de muestras tipo I de resina poliéster. ...	154
Tabla 4.7. Resultados del módulo de Young obtenidos de las muestras tipo I de resina poliéster.	157
Tabla 4.8. Modos de fallas por ensayo tensión en muestras de resina poliéster.	158
Tabla 4.9. Resultados de módulos de Young obtenidos de muestras de material compuesto de fibra de carbono y resina epóxica system 1000.....	162
Tabla 4.10. Elongación unitaria y porcentaje de deformación de muestras de material compuesto por fibra de carbono y resina epóxica system 1000.....	162
Tabla 4.11. Resultados de módulo de Young obtenidos de las muestras de material compuesto de fibra de carbono y resina epóxica system 1000.	165
Tabla 4.12. Modos de fallas por pruebas de tensión presentadas en muestras de fibra de carbono y resina epóxica system 1000.	167
Tabla 4.13. Resultados de módulo de Young obtenidos de las muestras de material compuesto de fibra de carbono y resina poliéster.....	169
Tabla 4.14. Elongación unitaria y porcentaje de deformación de muestras de material compuesto por fibra de carbono y resina poliéster.	170
Tabla 4.15. Resultados del módulo de Young obtenidos de las muestras de material compuesto de fibra de carbono y resina poliéster.....	172
Tabla 4.16. Modos de fallas por pruebas de tensión presentadas en muestras de fibra de carbono y resina poliéster.....	174
Tabla 4.17. Concentrado de Propiedades mecánicas en prototipos de prótesis.	184
Tabla 5.1. Comparación de propiedades de mecánicas de matrices poliméricas termoestables.	186
Tabla 5.2. Comparación de propiedades mecánicas de material compuesto por fibra de carbono y resina epóxica con respecto a matriz epóxica.....	189
Tabla 5.3. Comparación de propiedades de mecánicas de material compuesto por fibra de carbono y resina poliéster con respecto a matriz poliéster.....	192

Tabla 5.4. Comparación de propiedades de mecánicas laminados de material compuesto por fibra de carbono y resina epóxica con respecto a fibra de carbono y resina poliéster.....	195
Tabla 5.5. Propiedades de esfuerzos, elasticidad, cedencia y elongación de resinas y laminados respectivamente de acuerdo a los comportamientos experimentales.	199
Tabla 5.6. Validación de resultados.	202
Tabla 5.7. Concentrado de los métodos para la obtención de la energía presentada en los prototipos de prótesis sometidos a fatiga.	203
Tabla 5.8. Resultados de histéresis de prototipo de pie, Endolite multti – flex y Niagara, en la sección de talón y punta.....	204
Tabla 5.9. Concentrado de pruebas límites para análisis de punta. (AOPA, 2010)	205
Tabla 5.10. Concentrado de pruebas límites para análisis de talón. (AOPA, 2010)	206

ÍNDICE DE GRÁFICAS

Gráfica 3.1. Evaluación de los porcentajes de fracción volumétrica de compuesto de fibra de carbono y resina epóxica.....	98
Gráfica 3.2. Evaluación de los porcentajes de fracción volumétrica de compuesto de fibra de carbono y resina poliéster.	99
Gráfica 4.1. Curva esfuerzo – deformación de valores promedios de muestras de resina epóxica.....	149
Gráfica 4.2. Acercamiento del punto de fluencia en gráfica esfuerzo – deformación de resina epóxica.	149
Gráfica 4.3. Curva esfuerzo – deformación de muestras tipo I de resina epóxica.	151
Gráfica 4.4. Curva esfuerzo – deformación de valores promedios de muestras de resina epóxica.....	155
Gráfica 4.5. Acercamiento del punto de fluencia en gráfica esfuerzo – deformación de resina poliéster.	156
Gráfica 4.6. Curva esfuerzo – deformación de muestras tipo I de resina poliéster.	158
Gráfica 4.7. Curva esfuerzo – deformación de muestras de material compuesto por fibra de carbono y resina epóxica system 1000.....	163
Gráfica 4.8. Acercamiento del punto de fluencia en gráfica esfuerzo – deformación de laminado de fibra de carbono y resina epóxica system 1000.	164
Gráfica 4.9. Curva esfuerzo – deformación de muestras de material compuesto por fibra de carbono y resina epóxica.....	165
Gráfica 4.10. Curva esfuerzo – deformación de muestras de material compuesto por fibra de carbono y resina poliéster.	170
Gráfica 4.11. Acercamiento del punto de fluencia en gráfica esfuerzo – deformación de laminado de fibra de carbono y resina poliéster.....	171
Gráfica 4.12. Curva esfuerzo – deformación de muestras de material compuesto por fibra de carbono y resina poliéster.	173
Gráfica 4.13. Gráfica de fatiga carga – deflexión, en la que se muestra el fenómeno de histéresis (parte media de la gráfica) que está relacionada con la perdida de energía en la etapa de descarga.....	178
Gráfica 4.14. Gráfica de compresión carga – desplazamiento, en la que se muestra la carga y el desplazamiento máximo a la ruptura.....	179
Gráfica 4.15. Gráfica de fatiga carga – deflexión, en la que se muestra el fenómeno de histéresis (parte media de la gráfica) que está relacionada con la perdida de energía en la etapa de descarga en la sección de la punta.	181
Gráfica 4.16. Gráfica de compresión carga – desplazamiento, en la que se muestra la carga y el desplazamiento máximo a la ruptura en la sección de la punta.	182

Gráfica 5.1. Comparación de esfuerzos en MPa de resinas.	187
Gráfica 5.2. Comparación de porcentajes de deformación en matrices.	188
Gráfica 5.3. Comparación de módulos de elasticidad de matrices poliméricas.	188
Gráfica 5.4. Comparación del esfuerzo de laminado de fibra de carbono con resina epóxica y esfuerzo de matriz epóxica.	190
Gráfica 5.5. Comparación del porcentaje de deformación de laminado de fibra de carbono con resina epóxica y porcentaje deformación de matriz.....	190
Gráfica 5.6. Módulo de elasticidad (Young) de matriz epóxica.	191
Gráfica 5.7. Comparación del esfuerzo de laminado de fibra de carbono con resina poliéster y esfuerzo de matriz poliéster.	193
Gráfica 5.8. Comparación del porcentaje de deformación de laminado de fibra de carbono con resina poliéster y porcentaje de deformación de matriz poliéster.....	193
Gráfica 5.9. Comparación del módulo de elasticidad de laminado de fibra de carbono con resina poliéster y módulo de elasticidad de matriz poliéster.....	194
Gráfica 5.10. Comparación del esfuerzo de laminados de fibra de carbono con resina epóxica y fibra de carbono y resina poliéster.....	196
Gráfica 5.11. Comparación del porcentaje de deformación de laminados de fibra de carbono con resina epóxica y de fibra de carbono con resina poliéster.	197
Gráfica 5.12. Comparación de los módulos de elasticidad de laminados de fibra de carbono con resina epóxica y fibra de carbono con resina poliéster.	198
Gráfica 5.13. Comparación de propiedades mecánicas de resina epóxica system 1000 y de resina poliéster.....	199
Gráfica 5.14. Comparación de propiedades mecánicas de laminados de fibra de carbono + resina epóxica system 1000 y de fibra de carbono + resina poliéster.	200
Grafica 5.15. Carga – descarga en punta a 20°, cada grafica representa una prótesis diferente.....	204
Grafica 5.16. Carga – descarga en talón a 15°, cada grafica representa una prótesis diferente.	205

GLOSARIO

ALINEACIÓN: La posición del conector protésico en relación con el pie y la rodilla.

AMPUTACIÓN: El corte de una extremidad o parte de esta.

AOPA (Asociación Americana de Ortesis y Prótesis): Fundada en 1917, la Asociación Americana de Ortesis y Prótesis es una asociación comercial nacional comprometida a proveer servicios y productos de alta calidad a los profesionales de Ortesis y Prótesis.

BIOMECÁNICA: La aplicación de los principios mecánicos para el estudio del movimiento humano; o la ciencia que estudia la acción de fuerzas en el cuerpo vivo.

DORSIFLEXIÓN: Un movimiento hacia arriba o extensión del pie/dedos del pie o de la mano/dedos de la mano.

PRÓTESIS DE PIE CON ALMACENAMIENTO DE ENERGÍA: Un pie protésico diseñado con un talón flexible. El talón almacena energía cuando se aplica peso a la misma y libera esta energía cuando el peso se transfiere al otro pie.

EXTREMIDAD: Sinónimo de miembro, por lo general se refiere a un brazo o una pierna.

FUERZA DE FATIGA: Carga cíclica que puede ser soportada por el dispositivo/estructura protésica para un número dado de ciclos.

L-CODES: Códigos de identificación utilizados en la industria protésica/cuidado de la salud para identificar los servicios y / o dispositivos que fueron previstos.

NIVEL-K: Los niveles-K son definidos por Medicare basados en la capacidad o potencial de un individuo para caminar y trasladarse por su entorno. Una vez que se determina el nivel-K en que un individuo reside, se puede determinar que componentes protésicos están cubiertos por Medicare.

K-0: Este paciente no tiene la capacidad o potencial para caminar o trasladarse de forma segura con o sin asistencia y una prótesis no mejora su calidad de vida o movilidad.

K-1: Este paciente tiene la capacidad o potencial de utilizar una prótesis para trasladarse o deambular en superficies planas - un deambulador típico limitado o ilimitado.

K-2: Este paciente tiene la capacidad o potencial para la deambulación con la capacidad de atravesar barreras de bajo nivel tales como bordillos, escaleras, o superficies desiguales - un deambulador común típico.

K-3: El paciente tiene la capacidad o potencial para la deambulación con cadencia variable - un deambulador típico con la capacidad de atravesar la mayoría de los obstáculos en su entorno y puede desempeñar actividades terapéuticas o ejercicios que exigen el uso de una prótesis más allá de una simple locomoción.

K-4: El paciente tiene la capacidad o potencial para la deambulación protésica que excede las habilidades básicas, desarrollando actividades de alto impacto, estrés, o que demanden altos niveles de energía - prótesis típica que cubre las demandas de un niño, adulto activo, o un atleta.

LAMINA: Una lámina es una estructura plana (o a veces curva) de fibras unidireccionales (o tejidos) suspendidas en una matriz de un material. Una lámina es considerada generalmente por ser ortotrópica y su espesor depende del material del que está hecho.

LAMINADO: Una pila de láminas unidas entre sí por Epoxi.

PRÓTESIS: Una extremidad artificial, normalmente un brazo o una pierna, que proporciona un reemplazo para el miembro amputado.

PROTÉSICO: La profesión de proporcionar a aquellos con pérdida de extremidades o con una diferencia de extremidad (anomalía congénita) una restauración funcional y / o cosmética de miembros faltantes o de extremidades humanas subdesarrolladas. [29]

TRANSTIBIAL: Ocurre a través de o en relación con la tibia.

TRANSFEMORAL: Ocurre a través de o en relación con el fémur.

SIMBOLOGÍA

m	Masa
ρ	Densidad
V_f	Volumen del tejido de fibra de carbono
V_m	Volumen de matriz epóxica
V_c	Volumen del material compuesto
σ	Esfuerzo
F	Fuerza
A	Área
ε	Elongación
%	Porcentaje de elongación
l_i	Longitud inicial
l_f	Longitud final
E	Módulo de elasticidad (Young)
ΔP	Fuerza aplicada
ΔL	Variación de la longitud en la muestra
b	Ancho de la muestra
d	Espesor de la muestra
T	Tensión
C	Compresión
$\sigma_{\max}$	Esfuerzo máximo a la tracción
A_0	Área de la sección transversal original
ΔU	Cambio de energía en un ciclo
U	Energía elástica almacenada
σ_a	Amplitud del esfuerzo aplicado

ϵ_{at}	Amplitud de la deformación total
ϵ_{ap}	Amplitud de la deformación plástica
ϵ_{ae}	Amplitud de la deformación elástica
ΔW	Energía de deformación
ϵ	Valor de deformación
<i>R. E. U.</i>	Módulo de Resiliencia
A1	Área bajo la pendiente de la gráfica σ vs ϵ
V_0	Volumen inicial
<i>R. E. T.</i>	Resiliencia Elástica Total
K	Número de minúsculas fibras (filamentos) usados en cada trenza
W	Anchura de sección estrecha
W_0	Anchura total
L_0	Longitud total
G	Longitud calibrada
D	Distancia entre opresores
R	Radio
V	Volumen de lámina
n	Cantidad de láminas
$V_{m\ epoxica}$	Volumen de resina epóxica
$V_{m\ Poliester}$	Volumen de resina poliéster
ν	Relación de Poisson
δ	Elongación
σ_{elas}	Límite elástico
σ_{pro}	Límite de proporcionalidad

OBJETIVO

Determinación de las configuraciones óptimas de prótesis de pierna y pie, en material compuesto a través de un análisis de las cargas combinadas a las que son sometidas estas extremidades y en función de un procedimiento automatizado para la generación de la geometría específica para la persona que utilizará la prótesis.

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 las propiedades mecánicas.

HIPÓTESIS

Por medio de la configuración óptima de un material compuesto a base de fibra de carbono se lograran manufacturar prótesis de miembros inferiores (pie y pierna) soportados en los estándares ergonómicos, metodología de diseño, simulación y pruebas estructurales.

JUSTIFICACIÓN

La problemática de las personas con capacidades diferentes, y en especial de las personas amputadas, es de gran impacto en nuestra sociedad. Las prótesis actuales plantean soluciones que se alejan de las expectativas de un amputado, ya que por su elevado costo no son accesibles a la mayor parte de los afectados, además considerando que la fabricación de prótesis en nuestro país son prótesis demasiadas incómodas (muy pesadas y de altos costos).

En el país, son muy frecuentes las personas que quedan discapacitadas por diferentes causas como accidentes, obesidad o enfermedades degenerativas como la osteoartritis o diabetes, provocando un daño irreversible y en consecuencia la pérdida de algunos de sus miembros.

Las prótesis de pie deben cumplir con las mismas características, condiciones y restricciones que tiene la pierna humana durante la marcha normal. De tal forma que el paciente que utiliza la prótesis pueda seguir desplazándose de manera eficiente.

Este proyecto pretende aportar un desarrollo tecnológico innovador encaminado a diseñar y construir una prótesis para miembro inferior con amputación por encima de la rodilla.

METAS

1. Estudio bibliográfico y estado del arte en prótesis, materiales utilizados con sus procesos de manufactura, tendencias de desarrollo tecnológico e investigación en el sector médico.
2. Recopilación de información estadística de la demanda de prótesis y sus características por género, edad y ocupación en el mundo, en México y en Baja California.
3. Realización de un estudio, de las cargas combinadas que se suceden en la estructura ósea de un conjunto pierna pie, considerando las posibles secciones de sustitución.
4. Realización de un estudio de simulación numérica con los materiales compuestos y sus diferentes configuraciones.
5. Desarrollar un procedimiento de diseño automatizado de los moldes para la fabricación de la prótesis (en función de una base de datos ergonómicos).
6. Fabricación de prototipos de prótesis mediante técnicas simplificadas para materiales compuestos por moldeo, corte y ensamble.
7. Llevar a cabo los procesos de acabado, mecanizado y ajuste necesarios, para el montaje apropiado de las partes y componentes de la prótesis.
8. Ensamblar y ajustar las partes y componentes del pie verificando que cumplan con los requerimientos de diseño regidos bajo las normas (ASTM D3039-00, ASTM D638-03, ISO 10328, ISO 22675).
9. Pruebas finales y comprobación del funcionamiento mecánico de la prótesis.
10. Publicar resultados en revistas especializadas.

INTRODUCCIÓN

En esta investigación se presentará la metodología y la construcción de un prototipo de molde para la fabricación de una prótesis de pie genérico, cuyo objetivo es realizar una metodología económica, de diseño y fabricación de una prótesis de pie.

La investigación abarca el proceso de elaboración de una prótesis transtibial, 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 y simulación de la pieza a través de un software computacional ANSYS y finalizando con la manufactura y ensayo del prototipo. Las simulaciones computacionales se basarán en el método de elementos finitos y se evaluarán las fuerzas de reacción generadas en las tres etapas principales de la marcha humana, las cuales son: contacto talón, apoyo medio y despegue. Para la elaboración del primer prototipo de prótesis se empleó fibra de carbono y resina epóxica. 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.

Actualmente en el mercado de prótesis, 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. Los costos de las prótesis actuales de miembro inferior dependen directamente de su estructura. Para prótesis mecánicas se consideran valores cercanos de US \$1500 a \$ 7500; mientras que las prótesis electromecánicas tienen un costo aproximado de US \$30000 a \$40000. Habitualmente la tecnología usada en estos casos tiene elevados costos, y no se fabrican en nuestro país, lo cual limita su acceso.

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 las propiedades mecánicas.

La propuesta del presente proyecto de tesis es la realización de un estudio para el diseño y manufactura de prótesis de las extremidades inferiores con enfoque a los pies a través del diseño de moldes para la fabricación de prótesis en materiales compuestos. La tecnología de diseño de moldes deberá soportarse en una base de datos que considere información ergonómica de la población en estudio, género, edad, actividad laboral.

Antes de diseñar una prótesis es necesario entender el funcionamiento deseado de las mismas. Sin embargo, antes de adentrarse en el diseño de un dispositivo ortopédico como son las prótesis, hay que estar muy claros en el ¿Qué? ¿Para qué? y ¿Cómo? del dispositivo particular.

En el siguiente capítulo, se dará una breve reseña de la historia de las prótesis, se explicarán las principales causas por lo que una persona se somete a una amputación.

En secciones posteriores se hablarán detalladamente los tipos de prótesis que existen en la antigüedad así como el funcionamiento de los componentes protésicos más comunes en el mercado.

Adicionalmente esta investigación se basa en la búsqueda de soluciones económicas, a la gran demanda de dispositivos biomédicos que posee el país, con materiales y procesos de fabricación sencillos, que permiten sustituir las importaciones con productos “hechos en casa” que cumplan eficientemente su función y tengan buena calidad.

CAPÍTULO I. PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA.

1.1 PROBLEMÁTICA SOCIAL.

El número de personas con amputación de pierna va en aumento, como se puede observar en el punto 1.2 las principales causas de discapacidad pueden ser variadas, de acuerdo al estudio del INEGI, las principales causas son: nacimiento, enfermedad, accidente y edad avanzada, incrementando así el número de personas que requieran prótesis. Por esta razón, el estudio en el diseño prótesis ortopédicas, en especial de pierna, es fundamental para mejorar el estilo de vida de miles de personas afectadas por este padecimiento. Sin embargo, no solo el diseño o el uso de diferentes materiales para la fabricación de las prótesis de rodilla, aseguran un buen funcionamiento. Es por esto que en los últimos años se han estado investigando nuevos materiales compuestos biocompatibles que brinden una nueva opción en prótesis ortopédicas.

Por otro lado, la falta de apoyo económico para la investigación en el campo de los biomateriales en México, coloca al país como un importador de la totalidad del material utilizado para el desarrollo de implantes. Actualmente las prótesis colocadas en México son de fabricación extranjera, lo que aumenta considerablemente el costo y limita su adquisición oportuna.

La integración de las personas con capacidades diferentes a la sociedad se ha presentado con gran dificultad, debido a que son rechazados en diversas actividades como las laborales, sociales y deportivas, principalmente. Esta situación no debe presentarse porque son seres tan inteligentes o en ocasiones con mucha mayor capacidad intelectual que una persona con sus capacidades normales. Se han elaborado normas y leyes que apoyan a que las personas con alguna discapacidad, sean respetadas con áreas y lugares adecuados para elaborar sus actividades. (G. Lopez Padilla., O. Aguilar Sanchez., I. Arriaga Castilla., A. Escamilla Villasana., 2007)

Debido a esto surge el interés por desarrollar un estudio de investigación en la ciudad de Mexicali, que es una de las ciudades de nuestro país que apoyan en gran medida a las personas con capacidades diferentes. Una de las metas de nuestro análisis es el de conocer la opinión de la sociedad, respecto a la integración de las personas que sufren de alguna discapacidad y cómo apoyan tanto su familiares y amigos como compañeros de trabajo a su desarrollo profesional y personal.

En los últimos diez años se le ha dado una gran importancia al apoyo a las personas con capacidades diferentes, que debió haberse dado hace mucho tiempo. Existen a nivel mundial una gran cantidad de personas que padecen de alguna discapacidad, que en ocasiones es por algún accidente o al momento de su nacimiento, pero no deben ser rechazados por la sociedad, debido a que son mucho más capaces en ocasiones que personas que las rechazan. Según el

XII Censo General de Población y Vivienda 2000, una persona con discapacidad: "Es aquella que presenta alguna limitación física o mental de manera permanente o por más de seis meses que le impide desarrollar sus actividades en forma que se considera normal para un ser humano". Al año 2000, las personas que presentaban algún tipo de discapacidad eran 1 millón 795 mil, lo que representaba 1.8% de la población total (G. Lopez Padilla., O. Aguilar Sanchez., I. Arriaga Castilla., A. Escamilla Villasana., 2007). En la figura 1.1 se puede observar la distribución porcentual según el tipo de discapacidad en el año 2000.

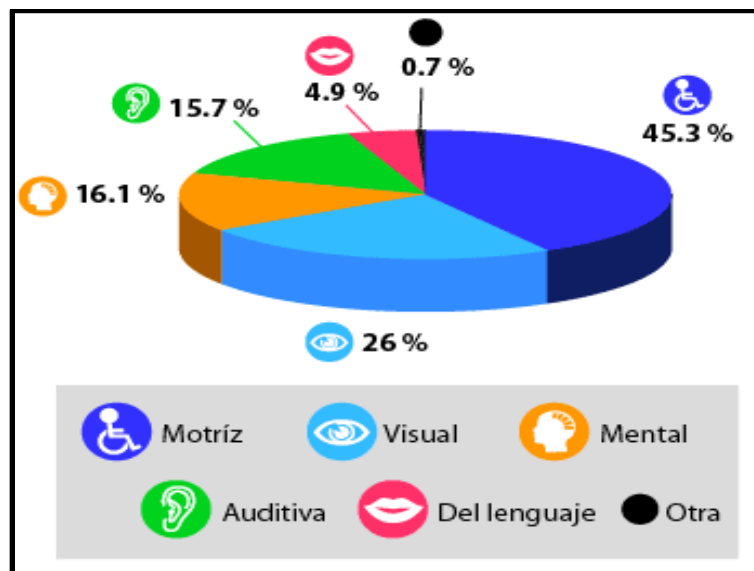


Figura 1.1. Análisis del censo de personas con capacidades diferentes en el estado de Baja California. (G. Lopez Padilla., O. Aguilar Sanchez., I. Arriaga Castilla., A. Escamilla Villasana., 2007)

1.2 CAUSAS DE DISCAPACIDAD.

Los motivos que producen discapacidad en las personas pueden ser variados, pero el INEGI los clasifica en cuatro grupos de causas principales: nacimiento, enfermedad, accidente y edad avanzada como se observa en la figura 1.2. (G. Lopez Padilla., O. Aguilar Sanchez., I. Arriaga Castilla., A. Escamilla Villasana., 2007)

De cada 100 personas discapacitadas:

- 32 la tiene porque sufrieron alguna enfermedad.
- 23 están afectados por edad avanzada.

- 19 la adquirieron por herencia, durante el embarazo o al momento de nacer.
- 18 quedaron con lesión a consecuencia de algún accidente.
- 8 debido a otras causas

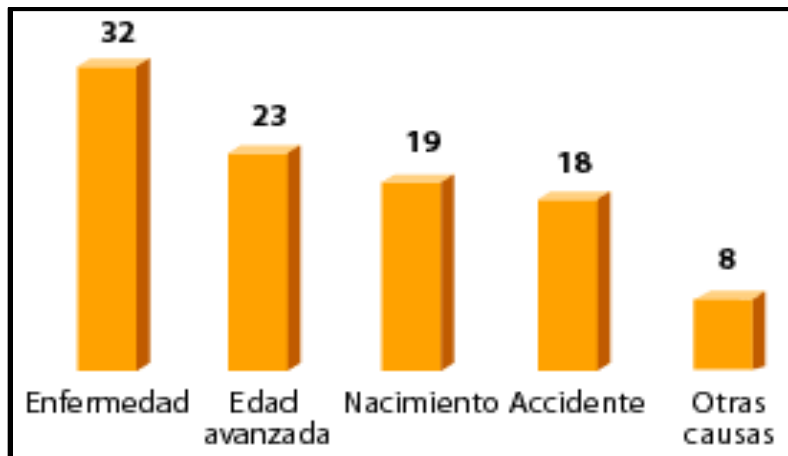


Figura 1.2. Censo de causas de personas con capacidades diferentes por el estado de Baja California. (G. Lopez Padilla., O. Aguilar Sanchez., I. Arriaga Castilla., A. Escamilla Villasana., 2007)

1.2.1 Porcentaje de Población con Discapacidad por Sexo y Grupo de Edad, 2010.

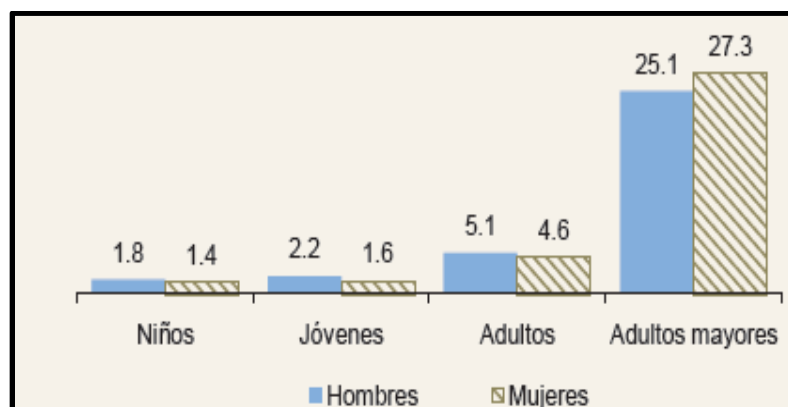


Figura 1.3. Porcentaje de población con discapacidades por sexo. (INEGI, 2013)

Ello puede ser reflejo, por un lado, de la mayor exposición por parte de los hombres a actividades de alto riesgo (accidentes, drogas, deportes, tipos de trabajo), lo que los hace más propensos a adquirir una discapacidad desde la infancia hasta la adultez, mientras que la mayor

esperanza de vida de las mujeres incrementa su posibilidad de tener alguna dificultad en la edad adulta mayor, como podemos observar en la figura 1.3 donde se presenta el porcentaje de población por sexo. (INEGI, 2013)

1.2.2 Análisis Geográfico.

Conocer la distribución geográfica de la población con discapacidad en el territorio nacional es de gran importancia, porque brinda un panorama sobre el posible impacto de las diferencias demográficas, socioeconómicas, epidemiológicas y sanitarias de cada región en la problemática de la discapacidad, y posibilita la intervención focalizada de acciones para lograr la mayor inclusión de este grupo de población. A nivel nacional, la población con discapacidad tiende a distribuirse de igual forma que la población en general, es decir, las entidades federativas más pobladas tienen también mayor número de personas con dificultad, y a la inversa.

Así, las entidades federativas con mayor cantidad de población con discapacidad son: México, Distrito Federal, Veracruz y Jalisco. En el extremo opuesto, las entidades donde reside el menor número de personas con discapacidad son: Campeche, Colima y Baja California Sur. (INEGI, 2013)

1.2.3 Distribución Porcentual de la Población con Discapacidad, Según Entidad Federativa, 2010.

En la figura 1.4 se muestra a detalle la distribución de población con discapacidad según la entidad federativa y donde se observa Baja California con 2.1 %.



Figura 1.4. Distribución porcentual de la población con discapacidad, según entidad federativa. (INEGI, 2013)

1.2.4 Tipo de Discapacidad.

El término "personas con discapacidad" hace referencia a un conjunto de población que tiene dificultad o limitación para realizar al menos una de las siete actividades consideradas básicas de acuerdo con el Censo 2010: caminar o moverse, ver, hablar o comunicarse, escuchar, atender el cuidado personal, poner atención o aprender y limitación mental, por lo que resulta indispensable conocer cómo se distribuye la población según el tipo de discapacidad. Al respecto, es importante señalar que la pregunta censal sobre discapacidad permitió una múltiple respuesta; es decir, una persona podía declarar tener dificultad o limitación en más de una actividad. Atender este aspecto es importante por dos razones: la primera, porque al analizar la información censal sobre el tema se debe tener presente que la cantidad de limitaciones reportadas es mayor que el número de personas con discapacidad y, la segunda, porque la multiplicidad de respuestas muestra la complejidad del fenómeno de la discapacidad. Si bien la mayor parte de la población con discapacidad reporta dificultad sólo para una actividad, el hecho de que existan personas con más de una limitación implica que la discapacidad no es un fenómeno centrado en una enfermedad o deficiencia, sino una condición de salud que puede afectar varios ámbitos del funcionamiento de las personas.

De acuerdo con el Censo de Población y Vivienda 2010, a nivel nacional, la dificultad más frecuente entre la población con discapacidad es la relacionada con la movilidad, ya que 58% de las personas de este grupo poblacional señala tener limitación para caminar o moverse. Le siguen las dificultades o limitaciones para ver (con 27.2%), escuchar (12.1%), mental (8.5%), hablar o comunicarse (8.3%), atender el cuidado personal (5.5%) y finalmente, para poner atención o aprender (4.4%). (INEGI, 2013)

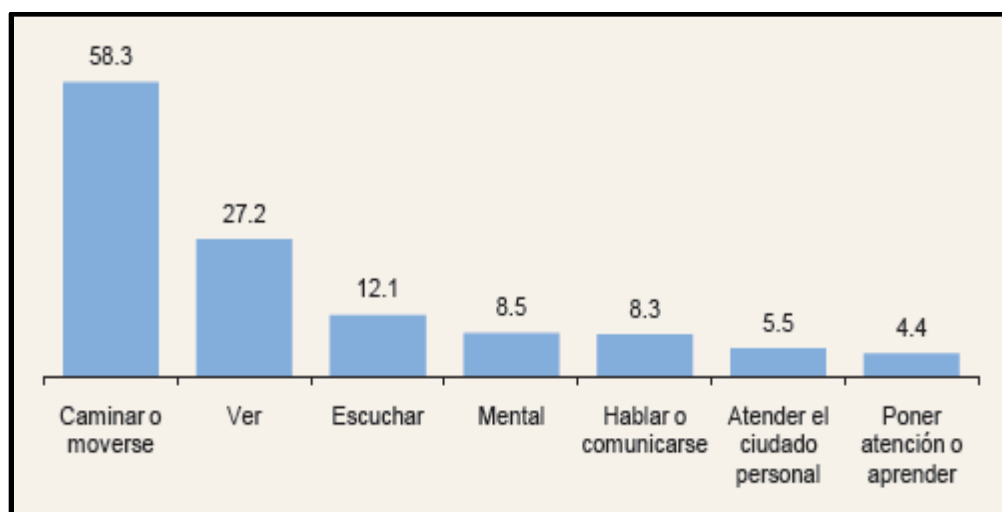


Figura 1.5. Representación gráfica de los diferentes tipos de discapacidad en Baja California. (INEGI, 2013)

La distribución por tipos de discapacidad en las mujeres y los hombres se observa en la figura 1.5, donde sigue la misma tendencia; es decir, las limitaciones para caminar o moverse ocupan el primer lugar, seguido de la dificultad para ver, etc. Sin embargo, las mujeres presentan porcentajes un poco más altos que los hombres en las limitaciones para caminar o moverse, ver y atender el cuidado personal, mientras que los varones superan a su contraparte femenina en las dificultades para hablar o comunicarse, escuchar, poner atención o aprender y mentales. De manera general, se puede decir que las mujeres presentan más limitaciones de orden motriz, mientras que los hombres, dificultades mentales y sensoriales. (INEGI, 2013)

1.2.5 Porcentaje de la población con discapacidad por sexo y tipo de discapacidad, 2010.

En la figura 1.6 se muestra la tendencia y porcentaje de población por sexo y discapacidad, donde el porcentaje mayor de discapacidad son muy semejantes entre hombres y mujeres y la discapacidad es caminar o moverse.

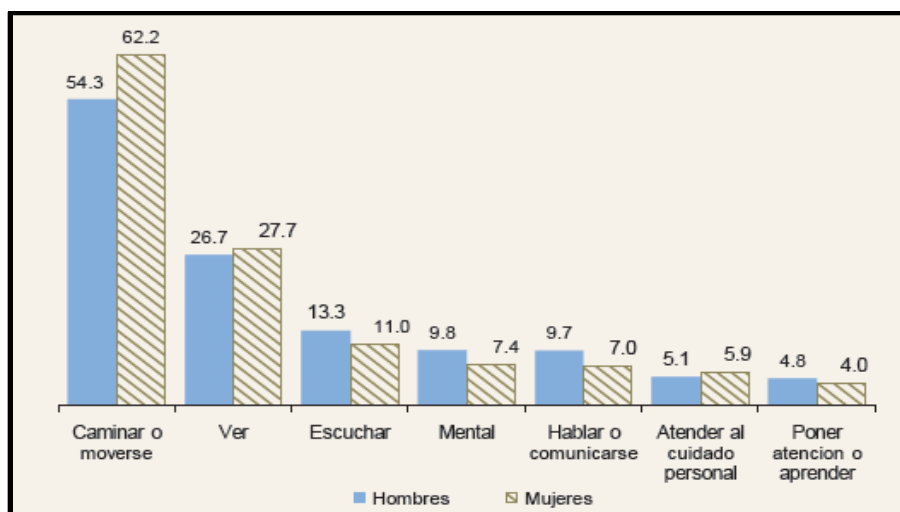


Figura 1.6. Porcentaje de la población con discapacidad por sexo y tipo de discapacidad. (INEGI, 2013)

1.3 PROGRAMAS DE APOYO EN BENEFICIO DE LAS PERSONAS AMPUTADAS.

Distintos centros de investigación, han contribuido a lo largo de los años con distintos programas de desarrollo, investigación y rehabilitación que han beneficiado a personas amputadas en todo el mundo. En Gran Bretaña después de la Segunda Guerra Mundial, fue creada la Unidad de Desarrollo e Investigación en Biomecánica (Biomechanical Research and Development Unit). Casi al mismo tiempo Alemania comenzó la investigación y desarrollo en este campo la cual ha tenido aportaciones importantes como la prótesis de extremidad superior accionada por el cuerpo desarrollada en la Universidad de Münster.

En la actualidad grandes compañías alemanas proveen equipo innovador a casi todo el mundo. En Canadá, la Universidad de British Columbia, ha sido pionera en el uso de técnicas CAD/CAM para el desarrollo de prótesis de extremidades inferiores. Otros países como Suecia,

Francia y México tal vez no cuenten con trabajos de investigación sobresalientes, sin embargo, cuentan con programas de rehabilitación desde 1960 que continúan hasta hoy.

En lo que concierne a la educación, Estados Unidos fue uno de los primeros países en ofrecer programas en Ingeniería Biomédica, así como técnicos especialistas en protésica. Fue también este país uno de los primeros que se interesó por promover programas para los niños amputados, y algunos otros países ya mencionados como Alemania e Inglaterra le precedieron con programas de apoyo e investigación.

1.3.1 Programas en México.

En nuestro país, no fue hasta 1940 cuando comenzaron a surgir talleres que se dedicaban a producir y adaptar productos protésicos. Los pioneros de esta nueva rama de la ciencia eran conocidos como mecánicos ortopedistas y su objetivo principal era aminorar las discapacidades de la población amputada en nuestro país. En 1948, los hermanos Ortiz Rodríguez fundaron el primer laboratorio, en la ciudad de Guadalajara, Jalisco. Debido a la gran demanda de servicios en este campo en 1959 es fundado el Instituto Mexicano de Rehabilitación, cuyo objetivo principal era la rehabilitación del sistema locomotor. Lo más sobresaliente en la fundación de este instituto fue que además de proporcionar los servicios de rehabilitación, su departamento de enseñanza ofrecía la carrera en Formación de Técnicos en el Diseño, Fabricación y Adaptación de Prótesis y Aparatos Ortopédicos.

Uno de los problemas en nuestro país es que este tipo de servicios tienen un costo muy elevado, y muy pocas personas cuentan con seguros que cubran adaptaciones protésicas de alta tecnología. Éste y otros problemas como la falta de profesionalismo de algunos practicantes aunado con el actual sistema de investigación y educación limitan el crecimiento de este campo en México.

1.4 VARIABLES A CONSIDERAR PARA EL DISEÑO DE LA RÓTESIS.

El peso es importante, ya que a partir de este la prótesis se debe hacer con materiales que puedan soportar el peso del usuario. El peso se puede estimar usando la estatura promedio tanto para mujeres como para hombres, tomando el peso máximo que se puede tener en cada estatura según el índice de masa corporal, la estatura promedio de los hombres es aproximadamente de 1.64 metros y 74 Kg.

1.4.1 Características Sociales.

Condiciones del paciente (Herrera, 2012):

- Expectativas de vida
- Sexo
- Edad
- Estatura y Peso

El nivel de clasificación funcional de Medicare (Nivel – K) se lleva a cabo para clasificar el nivel funcional de las personas con amputación de miembros inferiores como se observa en la tabla 1.1.

Tabla 1.1. Clasificación de niveles funcionales de medicare. (Dylan Borrenpohl, BS, n.d.)

K – NIVEL	DESCRIPCIÓN
K0	El paciente no tiene la capacidad o potencial para caminar o trasladarse de forma segura con o sin asistencia y una prótesis no mejora su calidad de vida o la movilidad.
K1	El paciente tiene la capacidad o posibilidad de utilizar una prótesis para trasladarse o deambular en superficies planas o inestables.
K2	El paciente tiene la capacidad o potencial para la deambulación con la capacidad de atravesar barreras del entorno de bajo nivel, tales como desniveles, escaleras o superficies irregulares – típico deambulador en una comunidad.
K3	El paciente tiene la capacidad o potencial para deambular a velocidades alternativas – un típico deambulador en una comunidad con la capacidad de atravesar la mayoría de las barreras ambientales y puede tener actividad profesional, terapéutica y ejercicio que exige el uso de prótesis más allá de un movimiento simple.
K4	El paciente tiene la capacidad o potencial para la deambulación protésica que supera las habilidades básicas de la deambulación, exhibiendo impacto, el esfuerzo, o altos niveles de energía - típicos de las demandas de prótesis superior del niño, adulto activo, o un atleta.

CAPÍTULO II. MARCO TEÓRICO.

INTRODUCCIÓN.

Antes de poder diseñar una prótesis es necesario entender el funcionamiento deseado de las mismas. En el siguiente apartado, se dará una breve reseña de la historia de la amputación y las prótesis y de la misma forma, se explicarán las principales causas por las que una persona se somete a una, además se explicarán los tipos de prótesis que existen en la actualidad así como el funcionamiento de los componentes protésicos más comunes en el mercado.

2.1 ANTECEDENTES HISTÓRICOS.

Aparentemente y por registros científicos, se sabe que los reemplazos de extremidades inician en la quinta dinastía egipcia (2750-2625 a. C.). Los datos arqueológicos dan referencia de una tablilla empleada como miembro artificial durante ese periodo. Así como, muletas simples y bases esféricas hechas de madera y cuero, en la figura 2.1 se muestra la base esférica de material de cuero. (Valencia Lazcano, 2009)

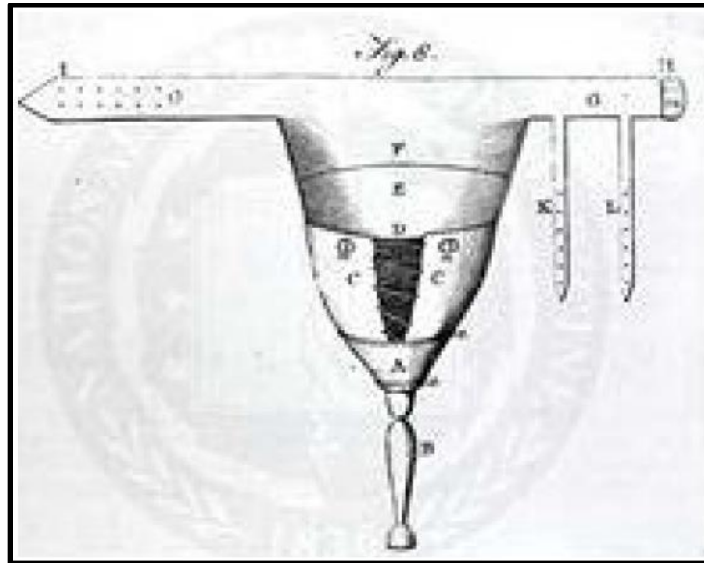


Figura 2.1. Base esférica de cuero. (Valencia Lazcano, 2009)

Sin embargo, recientemente los científicos ingleses han descubierto en Egipto un primer dedo (dedo gordo) artificial en el pie de una momia (ver figura 2.2). Parece que este tipo de prótesis le

ayudaba al individuo a caminar, lo que puede hacer a esta prótesis la más antigua del mundo en existencia.



Figura 2.2. Prótesis del primer dedo. (Valencia Lazcano, 2009)

Otro descubrimiento muy importante se produjo en 1858 en el pueblo de Capri, Italia. Se trató de un miembro artificial hecho de cobre y de madera, que data del año 300 a. C. Se trataba de una prótesis que se utilizaba como un miembro artificial que simulaba la función de una pierna. Para 1529 Ambroise Pare, cirujano francés, introdujo la amputación como un método de salvación en la medicina. Poco después, el mismo Pare introdujo los miembros prostéticos de una manera científica.

De la misma manera, entre los años 1600 al 1800 se observaron grandes refinamientos de los principios prostéticos y quirúrgicos. Además de la invención del torniquete, anestesia y analgésicos, por lo que se luchó contra las costumbres de esa era para ser aceptados. Los cirujanos podían realizar investigación sobre los miembros artificiales, permitiendo la realización de mejores sustitutos.

Pieter Andriannszoon Verduyn en 1696, introdujo la primera modificación de prótesis debajo de la rodilla. La cual se asemejaba a la prótesis actual. La articulación constaba de un corsé con bisagras externas y un muslo de cuero para cargar el peso (ver figura 2.3). (Valencia Lazcano, 2009)



Figura 2.3. Prótesis desarrollada por Pieter Andriannzoon Verduyn. (Valencia Lazcano, 2009)

James Potts entre los años de 1812 a 1815, introdujo ideas, durante la guerra civil norteamericana, que despertaron el interés en la construcción de piernas artificiales. Así como, el aparato construido por Potts para el marqués de Anglesey en 1816. Este consistía de una pantorrilla hueca de madera unida a una rodilla de acero y la articulación del pie fue controlada por el tendón, que iba de la rodilla al tobillo. Esta prótesis fue conocida como pierna de Anglesey.

En 1839, W. Selphe introdujo su invención de prótesis inglesa en Estados Unidos. A Selphe se le considera como el primer prestigioso fabricante de prótesis. Asimismo, por el año de 1840 el investigador B. Frank Palmer, introdujo una pierna artificial hecha de madera y con la articulación de la rodilla como bisagra (ver figura 2.4). El aparato completo en la posición recta, está sostenido por medio de la acción de un resorte, el mismo dispositivo se emplea en el mecanismo del tobillo. Este fue el único aparato que recibió la mención honorífica en la exposición de Londres de 1851. (Valencia Lazcano, 2009)



Figura 2.4. Pierna artificial desarrollada por B. Franck Palmer. (Valencia Lazcano, 2009)

Selphe poco después desarrolló una pierna artificial, que Palmer mejoró, y en 1846 obtuvo la primera patente de miembros artificiales (ver figura 2.5). Palmer no conforme con los logros alcanzados, en 1849 mejoró su pierna y obtuvo su segunda patente.

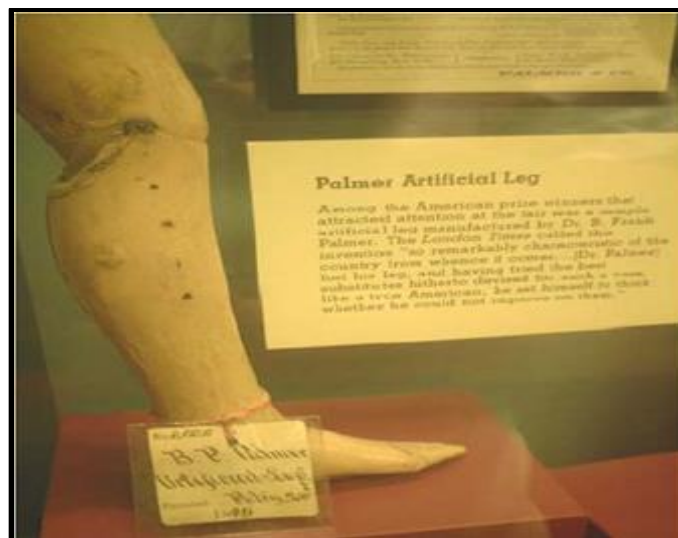


Figura 2.5. Pierna artificial de Palmer. (Valencia Lazcano, 2009)

Douglas Bly de Rochester en el año de 1858, inventó y patentó la pierna anatómica. Además fue llamado el más exitoso y completo invento de miembros artificiales (ver figura 2.6).

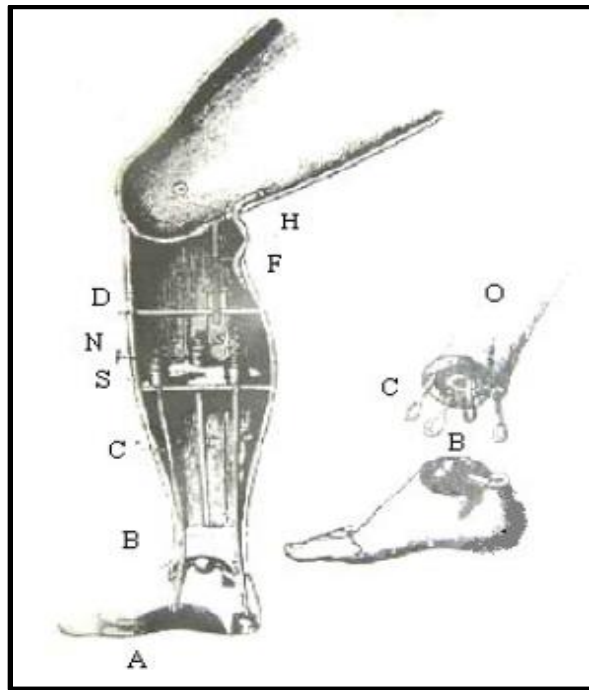


Figura 2.6. Prótesis de Bly. (Valencia Lazcano, 2009)

El desarrollo continuó, Gluck (1880-1890) diseñó la primera prótesis total hecha de marfil, a la que consecuentemente se le hicieron mejoras. Jules Plan (1890-1894) desarrolló su prótesis de Platino y cemento con yeso y piedra pómez. Siendo de gran aceptación por el público, aunque la idea de sustituir una articulación por un material compatible aún no era posible.

Después de la II Guerra Mundial, los veteranos y las fuerzas armadas patrocinaron el programa de miembros artificiales, estableciendo diversos laboratorios para su investigación. Así como, las Universidades de California, Los Ángeles y New York establecieron los medios para mejorar la investigación en la ciencia prostética.

En 1975, la invención de Ysidro M. Martínez, una prótesis debajo de la rodilla, la cual evitó algunos de los problemas asociados a los miembros artificiales convencionales. Martínez se amputó así mismo, como un acercamiento teórico de su diseño. Sin embargo, él no logró reproducir el miembro natural del tobillo o pie, el cuál visto por sí mismo, es la causa del caminar antiestético o no natural. Su prótesis tiene un alto centro de masa y es ligera en peso (ver figura 2.7). Lo anterior facilita

la aceleración y la desaceleración del caminar, además de reducir la fricción que se genera. (Valencia Lazcano, 2009)

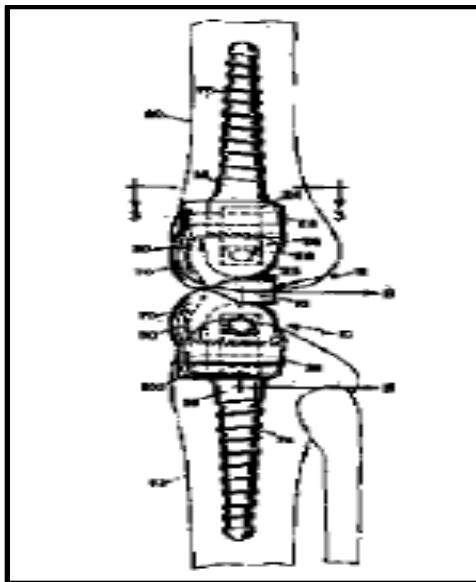


Figura 2.7. Prótesis debajo de la rodilla de Ysidro Martínez. (Valencia Lazcano, 2009)

La fabricación de prótesis de miembro inferior ha ido variando con el tiempo, en función del descubrimiento de nuevos materiales, más resistentes, más livianos y más simples de manipular para la elaboración de la prótesis lo cual contribuye a una mayor eficiencia de la misma y comodidad para el paciente.

2.1.1 Definición de Prótesis.

Una prótesis es un dispositivo artificial creado por el hombre, con la finalidad de suplir o reemplazar alguna parte del cuerpo que haya sido perdida o aquellas partes que no se encuentran realizando su función también como deberían.

Las prótesis ayudan a las personas a recuperar y mejorar la funcionalidad de su miembro perdido o los miembros que nunca han funcionado por defectos de nacimiento. Por otra parte también cumplen con el carácter estético al suplir partes que mejoran el aspecto anatómico normal humano (Lanza Medina, 2006).

2.1.2 Causas Principales de la Amputación.

La principal preocupación de un paciente y un médico, cuando se enfrenta a enfermedades como tumores en las extremidades, heridas graves o infecciones; es saber si el miembro afectado se puede salvar. Usualmente es necesario la participación de distintos especialistas en los distintos casos, como cirujanos vasculares, diabetólogo y especialistas en infecciones para las personas con problemas de diabetes o un oncólogo para aquellas que presentan tumores.

Sin embargo, se debe tener por seguro que cuando se opta por salvar la extremidad, la funcionalidad de la misma debe de ser mejor que la de su contraparte: la prótesis.

A continuación se presentan las principales causas de una amputación y de la pérdida de extremidades son muchas y muy diversas, pero entre las más comunes e importantes se pueden nombrar:

- **La gangrena:** Ecaimiento o muerte de un tejido del cuerpo debido al flujo de sangre restringida.
- **Defectos de nacimiento:** Anormalidades congénitas e imperfecciones físicas o mentales que ocurren en los bebés recién nacidos.
- **La diabetes:** Enfermedad en la que el azúcar y almidón no son absorbidos apropiadamente por el cuerpo como resultado de una disminución de insulina o la hormona ADH, causa gangrena.
- **Tumor:** Crecimiento extraño de células en el cuerpo debido a una mutación.
- **Traumatismo y quemaduras:** Pérdida del miembro debido a razones repentinas, como lo pueden ser accidentes de tránsito, accidentes laborales y quemaduras.

2.1.2.1 Niveles de Amputación.

Los niveles de amputación pueden estar predeterminados por el proceso de enfermedad, como en el caso de los tumores o las infecciones. Se preserva la máxima longitud, consecuente con quitar el tejido enfermo/dañado y con el tipo de prótesis adecuada, si es conveniente. Según el criterio de funcionalidad, el nivel más óptimo es aquel que se realiza en el tercio medio de los huesos largos ya que asegura un buen recubrimiento del muñón, un adecuado brazo de palanca y un buen estado de la piel. Ante la necesidad de establecer una terminología común referente al ámbito de las amputaciones y de los dispositivos protésicos, a lo largo de la segunda mitad del siglo XX, se realizaron diferentes propuestas. (Rueda Molina, 2012)

En 1973, en Escocia, un grupo formado por nueve miembros que representaban a cinco países y respaldado por la International Standards Organization (ISO), desarrolló un sistema de terminología exacto de clasificación y nomenclatura descriptiva, basado en la práctica. Los términos creados por este grupo han sido modificados ligeramente y adoptados y aprobados por la ISO, en el año 1989. El vocabulario y los términos adoptados por la nueva clasificación para describir los niveles de amputación y deficiencias congénitas de extremidades quedan recogidos en el ISO 8549 Parte II. El estándar ISO 8549-2.1 recoge el nivel de amputación de los miembros en amputaciones adquiridas. Este engloba términos relacionados con la prótesis y los usuarios.

La nueva terminología usa tres descripciones: “trans”, desarticulación” y “parcial”; en contraposición a los términos aceptados y utilizados previamente: “encima”, “debajo” o “a través de la articulación” (Figura 2.8). (Rueda Molina, 2012)

El adjetivo “trans” se utiliza cuando la amputación se realiza a través del eje de un hueso largo, como transfemoral o transhumeral. En los casos en los que hay dos huesos contiguos tibia/peroné y radio/cúbito, sólo se denomina el primer hueso o el más largo (transtibial, transradial). Cuando la amputación se realiza a través de la articulación, se emplea el término desarticulación (desarticulación de la rodilla, desarticulación del codo). El término “parcial” describe las amputaciones del pie distales a la articulación del tobillo y a las amputaciones de la mano distales a la articulación de la muñeca. (Rueda Molina, 2012)

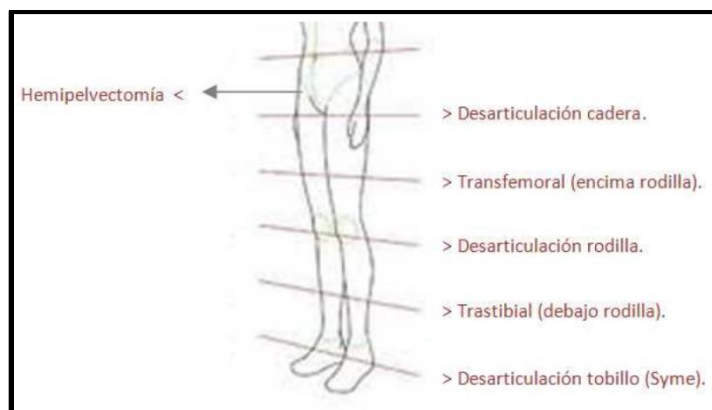


Figura 2.8. Representación de los niveles de amputación del miembro inferior, según los términos ISO, y su equivalencia con los términos anteriores. (Rueda Molina, 2012)

2.1.2.2 Amputación Transtibial.

La amputación transtibial, infracondílea o por debajo de la rodilla, es la más frecuente de las amputaciones de la extremidad inferior, con un porcentaje que oscila entre un 25% y un 50%. Para la protetización y el retorno rápido a las actividades, se considera este nivel el más recomendable, ya que la funcionalidad del paciente es superior con respecto a otros niveles. En él se preserva la articulación de la rodilla, siendo el nivel óptimo cuando se realiza a 12cm por debajo de la interlínea articular de la rodilla, teniendo en cuenta que hasta los 7cm es fácilmente protetizable. En los pacientes con amputación transtibial, la carga distal sobre las superficies óseas es a menudo dolorosa. (Rueda Molina, 2012)

La principal dificultad de la protetización consiste en adaptar de forma relativamente confortable el encaje, de manera que permita amortiguar el peso corporal y transmitir las fuerzas dinámicas que se producen durante la marcha. Por tanto, el objetivo de la protetización en estos sujetos consiste en lograr una deambulación con la máxima estabilidad, el menor coste energético y la apariencia más normal posible.

El diseño de las prótesis necesita adecuarse a estos objetivos para que cada extremidad pueda encargarse del control del soporte, la oscilación y el despegue, y se reduzcan, en la medida de lo posible, los cambios degenerativos en la columna lumbar y las rodillas. Con todo ello, el funcionamiento de la marcha de personas con amputación transtibial es a menudo atribuido al estado actual de la tecnología protésica. Por un lado, los encajes transtibiales han experimentado importantes mejoras en los últimos años, considerándose el factor más importante que determina el éxito o el fracaso de la prótesis. Por otro lado, avances en el diseño del pie protésico permiten aportar artificialmente una porción de la contribución muscular perdida por la amputación. En la literatura, existen multitud de estudios que investigan, en sujetos con amputación transtibial unilateral, la repercusión de diversos diseños protésicos, tanto de pies como de encajes, en el coste energético de la marcha; así como las modificaciones que, bien distintos tipos o mecanismos de pies protésicos, bien diferentes tipos de encajes o mecanismos de suspensión, propician en la biomecánica de la marcha. (Rueda Molina, 2012)

2.2 CLASIFICACIÓN DE PRÓTESIS DE PIE.

La prótesis de pie es un dispositivo que suministra soporte, permitiendo o facilitando la marcha y dando una apariencia de normalidad. Todo pie protésico muestra las mismas propiedades

básicas para restaurar en una pequeña cantidad la función y apariencia, en los amputados de miembro inferior. Aunque existen muchas apariencias externas entre los diferentes tipos de prótesis de pie, son de mucha importancia las características internas del diseño, ya que éstas permiten un comportamiento casi igual a la del pie humano. (A.M. Espejo Mora, 2007)

Dentro de las principales funciones que cumplen las prótesis de pie se encuentran (Lanza Medina, 2006):

- Simulación de la articulación de tobillo.
- Base estable de soporte de peso.
- Soporte al usuario al caminar.
- Absorción del impacto en el talón con flexión plantar del dispositivo.
- Apariencia cosmética agradable

2.2.2 Prótesis Parciales del Pie

Las amputaciones parciales del pie pueden ser causadas por heridas, por aplastamiento u otros traumas, por insuficiencia vascular que conduce a una gangrena localizada y por deformidades graves que pueden causar dolor o invalidez. En la amputación de uno o más de los dedos pequeños del pie, la pérdida cosmética y funcional es mínima, y no se necesita ninguna restauración o tal vez se puede usar un material suave y resistente como relleno de los dedos. Sin embargo, si no hay dedos gordos o hay una desarticulación metatarso falángica completa, la pérdida funcional es mayor, ya que disminuye la fuerza de empuje durante la última parte de la fase de apoyo. Estos pacientes necesitan una plantilla construida sobre el molde del pie, con un arco plantar de apoyo y rellenar el espacio que ocupaban los dedos. Se debe usar un resorte de acero para mantener la forma de la parte anterior del zapato. La parte restante del pie tiende a colocarse en posición equino, el extremo del muñón es más sensible, al quedar el pie muy acortado no es capaz de empujar el cuerpo hacia adelante, en la fase de despegue. (A.M. Espejo Mora, 2007)

Para superar estas dificultades, el zapato lleva una suela rígida y plana, que se extiende hasta lo que sería la articulación tarso metatarsiana normal, con una almohadilla distal para proteger el muñón, y una ranura transversal para que doble la punta del pie formada por un relleno de los dedos. En algunos casos se necesita colocar unos tirantes de suspensión sujetos sobre el tobillo y/o una barra en la suela del zapato. (A.M. Espejo Mora, 2007)

2.2.3 Prótesis de Pie Uniaxial (Single Axis).

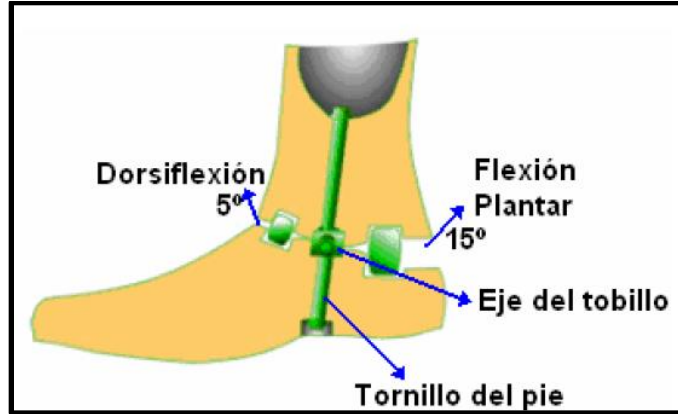


Figura 2.9. Prótesis de pie con tobillo uniaxial. (A.M. Espejo Mora, 2007)

En esta unidad, la base del pie se conecta al bloque del tobillo por un tornillo. El eje transversal del tobillo permite que el pie haga la flexión plantar y la dorsiflexión alrededor de un eje. Mientras el pie realiza la flexión plantar, se comprime un pequeño cilindro de goma colocado detrás del eje del tobillo, ofreciendo resistencia al movimiento como puede verse en la figura 2.9. A este respecto, la acción del cilindro de goma corresponde a la acción de los flexores dorsales del pie en la pierna intacta. La goma permite un movimiento de 15° de flexión plantar. En dirección opuesta, el movimiento se frena por un tope que está colocado delante del eje del tobillo. El tope de dorsiflexión es de goma, fieltro o plástico. La capacidad de dorsiflexión del pie protésico no excede normalmente los 5°. (A.M. Espejo Mora, 2007)

2.2.4 Prótesis de Pie de Eje Múltiple (Múltiple Axis).

La prótesis de pie de eje múltiple permite realizar dorsiflexión, flexión plantar, inversión y eversion lo cual facilita la adaptabilidad a terrenos irregulares.

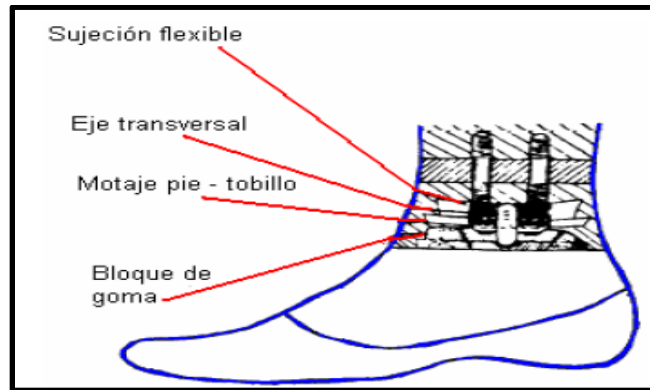


Figura 2.10. Prótesis de pie de eje múltiple. (A.M. Espejo Mora, 2007)

El extremo inferior del bloque del tobillo tiene un arco curvo metálico que reposa en el bloque de goma en arco. La superficie curvada permite al pie rotar sobre el eje transversal en la articulación del tobillo, y así puede realizar la flexión plantar y una dorsiflexión suave. El eje transversal de la articulación del tobillo está situado en un receptáculo flexible de la articulación. En la figura 2.10 se puede observar la flexibilidad de este receptáculo permite un movimiento medio lateral y una suave rotación en el plano horizontal. Una ventaja de este montaje es que absorbe algunas de las fuerzas de torsión creadas durante la marcha, reduciendo el momento del muñón con el encaje. Las desventajas son que es más voluminoso que el pie de eje sencillo, que requiere más cuidados y puede ser más ruidoso y menos cosmético. Por otro lado, permite una gran amplitud de movimiento y puede llegar a crear inestabilidad en algunos pacientes con poca estabilidad. (A.M. Espejo Mora, 2007)

2.2.5. Prótesis de Pie Sach (Solid Ankle Cushion Heel).



Figura 2.11. Prótesis de pie Sach. (A.M. Espejo Mora, 2007)

El pie SACH (tobillo sólido con talón blando, figura 2.11) está conformado por una quilla de madera con material flexible alrededor de la quilla, un tirante corto que pasa por debajo de la quilla y se extiende hacia adelante hasta los dedos, un tornillo que sujeta el pie a la pierna y un talón blando comprimible que actúa como amortiguador. (A.M. Espejo Mora, 2007)

Esta prótesis permite el movimiento debido a la compresión selectiva de los materiales de los cuales se fabrica, y no por el movimiento articulado de sus segmentos. El talón blando tiene diferentes grados de compresión que se seleccionan basados en el nivel de amputación, el peso del cuerpo y la capacidad de control de la prótesis por el paciente.

La prótesis tipo SACH es la que más se usa en la mayoría de los casos de amputación por debajo de la rodilla, especialmente en las que no utilizan un corsé de suspensión de muslo. Las ventajas del pie SACH son su sencillez, que no tiene partes móviles, que no necesita reparaciones, que tiene buena apariencia y que está bien moldeado para zapatos de tacón alto. La gran desventaja es que no puede variarse el grado de flexión plantar o la dorsiflexión. (A.M. Espejo Mora, 2007)

2.2.6 Prótesis de Pie Syme.

La prótesis original de Syme consistía en un encaje de cuero, con barras de acero a los lados, y un pie protésico de eje sencillo (ver figura 2.12). La primera modificación que se hizo de este diseño se desarrolló en Toronto. La prótesis de Syme canadiense consiste en un encaje de plástico laminado, sujeto a un pie SACH modificado. Como el encaje se conforma sobre un molde de escayola del muñón, se pueden variar las proporciones de carga entre el extremo y la parte proximal, según las necesidades del amputado. (A.M. Espejo Mora, 2007)



Figura 2.12. Prótesis Syme. (A.M. Espejo Mora, 2007)

2.2.7 Prótesis Transtibial.

A diferencia Trans-Femoral, el paciente carece o le falta la extremidad bajo la rodilla. La persona mantiene su articulación natural de la rodilla, como se puede observar en la siguiente figura 2.13, donde su diseño es más sencillo ya que no exige el diseño de la articulación de la rodilla.



Figura 2.13. Amputación transtibial. (Lanza Medina, 2006)

2.2.7.1 Componentes de Prótesis Transtibial.

Este tipo de pierna artificial no necesita el diseño de articulación de rodilla, las partes se clasifican en tres grupos, tal como se observa en la figura 2.14 (Lanza Medina, 2006):

1. **Encaje o Socket**, a diferencia de la prótesis transfemoral, permite la sujeción por una precompresión del muñón del paciente realizada por ajustes en el encaje. Común mente no usan válvulas de succión.
2. **Pilón o Tibia (sección del 15-18)**, imita al hueso de la tibia, su altura varia del nivel de la amputación del paciente.
3. **Articulación del Tobillo y Pie (sección del 19-27)**, permiten la movilidad del pie y el apoyo de la prótesis en el suelo respectivamente. Para las prótesis transtibiales la descripción de las partes se ajusta idénticamente a las partes de una prótesis transfemoral, con la única diferencia que no requieren el diseño de la articulación de la rodilla.

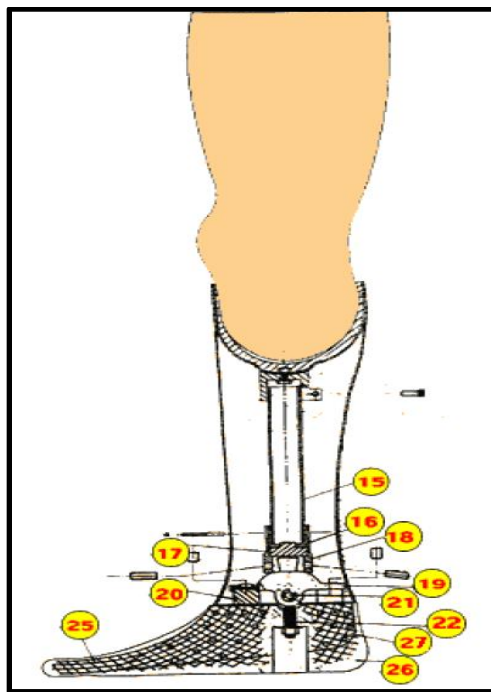


Figura 2.14. Partes de prótesis transtibial. (Lanza Medina, 2006)

2.2.8 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. (Criollo R., Gianfranco. Valles V., 2013)

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 2.15.



Figura 2.15. Pies de respuesta dinámica: a) Modelo Trias; b) Modelo Flex-Foot® Assure con EVO.
(www.ottobock.com) (Criollo R., Gianfranco. Valles V., 2013)

2.3 PRÓTESIS EN EL MERCADO.

Tomando como referencia el diseño empleado por algunos de los principales fabricantes en el ramo de prótesis a nivel mundial como lo es Össur (Islandia) y Endolite (Reino Unido), se comenzó por diseñar un prototipo de prótesis transtibial. Podemos observar algunos de los diseños de estas compañías en la Figura 2.16 y Figura 2.17. (Össur Americas, 2017)

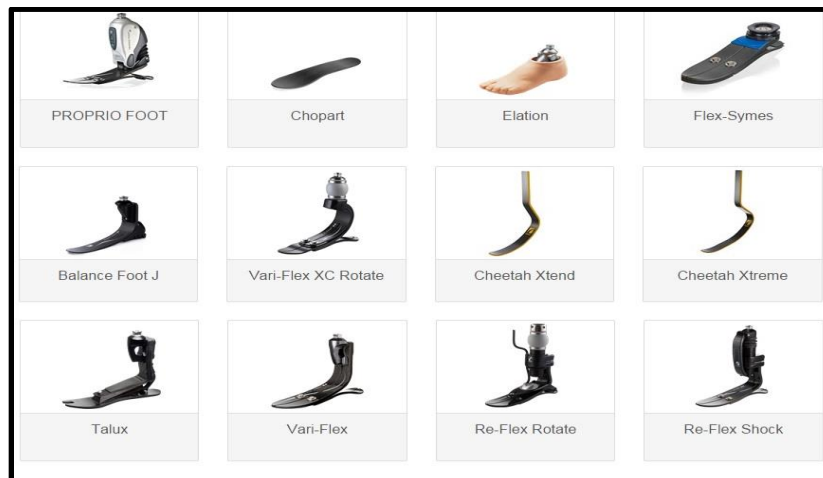


Figura 2.16. Catálogo Össur. (Össur Americas, 2017)



Figura 2.17. Catálogo Endolite. (Blatchford Inc, 2017)

2.4 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. (Criollo R., Gianfranco. Valles V., 2013)

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.2.18) (Criollo R., Gianfranco. Valles V., 2013)

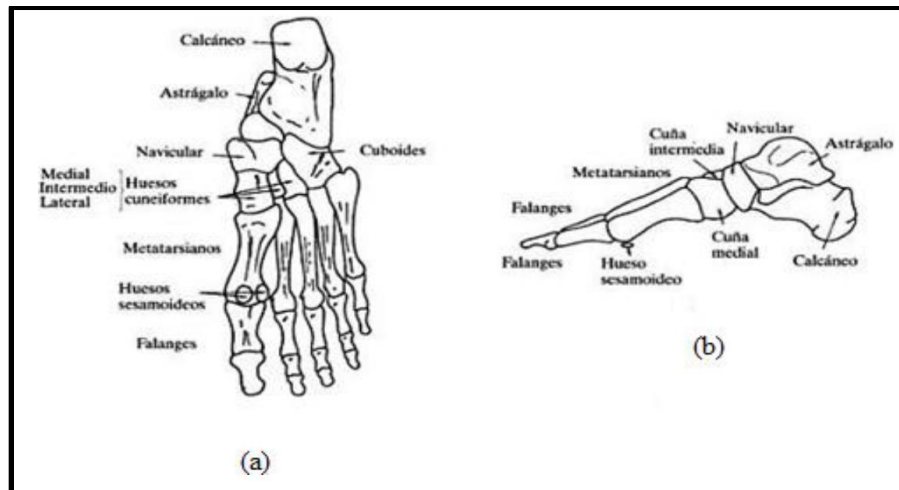


Figura 2.18. Huesos del pie: a) Vista superior del pie izquierdo; b) Vista lateral. (Criollo R., Gianfranco. Valles V., 2013)

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. (Criollo R., Gianfranco. Valles V., 2013)

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. (Criollo R., Gianfranco. Valles V., 2013)

2.4.1 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 (Criollo R., Gianfranco. Valles V., 2013):

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. (Criollo R., Gianfranco. Valles V., 2013)

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. (Criollo R., Gianfranco. Valles V., 2013)

2.4.2 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. (Criollo R., Gianfranco. Valles V., 2013)

2.4.3 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. (Criollo R., Gianfranco. Valles V., 2013)

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 2.19).

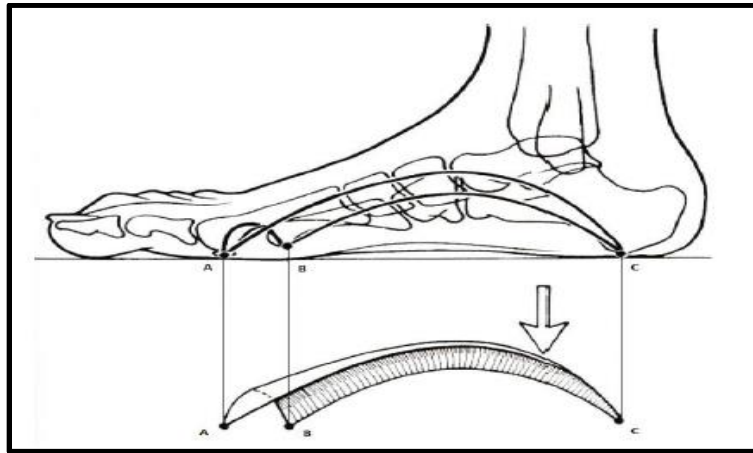


Figura 2.19. Bóveda plantar. (Kapandji, I. A., 1991) (Criollo R., Gianfranco. Valles V., 2013)

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 2.20 los arcos dependen de la disposición de los huesos que los conformen. (Criollo R., Gianfranco. Valles V., 2013)

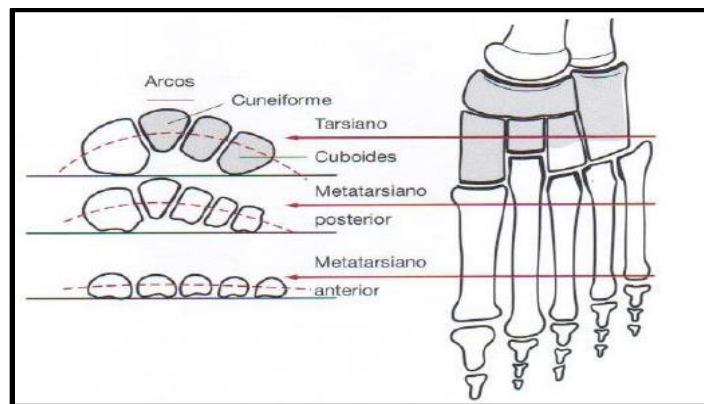


Figura 2.20. Arcos transversos de la bóveda plantar. (Field, D. 2000) (Criollo R., Gianfranco. Valles V., 2013)

2.5 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 2.21 (Criollo R., Gianfranco. Valles V., 2013)

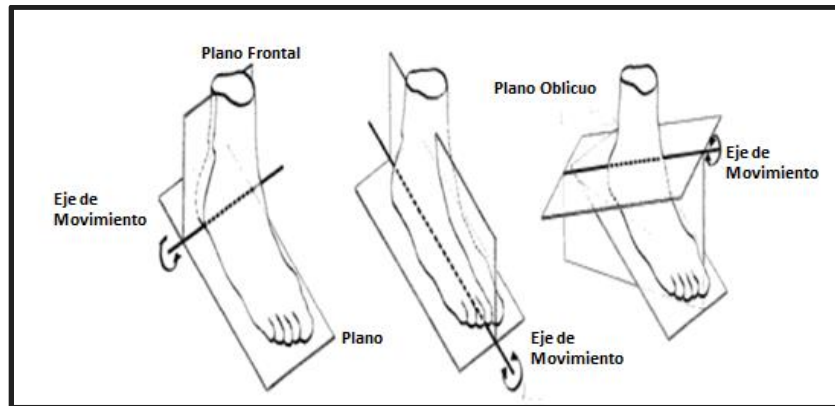


Figura 2.21. Planos anatómicos de movimiento del pie. (Criollo R., Gianfranco. Valles V., 2013)

- **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 2.22).

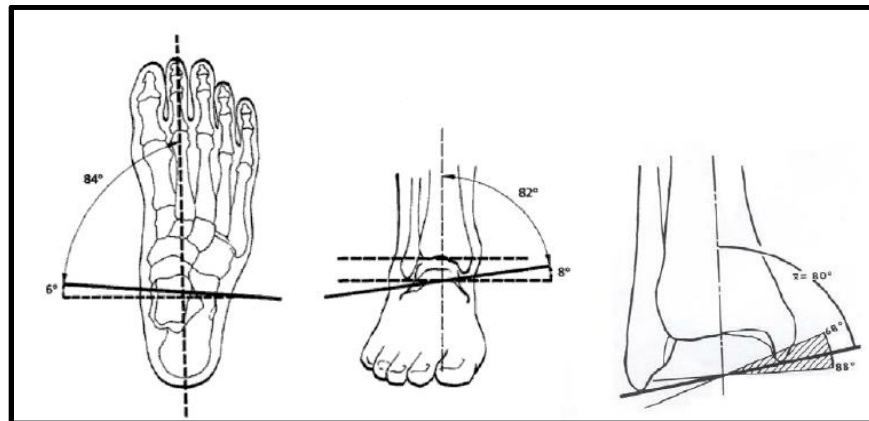


Figura 2.22. Situación espacial del eje de movimiento de la articulación de tobillo. (Núñez-Samper, M. et al., 2007) (Criollo R., Gianfranco. Valles V., 2013)

A su vez, se encuentra en rotación externa respecto al eje articular de la rodilla, formando un ángulo de 8° aproximadamente con el plano transversal y de 20° a 30° con el plano frontal, con un rango de movilidad de 21° de rotación interna y 9° de rotación externa. (Criollo R., Gianfranco. Valles V., 2013)

- **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 transversal y de 16° a 25° con el plano sagital (Figura 2.23), permitiendo un rango de movimiento de entre 3° y 10° para la eversión, y de 16° a 30° para la inversión. (Criollo R., Gianfranco. Valles V., 2013)

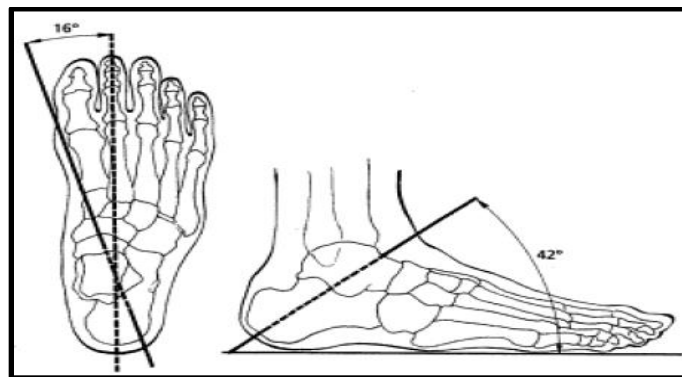


Figura 2.23. Situación espacial del eje de movimiento de la articulación subastragalina. (Criollo R., Gianfranco. Valles V., 2013)

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 longitudinales y oblicuos. 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 2.24. (Criollo R., Gianfranco. Valles V., 2013)

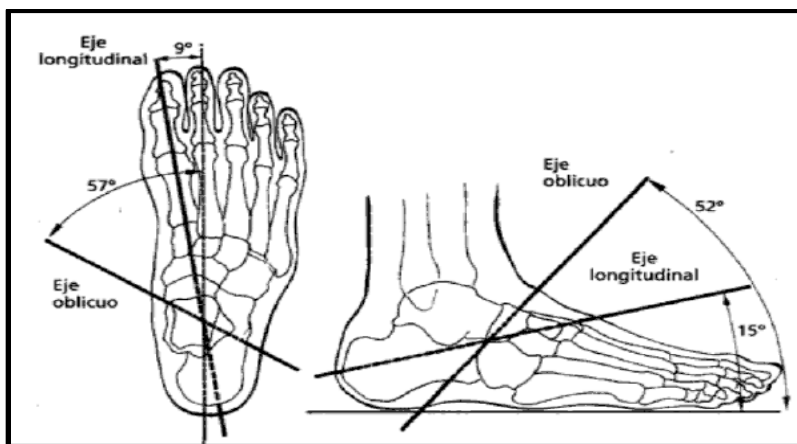


Figura 2.24. Situación espacial de los 2 ejes de movimiento de la articulación mediotarsiana. (Núñez-Samper, M. et. al., 2007) (Criollo R., Gianfranco. Valles V., 2013)

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. (Criollo R., Gianfranco. Valles V., 2013)

- **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. (Criollo R., Gianfranco. Valles V., 2013)

2.6 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 2.25. (Criollo R., Gianfranco. Valles V., 2013)

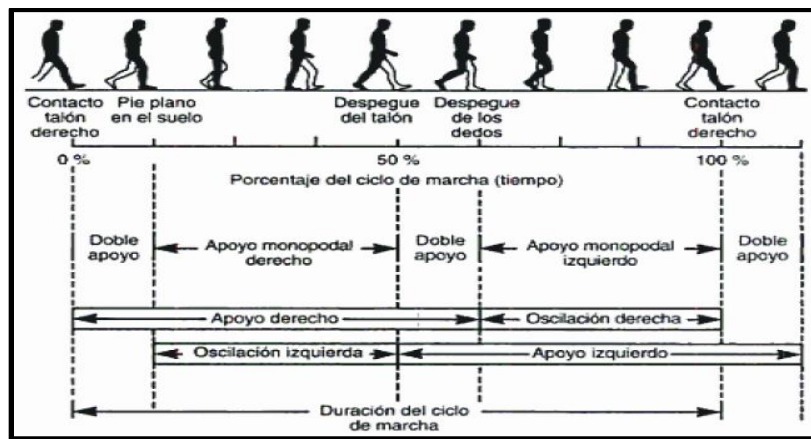


Figura 2.25. Ciclo de la marcha humana. (Fitzgerald, R. et. al., 2004) (Criollo R., Gianfranco. Valles V., 2013)

Durante la deambulaci3n, 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 oscilaci3n y balanceo, que comprende 40% del tiempo. A su vez, existe el doble apoyo durante un 20% del ciclo; 3ste ocurre cuando ambos pies est3n en contacto con el suelo y su porcentaje de duraci3n disminuye a medida que aumenta la velocidad de la marcha. (Criollo R., Gianfranco. Valles V., 2013)

En la marcha se pueden ver cinco momentos al subdividir la fase de apoyo, y estos son (A.M. Espejo Mora, 2007):

- **Contacto del tal3n:** Se refiere al instante en el que el tal3n de la pierna referenciada toca el suelo.
- **Apoyo Plantar:** Se refiere al contacto de la parte anterior del pie con el suelo.
- **Apoyo Medio:** Ocurre cuando el troc3nter mayor est3 alineado verticalmente con el centro del pie, visto desde un plano sagital. (Apoyo del pie con la tibia a 90°).
- **Elevaci3n del tal3n:** Se presenta cuando el tal3n se eleva del suelo.
- **Despegue del pie:** Se presenta cuando los dedos se elevan del suelo.

La fase de balanceo se divide en tres intervalos:

- **Aceleraci3n:** Este intervalo se caracteriza por la r3pida aceleraci3n del extremo de la pierna inmediatamente despu3s que los dedos dejan el suelo.
- **Fase de balanceo medio:** La pierna balanceada sobrepasa a la otra pierna ya que 3sta se encuentra en fase de apoyo.
- **Deceleraci3n:** Est3 caracterizado por la deceleraci3n de la pierna que se mueve r3pidamente cuando se acerca al suelo para apoyarla nuevamente.

Todo lo antes visto se puede observar en la siguiente tabla 2.1:

Tabla 2.1. Descripción de los subperíodos de la marcha. (Salgado, 2012)

Soporte (62%)	Contacto inicial	Primer contacto del pie con el piso, generalmente se realiza con el talón.	
	Respuesta de carga	El pie tiene contacto total con el piso soportando totalmente el peso corporal.	10%
	Soporte medio	El peso se traslada a lo largo del pie hasta el antepié, donde se encuentra la cabeza de los metatarsianos.	20%
	Soporte terminal	El peso se continúa trasladando hacia los dedos, pasando el peso al miembro contralateral.	20%
	Prebalanceo	Comienza con el contacto del miembro contralateral con el piso y finaliza con el despegue de los dedos, transfiriendo el peso totalmente a la otra extremidad.	12%
Balanceo (38%)	Balanceo inicial	Empieza con el despegue de los dedos del piso y finaliza en el momento de flexión máxima de la rodilla (60°); el muslo se encuentra debajo del cuerpo paralelo al miembro contralateral.	13%
	Balanceo medio	La tibia se orienta verticalmente, de forma perpendicular al piso.	10%
	Balanceo terminal	La rodilla se va extendiendo hasta hacerlo completamente para realizar el contacto inicial con el piso.	15%

2.6.1 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 2.26.

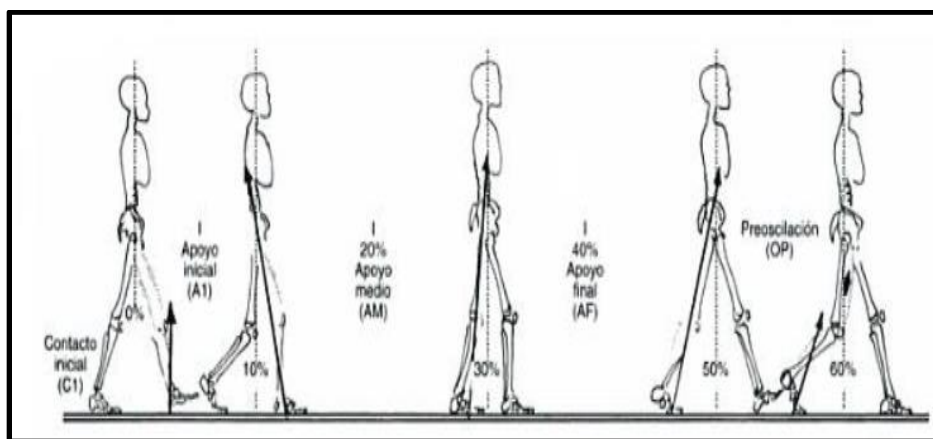


Figura 2.26. División de la fase de apoyo del ciclo de la marcha. (Fitzgerald, R. et al., 2004) (Criollo R., Gianfranco. Valles V., 2013)

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. (Criollo R., Gianfranco. Valles V., 2013)

Para la resolución del impulso del talón contra el piso al inicio de la fase de apoyo, se utilizan fuerzas vectoriales y sus respectivos componentes rectangulares como se muestra en la siguiente figura 2.27

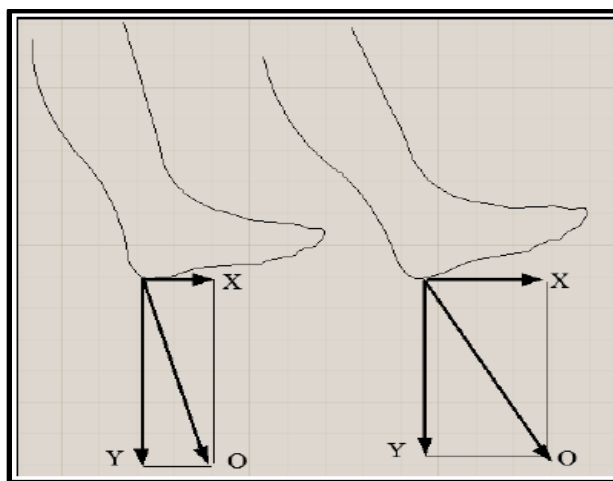


Figura 2.27. Fuerzas vectoriales en el apoyo. (Rodríguez, 2012)

La fuerza horizontal en X, debe ser opuesta a la fuerza de fricción del piso, y el componente vertical Y debe ser opuesta ascendente adecuada desde el piso. Se puede deducir que con una mayor longitud del paso, al aumento relativo en magnitud del componente X es mayor que el aumento en la fuerza de reacción O. la fuerza de fricción en el talón debe ser mayor cuando el paso es más largo que más corto. La fuerza resultante que actúa a través de la tibia se determina de igual forma por una suma de vectores (Rodríguez, 2012).

2.6.2 Fuerzas que Actúan Sobre la Pierna.

En la marcha se van a presentar dos tipos de apoyo (pie con piso): en el despegue y el contacto del talón, como se observa en la figura 2.28, es claro que la fuerza de reacción se dirige en el mismo ángulo que el talón toca con el piso, es decir que se pueden ver la fuerza resultante sobre el eje de la tibia. Por otro lado, la fuerza que transmite hacia la pierna en el despegue de los dedos, al realizar el impulso también está montada sobre la tibia; este resultado se da gracias al tendón rotuliano. En la figura 2.28 se observa cómo la fuerza G es la reacción del suelo y es perpendicular a este; como M en algún momento intersecta a G , se pueden sumar obteniendo un vector de fuerza R en la dirección, se puede observar que R dependerá de M , si esta se inclina también lo hará R en la misma proporción (Rodríguez, 2012).

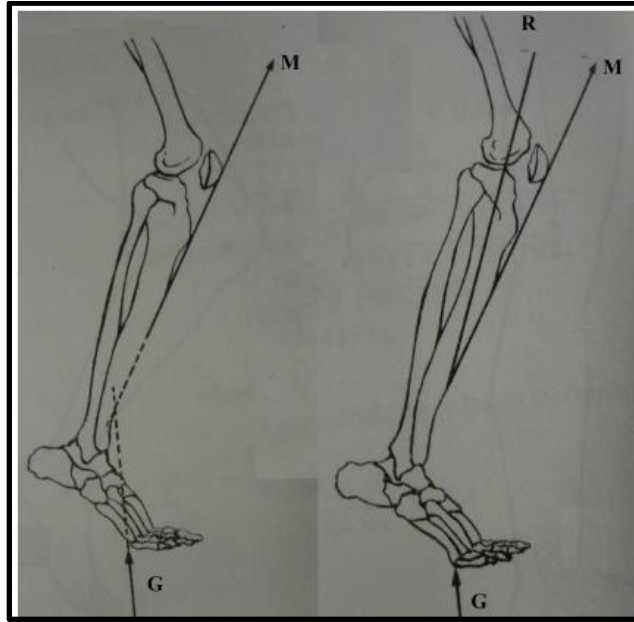


Figura 2.28. Fuerza R resultante. (Rodríguez, 2012)

2.6.3 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 (ver figura 2.29), cumpliéndose así la tercera Ley de Newton. (Criollo R., Gianfranco. Valles V., 2013)

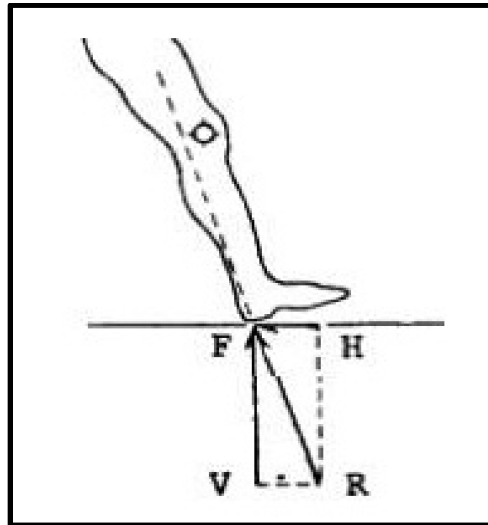


Figura 2.29. Fuerza de reacción producida en la fase inicial del ciclo de la marcha. (Criollo R., Gianfranco. Valles V., 2013)

En el ciclo de la marcha humana (ver figura 2.30), la fase de contacto del talón, el mismo soporta entre 120% y 160% del peso corporal, con una inclinación de 15° respecto a la vertical, para la fase de despegue (punta) se aplicará una carga con un ángulo de inclinación de 20° con la vertical.

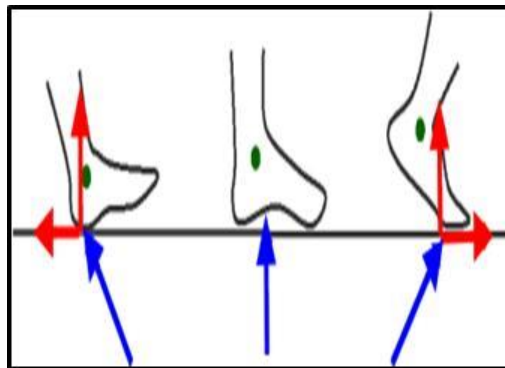


Figura 2.30. Fases de marcha humana.

En todos los ensayos la sujeción se realiza en la articulación del tobillo, específicamente en el área de acople a la prótesis del socket. (Criollo R., Gianfranco. Valles V., 2013)

2.7 FABRICACIÓN DE PRÓTESIS.

La alta incidencia de casos de pérdidas de miembros del cuerpo humano por causa de accidentes y otros hechos violentos, muy comunes hoy día, determina una creciente demanda de dispositivos ortopédicos para el sector mayoritario de la población carente de recursos económicos. En la fabricación de prótesis de pie la mayoría de instituciones desarrolla prótesis pequeñas, si se requiere de una talla grande se hace necesario importarlas, las cuales pueden llegar a superar los 20 mil dólares, haciéndolas inalcanzables a la población de bajos recursos

2.7.1 Procesos de Fabricación.

En la figura 2.31 se muestra el proceso de fabricación de las prótesis:

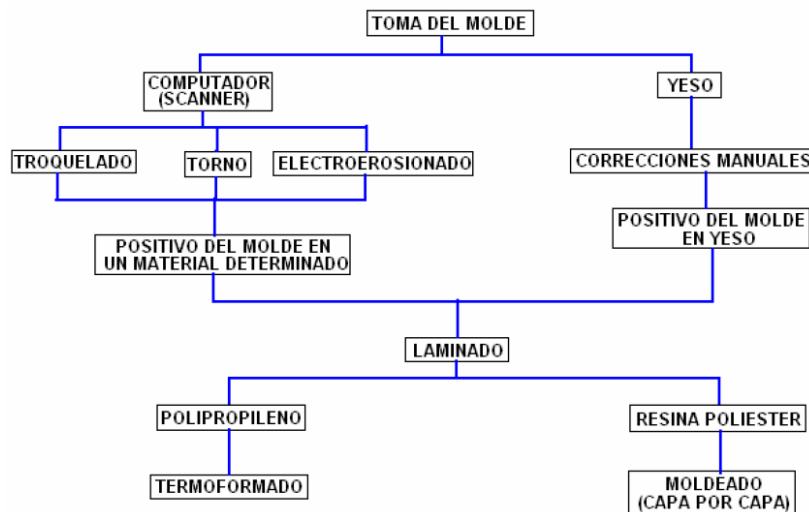


Figura 2.31. Proceso de fabricación de prótesis. (Espejo Mora, Ascencio Sepulveda, Martin Gomez, & Gomez Baquero, 2007)

2.7.2. Materiales para Fabricación de Prótesis de Pie.

Es importante conocer los diferentes materiales protésicos que se usan en la actualidad, para conocer las características que han permitido su uso. Como veremos a continuación gracias a sus propiedades mecánicas pueden usarse en distintas aplicaciones, algunos son de soporte, otros son de enlace y otros se utilizan para los encajes.

En la actualidad los materiales utilizados para la fabricación de prótesis de pie, se utilizan resinas plásticas de poliéster y fibras de carbono reforzadas para su fabricación de partes sólidas del pie, utilizando aleaciones de aluminio y el uso preliminar de alambres de nitinol (aleación titanio-níquel); conformando resortes encargados de llevar acabo la amortiguación del pie en la articulación, dichos materiales son seleccionados en base a su resistencia y propiedades mecánicas y lo más importante su disponibilidad en el mercado en la región y otro punto que se tiene que resaltar es su bajo peso. (Espejo Mora et al., 2007)

Los tres compuestos más probados y utilizados actualmente en la industria ortopédica son: Fibra de Vidrio, Kevlar® y Carbono.

Una consideración muy importante que se debe de tomar en cuenta cuando se trabaja con materiales compuestos, es enfocarse principalmente en el funcionamiento de las fibras, ya que todas las fuerzas y características del material se producen a lo largo de la longitud de la fibra que es utilizada. Las fibras utilizadas para la industria ortopédica se muestran en la tabla 2.2.

Tabla 2.2. Valores de pruebas de tensión y compresión de fibras utilizadas en la industria ortopédica.
(Berry, 1987)

VALORES DE TENSION Y COMPRESION DE PRUEBAS ESTATICAS EN FIBRAS		
ESFUERZOS	TENSION	COMPRESION
Fibra de Vidrio	68MPa	34MPa
Kevlar	103MPa	20.6MPa
Fibra de Carbono	91MPa	73MPa

Para alcanzar el nivel alto de resistencia a la fractura en una estructura de material compuesto, el ángulo de las fibras en relación al esfuerzo aplicado debe de ser posicionado perpendicularmente con respecto a la carga aplicada. Las fibras bidireccionales o unidireccionales son excelentes para la aplicación en la fabricación de prótesis. Para obtener fuerzas uniformes con la misma resistencia a la

fractura en todas las direcciones, es requerido fabricar materiales compuestos cuasi-isotrópicos. Considerando las propiedades de cada material, la aplicación más efectiva para producir un material cuasi-isotrópico, es mezclar ambos materiales, ya que esto provee propiedades mecánicas deseables para resistencia al torque, esfuerzo cortante, esfuerzos de compresivo, flexión, tensión e impacto en cualquier dirección del material (ver figura 2.32). (Berry, 1987)

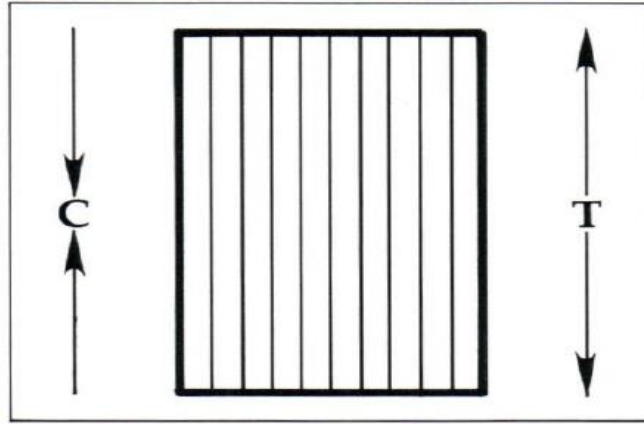


Figura 2.32. Fibras sometidas a tensión y compresión. (Berry, 1987)

La fibra de vidrio es el compuesto más común y económico. Aunque es el material más pesado de los tres, es fácil saturar con resina y muy fácil obtener muchas formas y calidades. Las principales propiedades de la fibra de vidrio son su durabilidad y la flexibilidad, debido a que las fibras son dos veces más fuertes bajo compresión en comparación a la resistencia de la fibra bajo tensión. (Berry, 1987)

El Kevlar® es el más ligero y el más caro de los tres. Proporciona una excelente resistencia a la fractura bajo impacto y absorbe altas cargas de torsión y el estrés. Estas propiedades son indeseables, sin embargo, tal como el Kevlar®, es muy pobre en el soporte de la estructura o bajo carga; es cinco veces más débil bajo tensión que bajo compresión. Adicionalmente, el Kevlar® es extremadamente resistente a los productos químicos y muy difícil saturar con resina.

Quizás el compuesto más valioso para aparatos ortopédicos es el carbono. Casi tan ligero como el Kevlar®, es muy rígido y capaz de mantener su forma bajo estrés debido a su impresionante fuerza bajo tensión y compresión. El arreglo del compuesto estructural de las fibras de carbono crea fragilidad y una resistencia pobre al impactar. (Berry, 1987)

Además de las fibras también un material fundamental son las resinas, tales como poliéster y epóxica, donde la bibliografía indica que la resina poliéster cuenta con un módulo a la Tensión de rotura de 40 - 90(MPa), un módulo de elasticidad a tracción 2.0 - 4.4 (GPa), un límite elástico a flexión de 60 – 160 y una densidad de 1.1 – 1.46 (g/cm³); mientras que la resina epóxica cuenta con un módulo a la tensión de 55 – 130 MPa, un módulo de elasticidad a la tracción de 2.8 – 4.2 GPa, un límite elástico a la flexión de 125 y una densidad de 1.2 – 1.3.

2.8 CLASIFICACIÓN DE MATERIALES DE ACUERDO A SUS CARACTERÍSTICAS MECÁNICAS.

Los materiales compuestos se pueden clasificar en cinco clases, respecto a sus características principales: homogéneos, heterogéneos, anisotrópicos, ortotrópicos e isotrópicos.

2.8.1. Materiales Homogéneos.

En estos materiales las propiedades son constantes en cualquier punto de una dirección del cuerpo, las propiedades del material no cambian en función de la posición en la que se encuentra el cuerpo (García, García, & Hernández, 2004). Su principal característica es que está formado en una sola fase con una estructura y composición uniforme, basta utilizar la visualización del material para clasificarlo con un material homogéneo.

2.8.2 Materiales Heterogéneos.

Los materiales heterogéneos tienen propiedades tanto mecánicas como químicas, las cuales varían de un punto a otro. En estos materiales se pueden apreciar las distintas partes que componen el material.

2.8.3 Materiales Anisotrópicos.

En un cuerpo anisotrópico las propiedades del material van a ser diferentes en todas las direcciones en cualquier punto, es decir, no hay planos de simetría de las propiedades del material en cualquier punto dentro del cuerpo. Las propiedades del material son función de la dirección en un punto determinado. El comportamiento de un material anisótropo puede ser diferente en cada una de las tres direcciones de coordenadas locales. Además, el comportamiento de cizallamiento puede ser completamente junto con el comportamiento de extensión y puede verse afectada por el cambio de temperatura. (Cecilia Ariagno, 2014)

Los materiales isotrópicos como el aluminio tienen las mismas propiedades en cada una de sus direcciones. Los materiales anisotrópicos tienen propiedades mecánicas y químicas las cuales pueden variar dependiendo de la orientación. Estos materiales pueden ser homogéneos pero sus propiedades pueden cambiar dependiendo la orientación que tenga a lo largo.

La rigidez de un material isotrópico es descrita por dos propiedades, por ejemplo, el módulo de elasticidad (E) y la relación de Poisson (ν). En cambio, para poder describir los materiales anisotrópicos se requieren conocer más de 21 propiedades.

2.8.4 Materiales Ortotrópicos.

Los materiales ortotrópicos tienen tres planos de simetría, que coinciden con las coordenadas de un plano. Para un material compuesto, una fibra de refuerzo unidireccional se debe de considerar ortotrópica. Un plano de simetría es perpendicular a la dirección de la fibra, y los otros dos pueden ser un par de planos paralelos en dirección a la fibra y ortogonal entre ellos. Solo se necesitan nueve constantes para describir materiales ortotrópicos (observar figura 2.33).

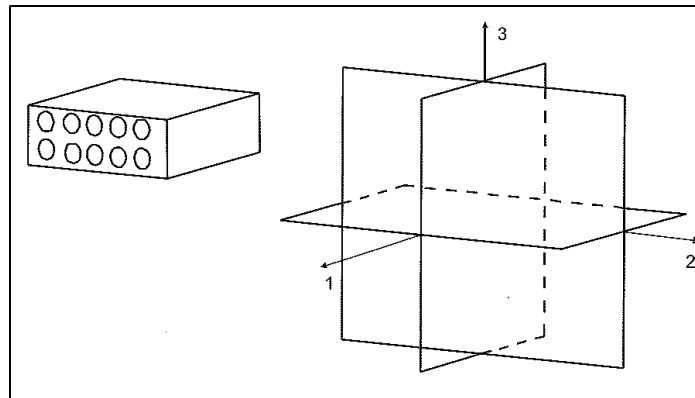


Figura 2.33. Tres planos de simetría de un material ortotrópico. (G. Lopez Padilla., O. Aguilar Sanchez., I. Arriaga Castilla., A. Escamilla Villasana., 2007)

2.8.5 Materiales Isotrópicos.

Los materiales más comunes en la industria son los materiales isotrópicos, como el aluminio, acero, cobre, etc. Los materiales isotrópicos tienen un infinito número de planos de simetría, lo cual significa que sus propiedades son independientes de la orientación en que se encuentran. Solo se

necesitan dos constantes para describir el comportamiento elástico de un material isotrópico. El módulo de Young E y la relación de Poisson ν .

En los materiales isotrópicos las propiedades son las mismas en cualquier dirección en un punto dado, un cuerpo isotrópico tendrá la misma propiedad del material en cualquier plano que pasa por un punto, todos los planos que pasan por un punto en un material isotrópico son planos de simetría de las propiedades del material. (Cecilia Ariagno, 2014)

2.9 TIPOS DE LAMINADOS.

Los laminados se forman a partir del apilamiento de láminas, cada una de las cuales, es una capa de resina de pequeño espesor reforzada con fibras. Existen láminas de cinta o de tejido; las principales características de las láminas de cinta es que todas las fibras se encuentran orientadas en una única dirección y que presentan una isotropía transversal. En otras palabras, cada lámina trabaja conjuntamente con las otras.

2.9.1 Laminado Simétrico.

Laminado formado por láminas del mismo material, espesor y orientación, las cuales son dispuestas simétricamente respecto al plano medio. Este plano separa el laminado en dos mitades del mismo espesor (ver figura 2.34).

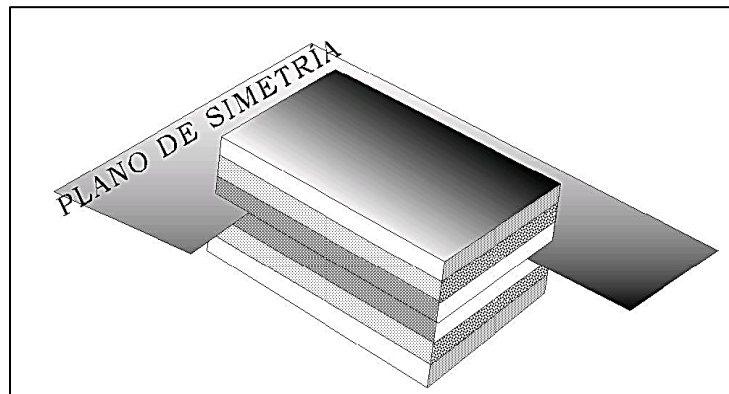


Figura 2.34. Plano medio en un laminado simétrico. (G. Lopez Padilla., O. Aguilar Sanchez., I. Arriaga Castilla., A. Escamilla Villasana., 2007)

Para definir el laminado simétrico deben tomar los siguientes criterios:

- Se definirán las láminas desde el exterior hacia el interior del laminado.
- Se indicará con un número el ángulo que forman las fibras con la dirección de referencia y, mediante un subíndice, el número de láminas seguidas que poseen esta orientación.
- Cuando se defina la secuencia de apilamiento de todas las láminas del laminado se empleará el subíndice T para indicar que el laminado ha sido definido en su totalidad.
- Se expresará la secuencia de apilado de uno de los lados y se utilizará el subíndice S para indicar que el laminado es simétrico.

Por ejemplo, un laminado simétrico compuesto por 4 láminas a 90° , 2 a 0° , 2 a -45° y 1 a $+45^\circ$ puede nombrarse de las siguientes maneras alternativas:

$[90_3, 0_2, -45_2, +45, +45, -45_2, 0_2, 90_3]_T$

$[90_3, 0_2, -45_2, +45_2, -45_2, 0_2, 90_3]_T$

$[90_3, 0_2, -45_2, +45]_S$

Si el laminado tuviera una lámina justo en el plano de simetría que presentara por ejemplo una orientación de sus fibras de 90° , su nomenclatura sería:

$[90_3, 0_2, -45_2, +45, \overline{90^\circ}, +45, -45_2, 0_2, 90_3]_T$

$[90_3, 0_2, -45_2, +45, \overline{90^\circ}]_S$

2.9.2 Laminado Altimétrico.

Son laminados en donde las láminas que ocupan posiciones simétricas tienen orientaciones del mismo ángulo, pero con signo distinto, son del mismo material y espesor.

2.9.3 Laminado Balanceado.

El laminado balanceado es aquel en donde se tiene pares de láminas simétricas, orientadas en direcciones positivas y negativas respecto a un eje (ver figura 2.35). Quiere decir que por cada lámina que esté a $+0$, hay otra -0 , y que por cada lámina que este en una orientación de 0° hay otra de 90° .

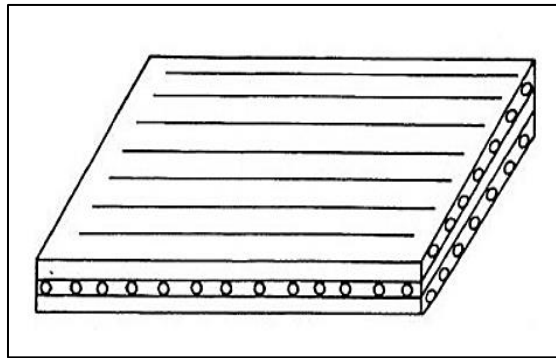


Figura 2.35. Laminado ortótropo. (Dylan Borrenpohl, BS, n.d.)

2.9.4 Laminado Cuasi-Isótropo.

Están fabricados a partir del apilamiento de láminas de cinta, las cuélas se encuentran orientadas en diferentes direcciones (0° , 90° , y $\pm 45^\circ$). Sus propiedades son aproximadamente las mismas en todas las direcciones, debido a las diferentes orientaciones de cada lámina como se observa en la figura 2.36.

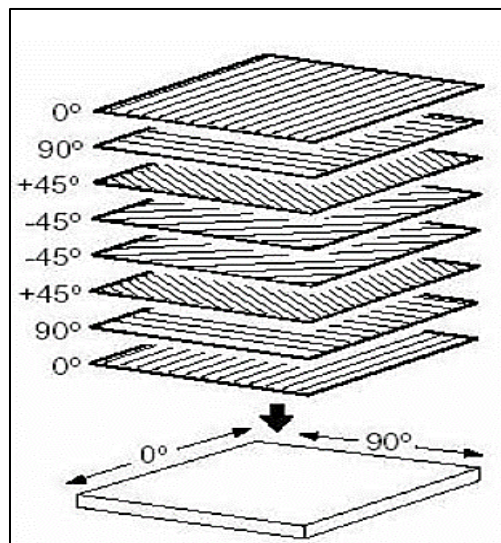


Figura 2.36. Configuración de laminado cuasi-isótropo [0° , 90° , $\pm 45^\circ$]. (G. Lopez Padilla., O. Aguilar Sanchez., I. Arriaga Castilla., A. Escamilla Villasana., 2007)

2.9.5 Laminado Ortotrópico.

Laminados que se fabrican a partir del apilamiento de láminas de cinta en dos direcciones ortogonales (láminas cruzadas o giradas). Las láminas que componen el laminado son de tejidos bidireccionales. Su configuración de laminado es $[0^\circ/90^\circ]$.

2.9.6 Laminados Implementados para la Fabricación de Prótesis de Miembro Inferior.

A pesar que no existe una información base referente a los laminados fabricados de materiales compuesto para la aplicación de prótesis transtibiales, se han encontrado artículos donde mencionan la aplicación de fibras de carbono y resinas epóxicas, este trabajo habla acerca de un laminado de cinco capas en donde la orientación de las láminas es $[0^\circ/15^\circ/30^\circ]$ en donde el material manufacturado mostró una gran resistencia bajo pruebas de tensión (Tobergte & Curtis, 2013), a continuación en la tabla 2.3 se muestran los valores obtenidos del laminado implementado.

Tabla 2.3. Valores de pruebas de tensión al lamiando de fibra de carbono y resina epóxica. (Tobergte & Curtis, 2013)

MATERIAL COMPUESTO POR FIBRA DE CARBONO BIDIRECCIONAL Y RESINA EPÓXICA			
RESISTENCIA A TENSIÓN	MÓDULO DE ELASTICIDAD	ELONGACIÓN	ESPESOR DE CAPA
379 MPa	234.5GPa	1.5%	0.25mm

Otro de los trabajos investigados aporta un esfuerzo máximo en laminados de fibra de carbono con un valor de 249MPa, utilizando una configuración de resina epóxica de 80-20. Este laminado es utilizado para la manufactura del socket de la prótesis. Se propone incorporar láminas de 0° y 90° junto con láminas internas de orientación de $\pm 45^\circ$, para lograr un laminado ideal con propiedades cuasi-isotrópicas. (Phillips & Craelius, 2005)

Una consideración muy importante cuando se trabaja con materiales compuestos se debe a la disponibilidad de fuerzas y características del compuesto de la fibra las cuales se aprovechan y producen a lo largo de la longitud de la fibra. Para lograr el más alto grado de resistencia a la fractura con una estructura de material compuesto, el ángulo de las fibras en relación con el aplicado el estrés es imprescindible. Con respecto a la estructura bidireccional o unidireccional de materiales

compuestos, son excelentes para la fuerza localizada, pero son capaces de proporcionar propiedades individuales compuestas en una dirección solamente, y las fibras del compuesto debe colocarse perpendicular al plano del esfuerzo para ser efectivas.

Para lograr una resistencia uniforme, con la misma resistencia a la fractura en todas las direcciones se requiere un compuesto “cuasi-isotrópico”. Esto se puede lograr mediante la aplicación de fibras de material compuesto en un / forma multi-plano tridimensional. Teniendo en cuenta las propiedades únicas de cada compuesto, la aplicación más eficaz para estas telas se obtiene mediante la mezcla de los materiales para producir un compuesto “híbrido cuasi-isotrópico”. Esto proporciona una combinación de las propiedades más deseables de cada fibra en un solo medio, la resistencia a la torsión, cizallamiento, compresión, tracción, y el impacto el estrés de cualquier posible dirección. La última mezcla es un híbrido de carbono-Kevlar, el carbono proporciona ligereza y rigidez, mientras que el Kevlar proporciona ligereza, el impacto y resistencia a la torsión.

Una mezcla de carbono-fibra de vidrio también puede lograr extremadamente alta resistencia a la fractura con un muy buen peso a la fuerza ratio, y es algo más rentable. Este híbrido muestra lo rígido y ligero de las propiedades de carbono en combinación con la fibra de vidrio de bajo costo, flexibles y durables características. (Berry, 1987)

La fibra de carbono se incluye en el grupo de los materiales compuestos, es decir, aquellos que están hechos a partir de la unión de dos o más componentes, que dan lugar a uno nuevo con propiedades y cualidades superiores, que no son alcanzables por cada uno de los componentes de manera independiente. La fibra de carbono es un material con excelentes 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. En el caso particular de la fibra de carbono, básicamente se combina un tejido de hilos de carbono (refuerzo), el cual aporta flexibilidad y resistencia, con una resina termoestable (matriz), comúnmente de tipo epoxi, que se solidifica gracias a un agente endurecedor y actúa uniendo las fibras, protegiéndolas y transfiriendo la carga por todo el material,

por su parte el agente de curado ayuda a convertir la resina en un plástico duro, en la tabla 2.4 se muestran algunas propiedades (Rodríguez, 2012):

Tabla 2.4. Propiedades de la fibra de carbono. (Rodríguez, 2012)

PROPIEDAD	FIBRA
Contenido en carbón (%)	95
Diámetro (μm)	6-8
Densidad (gtm)	1.8
Resistencia a la tracción (MPa)	3800
Alargamiento a la rotura	1.6
Resistencia eléctrica (μ cm)	1650
Conductividad térmica (W/mk)	20

A continuación se presenta en la tabla 2.5 una lista de materiales comúnmente utilizados en el diseño de una prótesis de pie describiendo las ventajas y desventajas de su aplicación (Figueroa Negrin, 2009).

Tabla 2.5. Características de materiales empleados en la construcción de prótesis de pie. (Figueroa Negrin, 2009)

MATERIA	VENTAJAS	DESVENTAJAS
Kevlar, ARAMID	• Baja densidad • Alta resistencia a la tensión • Fibra de bajo costo • Resistencia al impacto • Bajo peso • Resistencia a vibración de amortiguación • Resistencia a la fatiga • elevado límite de fluencia	• Baja resistencia a compresión • Adhesión pobre a polímeros • Absorbe humedad

Fibra de carbono	• Alta resistencia	• Poca resistencia al impacto
	• Bajo peso	• Bajo módulo de corte
	• Alta rigidez	• De naturaleza frágil
	• Químicamente inerte	• Costoso
	• Elevado límite de fluencia	
	• Alta capacidad de adherencia a resinas	

- **Metales.**

En la protésica los metales son utilizados en los distintos componentes mencionados en el capítulo uno. Como rodillas, pies, tubos de conexión, elementos de conexión y alineación entre otros. En este campo se utilizan 3 metales principalmente:

- **Acero**

El acero junto con la madera fue uno de los primeros materiales utilizados en la protésica, es un material resistente que en los últimos años ha sido reemplazado por el aluminio y el titanio debido a la diferencia de pesos de estos materiales.

- **Aluminio y sus aleaciones.**

En la protésica se escoge el aluminio sobre el acero debido a que es un material más liviano, y aunque no es tan duro, presenta propiedades de resistencia adecuadas para las aplicaciones. El aluminio es utilizado principalmente en tubos y elementos de conexión, aunque también encontramos rodillas y tobillos que lo ocupan. Este material es un poco más caro que el acero. El aluminio es el tercer material más abundante en la naturaleza después del oxígeno y silicio, y es muy utilizado en la industria debido a sus propiedades mecánicas, en la tabla 2.6 se muestran sus propiedades físicas.

Tabla 2.6. Características del aluminio. (Rodríguez, 2012)

ALUMINIO

Módulo de elasticidad	Unidades
73	GPa=kN/mm ²
Densidad en masa	Unidades
2800	Kg/m ³
Esfuerzo de fluencia	Unidades
310	MPa
Razón de Poisson	Unidades
0.33	Adimensional

- **Titanio**

El titanio es la alternativa más liviana y más resistente que se utiliza en la protésica, pero su gran desventaja es su elevado precio. En su mayoría todos los componentes protésicos de acero se encuentran disponibles en titanio. Es importante tener en cuenta tanto las ventajas de los materiales como sus desventajas a la hora de tomar una decisión. Muchas veces no es necesario tener equipo sofisticado y elevar el precio de la prótesis cuando materiales más baratos, presentan propiedades físicas y mecánicas adecuadas para la aplicación.

2.10 PROPIEDADES DE LOS MATERIALES.

Las propiedades se pueden clasificar como sensitivas e insensitivas a la microestructura de los materiales. Por ejemplo, dentro de las propiedades insensitivas a la microestructura tenemos: la densidad, Módulo elástico, conductividad térmica, coeficiente de expansión térmica, punto de fusión, temperatura de transición vítrea, corrosión, ductilidad, tenacidad a la fractura, fatiga, termofluencia, dureza, impacto, etc.

2.10.1 Propiedades Mecánicas y Métodos de Ensayo.

La resistencia de los materiales determina la cantidad de fuerza o carga que puede soportar antes de fallar. El criterio de falla usado en el diseño puede ser diferente para los distintos materiales y por lo tanto es un múltiplo de la resistencia. Para los metales y termoplásticos, el criterio de diseño usualmente se basa en la resistencia de cadencia. (Valencia Lazcano, 2009)

El principal objetivo del estudio de la mecánica es dar al ingeniero los medios para analizar y diseñar diferentes máquinas y estructuras. Tanto el análisis como el diseño de una estructura

implican la determinación de esfuerzos y deformaciones, así como también del estudio de vigas curvas, engranajes etc. Esto con el fin de mejorar los avances tecnológicos que hoy en día son más indispensables en la vida cotidiana. El estudio y el uso de la ingeniería en el campo de la medicina, es de gran importancia, ya que esto nos da oportunidad de ayudar a personas con problemas de discapacidad, fabricando prótesis de brazos y piernas, haciendo un estudio adecuado para la selección (diseño) del material a utilizar, el control, peso máximo, movilidad, etc. y con ello ir mejorando la salud y vida de los pacientes.

Las propiedades mecánicas de un material describen el modo en que este responde a la aplicación de una fuerza o carga. Solamente se pueden ejercer tres tipos de fuerzas mecánicas que afecten a los materiales: tensión, compresión y fatiga, las pruebas mecánicas consideran estas fuerzas por separado o combinadas. Las pruebas de tensión, compresión y fatiga sirven para medir solo una fuerza, mientras que las de flexión, impacto y dureza implican dos o más fuerzas simultáneas.

Seguidamente se ofrece una breve explicación sobre algunas pruebas aplicadas para determinar las propiedades mecánicas. Dichas pruebas son resistencia a la tensión, compresión y fatiga.

2.10.2 Diagrama de Esfuerzo – Deformación.

Para obtener el diagrama esfuerzo – deformación de un material, se realiza usualmente una prueba de tensión a una muestra del material. En la figura 2.37 se muestra uno de los tipos de muestras que se utilizan. El área de la sección transversal de la parte cilíndrica central de la muestra ha sido determinada exactamente y dos marcas se han inscrito en esa porción a una distancia. La distancia es conocida como longitud base de la muestra.

La muestra se coloca en la máquina de prueba que se usa para aplicar la carga central P . Al aumentar P , la distancia L entre las dos marcas se incrementa. La distancia L puede medirse con el instrumento mostrado y la elongación ($\delta = L - L_0$) se registra para cada valor de P . Un segundo medidor se usa frecuentemente para medir y registrar el cambio en el diámetro de la muestra. De cada par de lecturas P y δ , se calcula el esfuerzo dividiendo a P por el área de la sección transversal inicial A_0 de la muestra, y la deformación ϵ dividiendo el alargamiento δ por la distancia original L_0 entre las dos marcas mencionadas. El diagrama esfuerzo – deformación se obtiene tomando ϵ como abscisa y σ como ordenada. (García et al., 2004)

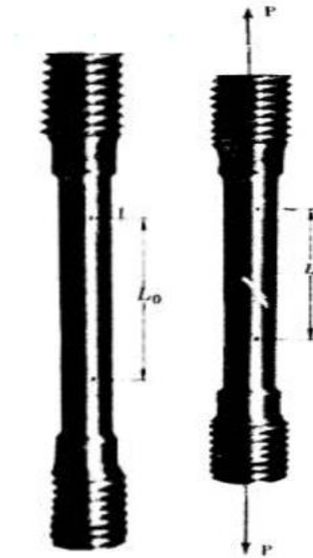


Figura 2.37. Muestras típicas para pruebas de tensión. (García et al., 2004)

Los materiales dúctiles, que comprenden el acero estructural y muchas aleaciones de otros materiales, se caracterizan por su capacidad para fluir a temperaturas normales. Cuando se somete la muestra a carga creciente, su longitud aumenta primero linealmente con la carga y a una tasa muy lenta. Así la porción inicial del diagrama esfuerzo – deformación es una línea recta con una pendiente pronunciada (véase la figura 2.38). Sin embargo, después de que se alcanza un valor crítico del esfuerzo, la muestra sufre grandes deformaciones con un pequeño aumento de la carga aplicada. Ésta deformación ocurre por deslizamiento del material en superficies oblicuas y se debe principalmente a esfuerzos cortantes.

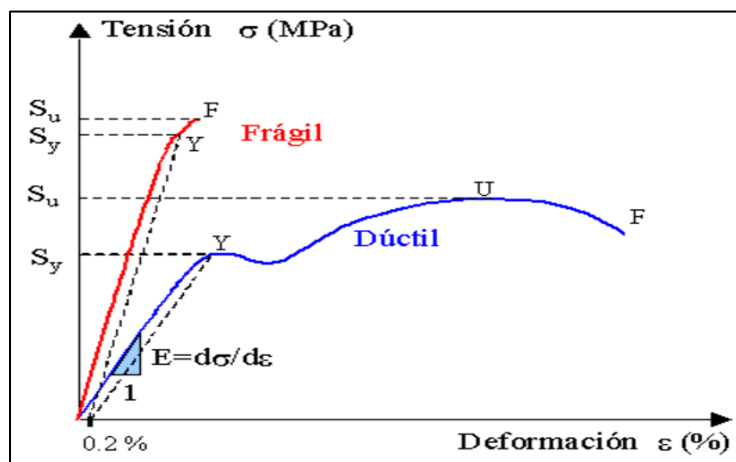


Figura 2.38. Esfuerzo – deformación de un material frágil y uno dúctil. (García et al., 2004)

Las magnitudes (esfuerzo y deformación) que se representan en el gráfico, se muestra en la siguiente figura 2.39, siguiente se han obtenido en un ensayo de tracción en una varilla a medida que se aumentaba la carga.

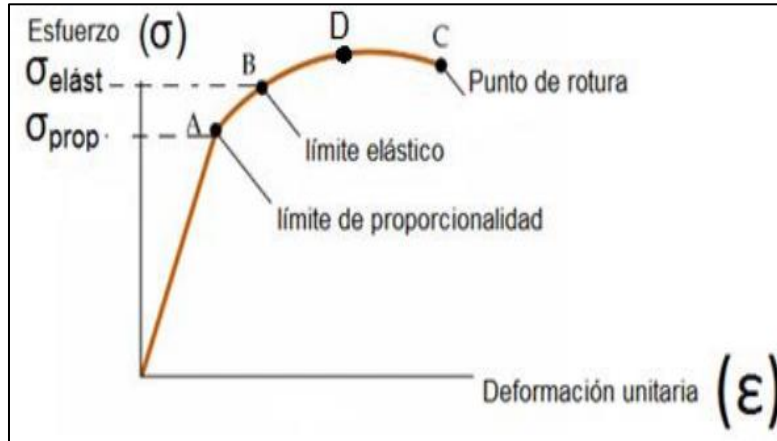


Figura 2.39. Curva de esfuerzo Vs deformación. (Cecilia Ariagno, 2014)

El área bajo la curva $\sigma = f(\epsilon)$ hasta el límite elástico representa la resiliencia del material que se relaciona con la energía absorbida por el material que está sufriendo deformación exclusivamente elástica. Ésta energía se almacena en el material y se libera cuando el material vuelve a adoptar su posición inicial, al cesar la carga (ver figura 2.40).



Figura 2.40. Esfuerzo Vs deformación, representación del comportamiento elástico y plástico. (Cecilia Ariagno, 2014)

El área total bajo la curva $\sigma = f(\epsilon)$ representa la resistencia del material también llamada tenacidad del material. Se define la resistencia como la cantidad total de energía que absorbe un cuerpo que se deforma hasta su fractura. Ésta energía no se recupera al cesar la carga, sino que se emplea en deformar el cuerpo permanentemente o en romperse. (Cecilia Ariagno, 2014)

2.10.3 Ley de Hooke.

La mayor parte de las estructuras se diseñan para sufrir pequeñas deformaciones, que involucran sólo la parte lineal del diagrama esfuerzo – deformación. Para la parte inicial del diagrama, el esfuerzo σ es directamente proporcional a la deformación ϵ y puede escribirse:

$$\sigma = E\epsilon \quad (2.1)$$

Ésta relación es la Ley de Hooke, llamada así en honor del matemático inglés Robert Hooke (1635-1703). El coeficiente E se llama Módulo de Elasticidad del material o también Módulo de Young en honor del científico inglés Thomas Young (1773-1829). Como la deformación ϵ no tiene dimensiones, el módulo E se expresa en las mismas unidades del esfuerzo σ , o sea, en pascales o uno de sus múltiplos en el sistema SI, y en psi o ksi si se usa el sistema americano. El mayor valor para el cual se puede utilizar la ley de Hooke para un material dado es conocido como límite de proporcionalidad de ese material. En caso de materiales dúctiles con un punto de fluencia bien

definido, el límite de proporcionalidad no puede definirse tan fácilmente puesto que se hace difícil determinar con precisión el valor de σ para el cual la relación entre σ y ε ya no es lineal. Pero esta misma dificultad indica que el usar la ley de Hooke para valores un poco mayores que el límite de proporcionalidad real no conducirá a errores significativos.

Alguna de las propiedades físicas de los metales estructurales, como resistencia, ductilidad, resistencia a la corrosión, etc., pueden resultar bastante afectadas por las aleaciones, el tratamiento térmico o el proceso de manufactura empleado. Por tanto, un acero de alta resistencia sustituye a uno de baja resistencia en una estructura dada y, si se mantienen iguales todas las dimensiones, la estructura tendrá una capacidad portante mayor, pero su rigidez permanecerá igual.

2.10.4 Deformación de Elementos Sometidos a Carga Axial.

Considérese una barra homogénea BC de longitud L y sección transversal uniforme A, bajo la acción de una carga axial P. Si el esfuerzo axial $\sigma = P/A$ no excede el límite de proporcionalidad del material, puede aplicarse la ley de Hooke y escribir:

$$\sigma_{max} = \frac{F}{A} \quad (2.2)$$

Donde:

σ_{max} = Esfuerzo máximo a la tracción [MPa]

F = Carga máxima aplicada [N]

A = Área de la sección transversal de la muestra [mm²]

De la cual se halla que la deformación a ruptura o elongación se obtiene con la relación que existe entre la longitud inicial de la muestra y la longitud final después del ensayo aplicado:

$$\varepsilon = \frac{l_f - l_i}{l_i} \quad (2.3)$$

$$\%n = \varepsilon * 100 \quad (2.4)$$

Donde:

ϵ = Elongación

%= Porcentaje de elongación [%]

l_i = Longitud inicial [mm]

l_f = Longitud final [mm]

2.10.5 Módulo de Young (E).

El módulo de Young o módulo de elasticidad se analiza siguiendo la ecuación establecida en la norma del ensayo, la ecuación se desglosa con las siguientes variables:

$$E = \frac{\sigma}{\epsilon} = \frac{\frac{F}{A_0}}{\frac{\Delta L}{L_0}} = \frac{FL_0}{A_0\Delta L} \quad (2.5)$$

Donde:

E= Módulo de elasticidad [GPa]

σ = Esfuerzo presentado [MPa]

ϵ = Elongación.

F= Fuerza aplicada [N]

A_0 = Área de la sección transversal original [m]

ΔL = Variación de dimensión longitudinal del objeto [m]

A_0 = Área de la sección transversal original [m]

L_0 =Altura original [m]

2.10.6 Obtención del Punto de Cedencia.

Se define como el esfuerzo al cual ocurre una gran deformación sin incremento de carga o esfuerzo. En algunos materiales este punto de cedencia no se presenta como en otros; que a través de la oscilación de la aguja en la carátula de lectura de carga o del canal en la pantalla de carga, se puede detectar dicho punto.

El método para determinar el punto de cedencia se le conoce como método “offset” o “desplazamiento”. El método consiste en trazar una línea o recta paralela a la pendiente de la gráfica a partir de un valor de deformación unitaria de 0.001, 0.002, 0.003 in / in. Que representará 0.1%, 0.2%, 0.3% de deformación unitaria, el valor más usual es el 0.2%. Ver figura 2.41. (Practica et al., n.d.)

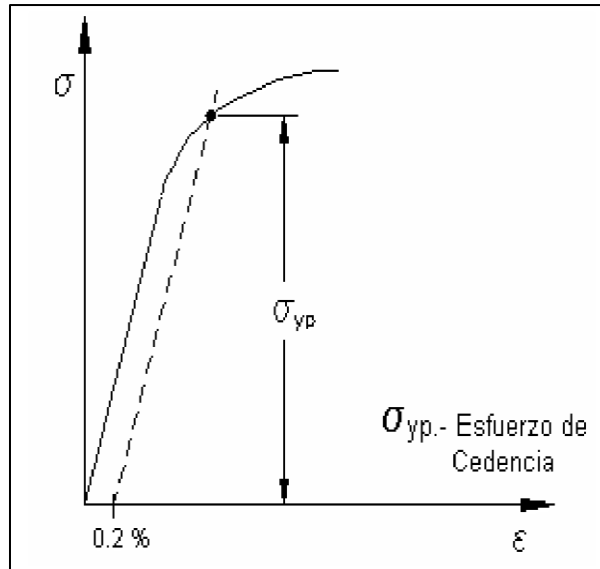


Figura 2.41. Determinación del punto de cedencia o límite proporcional. (Practica et al., n.d.)

2.10.7 Ensayo de Compresión.

El ensayo de compresión es complemento al de tracción que se ha descrito en la sección anterior. A través del mismo es posible establecer las siguientes propiedades tecnológicas:

Resistencia mecánica del material, que se mide a través de la resistencia a la cadencia en metales y polímero. En el caso de cerámicas y funciones de hierro de comportamiento frágil, se mide a través de la resistencia a la compresión, y en los materiales compuestos, a través de la tensión de fallo a compresión. Estos son parámetros de selección de materiales y de diseño.

Rigidez intrínseca del material, expresada por la medida del módulo de Young (E). Este parámetro también es de selección y de diseño.

Tenacidad del material, o energía que este esté absorbe hasta la fractura, medida a través del módulo de tenacidad. Se trata de un parámetro auxiliar en selección de materiales.

Como se puede observar, la información que facilita el ensayo de compresión es casi tan amplia como la que puede proporcionar el ensayo de tracción. Sin embargo, el módulo de Young habitualmente se determina mediante el ensayo de tracción, y la tenacidad estimada a partir del ensayo de compresión tiene una aplicabilidad limitada. Por lo tanto, las características del material que suelen medirse en un ensayo de compresión son la resistencia mecánica y su capacidad de deformación plástica. Ésta última por lo general se determina en ensayos de compresión en caliente para simular procesos de laminación y la forja, así como la extrusión. (C. Núñez., A. Roca., 2011)

2.10.7.1 Descripción Secuencial del Ensayo de Compresión.

El ensayo de compresión consiste en la aplicación de una fuerza compresiva creciente a velocidad moderada (ensayo casi-estático), con lo que se registra el acortamiento o la deformación experimentados por el material hasta la fractura (en materiales frágiles) o hasta obtener un determinado grafo de deformación plástica del material (materiales maleables) como se observa en la figura 2.42. (C. Núñez., A. Roca., 2011)

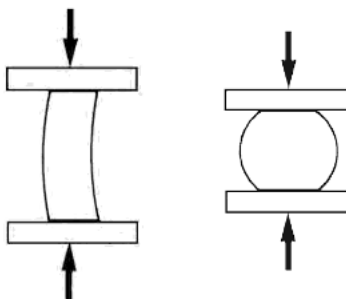


Figura 2.42. Esfuerzo compresivo sobre: a) Componente que experimenta pandeo; b) Componente que experimenta abarrilamiento. (C. Núñez., A. Roca., 2011)

La normativa prevé que el ensayo de compresión se lleva a cabo con control de la deformación, al igual que ocurre en el ensayo de tracción.

Antes de describir los aspectos relevantes de un ensayo de compresión, es necesario enumerar una serie de consideraciones. La deformación plástica producida en un ensayo de tracción de metales o aleaciones venía limitada por la posibilidad de estricción a partir de cierto nivel de deformación. Pero este fenómeno no se produce en un ensayo de compresión y, al no existir esta restricción, el ensayo de compresión permite alcanzar deformaciones muchos mayores. Sin embargo, durante este ensayo aparecen dos limitaciones de distinta naturaleza:

- **Pandeo:** fenómeno que se produce cuando se aplican esfuerzos de compresión a un componente con una elevada esbeltez, es decir, una alta relación entre las dimensiones longitudinal y transversal. En estas condiciones, el componente o la muestra de ensayo presenta una baja rigidez geométrica, y puede producirse el fallo anticipado por flexión. Este fenómeno también puede encontrarse cuando la fuerza no se aplica de forma estrictamente axial, y tiene lugar tanto en materiales frágiles como en otros que sean maleables.
- **Abarrilamiento:** fenómeno relacionado con la fricción que se produce en la zona de contacto entre las mandíbulas del equipo y el material ensayado, en especial en materiales con cierta capacidad de deformación plástica. Ésta fricción localizada en la zona de contacto puede conducir a una baja o casi nula deformación plástica en el material en dicha zona y a otra mucho más elevada en las zonas alejadas. Como consecuencia, las dimensiones trasversales no son uniformes a lo largo de toda la muestra.

La posibilidad de que se produzca uno de estos fenómenos, o ambos a la vez, hace necesario tomar precauciones en el diseño de las muestras que se van a utilizar en el ensayo de compresión y, en general, en todos los elementos estructurales que trabajen a compresión. (C. Núñez., A. Roca., 2011)

2.10.8 Ensayo de Fatiga.

En los apartados anteriores se ha examinado la conducta de los materiales bajo la acción de esfuerzos que se aplican durante tiempos muy breves, moderados (ensayos de tracción, compresión, flexión y dureza). En los ensayos mecánicos mencionados, el esfuerzo aplicado es constante o experimenta cambios muy lentos en el tiempo, y en ningún caso cambia de signo durante el ensayo. Queda por examinar la respuesta de los materiales a los esfuerzos fluctuantes en el tiempo, que pueden conducir a fenómenos de fatiga del material. Por otra parte, la fatiga tiene una elevada trascendencia económica porque es la causa del 80% de las fracturas producidas en estructuras y componentes sometidas a vibraciones o esfuerzos fluctuantes. (C. Núñez., A. Roca., 2011)

El ensayo de fatiga es un ensayo dinámico a través del cual es posible caracterizar las siguientes propiedades tecnológicas:

- **Límite de fatiga:** definido como el máximo valor de tensión por debajo de la cual no se produce el fenómeno de fatiga.

- **Resistencia a la fatiga:** del material, entendida como el máximo valor de tensión que no produce la fractura del mismo por fatiga hasta haber alcanzado un determinado número de ciclos. Ésta definición es útil en aquellos materiales que no presentan un límite de fatiga definido.

De las consideraciones desarrolladas en el apartado anterior se desprende que las variables que deben considerarse en el fenómeno de fatiga son:

- El nivel de esfuerzo cíclico aplicado, que siempre será inferior a la resistencia a la cadencia del material.
- El número de ciclos aplicados, que habitualmente necesita largos periodos de tiempo

En los materiales metálicos dúctiles o con cierto nivel de ductilidad se produce la deformación plástica del material cercano al vértice de la fisura. Durante ésta deformación se absorbe parte de la energía acumulada en esa zona del material, se relaja parte de la tensión del material circundante y se redondea el extremo de la fisura, disminuyendo el efecto de la exaltación de tensiones en esa zona. La consecuencia es una reducción en la velocidad de propagación de la fisura y una mayor vida en servicio. En los materiales frágiles o poco dúctiles no se produce la deformación local del vértice de la fisura, o esta tiene lugar en muy poca extensión y, cuando alcanza un determinado tamaño, se propaga bruscamente, produciendo la fractura del componente sin indicación externa apreciable de que se estaba produciendo un fenómeno de fatiga. (C. Núñez., A. Roca., 2011)

2.10.8.1 Ciclo de Histéresis de Cargas Cíclicas.

Si se registra un ciclo de tensión aplicado a un material idealmente elástico, se obtendrá una recta con una pendiente relacionada con el módulo de Young, como se observa en la figura 2.43. No obstante, en los sólidos reales hay un desfase ente la tensión aplicada y la deformación producida, y lo que en realidad tiene lugar es un ciclo como el mostrado en la misma figura 2.43. En el primer ciclo, la tensión sube según la línea O P Q y, al descender la carga aplicada hasta cero, el material se recupera elásticamente pero queda con una deformación plástica de valor O U. Al invertirse el ciclo de carga aplicada, la deformación producida pasa por R y S y, al volver a invertirse, por T y Q. a partir de este primer ciclo de histéresis definido por Q R S T Q. En la figura 2.43 se representa el ciclo de histéresis correspondiente a un ciclo de inversión completa.

Como puede apreciarse, el área encerrada por este ciclo no es nula y corresponde a la energía involucrada en el proceso. Parte de ésta energía se invierte en fenómeno microplástico que pueden

terminar generando una microfisura y, como se ha comentado en el apartado anterior, puede acabar siendo responsable del fallo por fatiga del componente. (C. Núñez., A. Roca., 2011)

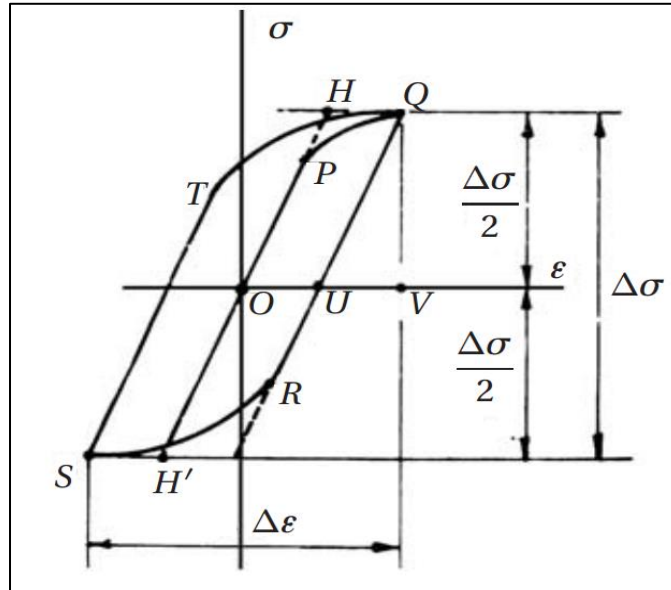


Figura 2.43. Ciclo de histéresis de cargas cíclicas: ciclo de inversión completa. (C. Núñez., A. Roca., 2011)

2.10.8.2 Histéresis.

En un resorte que se somete a tensión ejerce una fuerza no conservativa, que hace que se produzca un ciclo en la curva de fuerza contra longitud, conocido como histéresis. La histéresis es un efecto en el cual la fuerza restauradora de un sólido elástico es mayor cuando está siendo estirado, que cuando está siendo contraído. (Peinado, n.d.)

Para comprender de manera simple lo que es la histéresis elástica se puede manejar en términos de un resorte con pesos que la cargan. Si la parte superior de un resorte cuelga en un gancho y pequeñas pesas se adjuntan a la parte inferior del resorte uno a la vez, se produce un estiramiento.

El resorte es más difícil de estirar cuando se está cargando, que cuando se descarga. Es decir, a medida que se descarga el resorte, la fuerza deformada retrasa el alargamiento de la longitud, ya que un valor menor de peso produce la misma deformación (Figura 2.44). Debido a que se requiere mayor energía durante la carga que durante la descarga; puesto que la energía debe localizarse en algún punto, debemos concluir que dicha energía se disipo en forma de calor. (Peinado, n.d.)

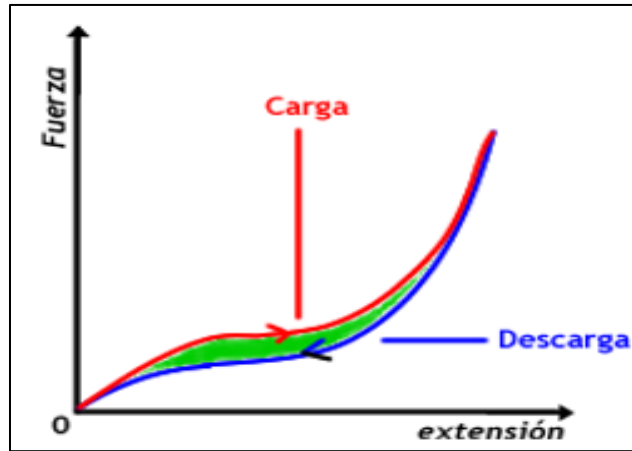


Figura 2.44. Fuerza Vs extensión del resorte. (Peinado, n.d.)

El área dentro de ambas curvas se conoce como ciclo de histéresis. Donde el incremento neto en la temperatura del resorte durante el ciclo es igual al área que se encuentra dentro del ciclo de histéresis.

La indicación que parte del trabajo mecánico se pierde durante el ciclo de estiramiento y contracción del resorte, a este fenómeno se le llama histéresis. (Peinado, n.d.)

La pérdida de energía se puede explicar cómo:

El resultado del rompimiento y reordenamiento de las cadenas moleculares en el resorte cuando es sometida a una tensión.

Parte de la energía es convertida en calor debido a la fricción interna entre las cadenas de moléculas. Sabiendo que el coeficiente de pérdida es el indicador de la pérdida de energía por ciclo:

$$\Delta v = \frac{\Delta U}{2U} \quad (2.6)$$

Donde:

ΔU = Es el cambio de energía en un ciclo

U = La energía elástica almacenada. En la figura 2.45 se puede obtener el trabajo neto realizado por las fuerzas no conservativas al calcular el área entre la curva de histéresis.

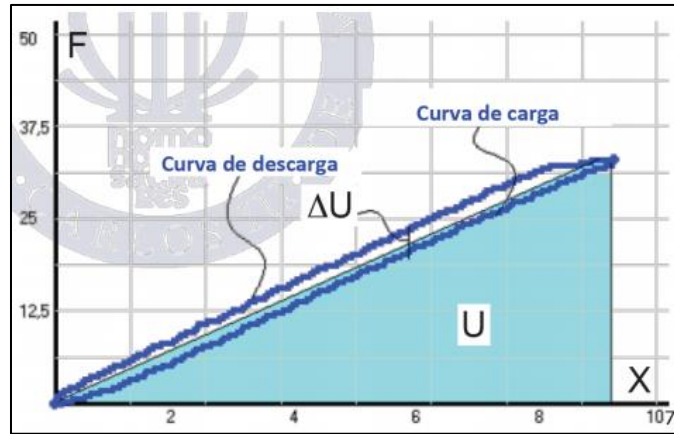


Figura 2.45. Fuerza Vs longitud, muestra el área entre la curva de histéresis. (Peinado, n.d.)

La histéresis es el conjunto de resiliencia, es decir la energía remanente en un sistema. A través del estudio continuo de la curva de histéresis es posible investigar el fenómeno de endurecimiento y/o ablandamiento cíclico de un material sometido a deformación bajo condiciones cíclicas. La Figura 2.46 muestra un esquema de curva de histéresis típica de un material. En ella σ_a se define como la amplitud del esfuerzo aplicado, ε_{at} es la amplitud de la deformación total, ε_{ap} es la amplitud de la deformación plástica y ε_{ae} es la amplitud de la deformación elástica, tal que:

$$\varepsilon_{at} = \varepsilon_{ap} + \varepsilon_{ae} \quad (2.7)$$

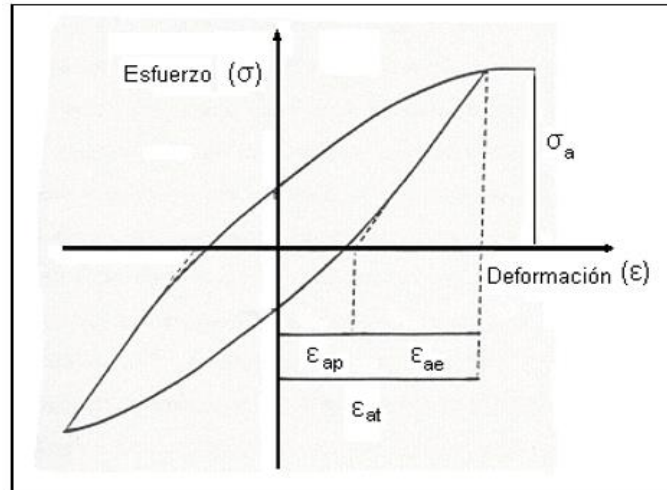


Figura 2.46. Esquema del comportamiento de histéresis de un material durante deformación cíclica. (Rosales Manrique, 2006)

Se puede definir la histéresis como la propiedad de los materiales viscoelásticos de tener una respuesta de descarga a su respuesta de carga, es decir la pérdida de energía dentro de un material deformado a medida que vuelve a su forma normal. La histéresis también proporciona una medida de la cantidad de energía perdida debido a que el material no es perfectamente elástico. El área entre la carga y la descarga es la energía perdida en la recuperación de ese estiramiento. (Rosales Manrique, 2006)

2.10.8.3 Energía de Deformación.

La energía de deformación puede usarse como un criterio de fallo de fatiga para materiales reforzados con fibra. Dado que este parámetro no se basa en los diferentes modos de fallo obtenidos en compuestos, da igualmente buenos resultados independientemente del mecanismo de falla.

El área bajo el gráfico de esfuerzo-deformación es la energía de deformación por unidad de volumen como se muestra en la siguiente ecuación (Al-khazraji, Kadhim, & Ahmed, 2011):

$$\Delta W = \frac{1}{2} \sigma \epsilon \quad (2.8)$$

Donde:

ΔW = energía de deformación (Joul/mm³)

σ = valor de tensión (MPa)

ϵ = valor de deformación (%)

2.10.8.4 Resiliencia Elástica.

Es la propiedad que tienen los materiales de absorber energía hasta su límite proporcional o elástico (energía elástica). Otras definiciones son: una medida de la resistencia a la energía elástica. La Resiliencia Elástica Unitaria (R.E.U. o Módulo de Resiliencia): es la energía almacenada por unidad de volumen en el límite proporcional (σ), y representa el área (A1) bajo la pendiente de la gráfica σ vs ϵ mostrada en la figura 2.47. (Practica et al., n.d.)

$$R.E.U. = A_1 = \frac{1}{2} \sigma \epsilon \quad (Kg - cm/cm^3) \quad (2.9)$$

Si el Volumen inicial es $V_0 = A_0 L_0$ (cm³)

Resiliencia Elástica Total ($R.E.T.$) = ($R.E.U.$)(V_0) =

$$(R.E.T.) = \left(\frac{1}{2} \sigma \varepsilon\right)(V_0) \quad (Kg - cm) \quad (2.10)$$

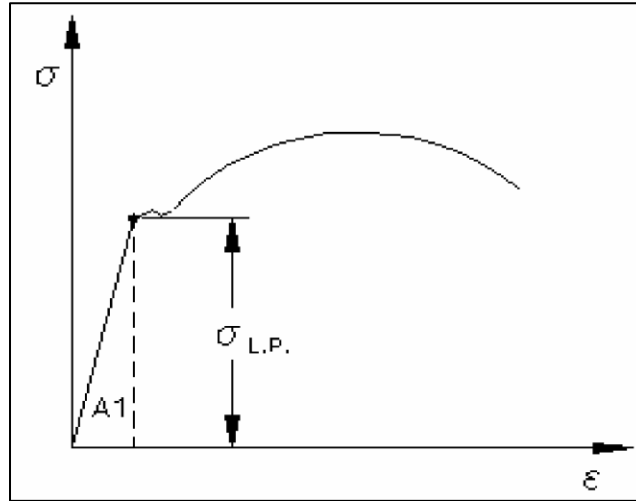


Figura 2.47. Obtención de la resiliencia elástica. (Practica et al., n.d.)

En este capítulo se describió de manera muy general la prótesis humana, se habló sobre las primeras prótesis en el mundo y los antecedentes de éstas en México. Por la naturaleza de ésta investigación se hizo énfasis en las prótesis transtibiales, se mencionaron algunas prótesis inteligentes que existen actualmente en el mercado para darnos una idea de dónde está ubicado nuestro prototipo y ver cuáles podrían ser otras opciones viables para desarrollar en México.

Gracias a la investigación teórica realizada, durante toda la investigación, se logró recabar la suficiente información para tener un amplio conocimiento en el área de la prótesis. El conocimiento de la biomecánica del pie y tobillo, así como el estudio del análisis del ciclo de la marcha, permitió tener los parámetros iniciales para poder desarrollar el diseño de una prótesis de pie funcional.

Finalmente se describe un breve resumen de la teoría de esfuerzo – deformación, compresión y fatiga, los cuales son las pruebas mecánicas que se llevarán a cabo en el siguiente capítulo.

CAPÍTULO III. METODOLOGÍA Y DESARROLLO EXPERIMENTAL.

En este capítulo se describen los materiales utilizados en la fabricación de prótesis, así como sus propiedades mecánicas para entender la razón por la cual estos materiales son elegidos por encima de otros, además se describen las técnicas de manufactura y caracterización empleadas con el fin de obtener las propiedades mecánicas básicas de los materiales compuestos.

Éstas técnicas de caracterización se dividen en 2 tipos: la primera, una caracterización física que tiene como finalidad obtener las fracciones volumétricas de los constituyentes; y la segunda, es una caracterización mecánica basada en las pruebas de tensión con el objetivo de determinar el esfuerzo máximo, esfuerzo a la cedencia, módulo de elasticidad y modo de falla del material. Además de explicar las alternativas que se tienen inicialmente para el diseño del prototipo de prótesis, hasta realizar una selección del diseño final. Se incluirán también los planos de cada pieza, los modelos 3D de las mismas y un ensamble 3D.

Y finalmente se tendrá un procedimiento de manufactura y pruebas mecánicas de compresión y fatiga de los prototipos finales para posteriormente ser analizados y comparados con los estándares que los rigen.

A continuación se describen 4 etapas principales empleadas en el desarrollo del prototipo de una prótesis transtibial, que estas constan a su vez de 7 sub etapas que inician con la selección y caracterización de las materias primas y concluye con el análisis de los resultados mecánicos, mismas que se reflejan más adelante en la figura 3.1 que corresponde al diagrama de flujo.

ETAPA I: REVISIÓN BIBLIOGRÁFICA.

En ésta etapa se abordarán diversos avances y se contextualizarán los temas de diseño y funcionalidad de los pies protésicos a través de los tiempos basados en los antecedentes generales donde se contemplaron las mejoras través del tiempo, iniciando con la pata de palo, hasta las prótesis dinámicas, dando así, solución a las problemáticas que se tenían.

En ésta etapa también se describirán las clasificaciones de prótesis que se encuentran actualmente en el mercado. Como las prótesis dinámicas que proporcionan un máximo desempeño y bajo peso.

Finalmente se realizó una recopilación de los trabajos de investigación más representativos del tema y con ello se realizara una evaluación del prototipo de prótesis considerando las variables principales para su diseño.

ETAPA II: CARACTERIZACIÓN DE MATERIA PRIMA.

Es ésta etapa se llevará a cabo la selección del material utilizado para la fabricación del prototipo de prótesis, donde se realizará una la de caracterización de materiales bajo las normas ASTM D3039-00 y ASTM D638-3 para determinar el material más viable en función de las características de manufactura y mecánicas de la prótesis transtibial.

Para la fabricación de las muestras tipo I de resinas epóxica y poliéster de acuerdo a la ASTM D638-3, las cuales se desglosan en dos etapas básicas que son:

A) Maquinado de molde (positivo) de aluminio.

Se maquina un molde el cual se utilizará para obtener moldes negativos a partir de silicón que servirán para la manufactura de muestras de resina tipo I.

B) Manufactura de muestras tipo I de resinas y muestras de material compuesto.

Es necesario caracterizar la materia prima que se estará utilizando en la manufactura del prototipo obteniendo así: $\sigma_{\text{máx.}}$, σ_0 , ϵ , E y los modos de falla.

Y con ello identificar y comparar cuál de los materiales y combinaciones serán los más óptimos para la fabricación de los prototipos. A continuación se presentan los materiales utilizados:

B₁: Resina Poliéster.

Como primera instancia se fabricarán muestras de resina poliéster bajo la normativa ASTM D638-3, tipo I, donde se utilizará un arreglo de mezclas del: 10% de catalizador en base al 100% de la masa de la resina.

B₂: Resina Epóxica.

Para las muestras de epóxica el arreglo de mezclas será del: 1% de catalizador respecto al 100% de la resina.

B₃: Material Compuesto (Fibra de Carbono + Resina Poliéster).

Parte de la caracterización de la materia prima es realizar un laminado con fibra de carbono y ser probado con ambas resinas, bajo la normativa ASTM D3039-00. Previo a esto se calcularán fracciones volumétricas del material compuesto con las que se estarán trabajando quedando un laminado con las siguientes características: Laminado simétrico – balanceado, 8 capas, con una orientación de $[0\pm45]_s$ y con el 56% de fracción volumétrica de matriz poliéster y 44% de fibra de carbono.

B₄: Material Compuesto (Fibra de Carbono + Resina Epóxica).

Para la caracterización del laminado de carbono y resina epóxica se utilizaría la misma normativa ASTM D3039-00 con las mismas condiciones, pero con una fracción volumétrica del 52% de resina epóxica y 48% de fibra de carbono.

ETAPA III: FABRICACIÓN DEL MOLDE.

A) Manufactura de molde de madera.

En lo que concierne a los materiales empleados para la construcción del molde, como primera opción se seleccionó la madera el cual es un material comercial, fácil de manufacturar ya que se tendrían que hacer modificaciones y/o ajustes y además siendo objetivo principalmente bajo costo, el cual fue maquinado en CNC.

Una vez maquinado el molde se procederá a manufacturar un primer prototipo con un laminado simétrico – balanceado, 8 capas, con orientación de $[0\pm45]_s$, posteriormente se llevará acabó

la fabricación de un molde de aluminio con el que se busca obtener una mayor sujeción y presión necesaria para compactar el laminado uniformemente del prototipo.

B) Manufactura de molde de aluminio.

Como parte de las mejoras que se implementaran en el molde, será el rediseño el cual consistirá en añadir tornillos y pernos en diferentes secciones del molde superior e inferior para una mejor sujeción.

Una vez teniendo el nuevo molde, se proseguirá con un segundo prototipo de prótesis con las mismas características del laminado antes propuesto.

C) Simulación.

En cuanto a la simulación del prototipo de prótesis se utilizará el método de elemento finito, donde la geometría de la prótesis, se realizó partiendo de la geometría de una prótesis comercial.

Se llevará a cabo la simulación del prototipo considerando dos condiciones de la marcha humana talón - punta, tal como lo especifica el ISO 10328, teniendo así un análisis del comportamiento para el talón a 15° y punta a 20° respecto a la vertical.

Cabe destacar que ésta sección de la ETAPA III fue a la par con el diseño del prototipo y molde base para la manufactura de la prótesis, con el que se corroborará su comportamiento.

ETAPA IV: MANUFACTURA Y PRUEBAS MECÁNICAS (PRÓTESIS).

Una vez que el proceso de manufactura se encuentre sistematizado se realizarán dos pruebas mecánicas con los prototipos para evaluar su comportamiento en condiciones críticas de la marcha humana (talón – punta).

A) Proceso de manufactura de prototipo de prótesis con ocho capas.

Se fabricara un tercer prototipo utilizando el mismo laminado antes descrito, misma cantidad de capas, mismo proceso de manufactura, pero realizando un cambio con la matriz, utilizando así resina epóxica.

A₁: Prueba mecánica de compresión (punta).

Una vez manufacturado el prototipo con 8 capas con una orientación de $[0\pm 45]$, será sometido a compresión en la sección de la punta con un ángulo de 20°.

Los resultados esperados tales como: $\sigma_{\max.}$, ε y puntos críticos, darán pauta para realizar un análisis comparativo entre simulación, experimentación e ISO.

B) Proceso de manufactura de prototipo de prótesis con veinte capas.

Tomando como base los resultados obtenidos en el anterior proceso de manufactura y prueba mecánica, se realizarán 4 prototipos con 20 capas de fibra de carbono con la misma orientación antes planteada de $[0\pm45]_s$ y continuando con resina epóxica. Los cuales se someterán a ensayos de fatiga y compresión.

B₁: Prueba mecánica de fatiga (punta – talón).

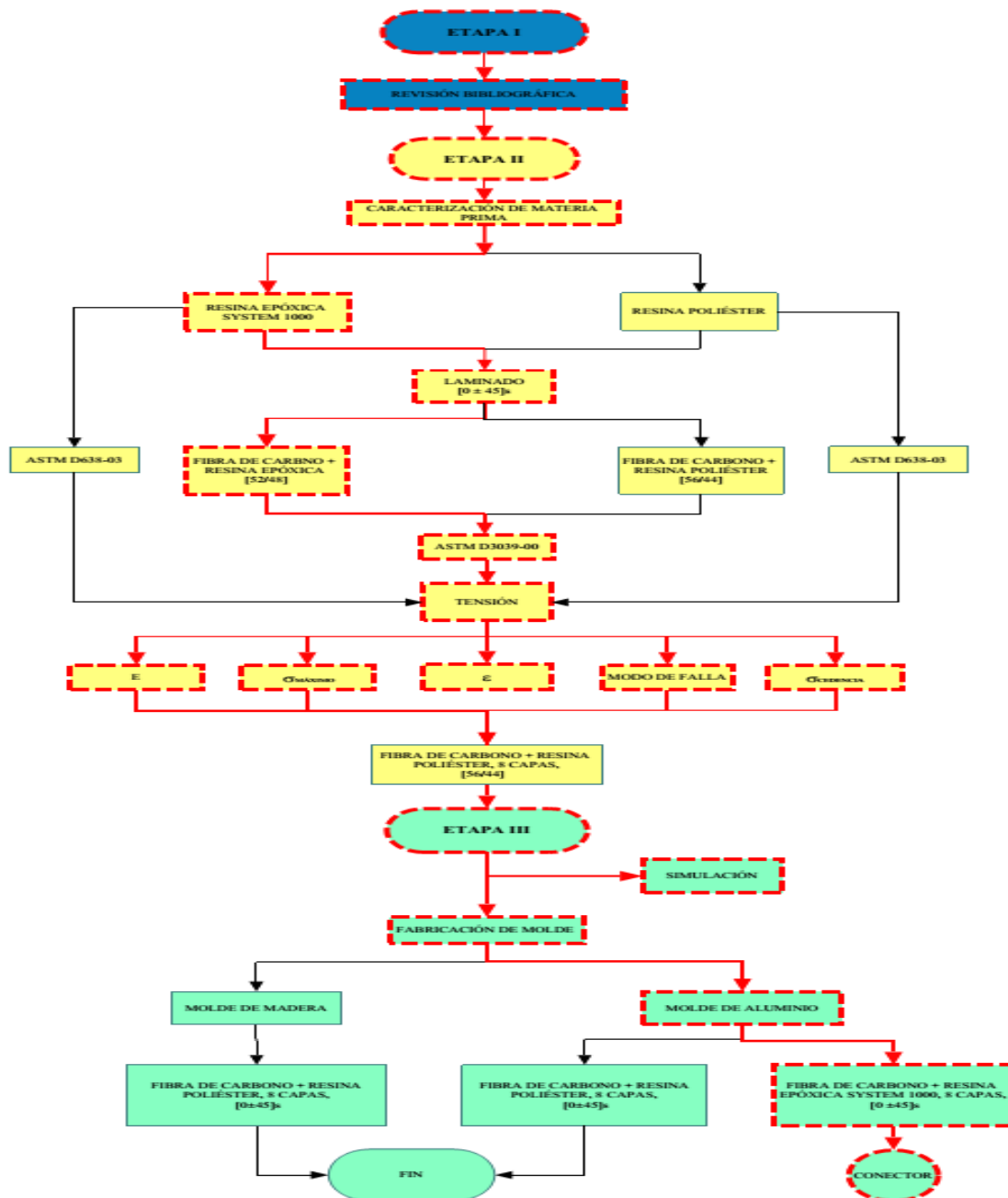
Finalmente se realizarán pruebas de fatiga en cada uno de los prototipos considerando las dos condiciones principales de la marcha humana (punta – talón), donde se espera obtener: la vida útil de la pieza y rigidez, para posteriormente realizar un análisis de histéresis de la prótesis y determinar cuanta energía pierde entre cada carga y descarga.

B₂: Prueba mecánica de compresión (punta – talón).

De igual forma se someterán cada uno de los prototipos en las condiciones planteadas, pero en ésta ocasión a pruebas de compresión, esperando así como resultados: carga máxima y deformación presentada en los puntos críticos del prototipo.

3.1 Desarrollo de la metodología

3.1.1 Diagrama de Flujo



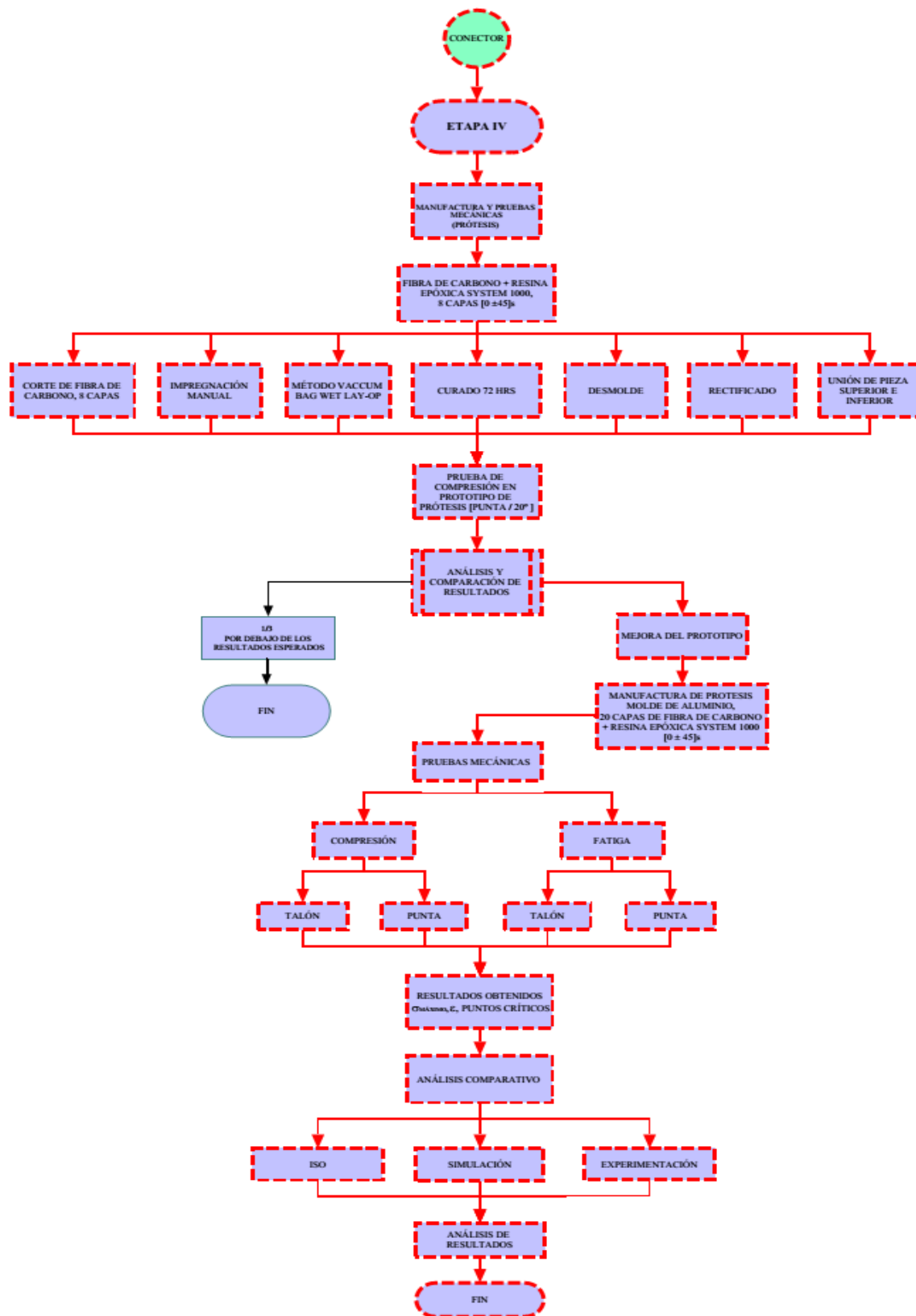


Figura 3.1. Diagrama de flujo de la metodología utilizada en la tesis.

3.2 MATERIALES DE TRABAJO.

Los materiales utilizados para realizar el desarrollo experimental de ésta investigación son fibra de carbono y resina: epóxica y poliéster. La fibra de carbono se seleccionó en base a la investigación realizada en los capítulos 1 y 2, ya que se sabe que es de las fibras más utilizada en la aplicación de prótesis, por su peso ligero, alta rigidez y su resistencia a esfuerzos de tensión y compresión.

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, ésta 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. (Criollo R., Gianfranco. Valles V., 2013)

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 de la prótesis propuesta en ésta investigación, se empleó fibra de carbono 3K y resina termoplástica para la manufactura del prototipo, como se describe en la siguiente sección.

Por otra parte, la selección de las matrices, se realizó en base a las matrices termoestables más compatibles para la fibra de carbono, ambas poseen baja densidad, por ellos los esfuerzos del material compuestos recaerán en los límites elásticos de la fibra de carbono, pero las matrices utilizadas ayudan a tener un control en el proceso de manufactura.

3.2.1 Fibra de Carbono de Tejido Liso 3k.

El término “K” se refiere al número de minúsculas fibras (filamentos) usados en cada trenza, por ejemplo: 1K significa 1000 filamentos, 3K son 3000 filamentos, y así sucesivamente. Estas trenzas son después entrelazadas biaxialmente (ver figura 3.2) para fabricar piezas de carbono. La diferencia entre ellas es básicamente estética. (Össur Americas, 2017)

Las fibras de carbono contienen hasta un 95% de carbono y el rendimiento de la fuerza de tracción más alta en la industria de FRP (Fiber Reinforced Plastic). Estas fibras tejidas forman la tela de grafito. Estos tejidos ofrecen relaciones de resistencia y rigidez-peso más altas que cualquier otro refuerzo comúnmente disponible. Este tejido es adecuado para su uso en las carreras, aviones, marina competencia, y aplicaciones industriales ligeras. Para maximizar las propiedades de la fibra se recomienda utilizar sólo epoxi o resina de éster de vinilo. (Fibre Glast Development Corporation, 2010)

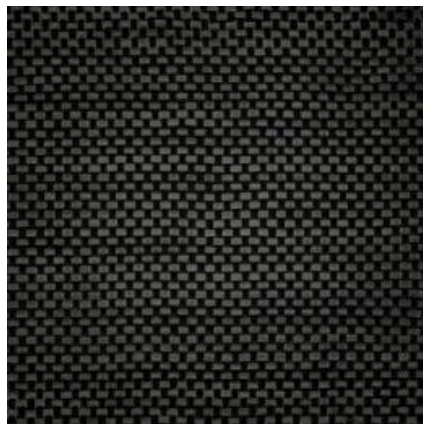


Figura 3.2. Fibra de carbono 3K. (Fibre Glast Development Corporation, 2010)

Las fibras de grafito contienen hasta un 95 % de carbono y el rendimiento de la fuerza de tracción más alta en la industria de FRP (Fiber Reinforced Plastic). Estas fibras tejidas forman la tela de grafito. Estos tejidos ofrecen relaciones de resistencia y rigidez-peso más altas que cualquier otro refuerzo comúnmente disponibles. Este tejido es adecuado para su uso en las carreras, aviones, en la marina y aplicaciones industriales. Para maximizar las propiedades de la fibra se recomienda utilizar sólo epoxi o resina de éster de vinilo como lo muestra en la tabla 3.1.

Tabla 3.1. Compatibilidad de resinas para el tipo de fibra. (Fibre Glast Development Corporation, 2010)

FIBRA	RESINA
Fibra de carbono 3k	Polyester
	Vinyl Ester
	Epoxi

Algunas características de la fibra es su bajo peso, resistencia al fuego, dimensionalmente estable y buena resistencia a la fatiga (ver tabla 3.2).

Tabla 3.2. Propiedades de fibra de carbono 3k SM. (Fibre Glast Development Corporation, 2010)

PROPIEDADES DE FIBRA 3K	
Deformación del material	3k-Multifilamento continuo
Llenado del material	3k-Multifilamento continuo
Modelo de la armadura	Plano
Peso de la fibra por unidad de área	0.1831-0.2 kg/m ²
Deformación de hilos/pulgada	12.5 ± 1.0
Espesor nominal	0.03048 cm
Ancho de tela	1.27 ± 0.00635/-0 m
Longitud de yarda	91.44 m
Resistencia a la tracción	3450-4830 Mpa
Módulo de tracción	234GPa
Módulo de tensión	300 GPa
Módulo de Young	220-241 GPa
Resistencia eléctrica	1650 μ _{cm}
Elongación	1.4-1.95%
Temperatura de trabajo	-50 °C a 130 °C
Conductividad Térmica	20 W/m·C
Densidad	1.8 gr/cm ³
Diámetro de filamento	7μm

*[Megapounds/square inch](#)

3.2.2 Resina Epoxi System 1000.

Esta resina epoxi contiene baja viscosidad, y está diseñada para la fabricación de piezas con un propósito en general. Este sistema de resina tiene mejor resistencia al calor que las resinas epóxicas en general. Cuenta con un sistema de endurecimiento con catalizador, el cual actúa alrededor de 25 minutos.

system 1000 cura completamente a una temperatura ambiente, ya que no se requiere calor adicional para que se desarrollen las propiedades de la resina. El catalizador proporciona una superficie limpia y duradera sin residuos pegajosos. El tiempo de secado es de 6-7 horas. La mezcla cura mejor de noche y alcanza sus propiedades completas de 2-3 días en temperatura ambiente normal (22-23°C). En la tabla 3.3 se reportan algunas propiedades de la resina en estado líquido, antes de utilizarla como matriz en un compuesto elaborado. (System 1000 Epoxy Resin, 2010)

Tabla 3.3. Propiedades de resina epoxi system 1000 con catalizador 1025, derivada de un laminado de 1/8" con el método manual hand lay – up. (System 1000 Epoxy Resin, 2010)

PROPIEDADES DE RESINA EPOXI SYSTEM 1000	
Relación de mezcla en peso por volumen	100:17.5 (5 a 1)
Duración de mezcla @ 23 °C	23 minutos
Color	Ámbar
Viscosidad de la mezcla	500 cps
Dureza de curado	86 shore D
Gravedad específica (gramos, cc)	1.13
Resistencia a la tracción (psi)	294,98 kPa
Porcentaje de Elongación	1.68%
Módulo de tensión (psi)	18.47 Mpa
Resistencia a la flexión	308,18 kPa
Módulo de flexión	18.68 M Pa
Resistencia al impacto (resiliencia)	0.74
Coefficiente térmico de expansión	8.73x106 in/in/°F

3.2.3 Resina Poliéster.

Esta resina cuenta con un catalizador, el cual el arreglo de mezclas recomendable utilizar el 10% de catalizador respecto al 100% de resina a utilizar. El tiempo de curado de la mezcla es del alrededor de 24 horas a temperatura ambiente (23-25°C). Sus características principales son: excelentes propiedades mecánicas y eléctricas, buena resistencia química, cura con una gran variedad de endurecedores o catalizadores, compatible con diversos tipos de cargas, diluyentes y aceleradores, presenta buena adhesión y viscosidad baja. La tabla 3.4 muestra las propiedades mecánicas de la resina poliéster.

Tabla 3.4. Propiedades de resina poliéster.

PROPIEDADES DE RESINA POLIÉSTER	
Absorción de agua @23°C	0.2595%
Resistencia a la tensión	54MPa
Módulo de tensión	35GPa
Elongación hasta la ruptura	1.8%
Resistencia a la Flexión	36GPa

3.3 NORMATIVIDAD (ASTM – ISO).

La American Society for Testing Materials (ASTM) es uno de los mayores contribuyentes técnicos del ISO (Organización Mundial de Normalización), ésta sociedad mantiene uno de los más grandes liderazgos en la definición de los materiales y métodos de prueba en casi todas las industrias. Las normas que son establecidas por ASTM regulan y establecen métodos para los tamaños, formas y pruebas de muestras de materiales. Otro de los organismos que ha establecido normas para la regulación del uso de materiales, es el D.I.N que es el acrónimo de Deutsches Institut für Normung (Instituto Alemán de Normalización) (ASTM D 638-02a, 2003).

Las pruebas que se realizaron a los materiales compuestos y al prototipo de prótesis, se muestran en la siguiente tabla 3.5.

Tabla 3.5. Pruebas y normas. (ASTM International, 2016)

NORMA APLICADA	DESCRIPCIÓN DE LA PRUEBA
ASTM D3039-00	Standard Test Method for Tensile Properties of Polymer Matrix Composite Materials. (Propiedades de tensión para materiales compuestos de matrices poliméricas).
ASTM D638-03	Standard Test Method for Tensile Properties of Plastics. (Método de prueba estándar de tensión para las propiedades de plásticos).
ISO 10328	Prosthetics — Structural testing of lower- limb prostheses — Requirements and test methods. (Prueba estructural de prótesis de miembro inferior).
ISO 22675	Prosthetics — Testing of ankle-foot devices and foot units — Requirements and test methods. (Prueba de dispositivo tobillo – pie y unidades de pie).

La aplicación de pruebas que determinan las normas ASTM, establecen la metodología y manufactura para utilizar parámetros en trabajos mecánicos que se realizan a las muestras de dicho material a analizar.

Se describen a continuación las normas estandarizadas a las que se someterán los materiales de trabajo:

- ***ASTM D3039-00 Propiedades de tensión para materiales compuestos de matrices poliméricas.***

Este método de ensayo determina las propiedades de tensión para materiales compuestos de matriz polimérica y reforzado por fibras de alto módulo. La composición del material está limitada por refuerzo de fibras ya sea continuas o discontinuas, donde el laminado es balanceado y simétrico con respecto a la dirección de la prueba. Este método de prueba es diseñado para conocer las propiedades de tensión para las especificaciones de un material, investigación y desarrollo, control de calidad, diseño estructural y análisis. Los factores que influyen en la prueba de tensión son: material, métodos de preparación de material y lay-up, secuencia de apilamiento del espécimen, preparación y condición del espécimen, entorno de prueba, velocidad de prueba, temperatura, alineación y agarre del espécimen, contenido de vacío y porcentaje de refuerzo volumétrico. (ASTM D 3039/3039M-00, 2000)

- ***ASTM D638-03 Método de prueba estándar de tracción para las propiedades de plásticos.***

Este método de ensayo cubre la determinación de las propiedades de tracción de plásticos reforzados y no reforzados en forma de pesa de muestras de pruebas que se prueban en condiciones definidas de tratamiento previo ya sea a temperatura, humedad, y a la velocidad de la máquina para realizar las pruebas. Este método de prueba se puede utilizar para ensayo de materiales de cualquier espesor de hasta 14mm [0.55in]. Sin embargo, para el análisis de muestras en forma de láminas delgadas, incluyendo películas de menos de 1.0mm [0.04 in.] de espesor. Este método de ensayo incluye la opción de determinar el coeficiente de Poisson a temperatura ambiente. (ASTM D 638-02a, 2003)

- ***ISO 10328: Prueba estructural de prótesis de miembro inferior.***

Dicha prueba describe el procedimiento para los ensayos de resistencia estática en los componentes protésicos de miembros inferiores, estas pruebas incluyen: ensayos estáticos, torsión y flexión máxima en la rodilla y piezas correspondientes. Además de indicar el procedimiento para llevar a cabo las pruebas estáticas y las cargas máximas que pueden ser soportadas por la prótesis, sin sufrir daño o pérdida. (ISO 10328, 2006)

- ***ISO 22675: Prueba de dispositivo tobillo – pie y unidades de pie.***

Este ensayo es un estándar de prueba alternativa a la ISO 10328, la cual pretende mejorar las debilidades tales como la aplicación de las cargas en el talón y punta durante el ensayo (condiciones I y II), además de manejar los ensayos de fatiga en el cual resume el procedimiento a llevar a cabo durante la prueba, la cual determina la rigidez inicial del pie. (ISO 22675, 2016)

En el presente trabajo se utilizaron resina epóxica y la resina poliéster como matrices y fibra de carbono como refuerzo.

3.4 MANUFACTURA DE MUESTRAS DE RESINA ASTM D638-03.

Para la fabricación de las muestras tipo I de resinas epóxica y poliéster de acuerdo a la normativa D638-3, están desglosadas en dos etapas básicas, las cuales son:

El maquinado de un molde (positivo) de aluminio con dimensiones establecidas en la normativa, el cual se utilizó para obtener el mismo molde negativo con el vaciado de silicón en el molde positivo de aluminio. La manufactura de las muestras tipo I de resina epóxica system 1000 y poliéster.

3.4.1 Diseño de Muestras de Resina Tipo I.

Para comparar los datos de las resinas termoestables y conocer cuál de las dos mencionadas anteriormente es la más óptima para la fabricación de laminados de material compuesto, se fabricaron 5 muestras de cada matriz, las cuales fueron realizadas bajo la normativa ASTM D638-03.

Las dimensiones que marca la norma, son las de la muestra tipo I ya que el material es un plástico semirrígido y tiene un grosor aproximado a 7mm [0.28in.]. Tal como lo muestra en la tabla 3.6.

Tabla 3.6. Dimensiones de muestra tipo I. (ASTM D 638-02a, 2003)

MUESTRA TIPO I	
Anchura de sección estrecha (W)	13mm [0.50in]
Longitud de la sección estrecha (L)	57mm [2.25in]
Anchura total (WO)	19mm[0.75in]
Longitud total (LO)	165mm [6.5in]
Longitud calibrada (G)	50mm [2.00in]
Distancia entre opresores (D)	115mm [4.5in]
Radio (R)	76mm [3.00in]

La geometría se describe en las figuras 3.3 y 3.4.

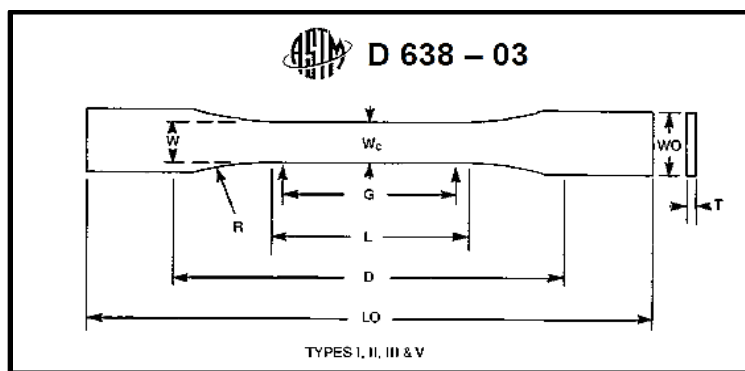


Figura 3.3. Muestras tipo I normalizadas bajo ASTM D638-03. (ASTM D 638-02a, 2003)

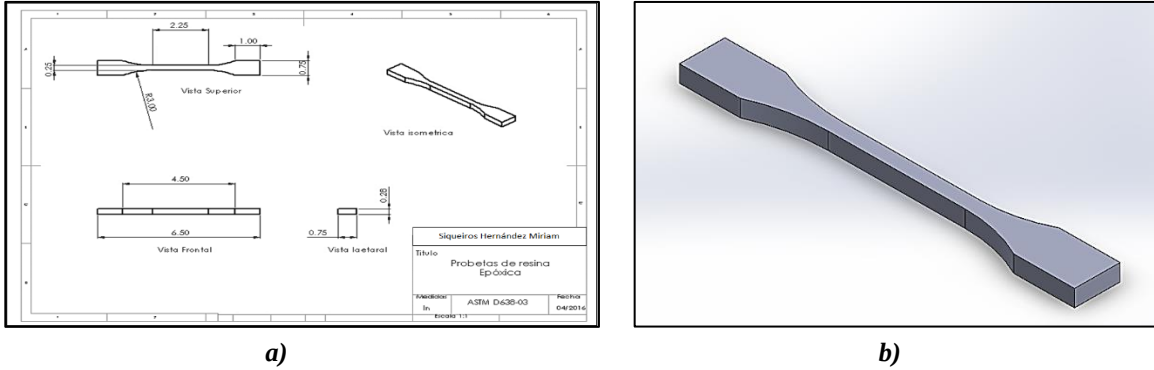


Figura 3.4. a) Plano de muestra tipo I establecida por ASTM D638-03; b) Muestras tipo I en isométrico.
(ASTM D 638-02a, 2003)

3.4.2 Manufactura de Moldes para Muestras de Resina Tipo I.

Para la elaboración de las muestras tipo I, primeramente, se fabricó un molde positivo de aluminio con las dimensiones establecidas de la norma, el cual fue maquinado en una fresadora CNC como se puede observar en la figura 3.5 a). Para obtener el mismo molde negativo se utilizó un vaciado de silicón en el molde positivo de aluminio. Se realizaron cuatro moldes negativos de silicón (ver figura 3.5 b), con la finalidad de obtener las mismas dimensiones en cada molde para así poder fabricar las muestras de resina epóxica.

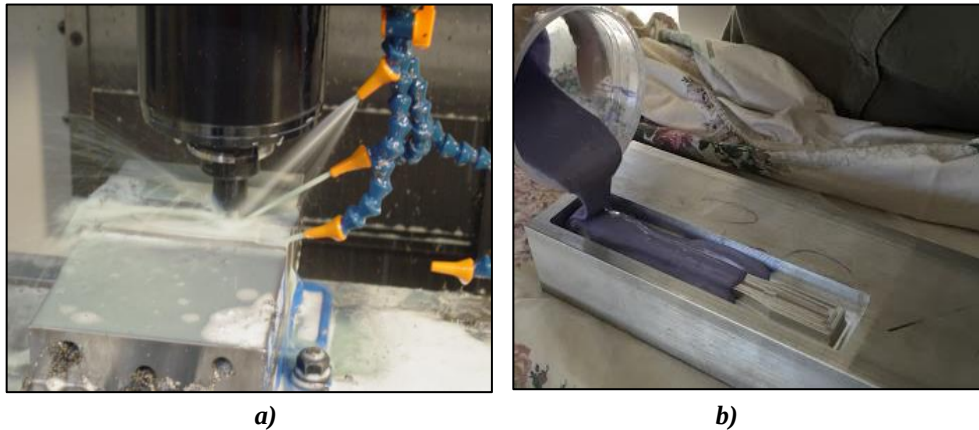


Figura 3.5. a) Maquinado de aluminio positivo; b) Manufactura de moldes negativos de silicón.

3.4.3 Manufactura de Muestras de Resina Tipo I.

3.4.3.1 Epóxica System 1000 y Poliéster.

Se fabricaron cinco muestras de cada resina, donde el proceso de manufactura fue el mismo para ambas el cual se describe a continuación, donde el arreglo de masas para cada mezcla fue diferente de acuerdo a sus especificaciones de estas mismas.

Para la elaboración de las muestras de resina epóxica se utilizó un arreglo de mezclas con el 10% de catalizador en base al 100% de la masa de resina. Y para las muestras de poliéster se utilizó el 1% de catalizador respecto al 100% de resina, como se observa en la tabla 3.7.

Uno de los principales factores por el cual se optó el utilizar catalizar con 1% en masa, hacen más fácil trabajar el moldeado a mano, así como también incrementan la porosidad del compuesto.

Tabla 3.7. Masa en gramos para la mezcla de resina y catalizador.

MATRICES	RESINA	CATALIZADOR	RECIPIENTE
EPÓXICA	120gr	12gr	6gr
POLIÉSTER	110gr	1.1gr	

Ya que ambas resinas son materiales rígidos pero muy quebradizos, se tomaron medidas de cuidado con el material. Antes de verter la mezcla de resinas (epóxica y poliéster), se aplicó un agente desmoldante a los moldes de silicón para facilitar el desprendimiento de las muestras y así evitar daños de estas mismas al retirarlas del molde, posteriormente a esto se vertió la resina en un recipiente, posteriormente el recipiente se colocó en una báscula para determinar su peso, después se le agregó el catalizador para que comenzara a curar, ya que se tenía la resina preparada se vaciaba ésta en el molde de caucho silicona previamente elaborado bajo la norma ASTM D638-03 (ver figura 3.6). El curado de la matriz polimérica fue a temperatura ambiente (23°C) con un tiempo de 72 horas.



Figura 3.6. Mezcla vertida en moldes de silicón para muestras tipo I.

Una vez que las muestras cumplieron con su tiempo de curado, se prosiguió a realizar el desmolde de estas, los cuales quedaron con material excedente como se puede observar en la figura 3.7.



Figura 3.7. Muestras de resina antes de rectificado.

Para lograr un buen acabado superficial se procedió a rectificarlas de manera manual como se muestra en la figura 3.8, se utilizaron lijas de diferentes tamaños de grano, comenzando del más grueso al más fino y cambiando de orientación de 0° y 90° . Este proceso se llevó a cabo por el hecho que las resinas al curarse en a temperatura ambiente desarrolla una contracción de sus moléculas internas dejando así un acabado cóncavo superficial, el cual puede afectar en los ensayos de tensión por la sujeción que se lleva a cabo en el área de las mordazas.



Figura 3.8. Rectificado de las muestras de resina epóxica y poliéster con lijas a diferentes grados de orientación.

Posterior al proceso de rectificado de las muestras (ver figura 3.9) se midieron y se promediaron 3 medidas de cada sección (ancho, espesor y longitud) las cuales son necesarias para las pruebas de tensión.

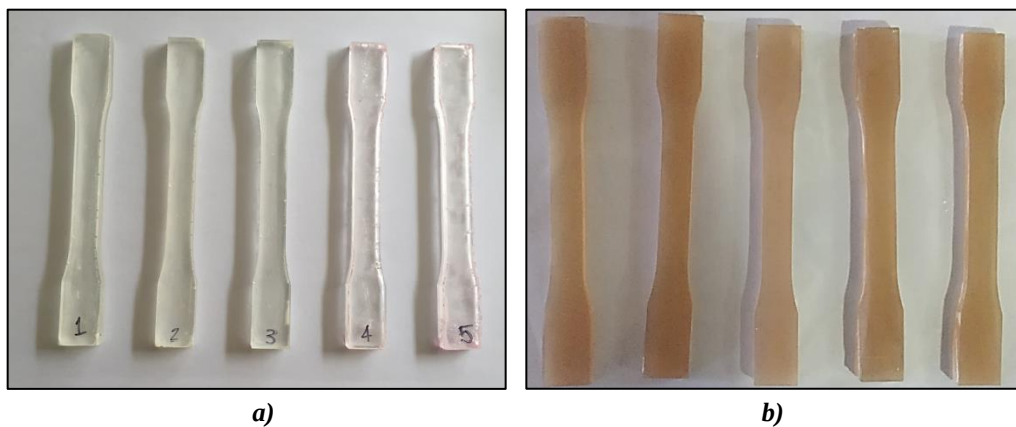


Figura 3.9. Muestras rectificadas tipo I de resina: a) Epóxica system 1000; b) Poliéster.

En la tabla 3.8 y 3.9 se muestran las dimensiones promedio de la sección transversal de las muestras que fueron ensayadas a tensión.

Tabla 3.8. Medidas promediadas de muestras tipo I de resina epóxica system 1000.

MUESTRA	ANCHO mm [in]	ESPELOR mm [in]	LONGITUD CALIBRADA mm [in]
1	17.12 [0.674]	7.11 [0.280]	50.00[2.00]
2	17.12 [0.674]	6.93 [0.273]	50.00[2.00]
3	17.09 [0.673]	7.29 [0.287]	50.00[2.00]
4	16.94 [0.667]	6.67 [0.262]	50.00[2.00]
5	16.91 [0.666]	6.248 [0.246]	50.00[2.00]

Tabla 3.9. Medidas promediadas de muestras tipo I de resina poliéster.

MUESTRA	ANCHO mm [in]	ESPELOR mm [in]	LONGITUD CALIBRADA mm [in]
1	12.75 [0.502]	5.06 [0.199]	50.00 [2.00]
2	12.87 [0.506]	6.51 [0.256]	50.00 [2.00]
3	12.60 [0.496]	6.13 [0.241]	50.00 [2.00]
4	12.84 [0.505]	5.49 [0.216]	50.00 [2.00]
5	12.81 [0.504]	5.54 [0.218]	50.00 [2.00]

3.5 PRUEBAS DE TENSIÓN PARA MUESTRAS DE RESINA TIPO I.

3.5.1 Epóxica System 1000 y Poliéster.

Una vez teniendo las dimensiones de cada muestra, éstas se montaron en la máquina de ensayos universal una totalidad de 10 muestras (5 de epóxica y 5 de poliéster) para la realización de las pruebas de tensión la cual fue realizada a una velocidad de 2mm/min [0.05in/min]. La deformación de la muestra se registra mediante un extensómetro conectado a la máquina que registra y envía los datos de carga y elongación a una computadora, la cual procesa esos datos mediante el software. Al finalizar el ensayo, los datos recopilados son importados en hojas de cálculo donde se procesan a fin

de construir las gráficas de esfuerzo – deformación (ruptura). Donde a partir de dichas pruebas se determinó el módulo elástico, esfuerzo de ruptura y deformación última del material y el modo de falla.

Para someter las muestras a un adecuado análisis en pruebas de tensión se utilizaron mordazas especiales de la máquina de ensayos universales SHIMADZU, ya que cuentan con un buen moleteado para la sujeción de las muestras que se someten a pruebas, tal como se muestra en la imagen 3.10 a). No se llegó a la necesidad de utilizar lija en la zona de sujeción de las muestras, ya que las mordazas mencionadas se encuentran en buen estado. En la figura 3.10 b) se puede observar una muestra de resina montada en el dispositivo de la máquina antes de su ruptura.

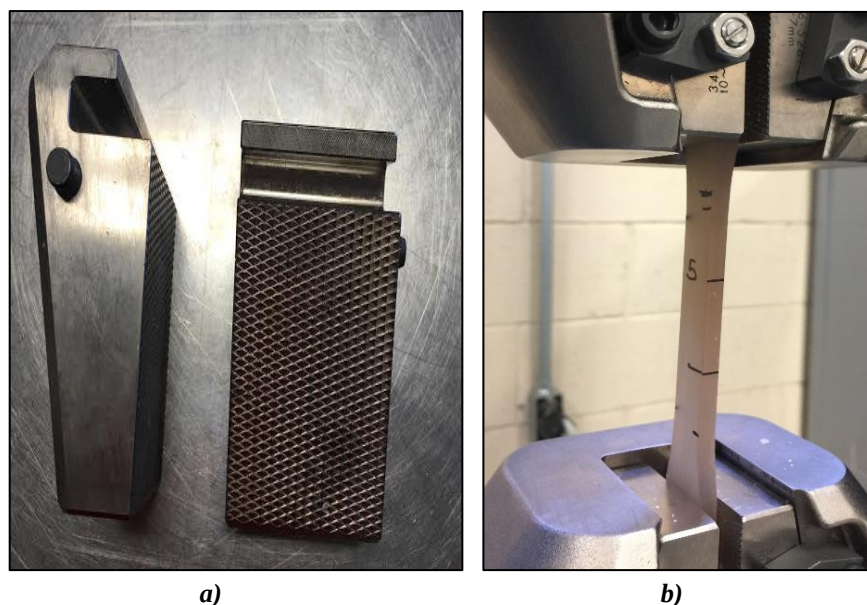


Figura 3.10. a) Mordazas de sujeción para pruebas de tensión; b) Muestra de material compuesto sujeta a tensión.

3.6 OBTENCIÓN DE FRACCIONES VOLUMÉTRICAS DE LOS CONSTITUYENTES.

En ésta sección se describe la técnica de caracterización física que tiene como finalidad obtener las fracciones volumétricas de los constituyentes. A continuación se presenta el cálculo de la fracción volumétrica de cada matriz para cada ensayo.

3.6.1 Cálculo de la Fracción Volumétrica de Fibra de Carbono 3K con Respecto a un Laminado de Ocho Capas.

En este apartado es necesario determinar las fracciones volumétricas que se requieren para este estudio, relacionada con los parámetros de cantidades utilizadas por ambas matrices poliméricas. La constante para ambos laminados es la fracción volumétrica de la fibra de carbono. Se utilizaron 8 capas en cada laminado, cada lámina de fibra de carbono contiene las siguientes especificaciones (ver tabla 3.10):

Tabla 3.10. Fracción volumétrica de una lámina de fibra de carbono.

LARGO m [in]	ANCHO m [in]	ESPESOR m [in]	VOLUMEN m ³ [lt]
0.2794 [11]	1.52E ⁻¹ [6]	4.06E ⁻⁴ [0.016]	1.73E ⁻⁵ [0.0173]

$$V_f(\text{volumen del tejido de fibra de carbono}) = (\text{Volumen de lámina}) (\text{Cantidad de láminas})$$

$$V_f = V \cdot n \quad (3.11)$$

$$\text{Volumen del tejido de fibra de carbono} = 0.0173 \text{ lt} \times 8 \text{ láminas} = 0.1384 \text{ lt}$$

$$V_f = 0.1384 \text{ lt}$$

3.6.1.1 Porcentaje Volumétrico de Material Compuesto con Resina Epóxica.

Para obtener el volumen de la matriz epóxica fue necesario dividir la masa utilizada entre su densidad específica.¹

$$V_{m \text{ epoxica}} = \frac{m}{\rho} \quad (3.12)$$

¹ Fórmulas utilizadas en referencia del trabajo “Estudio de Polímeros Híbridos Estratificados de Matriz epóxica reforzada con tejido mixto elaborado con fibras de carbono y Kevlar y su incidencia en las propiedades mecánicas de partes externas de autos.”

$$\text{Volumen de resina epóxica} = \frac{220 \text{ gr}}{1.5 \frac{\text{gr}}{\text{cm}^3}} = 146.67 \text{ cm}^3 = 0.14764 \text{ lt}$$

$$V_{m \text{ epoxica}} = 0.14764 \text{ lt}$$

A partir de la relación:

$$V_f + V_m = V_c \quad (3.13)$$

Donde:

V_f = Volumen del tejido de fibra de carbono

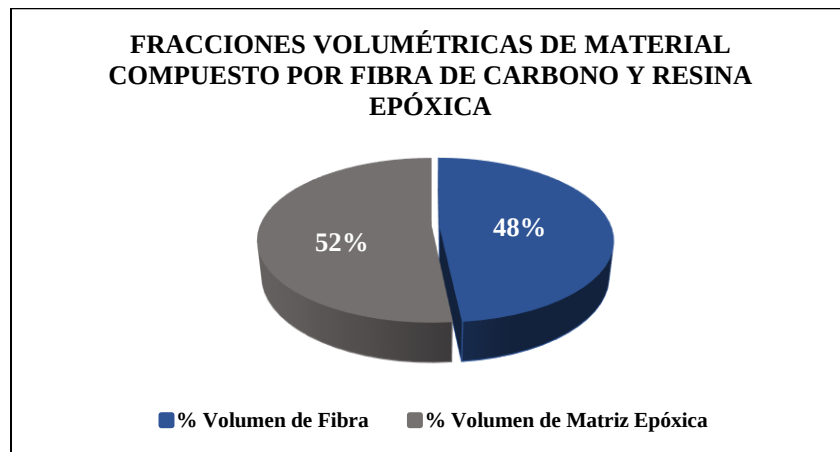
V_m = Volumen de matriz epóxica

V_c = Volumen del material compuesto

$$V_c = 0.1384 \text{ lt} + 0.14764 \text{ lt}$$

$$V_c = 0.28604 \text{ l}$$

La fracción de volumen de fibra V_f obtenida fue de un 48%, mientras la fracción de volumen de la matriz epóxica V_m fue del 52% como se puede observar en la siguiente gráfica 3.1.



Gráfica 3.1. Evaluación de los porcentajes de fracción volumétrica de compuesto de fibra de carbono y resina epóxica.

3.6.1.2 Porcentaje Volumétrico de Material Compuesto con Resina Poliéster.

Se utilizó el mismo análisis anterior para obtener el volumen del matriz poliéster, en donde también fue necesario dividir la masa utilizada entre su densidad específica.

$$V_{m \text{ Poliester}} = \frac{m}{\rho} \quad (3.14)$$

$$\text{Volumen de resina poliéster} = 202 \text{ gr} / 1.5 \frac{\text{gr}}{\text{cm}^3} = 175.65 \text{ cm}^3 = 0.1756 \text{ lt.}$$

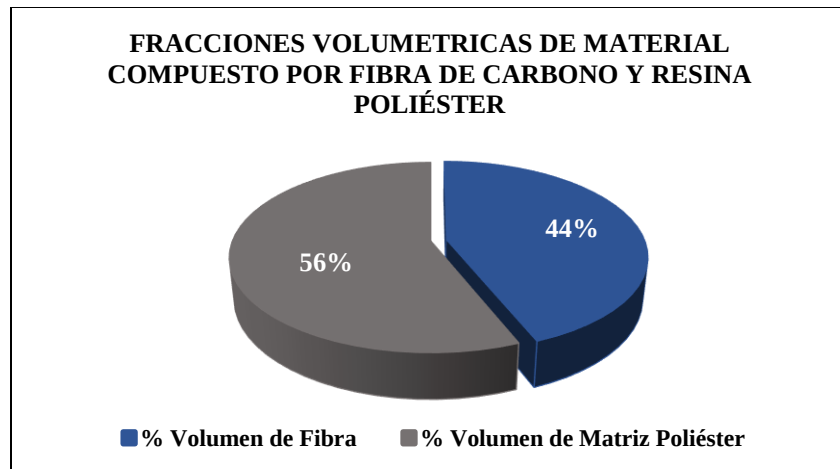
$$V_{m \text{ poliester}} = 0.1756 \text{ lt}$$

$$V_f + V_m = V_c \quad (3.15)$$

$$V_c = 0.1384 \text{ lt} + 0.1765 \text{ lt}$$

$$V_c = 0.3149 \text{ lt}$$

La fracción de volumen de fibra V_f obtenida fue de un 44%, mientras la fracción de volumen de la matriz epóxica V_m fue del 56% como se puede observar en la siguiente gráfica 3.2.



Gráfica 3.2. Evaluación de los porcentajes de fracción volumétrica de compuesto de fibra de carbono y resina poliéster.

3.7 MUESTRAS DE MATERIAL COMPUESTO.

La elaboración de materiales compuestos consiste en combinar resina (epóxica o poliéster) con las fibras sintéticas (carbono 3K) obteniéndose de ésta manera un laminado altamente resistente y liviano.

El laminado cuasi-isotrópico se caracteriza por la apropiada secuencia de apilamiento de láminas de fibras, ya que su rigidez longitudinal debe de ser la misma en todas las direcciones. Para ello se necesita un elevado número de láminas y que las orientaciones de las fibras de cada una de ellas varíen muy poco respecto a su lámina anterior en el acomodo del laminado. A pesar que a estos laminados se les denominen cuasi-isotrópicos, no se comportan como los materiales isotrópicos y homogéneos.

La configuración de laminado que se utilizó para realizar las muestras de material compuesto, tomando en cuenta el número de capas y considerando el espesor final de la muestra respecto a la norma ASTM D3039-00 fue de un laminado de $[0/\pm 45]_8$ de 8 capas; la primera capa del laminado se colocó a 0° , las siguientes $+45^\circ$, -45° , 0° , 0° , -45° , $+45^\circ$ y finalmente la última capa a 0° , con el cual fue un laminado uniforme y se representa como un laminado simétrico balanceado, el cual cuenta con las características de un laminado cuasi-isotrópico.

3.7.1 Diseño de Muestras de Material Compuesto ASTM D3039-00.

Para la fabricación del material compuesto se fibra de carbono y resina (epóxica y poliéster) se utilizaron 8 láminas de fibra de carbono 3K, de la cual se manufacturaron los laminados para la obtención de muestras para ser caracterizadas mecánicamente y así obtener propiedades que serán utilizadas para el análisis del comportamiento mecánico del material compuesto.

Para la realización de la prueba de tensión se manufacturaron 10 muestras para las pruebas de tensión, los cuales se separaron en dos grupos de 5 muestras, con el fin de comparar las dos distintas matrices de resina epóxica system 1000 y resina poliéster que se utilizaron en el análisis (ver figura 3.11). Dichas dimensiones fueron establecidas con base a la normativa ASTM D3039-00 (ver tabla 3.11).

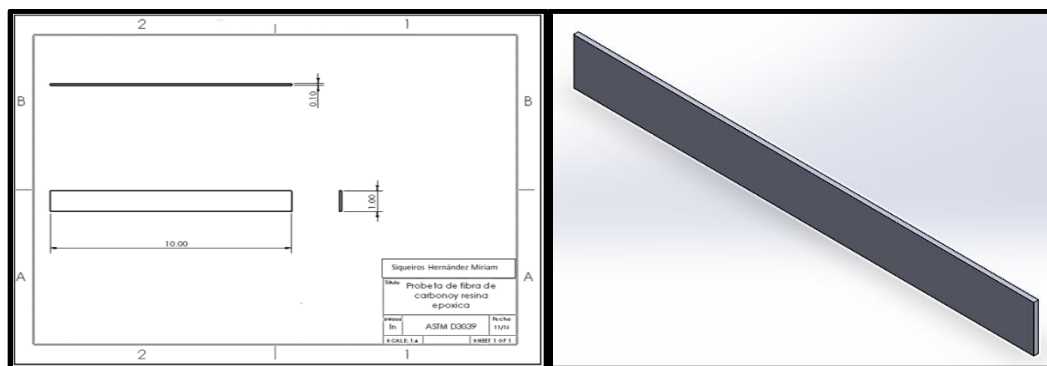


Figura 3.11. Diseño de muestra ASTM D3039-00. (ASTM D 3039/3039M-00, 2000)

Tabla 3.11. Medidas de muestras estipuladas por ASTM D3039-00. (ASTM D 3039/3039M-00, 2000)

ORIENTACIÓN DEL LAMINADO	ANCHO mm [in]	LONGITUD mm [in]	ESPESOR mm [in]
Balanceado y Simétrico	25 [1.0]	250 [10.0]	2.5 [0.100]

3.7.2 Manufactura de Muestras de Material Compuesto.

3.7.2.1 Fibra + Resina Epóxica System 1000 y Fibra + Resina Poliéster.

Para la fabricación del material compuesto, primeramente la fibra de carbono fue cortada con las orientaciones 0° y 45° , para después realizar el laminado e impregnarlo de resina mediante el método de manufactura VACCUM BAG WET LAY-UP, el cual utiliza una bomba para generar vacío y así impregnar con resina de una manera más eficiente la fibra de carbono.

El arreglo de mezclas utilizado para las matrices poliméricas de resina epóxica fue utilizando el 10% de catalizador respecto al 100% de masa utilizada, para el arreglo de resina poliéster se utilizó el 1% de catalizador respecto al 100% de masa total utilizada. Cabe mencionar que estos arreglos de mezclas se utilizaron por especificaciones de fichas técnicas de ambas matrices. (Ver tabla 3.12).

Tabla 3.12. Arreglo de mezcla de matrices poliméricas termoestables para los laminados material compuesto.

RESINA	MATRIZ	CATALIZADOR
EPÓXICA	200gr	20gr
POLIÉSTER	200gr	2gr

El proceso de fabricación de las muestras se lo realizó tomando en cuenta las especificaciones industriales necesarias, por lo tanto se realizará la construcción con los siguientes pasos:

- **Corte de fibra.**

El procedimiento adecuado para realizar el corte del tejido se basa específicamente en realizar lineamientos con cinta adhesiva para evitar el desprendimiento de las fibras debido a que es un tejido, es decir que por la posición de las fibras en forma longitudinal y transversal tienden a desprenderse unas fibras de otras.

- **Preparación del molde.**

El molde debe tener una superficie que sea lo más regular y menos porosa posible para facilitar el desmolde posterior y no poseer ángulos negativos que dificulten la extracción de la matriz. Por este motivo escogimos trozos de cristal con las medidas específicas para cada matriz para que puedan ser utilizados como moldes base.

El primer paso fue limpiar completamente el cristal, luego se aplicó 3 capas de cera desmoldante, esto para evitar que se adhiriera el laminado al cristal y facilite el desprendimiento.

- **Preparación de mezcla.**

Se debe tener muy presente no intentar cambiar las proporciones de resina y endurecedor para variar el tiempo de secado, debido a que su composición está estudiada y cualquier variación haría que la mezcla no curara.

Una vez mezclados los dos componentes se debe agitar bien por unos minutos pero de manera lenta y evitando que queden residuos, para así tener una mezcla homogénea. No se debe mezclar grandes cantidades de resina porque su tiempo de utilización es limitado antes de que comience a endurecerse.

- **Impregnación manual.**

El método de impregnación por contacto manual (Hand lay-up) utilizado en la fabricación de las muestras consiste en colocar sobre el molde los cortes del tejido e impregnándolos con resina (epóxica y poliéster, según sea el caso) por medio de una brocha o espátula para esparcir sobre la fibra como se observa en la figura 3.12, posteriormente se desplaza un rodillo sobre la superficie de cada capa para obtener uniformidad en las cantidades de resina sobre el tejido; se repite el proceso para cada una de las 8 capas que son necesarias para la elaboración de nuestro material.

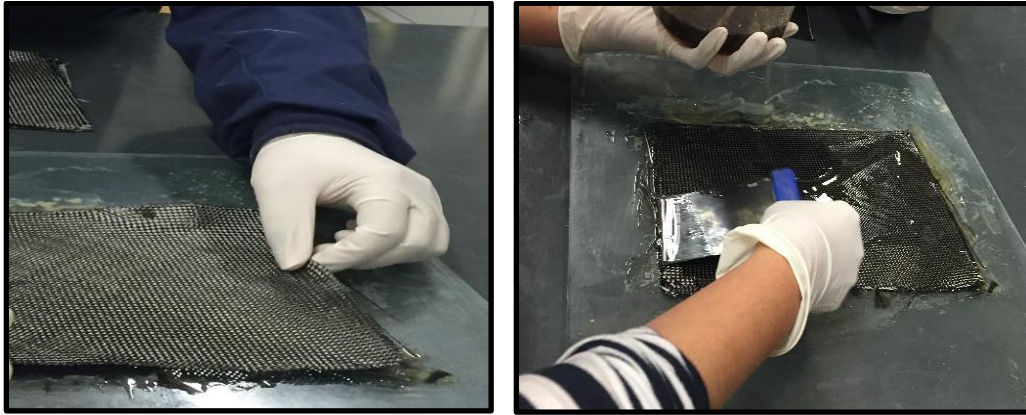


Figura 3.12. Colocación de la fibra de carbono y resina en el vidrio.

- **Método Vaccum Bag Wet Lay-Up.**

Para garantizar que el laminado quede absolutamente plano y uniforme se procede a extraer las burbujas de aire utilizando el proceso de Vaccum Bag Wet Lay-Up, de ésta manera evitamos que se levanten los bordes en el proceso de secado y para evitar un exceso de resina. El proceso consta en cubrir el laminado un Reléase Film y Peel Ply, posteriormente con una tela absorbente para que se alojen aquí los excesos de resina y obtener mejores resultados. Luego se procede a colocar el molde con las capas de tejido impregnadas con resina dentro de una bolsa para someterlo al vacío, posteriormente ocurre el sellado de la bolsa y con una válvula conectada a una bomba de vacío se extrae el aire de la bolsa durante un tiempo determinado como se muestra en la siguiente figura 3.13.

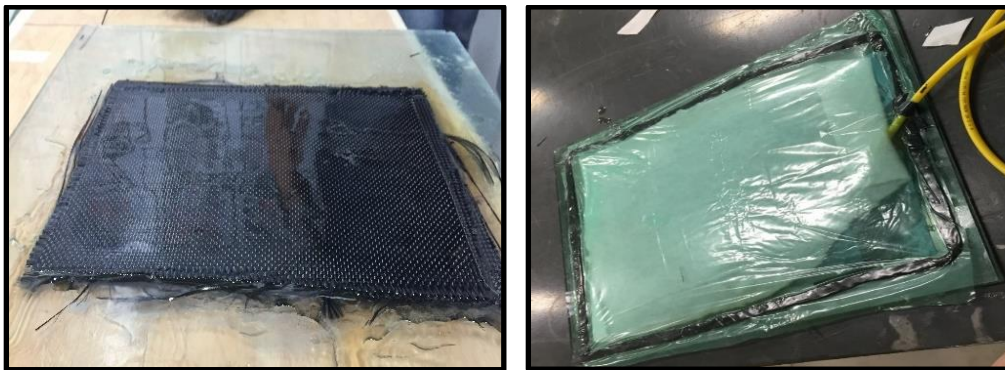


Figura 3.13. Laminado sometido a vacío.

- **Proceso de obtención de muestras mediante corte a partir de una matriz.**

Por medio del proceso anterior hemos obtenido una matriz del material compuesto (ver figura 3.14) de las cuales mediante corte hemos obtenido muestras para cada uno de los ensayos.



Figura 3.14. Acabado de laminado de fibra y resina epóxica.

Posterior a la obtención del laminado, se procedió a cortar las láminas principales para la obtención de muestras a ser utilizadas en los ensayos de tensión por medio de un cortador para pisos cerámicos con un disco de corte de metal. Aplicando así ésta herramienta mencionada, la superficie del material compuesto no mostro daño alguno y se obtuvo una buena superficie de corte. A continuación, en la tabla 3.13 se muestran las especificaciones de la cierra de corte. (Brands, Corporation, & Estates, 2015)

Tabla 3.13. Especificaciones de cortador utilizado para material compuesto. (Brands et al., 2015)

CIERRA DE CORTE	
Velocidad de corte de disco	3500rpm
Potencia	550W

La figura 3.15 muestra las muestras de resina epóxica reforzadas con fibra de carbono.

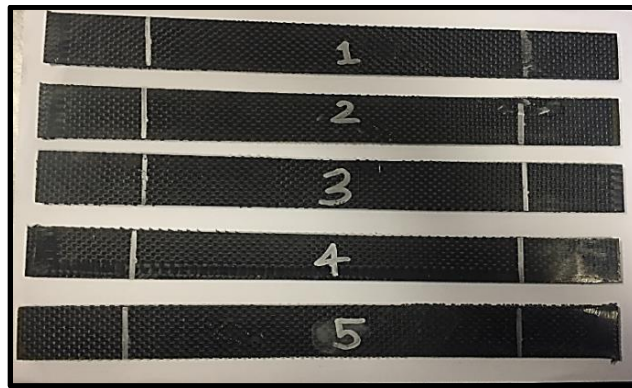


Figura 3.15. Muestras de material compuesto de fibra de carbono y resina epóxica system 1000.

Posteriormente a la manufactura, las muestras de material compuestos se midieron y se promediaron 3 medidas de cada sección (ancho, espesor y longitud, estas medidas son necesarias para realizar las pruebas de tensión. (Ver tabla 3.14)

Tabla 3.14. Medidas promedio de muestras de material compuesto para pruebas de tensión ASTM D3039-00.

PRUEBAS DE TENSIÓN (MUESTRAS RESINA EPÓXICA SYSTEM 1000)			
MUESTRA	ANCHO mm [in]	ESPESOR mm [in]	LONGITUD CALIBRADA mm [in]
1	27.48 [1.082]	2.21 [0.087]	164.33 [6.470]
2	27.53 [1.084]	2.28 [0.099]	165.10 [6.500]
3	27.48 [1.082]	2.28 [0.099]	166.75 [6.565]
4	27.48 [1.082]	2.10 [0.083]	165.10 [6.500]
5	28.16 [1.109]	2.21 [0.087]	164.57 [6.479]

Dicho procedimiento antes descrito fue utilizado para las muestras de resina poliéster reforzadas con fibra de carbono, como se muestran en la siguiente figura 3.16.

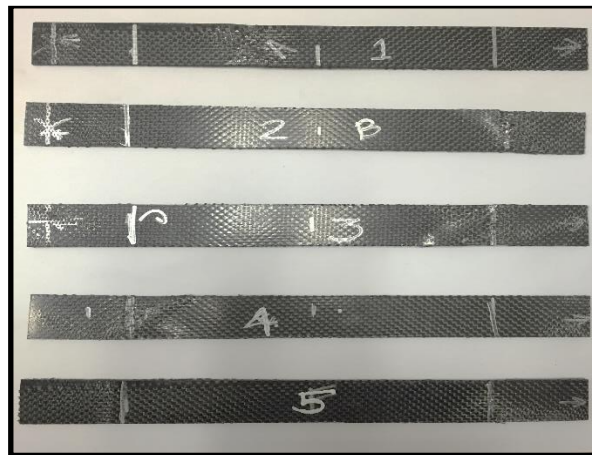


Figura 3.16. Muestras de material compuesto de fibra de carbono y resina poliéster.

De igual forma se procedieron a medir tres secciones de cada muestra para obtener las dimensiones que se utilizaran para las pruebas posteriores de tensión (ver tabla 3.15).

Tabla 3.15. Medidas promediadas de muestras de material compuesto para pruebas de tensión ASTM D3039-00.

PRUEBAS DE TENSIÓN (MUESTRAS RESINA POLIÉSTER)			
MUESTRA	ANCHO mm [in]	ESPESOR mm [in]	LONGITUD CALIBRADA mm [in]
1	25.48 [1.676]	1.67 [0.066]	166.39 [6.590]
2	25.04 [1.663]	1.66 [0.065]	164.71 [6.485]
3	25.60 [1.008]	1.63 [0.064]	161.59 [6.362]
4	25.52 [1.005]	1.81 [0.071]	162.96 [6.416]
5	25.17 [1.727]	1.72 [0.068]	164.54 [6.478]

3.8 DISPOSITIVOS EXPERIMENTALES.

Hasta ahora solo se ha explicado la obtención de las propiedades físicas y el proceso de fabricación de los laminados, a continuación se detalla la obtención de las propiedades mecánicas de los laminados.

Para la realización de los ensayos se siguieron las especificaciones de las norma establecidas con anterioridad para materiales compuestos con refuerzo de fibra en matriz epóxica y poliéster. A continuación se describen los equipos y el software utilizado durante la experimentación.

3.8.1 Máquina Universal de Ensayos SHIMADZU.

La máquina AUTOGRAPH SHIMADZU AG-IC (ver figura 3.17), permite un uso con un sistema adecuado que incluye, máquina de pruebas, dispositivos y software. Este modelo de máquina cuenta con la capacidad de 100kN (22480lb-fuerza), en el cual se puede llevar a cabo los ensayos de tensión, compresión y flexión. (SHIMADZU, 2013)

Para realizar las pruebas de tensión, la máquina universal de ensayos AUTOGRAPH SHIMADZU AG-IC permite el uso completo de un sistema operativo, el cual es adecuado para ensayos mecánicos, este software es basado en las necesidades que sean requeridas.



Figura 3.17. Máquina universal de ensayos. (SHIMADZU, 2013)

Las especificaciones para la máquina de pruebas de tensión SHIMADZU, se describen en la siguiente tabla 3.16; la velocidad de prueba para las muestras está recomendada por la norma ASTM D3039-00.

Tabla 3.16. Especificaciones de la máquina universal de ensayos. (SHIMADZU, 2013)

SHIMADZU AG-100kNIC	
Velocidad de prueba	2mm/min [0.05in/min]
Celda de carga	100kN
Precisión de prueba de fuerza	Dentro de $\pm 1\%$ de la fuerza de ensayo indicado (en 1/500 a 1/1 rango de la fuerza de carga)
	Dentro de $\pm 1\%$ de la fuerza de ensayo indicado (en 1/250 a 1/1 rango de la fuerza de carga)
Software	Trapezium

El software a utilizar como se muestra en la figura 3.18 es el Materials Testing Operation Software TRAPEZIUM, el cual es un arrojador de datos de alta eficiencia y fácil de utilizar, consta con una guía visual para asegurarse de la configuración correcta de la prueba a realizar, introducción de datos de la cantidad y tamaño de las muestras a analizar y arroja los datos de manera confiable y fácil de interpretar. (SHIMADZU, 2013)

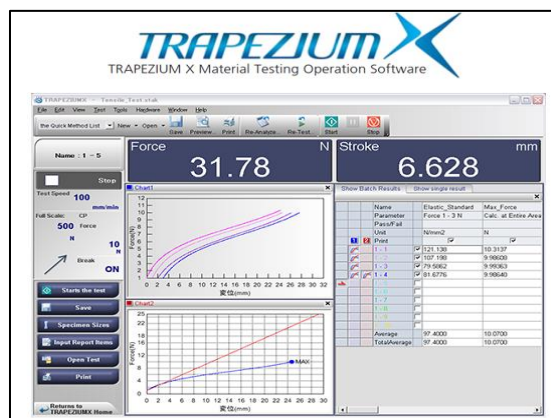


Figura 3.18. Software utilizado para pruebas de tensión. (SHIMADZU, 2013)

Una vez realizadas se prosiguió a calcular los esfuerzos y deformaciones unitarias, así como el módulo de elasticidad a tensión, tales resultados se muestran en el capítulo IV.

3.9 PRUEBAS DE Tensión PARA MUESTRAS DE MATERIAL COMPUESTO.

3.9.1 Fibra de Carbono + Resina Epóxica System 1000 y Fibra de Carbono + Resina Poliéster.

Se realizaron ensayos de tensión basados en la normativa ASTM D3039-00 para caracterizar el material compuesto. Estos ensayos de caracterización tenían como finalidad determinar las propiedades mecánicas del material compuesto y posteriormente obtener datos necesarios para el estudio. Para la realización de los ensayos se siguieron las especificaciones de las norma establecidas con anterioridad para materiales compuestos con refuerzo de fibra en matriz epóxica y poliéster. También se utilizó la máquina universal de ensayos de pruebas mecánicas, las muestras se deformaron a una velocidad de 2mm/min (ver figura 3.19).

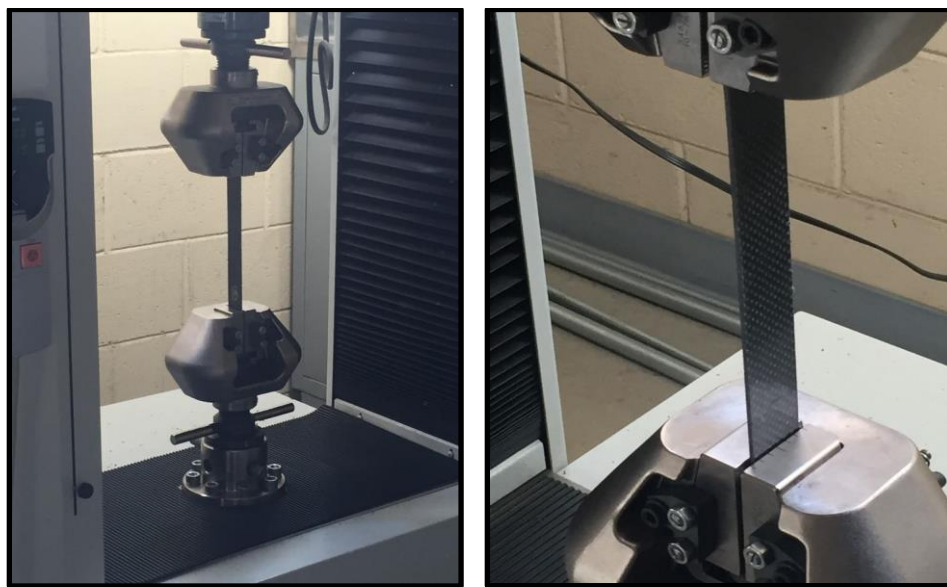


Figura 3.19. Muestra de material compuesto sujeta a tensión.

3.10 MODOS DE FALLA.

Todos los materiales tienen alguna forma característica de falla, los compuestos no son la excepción, es por ello que la norma ASTM D3039-00 describe los códigos y los modos de falla más comunes, como se puede observar en la siguiente figura 3.20. (ASTM D 3039/3039M-00, 2000)

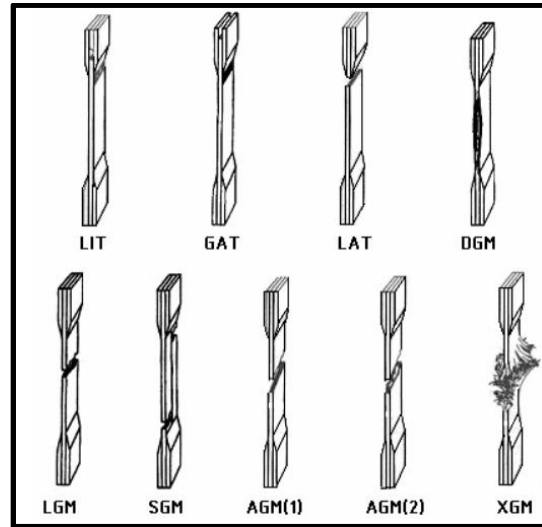


Figura 3.20. Códigos de los modos de falla típicos. (ASTM D 3039/3039M-00, 2000)

Debido a que cuando se realizan las pruebas para cada una de las muestras pueden tener un tipo de falla particular, la misma norma específica describir las características de falla, en cada una de ellas, en el lote a ensayar como se observa en la siguiente figura 3.21.

Primer carácter		Segundo carácter		Tercer carácter	
Tipo de falla	Letra	Área de falla	Letra	Localización de falla	Letra
Angular	A	Dentro de la mordaza	I	Parte inferior	B
Delaminación en el borde	D	< 1 ancho a partir de la mordaza	W	Parte superior	T
En la mordaza	G	En la mordaza	A	Izquierda	L
Lateral	L	En la longitud calibrada	G	Derecha	R
Multi-modo	M(xyz)	Áreas múltiples	M	En medio	M
A lo largo	S	Varias	V	Varios	V
Explosiva	X	Desconocida	U	Desconocida	U
Otra	O				

Figura 3.21. Código de los modos de falla. (ASTM D 3039/3039M-00, 2000)

En ésta sección se ha propuesto como determinar las propiedades físicas y mecánicas en un laminado, siendo los procedimientos exactamente los mismos, así como también, se describió la forma de tratar estadísticamente de manera sencilla los datos obtenidos en la experimentación, y de clasificar en función de la ruptura de la muestra en los códigos de modo de falla en cada una de ellas. En el capítulo IV, se mostraran los resultados obtenidos, así como un análisis de los laminados.

Utilizando las propiedades mecánicas obtenidas de la caracterización mecánica del laminado de fibra de carbono y resina poliéster fue posible construir un “modelo de elementos finitos” para predecir el comportamiento del prototipo de prótesis en condiciones principales de la marcha humana, donde se obtienen los esfuerzos a los que se somete el prototipo y así verificar su comportamiento con la experimentación.

3.11 DISEÑO CONCEPTUAL DE LA PRÓTESIS.

Para la realización de la propuesta del diseño de la prótesis, previamente se evaluó 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.

3.11.1 Primer Diseño de Prototipo de Prótesis y Simulación.

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.

En la figura 3.22 se muestra el diseño de un prototipo para la fabricación y el estudio de prótesis; Cabe mencionar que dicho diseño se tomó como referencia del ex alumno de Bioingeniería Rubén Castañeda Martínez, dado que solo es una propuesta inicial.

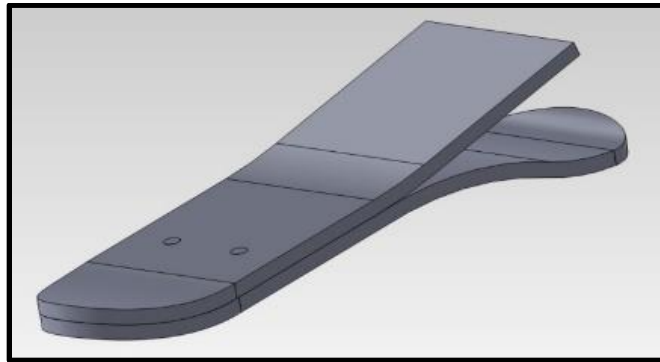


Figura 3.22. Prototipo de prótesis.

Las figuras 3.23 a) y b) se muestran las diferentes vistas isométricas de la parte superior e inferior de cada pieza por separado.

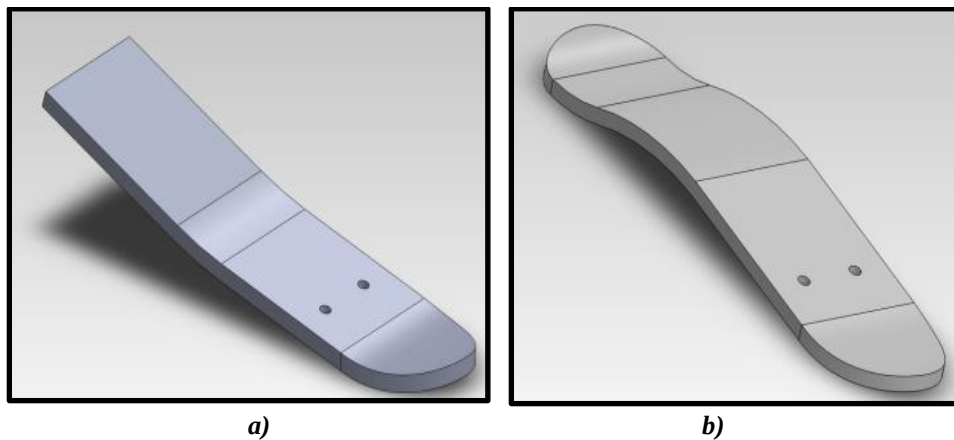


Figura 3.23. Pieza de prototipo: a) Vista superior; b) Vista inferior.

Posteriormente se realizó un análisis por medio del método de elemento finito (MEF), como primera opción se inició con la simulación de la pieza en aluminio como se observa en la figura 3.24.

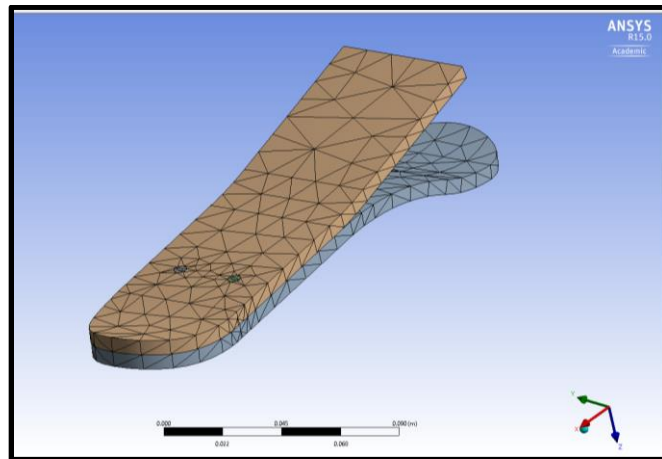


Figura 3.24. Simulación MEF, mallado.

En la figura 3.25, muestra el análisis con la aplicación de una carga situada en una de las 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, la carga fue de 80kg, lo cual equivale a 785N, distribuida a lo largo de la superficie.

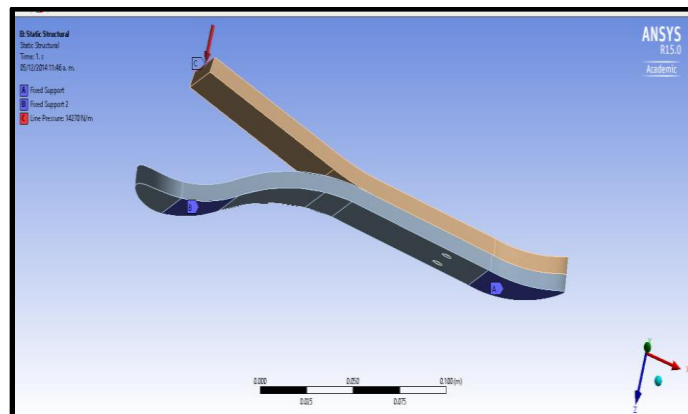


Figura 3.25. Empotramiento y carga aplicada.

Tomando como punto de partida las consideraciones antes expuestas, se llegaron a realizar las propuestas iniciales de diseño y simulación que a continuación se presentan en la figura 3.26 a) y b), donde se puede observar el esfuerzo y deformación máxima generada por la carga aplicada antes mencionada, mostrándose así una concentración de esfuerzos y deformaciones en la sección crítica que se muestra

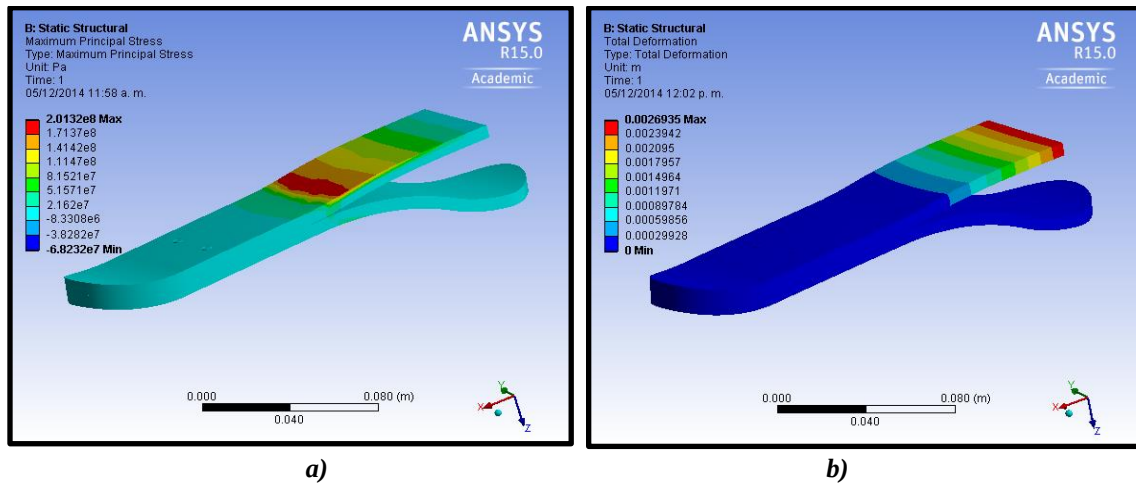


Figura 3.26. Prototipo simulado en MEF donde se observa: a) Esfuerzo máximo; b) Deformación presentada.

Dado los resultados obtenidos de la primera propuesta de diseño que se planteó, se pudo observar que el prototipo no era la más adecuada, por cuestiones de diseño, de ajuste y adaptación para pruebas de fatiga. Es por eso que se continuó con la revisión bibliográfica para un segundo diseño de prototipo de prótesis que a continuación se describe.

3.11.2 Segundo Diseño de Prototipo de Prótesis.

Una vez planteada y analizada la propuesta de diseño anterior, se prosiguió con un segundo diseño de prototipo en el cual realizaron modificaciones pertinentes, con el fin de mejorar los esfuerzos y desplazamientos adecuados para un mayor confort y estabilidad, y principalmente reducir el peso de la prótesis.

En las modificaciones se aplicaron simulaciones de las tres sub-fases de la marcha humana, para determinar el avance de la optimización, donde se definieron nuevamente las consideraciones básicas necesarias para su diseño, las cuales abarcan las condiciones y características de la prótesis que se desea fabricar.

Entre las consideraciones se tienen:

- Peso corporal del paciente: Hasta 80kg.
- Nivel de actividad del paciente: Nivel K2 (ambulantes de la comunidad limitados) a K3 (ambulantes de la comunidad)

- Tipo de amputación: Transtibial.

Por otra parte, las características de la prótesis a considerar es que 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.

Se buscó la manera de mejorar el diseño realizado por la empresa islandesa, en la cual se llegó a un diseño práctico, complejo desde el punto de vista de la fabricación pero a su vez con muchas ventajas sobre el cual se basó. Como podemos observar en la figura 3.27, este diseño proporciona que la carga axial que se genera con el ciclo de marcha humana este direccionado directamente a la pieza y no a la unión como se tenía en el modelo de Össur.



Figura 3.27. Prótesis Vari – Flex modelo 2004. (Össur Americas, 2017)

Para el segundo diseño de prototipo que se realizó tomando como punto de partida las consideraciones antes expuestas, se obtuvo el siguiente diseño el cual consta de dos quillas una superior y otra inferior, ambas de fibra de carbono, unidas entre sí con remaches además de agregar un soporte considerado como corazón. En la siguiente figura 3.28 muestra el plano con las dimensiones y componentes reales utilizados en el diseño.

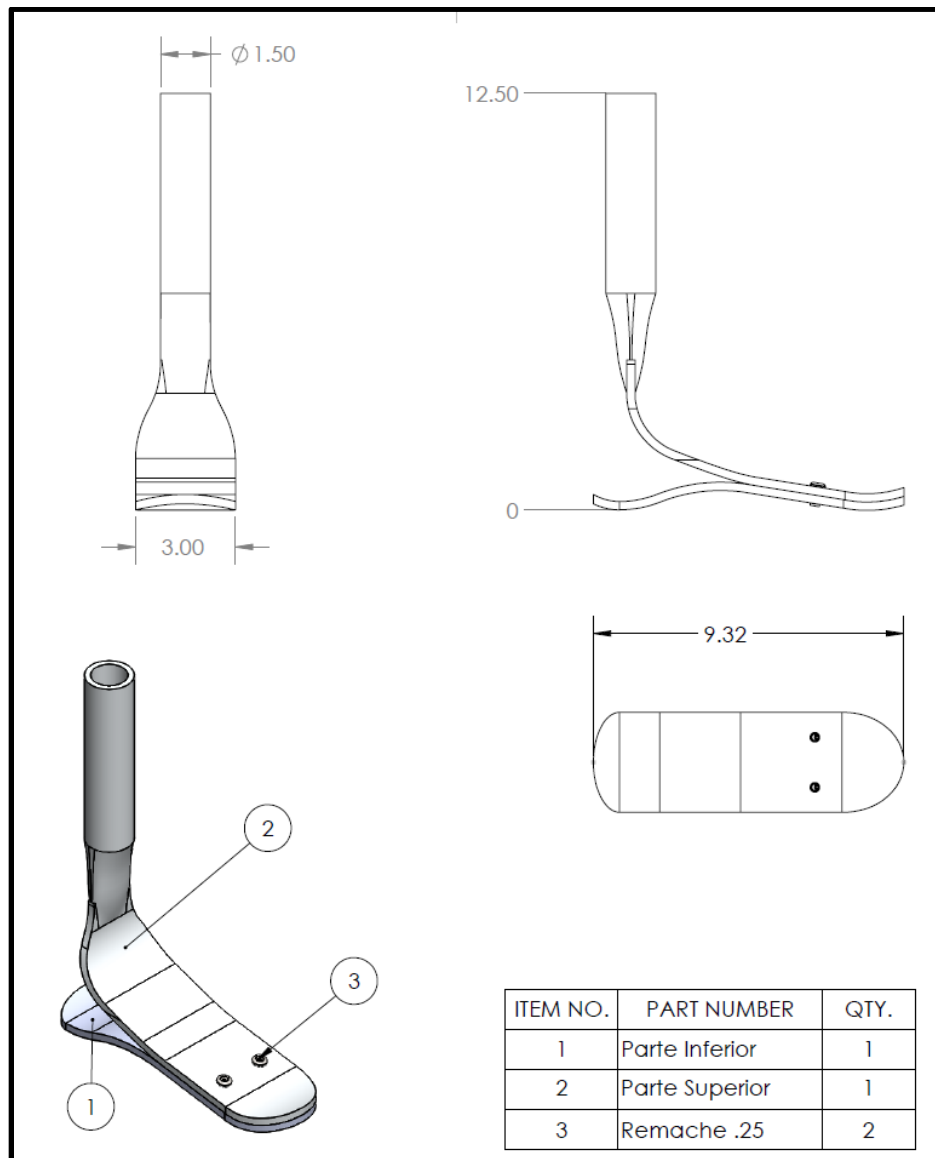


Figura 3.28. Plano de prótesis transtibial propuesto con dimensiones y componentes.

El prototipo fue basado en una persona de 80kg (785N) y una estatura de 1.70m, solo como referencia para el diseño del prototipo como se observa en la siguiente figura 3.29.

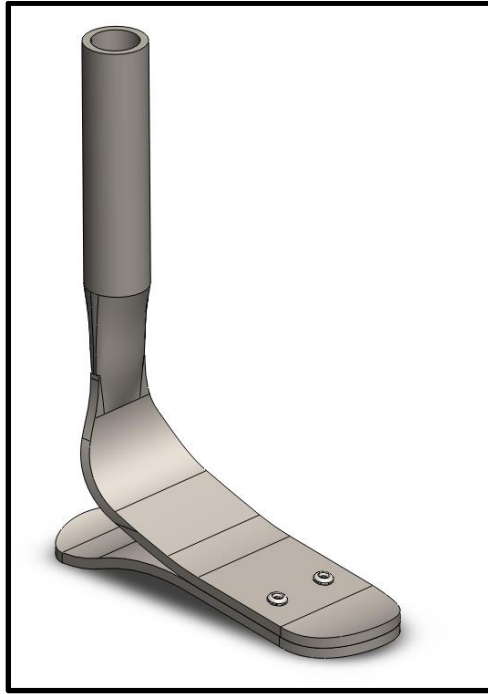


Figura 3.29. Propuesta de diseño de pie protésico N° 2.

3.11.2.1 Simulación de los Esfuerzos en el Diseño.

Con el fin de conocer el comportamiento de la segunda propuesta de prótesis bajo cargas estáticas, se decidió evaluar a través de una herramienta computacional CAD/CAE, que se caracteriza por emplear el Método de Elemento Finito 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. Ésta técnica divide en un número finito de elementos al dominio de la solución, cada parte posee una solución aproximada de la ecuación diferencial parcial y 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 con geometrías complejas cuyos dominios de solución requieren cálculos complejos y resolverlos de forma analítica es prácticamente imposible

A través del software “Ansys” se simularon las condiciones de uso de la prótesis, en el caso de ésta investigación se evaluó el comportamiento de la misma estando sometida a carga estática, las orientaciones de dichas cargas fueron basadas en estudios preliminares y revisiones bibliográficas.

Las condiciones a evaluar fueron en dos fases más importantes del ciclo de la marcha humana: contacto inicial (talón) y contacto final (punta), para cada caso, se reportaron los valores de esfuerzo máximo y desplazamiento máximo del prototipo.

En todos los ensayos la sujeción se realizó con apoyo del socket del prototipo. En la figura 3.30 se observa la carga aplicada y la sujeción.

El segundo análisis que se realizó (ver figura 3.31) es con empotramiento en la sección del talón manejando la misma carga de 785N pero con un ángulo de 15°, de acuerdo a la simulación que se realizó, se observa la concentración máxima de esfuerzos se presenta en la sección de unión de prótesis y tibia.

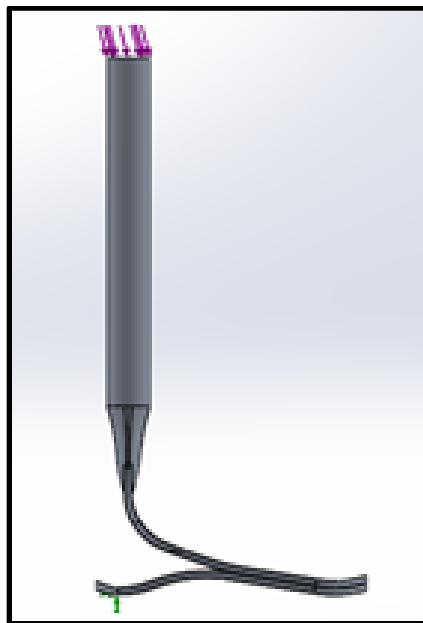


Figura 3.30. Prótesis empotrada en talón.

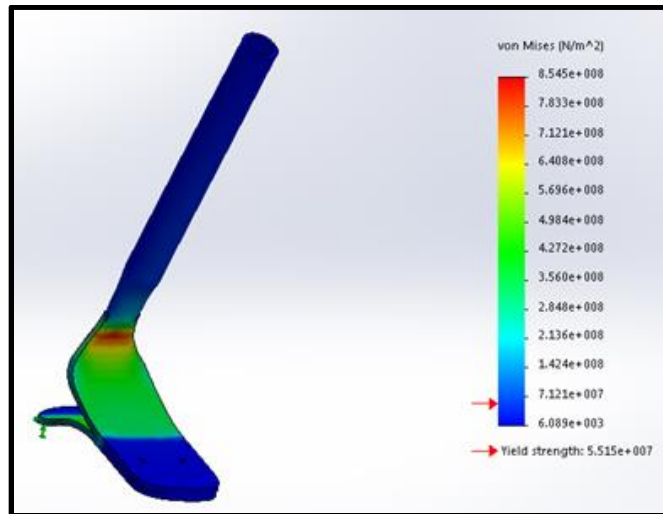


Figura 3.31. Simulación con empotramiento en talón.

El tercer análisis que se realizó es con el empotramiento en dedos y de igual manera utilizando una carga de 785N y con un ángulo de 20° con respecto a la vertical, y como se puede observar en la simulación sufrió un esfuerzo máximo en la misma sección de unión de pie y tibia (ver figura 3.32 y 3.33).

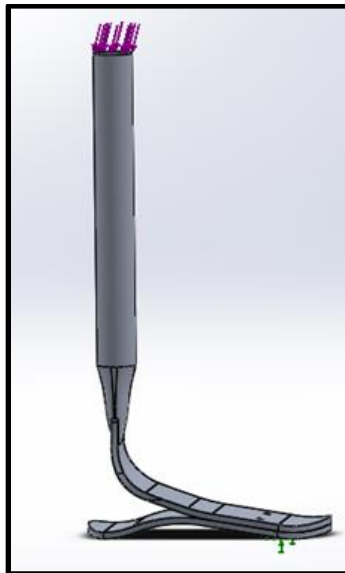


Figura 3.32. Prótesis empotrada en los dedos.

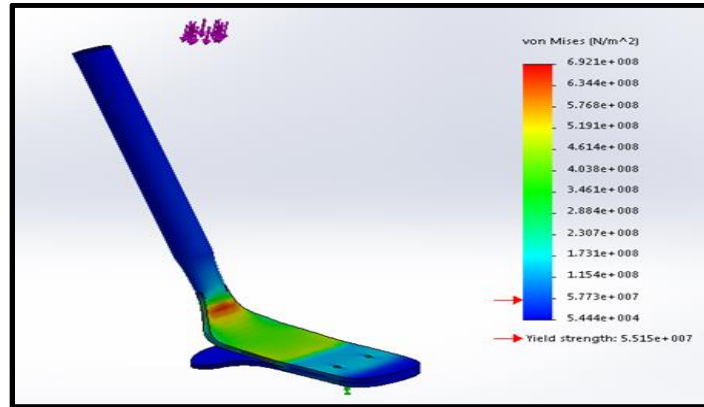


Figura 3.33. Simulación con empotramiento en los dedos.

3.12 DISEÑO Y MANUFACTURA DE MOLDE EN MADERA.

Debido a la complejidad de la geometría que presentan las piezas desarrolladas, incluyendo los moldes para el conformado de las piezas, 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). En conjunto con el ex alumno de maestría Ing. Rodrigo Montero Amézquita, se trabajó en la fabricación del primero prototipo de molde fabricado en madera como primera opción para el segundo diseño de prótesis, el cual se describe a continuación.

Par la construcción del molde se decidió utilizar madera como materia prima, ya que presenta algunas ventajas como su fácil manipulación de trabajo, rápida fabricación y ahorro de tiempo y dinero, la manufactura de la pieza fue en una máquina CNC como se observa en la figura 3.34 a), el cual se utilizó para realizar una prueba preliminar de manufactura de una primer manufactura de prototipo, todo esto con el fin de conocer el comportamiento dentro del proceso de manufactura. En la figura 3.34 b) se observa el molde de madera con sus respectivos componentes que lo conforman.

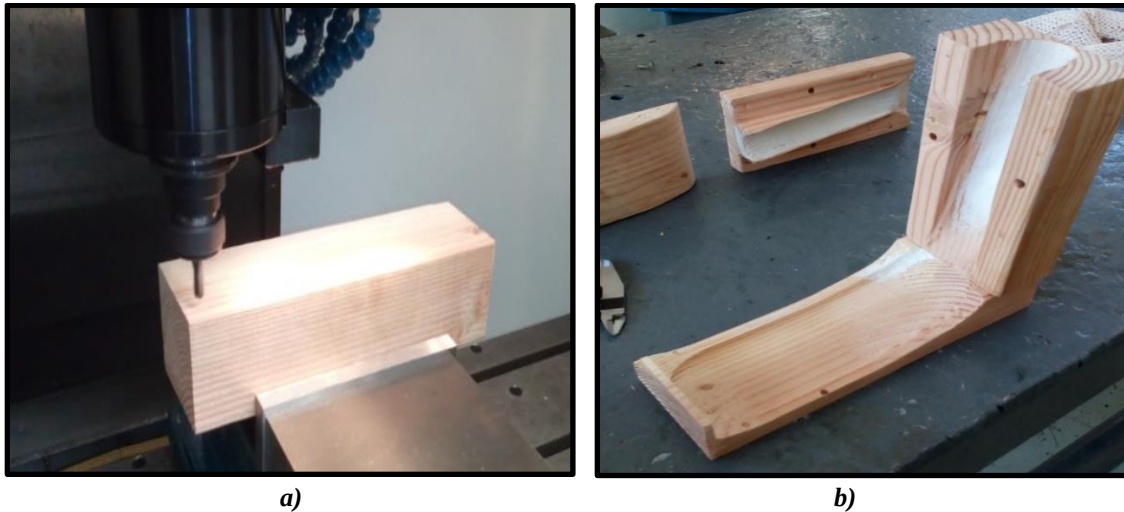


Figura 3.34. a) Maquinado de molde en CNC HAAS VF-9; b) Molde de madera en su etapa final.

3.12.1 Proceso de Manufactura de Prototipo de Prótesis.

3.12.1.1 Fibra + Resina Poliéster.

Para la fabricación del segundo prototipo, fue requerido un molde previo el cual se maquinó en base a los requerimientos de variables y diseño antes mencionado, como se puede observar en la figura 3.35 el molde con todas sus piezas que lo conforman.

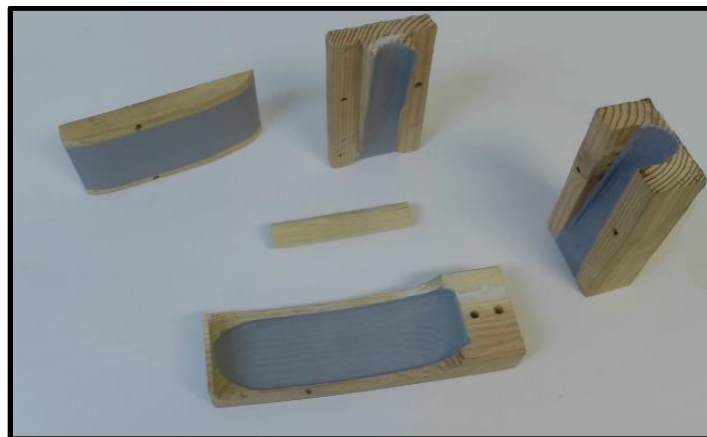


Figura 3.35. Molde de madera finalizado.

De acuerdo a los resultados obtenidos de las probetas de resinas y material compuesto, sometidos a tensión, fue implementado el laminado $[0\pm45]_s$ de ocho capas para la manufactura del

prototipo; con ayuda de una plantilla se utilizó como base para realizar los cortes de las láminas de fibra de carbono como se puede observar en la siguiente figura 3.36.



Figura 3.36. Fibra de carbono cortado a 0° y 45° previo a la fabricación del compuesto.

Además de la implementación del laminado antes mencionado, también se optó por la selección de resina poliéster ya que los resultados obtenidos en las pruebas de tensión fueron favorables a comparación de la resina epóxica.

En la siguiente figura 3.37 se observa el proceso de manufactura de la prótesis, utilizando el método de impregnación manual (Hand Lay-Up).



Figura 3.37. Impregnación manual (hand lay – up) de la fibra.

Una vez que se completó con el proceso de impregnación manual, se prosiguió a cerrar el molde, el cual no contaba con componentes de ajuste y/o presión necesario para lograr una

compactación más adecuada del laminado (ver figura 3.38 a), una vez cerrado el molde, fue sometido al proceso de vacío para obtener una mejor distribución y adherencia entre láminas en la pieza final como se observa en la figura 3.38 b).

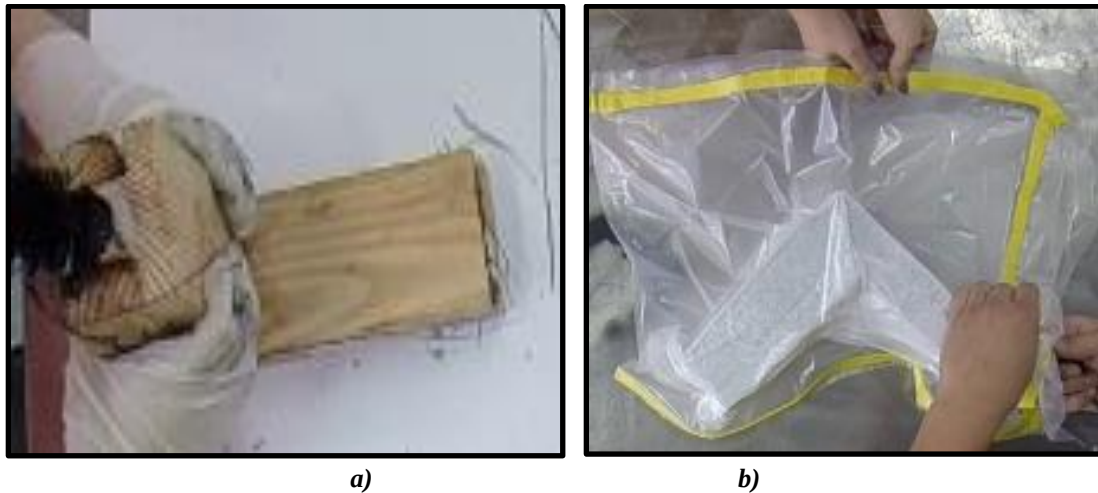


Figura 3.38. Manufactura de prototipo: a) Cierre de molde; b) Pieza sometida a vacío.

Después de transcurrir 72 horas que fue el lapso que se dejó curar la pieza sometida a vacío, se procedió al desmoldar la pieza del molde de madera el cual se presentaron inconvenientes ya que la resina se adhirió demasiado entre el molde y la pieza, de tal manera que no pudo remover, por lo cual se tomó la decisión de forzar el molde hasta llegar al punto de ruptura y de ésta manera poder obtener la pieza final.

En la figura 3.39 se observa la pieza final fabricada con el molde de madera.



Figura 3.39. Prótesis final.

3.13 DISEÑO Y MANUFACTURA DE MOLDE EN ALUMINIO.

Debido a la complejidad de la geometría de las piezas desarrolladas y de los inconvenientes presentados en el primer proceso con el molde de madera, se prosiguió a utilizar aluminio como base principal del molde el cual facilitó el proceso de manufactura de la pieza.

El medio que mejor se adaptó a los requerimientos de manufactura en piezas metálicas fue el mecanizado por control numérico computarizado, con ayuda de una fresadora CNC marca HAAS® modelo VF-9 y con la implementación del software MasterCAM® versión X5, facilitaron el maquinado de este mismo, el cual se observa en la figura 3.40 a), donde se muestra el segundo modelo de molde ya con las modificaciones de mejora realizadas tal como se observa en la figura 3.40 b).

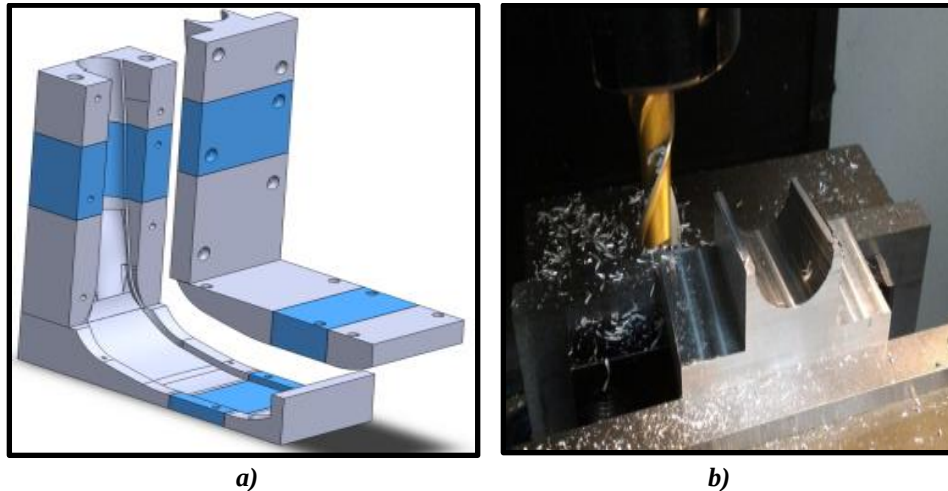


Figura 3.40. Segundo modelo de molde en aluminio: a) Diseño de molde superior; b) Maquinado de molde en CNC.

Como parte de las modificaciones del diseño del molde, se implementaron sujeciones mecánicas como guía de ensamble para un mejor compactado del laminado, utilizando tornillos y pernos en diferentes secciones del molde superior e inferior, tal como se muestra en la siguiente figura 3.41 a) y b).

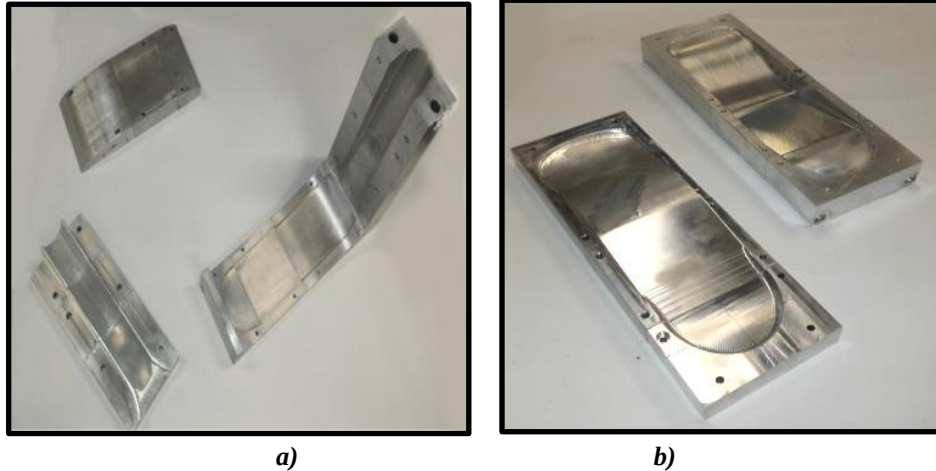


Figura 3.41. Segundo molde en aluminio: a) Pieza superior; b) Pieza inferior.

3.13.1 Proceso de Manufactura de Prototipo de Prótesis.

3.13.1.1 Fibra + Resina Poliéster.

Para la fabricación del segundo prototipo se continuó trabajando con la misma metodología de manufactura antes descrita, pero en ésta ocasión con la implementación del molde en aluminio ya con las mejoras de sujeción realizadas, además de continuar con la fibra de carbono y resina poliéster.

Fue sometido a vacío y se dejó curando alrededor de 72 horas, el cual se prosiguió con el desatornillamiento del molde para la obtención de la pieza, observando así que la pieza final no contaba con el curado total de esta misma, un factor que se atribuye al no curado es la influencia de las condiciones de temperatura ya que es una variable fundamental para el comportamiento de ésta, dadas las circunstancias de manufactura son variables no controladas, las cuales provocan resultados no favorables.

3.13.1.2 Fibra + Resina Epóxica System 1000.

Dadas las circunstancias presentadas con la resina poliéster en la manufactura empleada con el molde en aluminio, se optó con una segunda opción en donde se implementó la resina epóxica y así contrastar el comportamiento de ésta misma.

Se utilizó la misma orientación y cantidad de láminas de fibra carbono 3K y resina epóxica system 1000/1025, la cual tiene un rango de 25 minutos para tener reacción, lo cual nos da un lapso considerado para trabajar con el material tal como se observa en la figura 3.42.



Figura 3.42. Resina epóxica system 1000 y catalizador 1025. (System 1000 Epoxy Resin, 2010)

Se continuó trabajando con el mismo laminado de ocho capas de fibra de carbono para ambas secciones superior e inferior como se observa en la figura 3.43 a) y b).

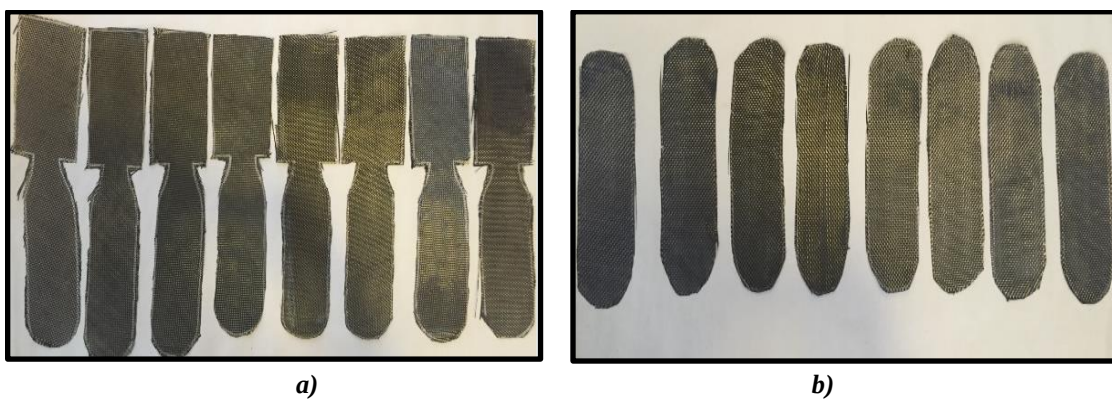


Figura 3.43. Corte de fibra: a) Pieza superior; b) Pieza inferior.

3.13.1.2.1 Manufactura de Pieza Inferior.

Una vez teniendo lista las láminas de fibra de carbono, se prosiguió con la preparación del molde de aluminio, al cual se agregaron cinco capas de agente desmoldante (cera) esto para facilitar la remoción de la pieza, como se muestra en la figura 3.44.



Figura 3.44. Aplicación de cera al molde en etapa de preparación.

Para la fabricación de la pieza inferior se utilizó una mezcla total de resina epóxica y catalizador de 124 gramos, utilizando un arreglo 5:1, como se puede observar en la figura 3.45.

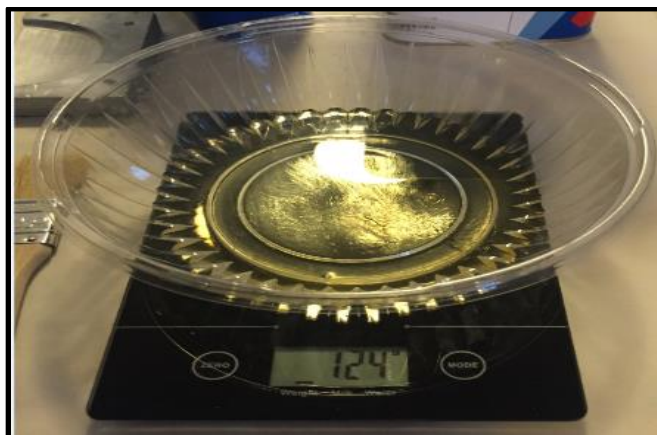


Figura 3.45. Arreglo de mezcla de resina epóxica y catalizador.

En primera instancia se llevó acabo la técnica impregnación manual para la pieza inferior, en la cual se fueron colocando las capas de fibra y resina entre cada una de ellas, hasta completar el laminado de ocho capas como se observa en la figura 3.46 a); al finalizar el proceso de impregnación se continuó con el cerrado del molde comenzando por uno de sus extremos y ajustando los tornillos en su totalidad con ayuda de una llave Allen quedando alineado y sellado por completo, como se muestra en la figura 3.46 b).

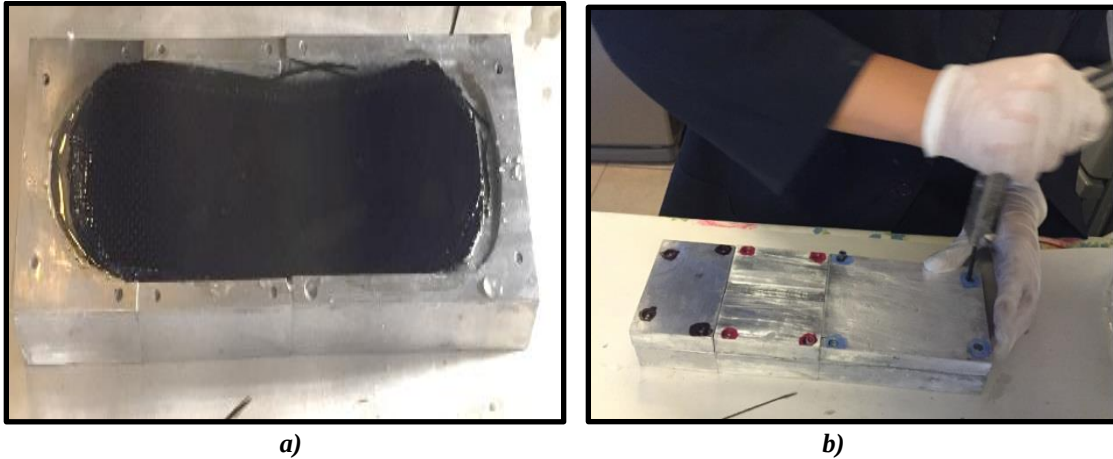


Figura 3.46. Manufactura de pieza inferior: a) Impregnación del laminado; b) Cerrado de molde.

Una vez cerrado el molde fue cubierto de Reléase Film y Peel Ply, esto con la finalidad de una mejor distribución de la resina cuando es sometido a vacío, después se prosiguió introducir la pieza a la bolsa para someterla a vacío donde se dejó curando 72 horas, esto debido a la temperatura ambiente que se encontraba, ya que la temperatura afecta al curado de la de resina (ver figura 3.49 a). Al cumplir el tiempo de curado, se extrae el molde de la bolsa y se inicia con el desatornillado para retirar las contrapartes del molde, lo cual se realiza cuidadosamente para no dañar la pieza la cual se puede observar en la siguiente figura 3.47 b).

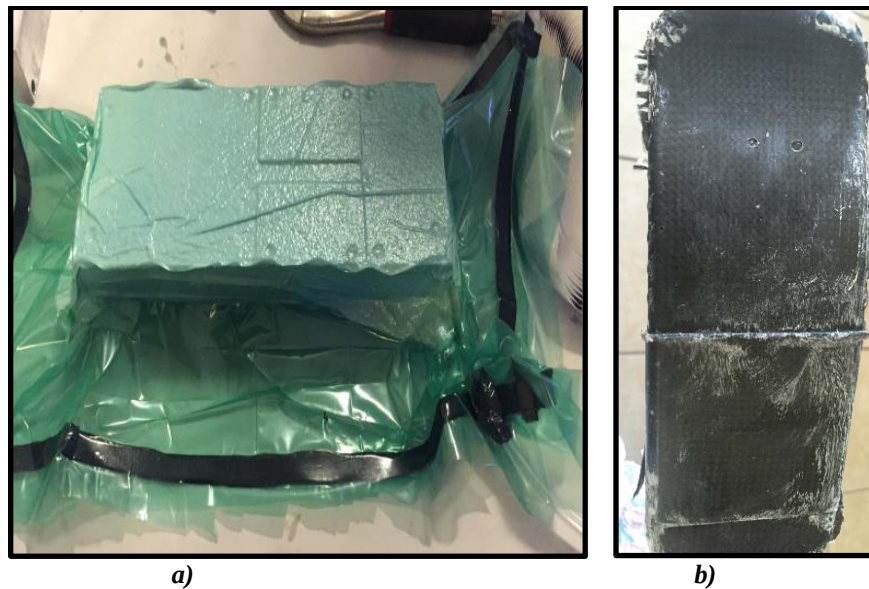
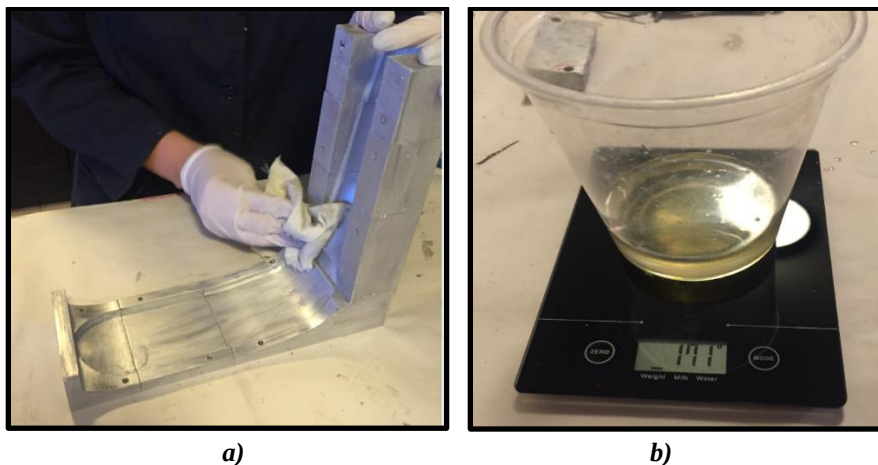


Figura 3.47. a) Pieza inferior sometida a vacío; b) Pieza inferior removida del molde.



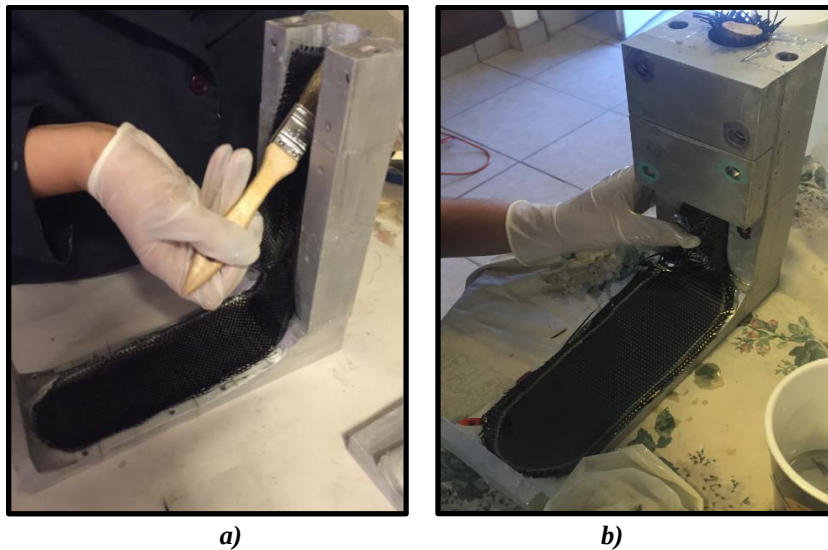


Figura 3.49. a) Impregnación de resina; b) Sellado de molde.

Una vez sellado el molde, se utiliza de nueva cuenta el método de vacío (ver imagen 3.50 a) y se dejó transcurrir un lapso de 72 horas para proseguir con el desmolde de la pieza. Transcurrido el tiempo se recomienda no mover los moldes, hasta haber cumplido el tiempo estimado de curado. Posteriormente se retiró la bolsa y se inició con el destornillamiento de cada una de las piezas del molde, las cuales se realizaron con mucho cuidado para no dañar el prototipo. En la figura 3.50 b) se muestra la pieza superior separada del molde que se utilizó como base.

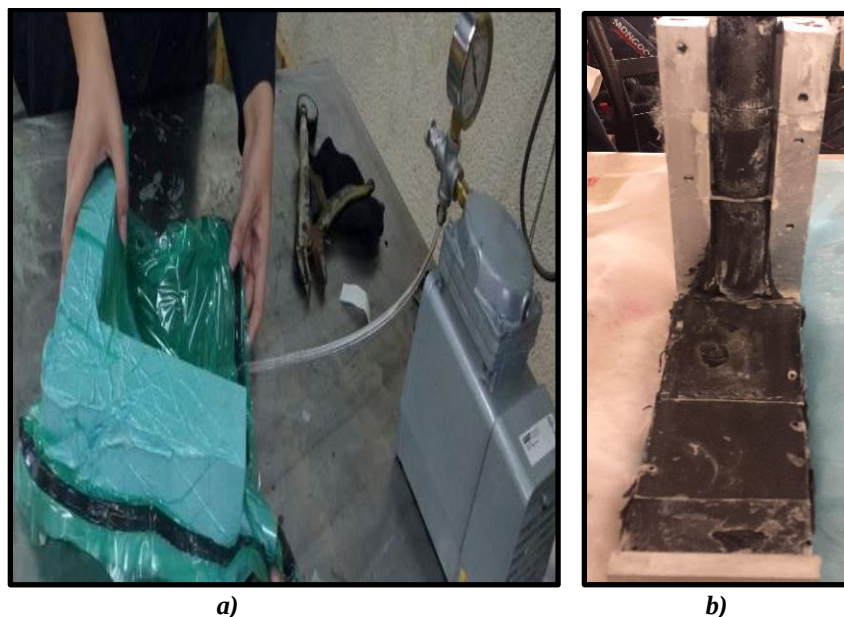


Figura 13.50. a) Pieza superior sometida a vacío; b) Pieza superior removida del molde.

3.13.1.2.3 Rectificado y Acabado.

En ésta sección del proceso de manufactura empleado, se utilizó un Dremel modelo 3000® con punta de disco y de lija para realizar el rectificado, en donde se desbastaron los excesos de fibra y resina (ver figura 3.51) para la obtención de un buen acabado superficial y medidas establecidas inicialmente en el diseño.



Figura 3.51. Rectificado del 1er. prototipo de prótesis.

Las figuras 3.52 a) y b) presentan las piezas superior e inferior retrabajadas, en la cual existe una diferencia significativa entre la superficie de la pieza desmoldada y la superficie rectificada, obteniendo así una mejora final del prototipo.

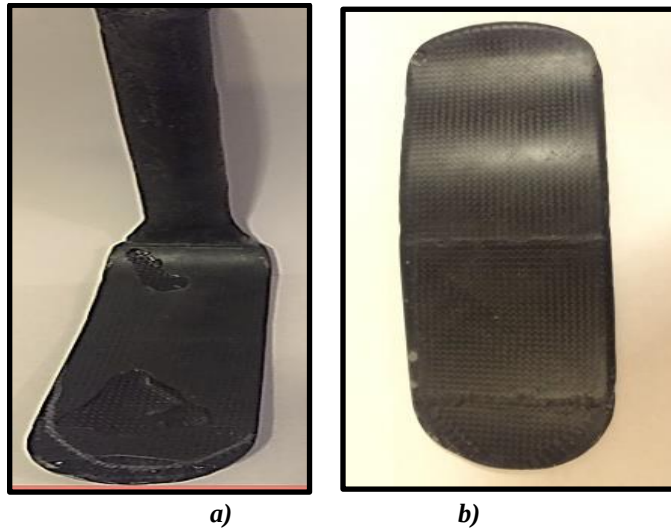


Figura 3.52. a) Pieza superior finalizada; b) Pieza inferior finalizada.

3.13.1.2.4 Unión de Piezas.

El prototipo consta de dos piezas de fibra de carbono las cuales son conectadas con ayuda de dos remaches modelo POP, con cuerpo de aluminio, cabeza de domo, de 3/16in de diámetro, con agarre de 5/8in, esto con el fin de garantizar una mejor unión entre ambas piezas que conforman la prótesis, obteniendo así un espesor total de 6.8mm (1/4in) por cada pieza, como se observa en la figura 3.53.



Figura 3.53. Unión del prototipo de prótesis transtibial.

3.14 COSTOS UNITARIOS

Dentro de esta investigación se utilizó un monto alrededor de \$1500 pesos en materiales para la fabricación del prototipo de prótesis.

Se adquirió fibra de carbono 3K (2m) por \$1206.60, así como un conjunto de resina epóxica system 1000/1025 (3.78lbs) y catalizador 1025 (0.945lbs) por \$ 1994.13, los cuales fueron adquiridos con el distribuidor Fibre Glast.

Adicionalmente se realizó la compra de una varilla solida de Nylamid de 0.019m (3/4 in) de diámetro con una longitud de 0.914m (3ft) con un costo de \$315.00 adquirida con el distribuidor de materiales Pacific Metals, la cual fue utilizada como soporte (Socket) para proporcionar mayor estabilidad al prototipo.

Aproximadamente se utilizó 0.0378m² (42cm X 9cm) de fibra de carbono 3K por cada capa correspondiente a la sección superior y 0.0216m² (24cm X 9cm) para la sección inferior.

Se utilizó un recipiente graduado para mezclar la cantidad correcta de resina epóxica y catalizador con una relación 5:1, en conjunto fueron necesarios 250gr para la impregnación en la pieza superior y 130gr para la inferior. Como se puede observar en la tabla 3.17 el precio total del material utilizado en el prototipo fue de \$964.63.

Tabla 3.17. Costos de materiales para manufactura de prototipos de prótesis.

ANÁLISIS DE COSTOS DE MATERIALES NECESARIOS PARA FABRICACION DE PROTESIS DE PIE				
Material	Materia prima por capa	Precio por capa	No. de Capas	Precio Total
Fibra de Carbono 3K				
Pieza Superior	0.0378m ²	\$22.80	20	\$456.09
Pieza Inferior	0.0216m ²	\$13.03	20	\$260.62
Resina Epóxica System 1000 / 1025				
Pieza Superior	250gr	-	20	\$105.51
Pieza Inferior	130gr	-	20	\$54.86
Varilla Solida Nylamid				
Pieza	0.245m	-	-	\$87.54
PRECIO TOTAL				\$964.63

A un que no se calculó ni se estimó la mano de obra y horas de trabajo, el costo resulto ser bajo en comparación con los precios en el mercado, donde una prótesis transtibial puede alcanzar un valor de \$130,000.00 (7,000.00 USD).

3.15 PRUEBAS ESTRUCTURALES EN PRÓTESIS TRANSTIBIALES.

En particular, la prótesis debe satisfacer las necesidades individuales de los pacientes en términos de requisitos diferentes, tales como la estabilidad, durabilidad y comodidad. Por esta razón, los principales parámetros que deben tenerse en cuenta son el peso del amputado, el tipo de amputación, y las actividades desarrolladas. Además de todas estas consideraciones, es evidente que la seguridad y la fiabilidad de la prótesis debe ser un objetivo principal.

3.15.1 Pruebas Mecánicas.

Las pruebas establecidas por los estándares internacionales aseguran que “los productos y servicios sean seguros, confiables y de buena calidad”. Los protocolos de prueba estandarizados aseguran métodos de prueba similares de varias organizaciones, asegurando a los consumidores que se alcanzaron estándares mínimos en los productos requeridos.

Es por eso que el pie protésico desarrollado y fue probado para determinar el rendimiento del pie y poder realizar una comparación con otros pies protésicos. Las pruebas y resultados guiarán las mejoras y desarrollo continuo.

Se realizaron pruebas estándares regidas por ISO, el cual determina el comportamiento estructural de la prótesis de pie. Las pruebas estáticas se realizaron por ISO 10328 la cual garantiza la integridad estructural de la prótesis de pie y brinda confianza en que resistirá las pruebas de marcha humana cumpliendo los requisitos de carga mínima. Y las pruebas de fatiga se realizaron bajo el ISO 22675 la cual determina como el prototipo se comporta sobre un número determinado de ciclos. Ambos documentos gobiernan las pruebas estáticas, cíclicas y los niveles de carga para dispositivos protésicos de miembros inferiores son similares en función, pero difieren en las aplicaciones de carga específica en la prótesis.

Ambos grupos de normas agrupan las prótesis en categorías basadas en el peso máximo del paciente. Ésta investigación se centró en el rango de carga P4, que está pensado para un peso máximo del paciente de 80kg. (ISO 10328, 2006)

En el siguiente apartado se describirá cada una de las pruebas realizadas.

3.15.1.1 Prueba de Compresión.

La prueba estructural estipulada por la ISO 10328 consiste en ensayos estáticos los cuales se clasifican en (Jensen & Treichl, 2007) (ISO 10328, 2006):

Prueba de carga estática, las cuales representan una sobre carga momentánea donde el pie debe soportar dicha carga sin sufrir daño significativo o perder su función principal.

Prueba de carga máxima, representan una carga última que puede ser soportada por la prótesis sin presentarse fallo catastrófico, sin embargo puede perder su función después de la carga máxima.

Dichas cargas se muestran en la tabla 3.18.

Tabla 3.18. Valores de carga estática, bajo el ISO 10328. (ISO 10328, 2006)

CARGAS DE PRUEBA PARA P4	CARGA EN PUNTA	CARGA EN TALÓN
PRUEBA DE CARGA ESTÁTICA	2065N	2065N
PRUEBA DE CARGA MÁXIMA	3098N	3098N

El estándar identifica dos configuraciones de carga en los niveles de esfuerzo máximo en la extremidad durante la marcha normal tal como lo especifica en la tabla 10 del ISO 10328 (ver figura 3.54 y 3.55) (ISO 10328, 2006)

Condición I: La carga se aplica en un ángulo 15° en el talón.

Condición II: La carga se aplica en un ángulo de 20° en la punta, relacionado con el instante de carga máxima que ocurre al final de la fase de apoyo durante la marcha humana. (ISO 10328, 2006)

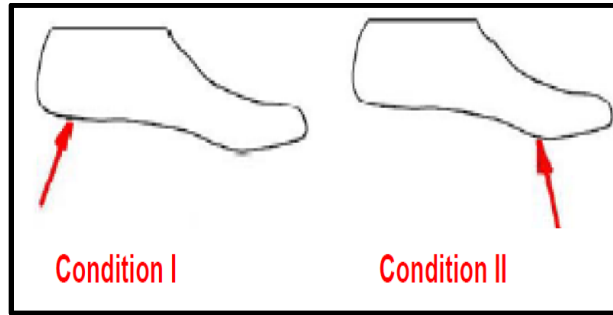


Figura 3.54. Interpretación relativa de la norma ISO 10328 con las dos condiciones de carga. (ISO 10328, 2006)

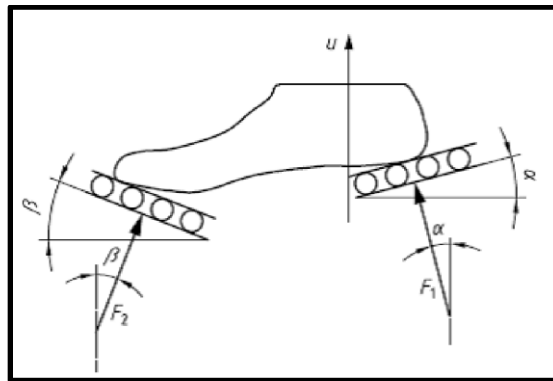


Figura 3.55. Instrucción de ISO 10328 para la orientación y ángulo de carga. (ISO 10328, 2006)

La prueba estática incluye una prueba para asegurar que la deformación plástica no exceda de 15mm bajo una fuerza especificada de 2065N en configuración de carga I y II, respectivamente, las cargas se aplican a una velocidad de 100N/s. Las muestras que cumplen con los requisitos de la prueba de carga estática también se someten a pruebas de carga máxima de 3098N para la condición I y II respectivamente, manteniendo una velocidad de 100N/s hasta que el prototipo falle o sufra daño total. (ISO 10328, 2006)

3.15.1.2 Prueba de Fatiga.

La prueba de fatiga del pie protésico se realiza bajo el ISO 22675 para la condición I y II, con una carga de 1158N y 1173N, la aplicación de la carga sigue un patrón de curva, con ayuda de una placa que simula el caminar del pie; estándar describe la prueba de fatiga como una serie de ciclos de carga y descarga que asemejan el caminado normal de un amputado dependiendo de su nivel de actividad en el cual establece 2 millones de ciclos.

Para la aproximación al uso que le daría un amputado con nivel de actividad K3 (ambulante de la comunidad) se considera 1 millón de ciclos durante un año y para prótesis experimentales se emplean 250 mil ciclos que validan prototipos; es por eso que se denomina al experimento como una pseudo prueba de fatiga.

La curva Fuerza/Deflexión de los pies protésicos generados durante la carga y descarga en una prueba estática, han sido útiles para caracterizar la rigidez de los pies protésicos (Van Jaarsveld, Grootenboer, De Vries, & Koopman, 1990). Este método se ha utilizado para comparar diferentes pies protésicos (Van Jaarsveld et al., 1990) y medir los efectos que diferentes zapatos tienen en la prótesis de rigidez del pie (Van Jaarsveld et al., 1990). Los investigadores han utilizado pruebas de deflexión para determinar si un nuevo prototipo de pie protésico genera curvas similares como una prótesis objetivo y ayuda a controlar las variaciones deseadas en estas curvas permitiendo al investigador saber cuándo el prototipo de pie alcanza un objetivo deseado.

Las gráficas de fuerza/deflexión también se utilizan para medir la histéresis del prototipo de pie protésico para determinar cuánta energía pierde la prótesis entre carga y descarga. "La histéresis se define por la pérdida de energía como parte de la energía de deformación total" (Van Jaarsveld et al., 1990).

Minimizar la histéresis reducirá el costo energético de caminar, siempre y cuando la energía sea devuelta a los usuarios de una manera utilizable (Van Jaarsveld et al., 1990). El exceso de energía en un pie protésico se disipa en forma de látigo en el talón durante el movimiento inicial en lugar de proporcionar propulsión para el usuario (Hafner, Sanders, Czerniecki, & Fergason, 2002).

3.15.2 Equipo para Pruebas Mecánicas.

El prototipo fue sometido a ensayos mecánicos con el fin de verificar los resultados obtenidos en los análisis de esfuerzos realizados en la simulación.

3.15.2.1 Máquina de Ensayos MTS.

El objetivo principal de la máquina de ensayos MTS 810 Material Testing Systems es el mantener las muestras fijas durante la aplicación de pruebas, proporcionando una fuerza de agarre constante, el cual es de acoplamiento hidráulico, muy aparte de las cargas que son aplicadas durante los ensayos mecánicos. Las mordazas están diseñadas especialmente para pruebas estáticas o de

fatiga; y para diferentes tipos de material como se observa en la figura 3.56. (MTS Systems Corporation, 2006)



Figura 3.56. Máquina MTS 810 Material Testing Systems. (MTS Systems Corporation, 2006)

Los agarres proporciona una fuerza ajustable tanto en la parte superior e inferior de accionamiento axial, esto es para evitar daños en la muestra ya sea por agarre de las mordazas o por deslizamiento durante los ensayos.

Las especificaciones de la máquina MTS 810 para pruebas de estáticas se describen en la siguiente tabla 3.19.

Tabla 3.19. Especificaciones de la máquina MTS 810. (MTS Systems Corporation, 2006)

MTS 810 MATERIAL TESTING SYSTEMS	
Capacidad de Carga Máxima	500kN
Fuerza Dinámica	25kN
Fuerza Estática	31kN
Rango de rendimiento	Moderado

Materiales para pruebas	Aluminio, aceros y compuestos
Medida de la muestra	Estándar
Tipos de prueba	Tensión, flexión, compresión, fatiga, durabilidad
Presión	21MPa (3000psi)
Temperatura	-40°C/177°C
Altura Total	131mm [5.20in]
Diámetro	150mm [6.00in]
Velocidad de prueba	2mm/min [0.05in/min]

El software que proporciona los controladores de MTS son FlexTest SE PC (ver figura 3.57), el cual es un sistema operativo multimedia que permite definir nuevas pruebas, adquirir y compartir datos, y analizar los resultados de las pruebas anteriores y actuales, mientras que se están realizando otras pruebas.

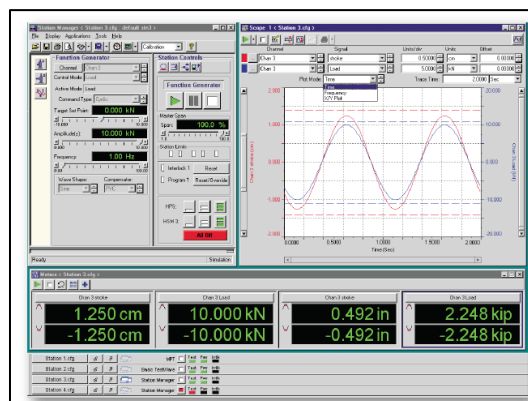


Figura 3.57. Software utilizado para pruebas de máquina MTS. (MTS Systems Corporation, 2006)

3.16 PRUEBA COMPRESIÓN EN PROTOTIPO DE PRÓTESIS.

Después de la unión de ambas piezas se prosiguió a someter el prototipo a ensayos de compresión bajo el ISO 10328, la cual identifica dos configuraciones de carga en los niveles de esfuerzo máximo presentados por las extremidades durante la marcha humana (contacto talón y contacto punta), en este estudio se basó únicamente en contacto punta. La figura 3.58 muestra la pieza montada en la máquina MTS 810 Material Testing Systems con ayuda de un conector piramidal, que

se utilizó como sujeción para montarla en la celda de trabajo, donde cuenta con una carga de 500kN y una velocidad de 0.5mm/seg.

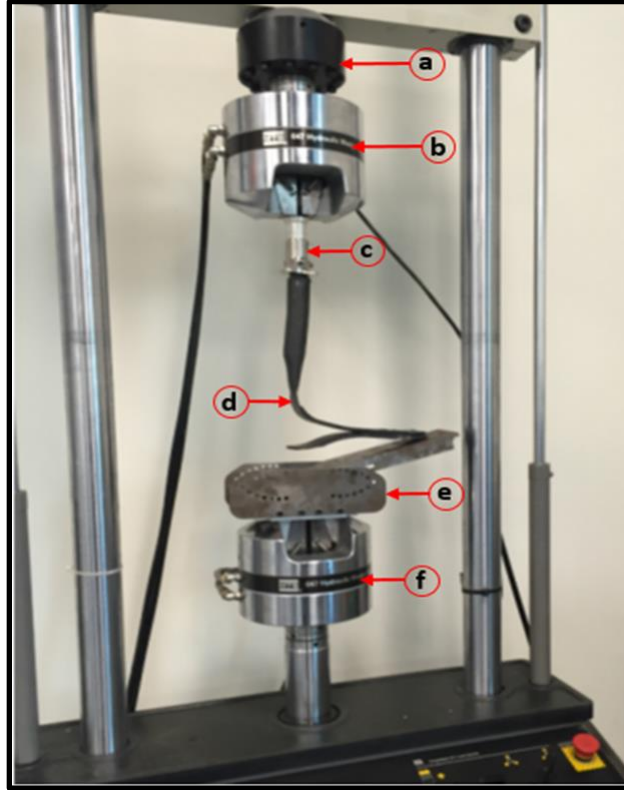


Figura 3.58. Sujeción de prototipo, despegue a 20° de inclinación, donde se muestran los componentes del equipo de prueba: a) Transductor de fuerza; b) Mordaza hidráulica; c) Conector; d) Prototipo de Pie; e) Escantillón manualmente ajustable para el plato de referencia; f) Mordaza hidráulica movable.

Una vez realizada la manufactura del prototipo, fue probado bajo el ISO 10328 el cual se sometió a prueba de compresión, donde se presentó daño irreversible en la sección del tobillo donde fue un concentrador de esfuerzos además de presentarse delaminación en la pieza, por lo cual una de las variables que se pueden atribuir al daño fue la cantidad de capas utilizadas en la manufactura y con ello también la insuficiente cantidad de refuerzo necesario en la sección crítica presentada en la pieza.

Dados los resultados obtenidos se procedió a realizar una mejora en el laminado y reforzar las secciones críticas presentadas en el prototipo, lo cual se describe a continuación.

3.17 SEGUNDO PROCESO DE MANUFACTURA DE PRÓTESIS CON MOLDE DE ALUMINIO.

Para el siguiente prototipo fue necesario incrementar la cantidad de capas y refuerzos en la sección crítica de la pieza, con ello se realizó un siguiente prototipo utilizando el mismo laminado, pero en esta ocasión aumentando a 20 capas de fibra de carbono, el cual se manufacturó utilizando la misma metodología antes descrita.

Se elaboraron cuatro modelos como se observa en la siguiente figura 3.59 los cuales se sometieron a pruebas estáticas para conocer el comportamiento del aumento de capas que se realizó en este último prototipo.



Figura 3.59. Prototipos de prótesis con laminados de 20 capas.

3.17.1 Pruebas mecánicas en prototipos de Prótesis.

Para las pruebas mecánicas se utilizó la máquina de tensión proporcionada por el laboratorio de mecatrónica del Tecnológico de Monterrey, Campus Guadalajara. Para la prueba fue necesario un conector piramidal para la conexión entre la pieza y la máquina de ensayo (ver figura 3.60).



Figura 3.60. Conector piramidal.

El conector piramidal se acopla al bastidor a través de una superficie roscada, con la finalidad de fijar la disposición del conector respecto al bastidor y restringir el movimiento tal como se observa en la siguiente figura 3.61, el cual fue ajustado a los requerimientos de cada estudio.



Figura 3.61. Prototipo montado en la máquina de ensayo.

3.17.2 Pruebas de Fatiga en Prototipos de Prótesis.

Se efectuaron dos ensayos mecánicos que consistieron en evaluar las etapas críticas de la marcha humana, contacto de talón y despegue (punta). En la Figura 3.62 a) y b) se observa la sujeción del modelo en la prensa para cada ensayo.

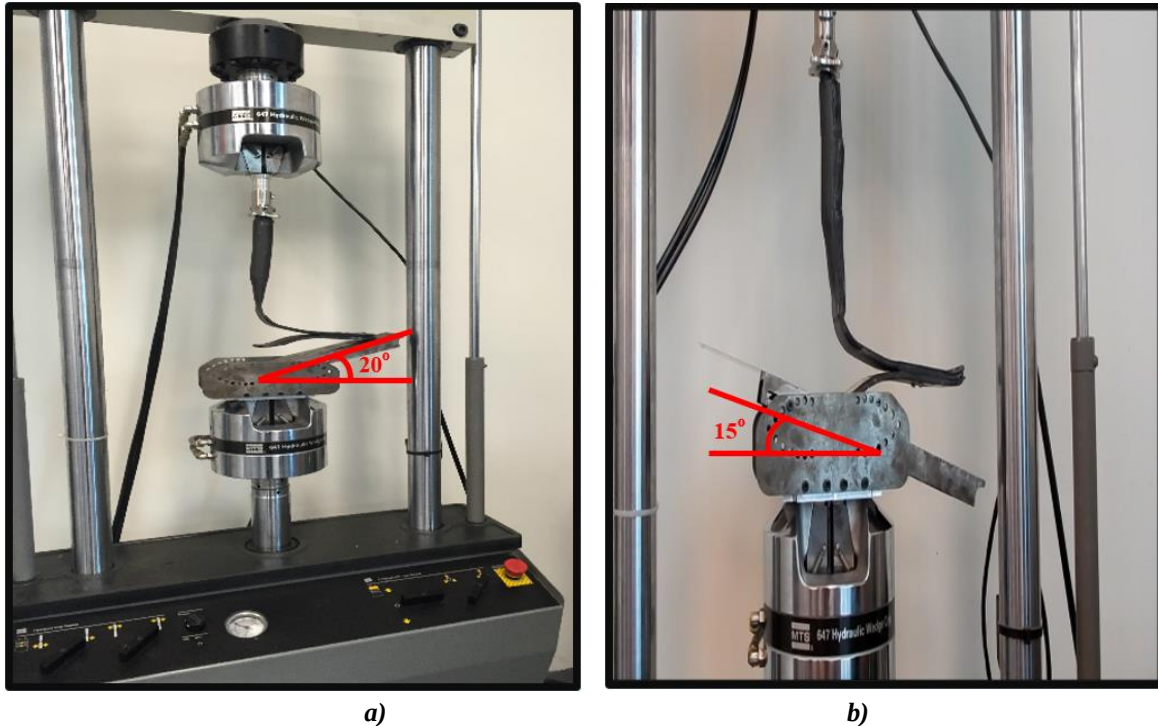


Figura 3.62. Configuración de máquina para la sujeción del prototipo para pruebas de fatiga y compresión hasta llegar a fallo: a) Contacto punta 20° de inclinación; b) Contacto talón 15° de inclinación.

Los ensayos consistieron en someter el prototipo a cargas de fatiga (cíclicas) aplicadas sobre la superficie de contacto de cada etapa, a fin de determinar el desplazamiento y la energía de absorción.

3.17.3 Pruebas de Compresión en Prototipos de Prótesis.

Para los ensayos de compresión, de igual forma se realizó el mismo análisis sobre las superficies de contacto en cada etapa estudiada, con el fin de determinar la carga máxima presentada en el prototipo.

Con base a lo anterior se determinó que el proceso de manufactura estandarizada de la prótesis se concluyó con un molde de aluminio, donde se utilizó un laminado de fibra de carbono de 8 capas, con un arreglo $[0\pm45]_s$ y resina epóxica system 1000 el cual fue sometido a pruebas mecánicas de compresión en la sección de la punta con 20° respecto a la vertical, cuyos resultados se contrastaron con la normatividad del ISO 10328 los cuales fueron fundamentales para la segunda etapa de experimentación.

La segunda etapa de experimentación se realizaron 4 prototipos de prótesis con 20 capas de fibra de carbono, con un arreglo de $[0\pm45]_s$ y resina epóxica system 1000, los cuales fueron sometidos a pruebas de fatiga y compresión en la sección de talón a 15° y punta a 20° con respecto a la vertical. Los resultados obtenidos se describen en el capítulo IV de este documento.

CAPÍTULO IV: RESULTADOS.

Parte de los resultados obtenidos en cada una de las etapas que conforman el desarrollo del prototipo de prótesis transtibial, se pudo determinar los siguientes resultados:

Etapas I: Revisión bibliográfica.

Se cubrieron los diversos avances bibliográficos y contextualizaron los temas de funcionamiento, así como también se realizó una evaluación de las variables que se consideraron en el diseño del prototipo de prótesis transtibial.

Etapas III: Fabricación del molde.

Parte de la manufactura, fue diseñar y maquinar un molde de aluminio, el cual se tomó como modelo a seguir, para la fabricación de los prototipos, a dicho molde se le realizaron ajustes necesarios de sujeción para contar con una mejor compactación y uniformidad del laminado.

Con base a lo anterior se describen los resultados a lo largo del siguiente capítulo.

Etapas II: Caracterización de materia prima.

Etapas IV: Manufactura y pruebas mecánicas (Prótesis).

ETAPA II: CARACTERIZACIÓN DE MATERIA PRIMA.

4.1 RESULTADOS DE PRUEBAS DE TENSIÓN PARA MUESTRAS DE RESINA TIPO I.

En ésta sección del capítulo 4, se detallan los resultados obtenidos durante el desarrollo de las pruebas de tensión para los 4 grupos de muestras sometidos:

- Muestras tipo I matriz epóxica system 1000.
- Muestras tipo I matriz poliéster.
- Muestras de material compuesto por fibra de carbono + resina epóxica system 1000.
- Muestras de material compuesto por fibra de carbono + resina Poliéster.

Respecto a los datos obtenidos la resistencia a tracción, deformación a la ruptura, porcentaje de elongación y el módulo de Young o de elasticidad.

Como se comenta en el inicio del presente capítulo, los resultados obtenidos por las pruebas de tensión de las probetas de matriz polimérica Tipo I, son utilizados en las ecuaciones 2.1, 2.2, 2.3, 2.4 y 2.5 dichas se encuentran descritas en el capítulo dos de esta investigación las cuales se obtendrán los valores de las propiedades mecánicas que son de interés en este estudio, se presentaran tablas con resultados analizados.

4.1.1 Resina Epóxica System 1000

4.1.1.1 Esfuerzo Máximo

Los esfuerzos máximos obtenidos por los ensayos de tensión de las muestras de resina epóxica se muestran en la tabla 4.1, donde la muestra 2 obtuvo el mayor esfuerzo de las muestras analizadas. A pesar que la muestra 3 obtuvo una mayor fuerza aplicada, el área transversal de la muestra es mayor en comparación con el respecto de las cinco, por ello su esfuerzo máximo está por debajo de la muestra 2.

En promedio el esfuerzo máximo soportado por las muestras de resina epóxica fueron 170.3GPa, que en comparación de su ficha técnica está por debajo un 50% en resistencia al ser sometidos a esfuerzo de tensión. Como se mencionó en el apartado 3.4.3.1 del capítulo 3, en el

proceso de manufactura se generan microhuecos que hacen su función de concentradores de esfuerzos, mismo que debilitan el material antes de llegar a su esfuerzo máximo permisible.

Tabla 4.1. Resultados de esfuerzos máximos de ensayos a tensión calculados en muestras tipo I de resina epóxica system 1000.

MUESTRA	ESPESOR [mm]	ANCHO [mm]	ÁREA [mm ²]	FUERZA [N]	ESFUERZO [MPa]
Muestra 1	6.53	13.19	86.1307	3084.375	35.8
Muestra 2	6.35	13.13	83.3755	3806.25	45.7
Muestra 3	6.23	13.09	81.5507	3162.5	38.8
Muestra 4	6.65	12.89	85.7185	3025	35.3
Muestra 5	6.39	12.99	83.0061	3312.5	39.9
PROMEDIO				3278.125	39.1

4.1.1.2 Elongación

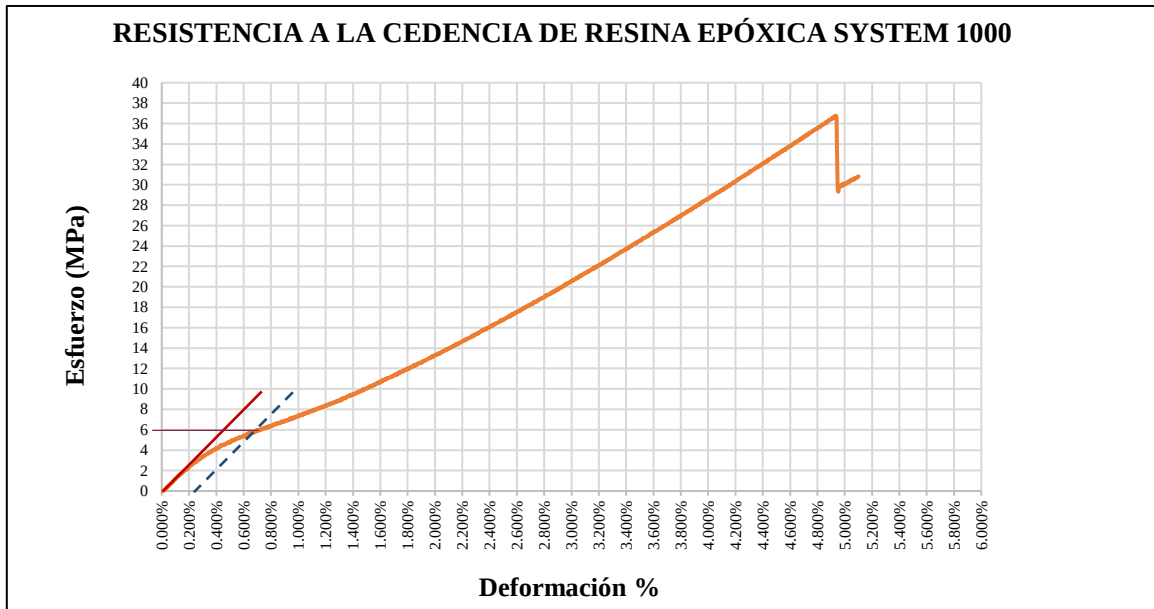
A pesar que este polímero se comporta como un polímero cristalizado, presentó un porcentaje de deformación promedio de 5.19% en la experimentación tal como se observa en la tabla 4.2, mientras que en la ficha técnica arroja un valor de 1.68% de deformación, tal como se muestra en la tabla 3.3, ya que como en cualquier material, este presenta una zona plástica. Su porcentaje de deformación es aceptable ya que se analizó un polímero termoestable.

Tabla 4.2. Elongación unitaria y porcentaje de deformación de muestras tipo I de resina epóxica.

MUESTRAS	li [mm]	lf [mm]	ELONGACIÓN	DEFORMACIÓN (%)
Muestra 1	50	52.65	0.053	5.30%
Muestra 2	50	52.71	0.0542	5.42%
Muestra 3	50	52.365	0.0473	4.73%
Muestra 4	50	52.515	0.0503	5.03%
Muestra 5	50	52.745	0.0549	5.49%
PROMEDIO			0.05194	5.19%

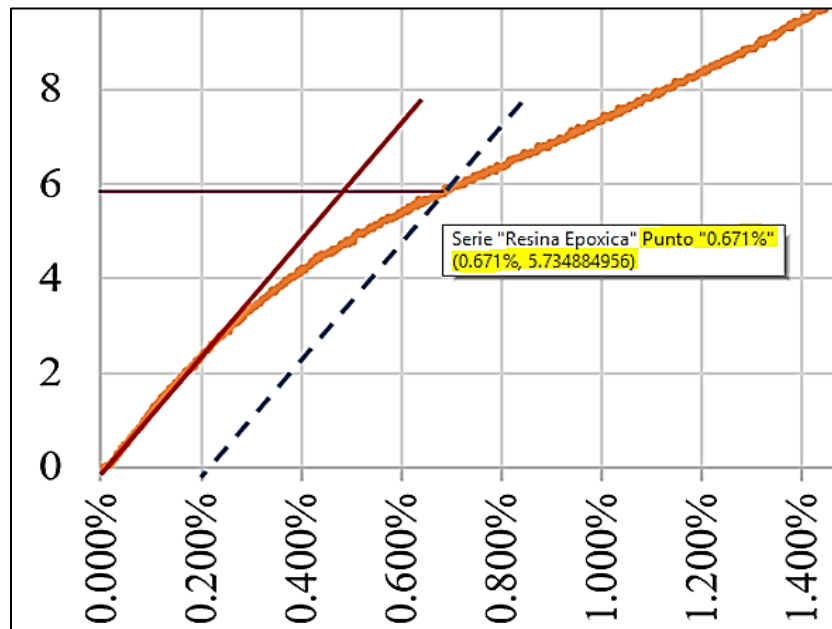
4.1.1.3 Resistencia a la Cedencia

Para conocer el punto de cedencia de la matriz polimérica de resina epóxica, se promediaron todos los valores de esfuerzo y de porcentaje de deformación de las 5 muestras que fueron sometidos a cargas de tensión. De tal manera que se obtuvo como resultado una gráfica representativa del material (ver gráfica 4.1), en donde se utilizó el método “offset” el cual se describió en el apartado 2.10.6, el cual nos ayuda a encontrar el punto de fluencia, el cual se encuentra después de la zona elástica y antes de la zona plástica.



Gráfica 4.1. Curva esfuerzo – deformación de valores promedios de muestras de resina epóxica.

Al realizar un zoom en la gráfica 4.1, se puede observar el punto con coordenadas en donde se encuentra el punto de cedencia del material, tal como se exhibe en la gráfica 4.2, el material cede energía para comenzar con la zona plástica con un esfuerzo de 5.73MPa y con una deformación del 0.67%.



Gráfica 4.2. Acercamiento del punto de fluencia en gráfica esfuerzo – deformación de resina epóxica.

4.1.1.4 Módulo de Elasticidad (Young)

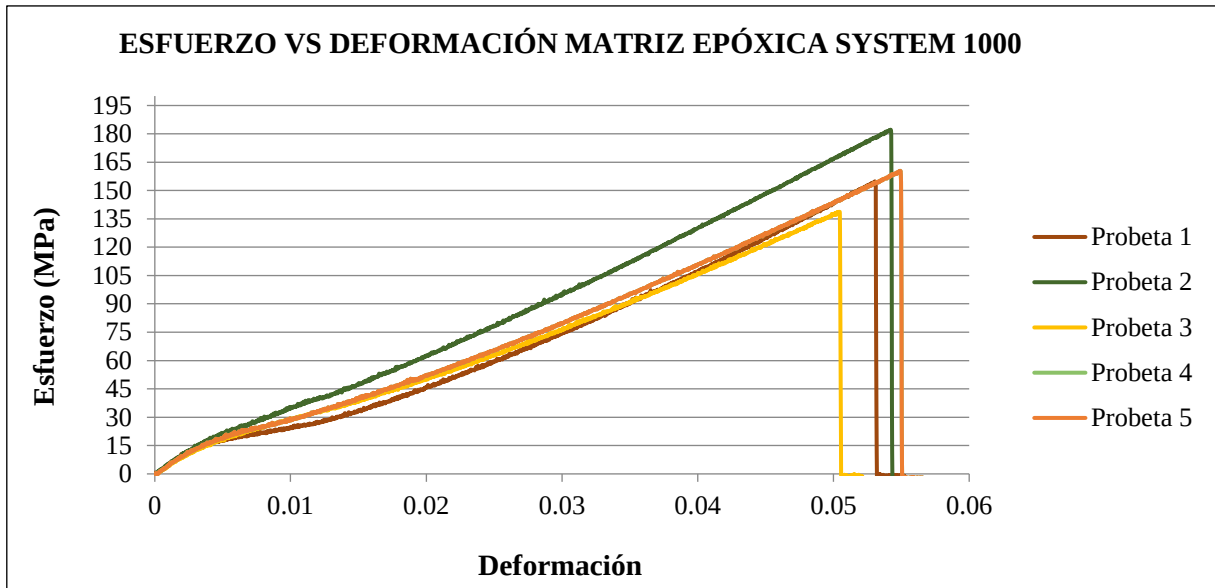
El promedio obtenido del módulo de elasticidad de las muestras sometidos a los ensayos de tensión se muestra en la tabla 4.3, donde arrojo un módulo de Young de 7.53 Gpa en la fase experimental, mientras comparándolo con las referencias bibliográficas se encuentra 44% arriba del módulo establecido tal como se observa en el apartado , esto quiere decir que a pesar que el material no logro obtener el esfuerzo máximo permisible, su capacidad elástica se mantiene, ya que es una de las propiedades mecánicas que permanece constante en el material. Se puede decir que por ser una resina polimérica su tenacidad es pobre.

Tabla 4.3. Resultados de módulo de Young obtenido de muestras tipo I de resina epóxica.

MUESTRAS	FUERZA [N]	VARIACIÓN DE LA LONGITUD [m]	LONGITUD INICIAL [m]	ESPESOR [m]	ANCHO [m]	MÓDULO DE YOUNG (GPa)
Muestra 1	3084.375	0.00265	0.05	0.00653	0.01319	6.76
Muestra 2	3806.25	0.00271	0.05	0.00635	0.01313	8.42
Muestra 3	3162.5	0.002365	0.05	0.00623	0.01309	8.20
Muestra 4	3025	0.002515	0.05	0.00665	0.01289	7.02
Muestra 5	3312.5	0.002745	0.05	0.00639	0.01299	7.27
PROMEDIO	3278.125	0.002597	0.05	0.00643	0.013058	7.53

4.1.1.5 Curva de Esfuerzo-Deformación

Tal como se mencionó, la muestra 2 es la que obtuvo el mayor esfuerzo soportado, cabe mencionar que los 4 muestras restantes, su curva de esfuerzo-deformación se encuentran muy cercas una de otras, tal como se observa en la gráfica 4.3, lo cual indica que el método de manufactura fue factible para el muestreo empelado, ya que no se observa tanta variación del comportamiento de las muestras bajo esfuerzos de tensión.



Gráfica 4.3. Curva esfuerzo – deformación de muestras tipo I de resina epóxica.

4.1.1.6 Modos de Falla

Las muestras Tipo I de resina epóxica system 1000 que fueron sometidas a pruebas de tensión, se muestran en la tabla 4.4 donde la fractura localizada en la zona calibrada de las probetas (ver fotografía a, b, c, d, e, f, g, h). Este fenómeno es encontrado en la mayoría de los plásticos amorfos vidriosos, a menudo pueden llevar error con el crecimiento de una red interna de pequeñas grietas.

Tabla 4.4. Modos de fallas por ensayo tensión en muestras de resina epóxica system 1000.

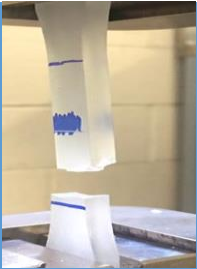
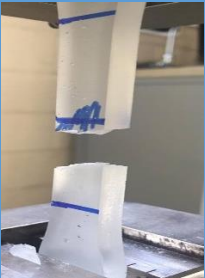
FALLAS EN LAS MUESTRAS TIPO I DE RESINA EPÓXICA	
RUPTURA A TENSIÓN	VISTA MICROSCÓPICA
MUESTRA 1	
a) 	b) 
MUESTRA 2	
c) 	d) 
MUESTRA 3	
e) 	f) 
MUESTRA 4	
g) 	h) 



Figura 4.1. Muestra 5, modo de falla fuera de la zona calibrada en muestras de resina epóxica system 1000.

Las muestras examinadas presentan grietas y micro huecos, se observa en la columna de vista microscópica en círculos rojos los concentradores de esfuerzos que llevaron a las muestras a su punto de ruptura. La presencia de defectos en forma discontinua dentro de la matriz polimérica provoca un incremento de las tenciones, a los cuales fungen como “concentradores de esfuerzos”, mismo que ocasionan que las muestras lleguen a su punto de ruptura antes de sobrepasar a su límite elástico.

4.1.2 Resina Poliéster.

4.1.2.1 Esfuerzo Máximo.

En el ensayo de tensión aplicado en las muestras de resina poliéster, los esfuerzos máximos de cada muestra se promediaron, obteniendo así un valor experimental de 43.6MPa, mientras que la referencia bibliográfica indica 54MPa, tal como se muestra en la tabla 4.5. En relación al valor de la ficha técnica de la matriz de poliéster mencionada en la tabla 3.4, el esfuerzo máximo obtenido esta solo un 20% debajo al módulo de tensión de la bibliografía mencionada en el capítulo 3. Ésta diferencia de valores, se debe a los concentradores de esfuerzos que se crean por el proceso de manufactura empleado.

Tabla 4.5. Resultados de los esfuerzos máximos de ensayos a tensión calculados en muestras tipo I de resina poliéster.

MUESTRA	ESPESOR [mm]	ANCHO [mm]	ÁREA [mm ²]	FUERZA [N]	ESFUERZO [MPa]
Muestra 1	5.06	12.75	64.515	3650	56.8
Muestra 2	6.61	12.87	85.0707	4093.75	48.9
Muestra 3	6.13	12.6	77.238	3390.625	43.9
Muestra 4	5.49	12.84	70.4916	2775	39.4
Muestra 5	5.54	12.81	70.9674	2075	29.2
PROMEDIO				3196.875	43.6

4.1.2.2 Elongación

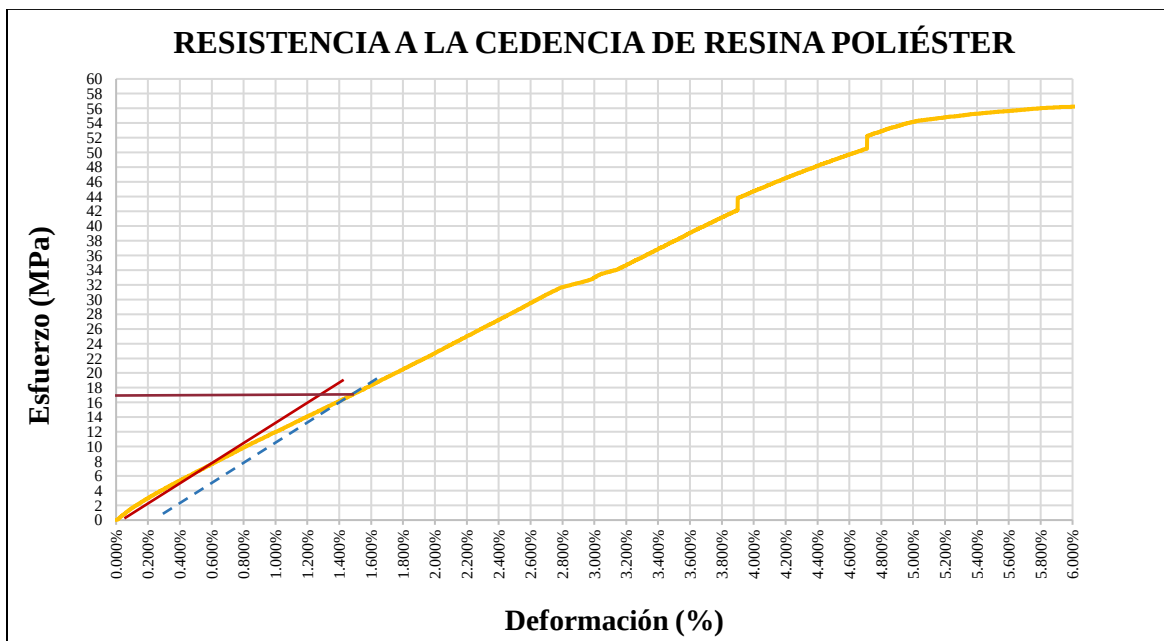
En relación con los resultados de resina epóxica, ambos materiales al ser matrices termoestables se comportan como polímeros cristalizados. Con respecto al ensayo de tracción realizado, el valor obtenido del porcentaje de deformación experimental fue 4.23%, mismo que se presenta en la tabla 4.6; este valor es superior un 135% con respecto al valor teórico mencionado en su ficha técnica la cual indica que su porcentaje de deformación es de 1.8%.

Tabla 4.6. Elongación unitaria y porcentaje de deformación de muestras tipo I de resina poliéster.

MUESTRAS	li [mm]	lf [mm]	ELONGACIÓN	DEFORMACIÓN (%)
Muestra 1	50	53.21	0.0642	6.42%
Muestra 2	50	52.35	0.047	4.70%
Muestra 3	50	51.5	0.03	3.00%
Muestra 4	50	51.96	0.0392	3.92%
Muestra 5	50	51.55	0.031	3.10%
PROMEDIO			0.0423	4.23%

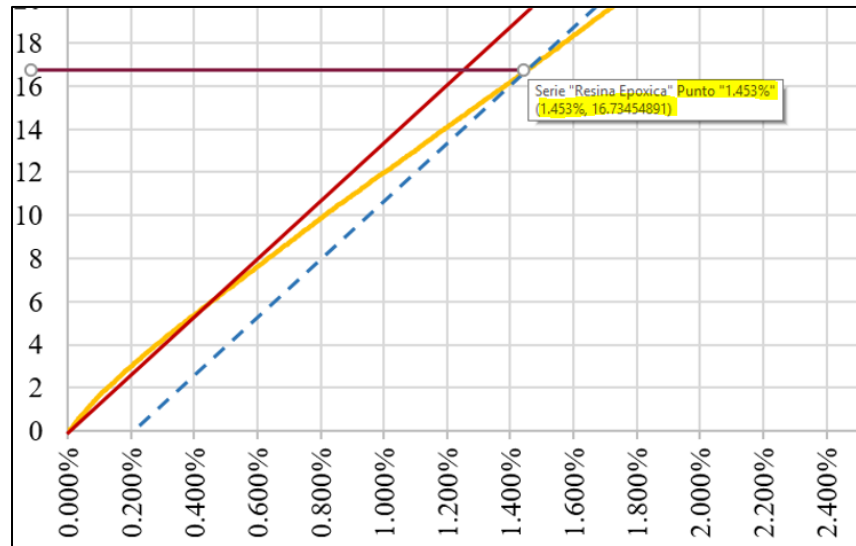
4.1.2.3 Resistencia a la Cedencia.

Los valores obtenidos de las pruebas de tensión aplicadas en las muestras tipo I de resina poliéster, se promediaron para presentar la gráfica 4.4, en donde se utiliza el método offset al 0.2% para poder encontrar el punto de cedencia del material. A pesar que se observa una gráfica lineal, el punto de fluencia indica el inicio de la zona plástica.



Gráfica 4.4. Curva esfuerzo – deformación de valores promedios de muestras de resina epóxica.

Las coordenadas en donde se encuentra el punto de cedencia de la matriz polimérica se presentan en la gráfica 4.5, en donde se aprecia el acercamiento de la gráfica e indicación la zona de fluencia, con un esfuerzo soportado de 16.73MPa y una deformación del 1.453%. Asimismo, estos datos obtenidos ayudan a conocer cuando el material comienza su deformación elástica.



Gráfica 4.5. Acercamiento del punto de fluencia en gráfica esfuerzo – deformación de resina poliéster.

4.1.2.4 Módulo de Elasticidad (Young)

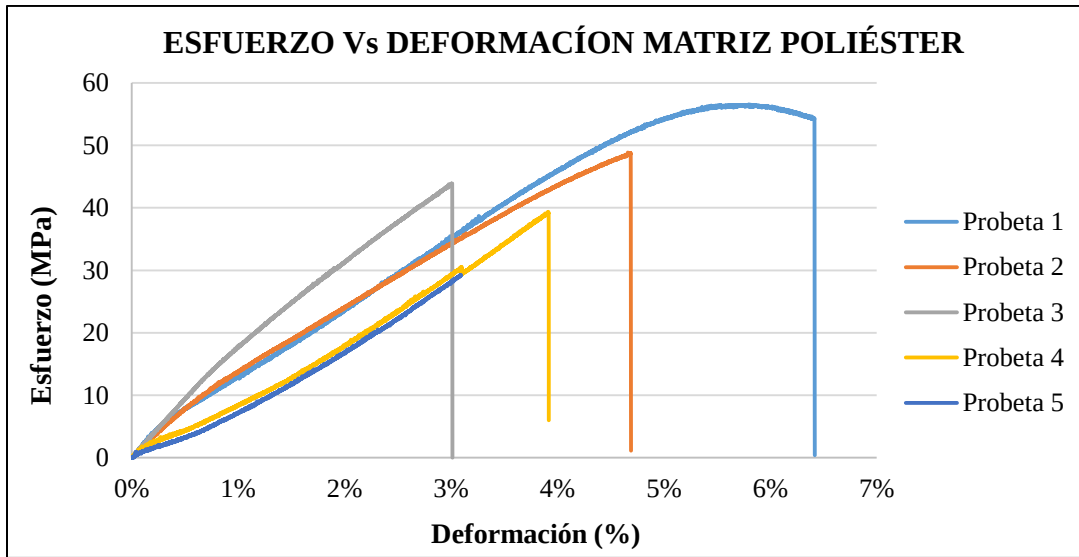
Para lograr obtener el módulo de elasticidad de la matriz de poliéster, se promediaron los resultados de las muestras ensayados. Como resultado experimental se obtuvo un valor de 1.06GPa tal como se muestra en la tabla 4.7, mientras que en la bibliografía indica un rango de 2 – 4GPa. En este caso el valor obtenido esta un 95% por debajo de los valores bibliográficos mencionados en los capítulos 2 y 3. En cuanto a los valores experimentales y teóricos comprados, se debe de mencionar que existe una diferencia muy evidente, sin embargo, la correlación entre las muestras es aceptable para el muestreo empleado en el ensayo de tracción.

Tabla 4.7. Resultados del módulo de Young obtenidos de las muestras tipo I de resina poliéster.

MUESTRAS	FUERZA [N]	VARIACIÓN DE LA LONGITUD [m]	LONGITUD INICIAL [m]	ESPESOR [m]	ANCHO [m]	MÓDULO DE YOUNG (GPa)
Muestra 1	3418.75	0.00321	0.05	0.00506	0.01275	8.81
Muestra 2	3084.375	0.00235	0.05	0.00661	0.01287	1.02
Muestra 3	3806.25	0.0015	0.05	0.00613	0.0126	1.46
Muestra 4	3162.5	0.00196	0.05	0.00549	0.01284	1.00
Muestra 5	3312.5	0.00155	0.05	0.00554	0.01281	9.43
PROMEDIO	3356.875	0.002114	0.05	0.005766	0.012774	1.06

4.1.2.5 Curva de Esfuerzo-Deformación.

Con respecto a los valores mencionados en esta sección de resultados de la matriz de resina poliéster, se muestra la curva de esfuerzo-deformación, donde en efecto la muestra 1 muestra una superioridad en comparación al resto del muestreo. Por otra parte, a pesar que las muestras fueron manufacturadas y rectificadas de la misma manera, estos presentan un comportamiento diferente entre ellos. No obstante, eso no quiere decir que las muestras no son factibles, ya que como se mencionó en el capítulo 3, existen variables en el proceso de manufactura que influyen en la formación de defectos en cada una de las muestras. Por otra parte, la muestra 5 muestra un comportamiento hasta su punto de esfuerzo máximo, sin presentar adelgazamiento de la sección transversal que es en donde se presenta el esfuerzo a la ruptura; se debe mencionar que esta muestra fue la única que fallo en el área de mordazas y no en el área calibrada como marca la norma. En todo caso la obtención de la gráfica 4.6 muestra el comportamiento del material polimérico.

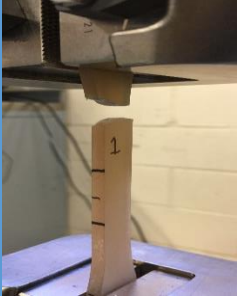
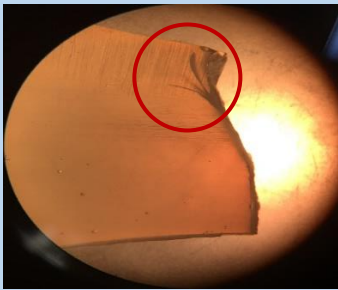


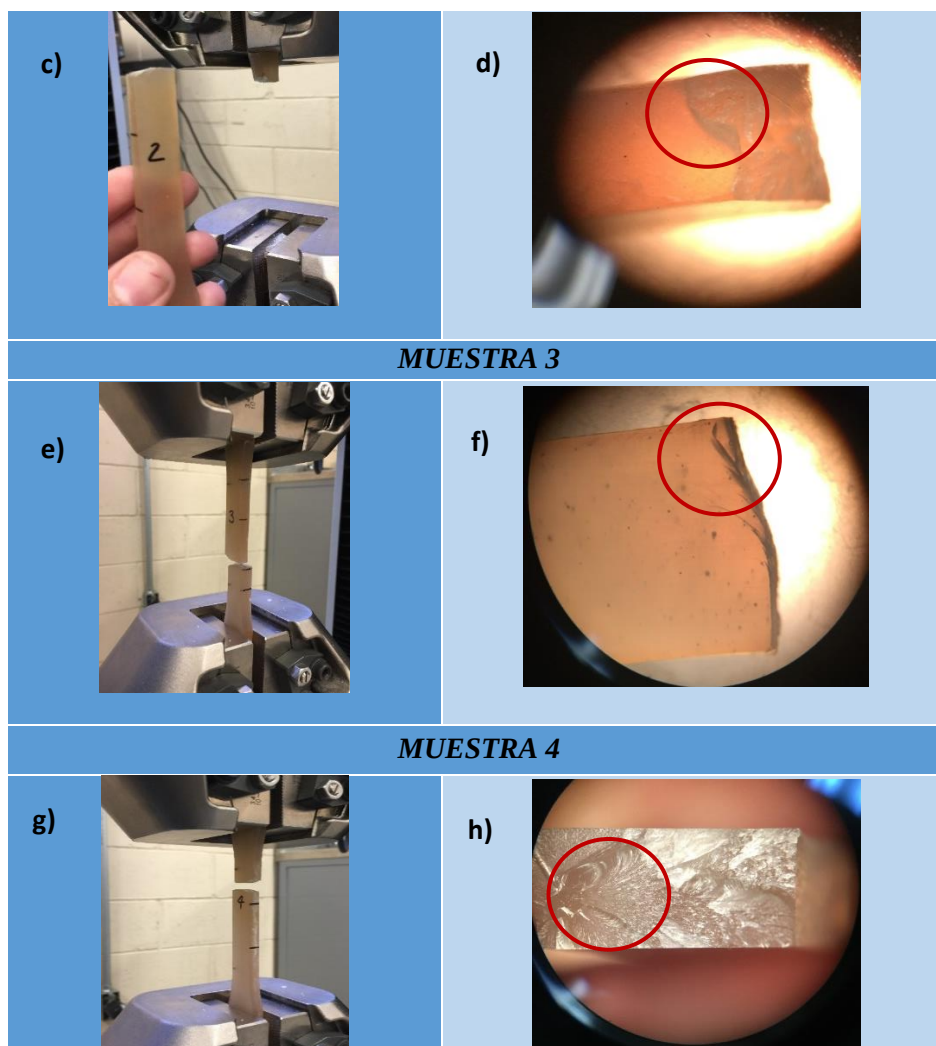
Gráfica 4.6. Curva esfuerzo – deformación de muestras tipo I de resina poliéster.

4.1.2.6 Modos de Falla.

Las muestras Tipo I de resina epóxica que fueron sometidos a las pruebas de tensión, se muestran en la tabla 4.8 donde se presenta la fractura localizada en la zona, tal como se muestra en las fotografías (a, b, c, d, e, f, g, h). Este fenómeno es encontrado en la mayoría de los plásticos amorfos vidriosos, a menudo pueden llevar error con el crecimiento de una red interna de pequeñas grietas.

Tabla 4.8. Modos de fallas por ensayo tensión en muestras de resina poliéster.

FALLAS EN LAS MUESTRAS TIPO I DE RESINA POLIÉSTER	
RUPTURA A TENSIÓN	VISTA MICROSCÓPICA
MUESTRA 1	
a) 	b) 
MUESTRA 2	



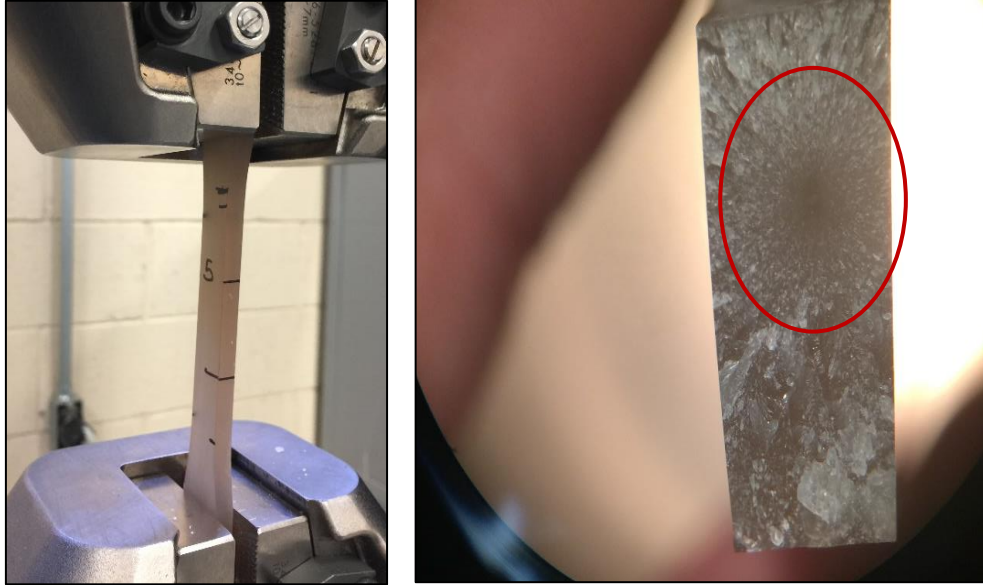


Figura 4.2. Muestra 5, modo de falla fuera de la zona calibrada en muestras de resina poliéster.

Tal como se explicó en la tabla 4.4, las muestras de resinas termoestables tanto epóxica como poliéster presenta grietas y micro huecos que provocan incrementación de tensiones, mismo que son llamadas concentradores de esfuerzos. Estos fenómenos que tienden a llevar al material a su punto de ruptura se presentan en la tabla 4.8; como se puede observar en las figuras las muestras presentan resquebrajamientos localizados en la zona calibrada, lo cual es buena señal del comportamiento del material. Las zonas afectadas que se muestran de color blanquecina, es en donde surgió la deformación de las muestras a temperatura ambiente.

Uno de los fenómenos de resquebrajamiento más notorio ocurrido durante las pruebas de tensión, fue en la muestra 5, en donde se presentan desprendimiento del espacio total entre la sujeción de las mordazas, sin tener un error de crecimiento de grietas en el área calibrada. Ésta muestra en especial se comportó de tal manera, debido a que presento una superficie cóncava en la sujeción de las mordazas, tal como se muestra en la figura 4.3.



Figura 4.3. Mala sujeción en área de mordaza superior en muestra 2, debido a superficie cóncava.

4.2 RESULTADOS DE PRUEBAS DE TENSIÓN PARA MUESTRAS DE MATERIAL COMPUESTO.

Para el análisis de materiales compuestos se utilizan las mismas ecuaciones mencionadas en el capítulo dos, apartado 2.10.1, donde se describen las propiedades mecánicas y los métodos de ensayo, ya que a pesar que los composites se comportan como materiales cuasi-isotrópicos, nos enfocaremos solo en las propiedades mecánicas de esfuerzos máximos, elongación y módulo de elasticidad, para así poderlo comparar con bibliografía de fabricación de prótesis transtibiales y así conocer si los laminados implementados en esta investigación son factibles para el objetivo principal, que es para la aplicación de una prótesis transtibial.

4.2.1 Fibra de Carbono + Resina Epóxica System 1000

4.2.1.1 Esfuerzo Máximo

El esfuerzo máximo analizado por las muestras de material compuesto por fibra de carbono y resina epóxica da un valor promediado de 226.3MPa, donde la muestra 4 resalta en el muestro por soportar el esfuerzo máximo, tal como se muestra en la tabla 4.9.

Tabla 4.9. Resultados de módulos de Young obtenidos de muestras de material compuesto de fibra de carbono y resina epóxica system 1000.

MUESTRA	ESPESOR [mm]	ANCHO [mm]	AREA [mm ²]	FUERZA [N]	ESFUERZO [MPa]
Muestra 1	2.69	27.88	74.9972	13556.25	180.8
Muestra 2	2.21	27.48	60.7308	13668.75	225.1
Muestra 3	2.28	27.53	62.7684	15271.88	243.5
Muestra 4	2.1	27.48	57.708	14384.38	249.3
Muestra 5	2.21	28.16	62.2336	14500	233.0
PROMEDIO				14276.252	226.3

4.2.1.2 Elongación

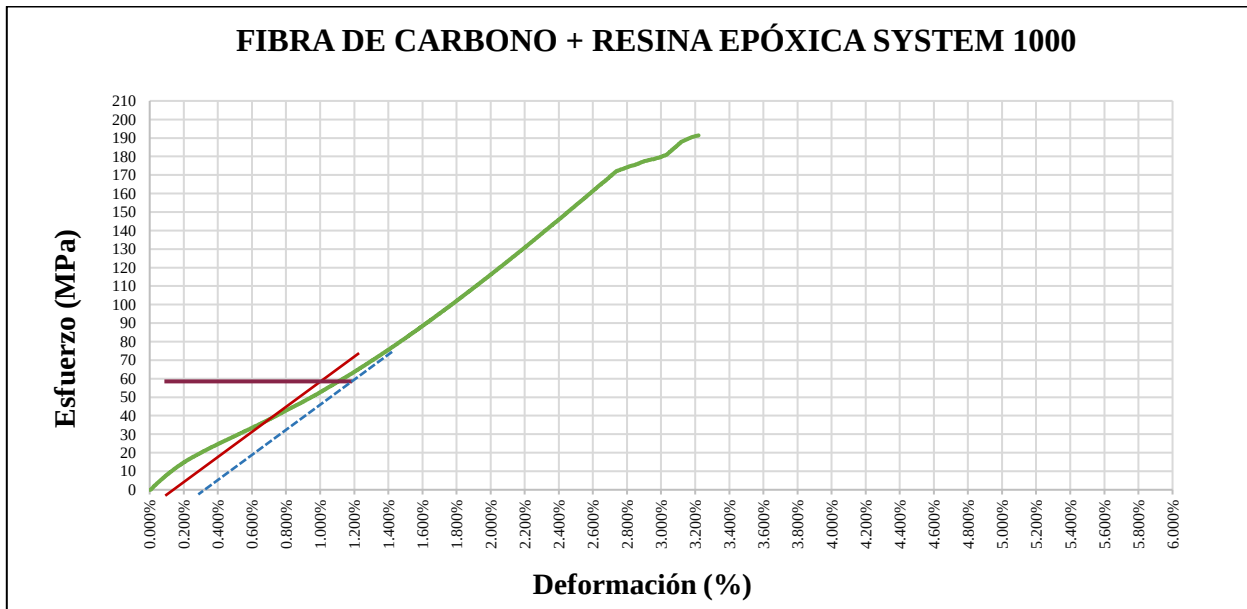
El análisis de porcentaje de deformación y elongación en los materiales compuestos, es más complicado de analizar por qué se deben considerar variables como orientación, cantidad de capas, espesores, entre otras, ya que todo esto también depende de la configuración del laminado de 45° que se utilizó, es por ello que el porcentaje de deformación disminuye en este material tal como se observa en la tabla 4.10.

Tabla 4.10. Elongación unitaria y porcentaje de deformación de muestras de material compuesto por fibra de carbono y resina epóxica system 1000.

MUESTRAS	li [mm]	lf [mm]	ELONGACIÓN	DEFORMACIÓN (%)
Muestra 1	167.69	173.964	0.0374	3.74 %
Muestra 2	164.33	170.286	0.0362	3.62 %
Muestra 3	165.1	170.858	0.0349	3.49 %
Muestra 4	165.1	170.419	0.0322	3.22 %
Muestra 5	164.57	169.766	0.0316	3.16 %
PROMEDIO			0.0345	3.45 %

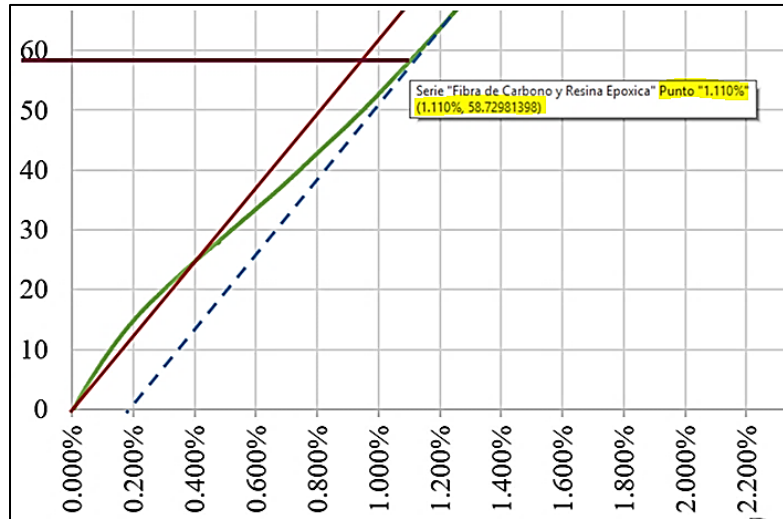
4.2.1.3 Resistencia a la Cedencia.

El punto de fluencia, tal como se ha explicado en éste capítulo, es aquel que se encuentra entre la zona elástica y la zona plástica, en donde el material absorbe energía y deja de comportarse bajo la ley de Hooke para dar pie a la deformación plástica del material. Para el laminado de fibra de carbono y resina epóxica, se promediaron los valores de las muestras para así poder obtener solo una gráfica representativa del compuesto, tal como se presenta en la gráfica 4.7.



Gráfica 4.7. Curva esfuerzo – deformación de muestras de material compuesto por fibra de carbono y resina epóxica system 1000.

Al realizar un acercamiento en donde se cruzan las pendientes trazadas en la gráfica, aplicando método de offset al 0.2%, se obtiene el punto de fluencia, el cual presenta los valores de 58.73MPa de esfuerzos y un porcentaje de deformación del 1.11% (ver gráfica 4.8), dando así inicio a la deformación plástica, en donde el material no vuelve a recuperar su forma original.



Gráfica 4.8. Acercamiento del punto de fluencia en gráfica esfuerzo – deformación de laminado de fibra de carbono y resina epóxica system 1000.

4.2.1.4 Módulo de Elasticidad (Young)

Tal como se observa en la tabla 4.11, el módulo de Young obtenido es de 6.63GPa, el cual es un valor alto, e indica que el material tiene buena capacidad elástica, y que el material cuenta con un alto nivel de rigidez, esto se debe a los refuerzos utilizados de fibra de carbono, a pesar que en la totalidad del material compuesto la resina epóxica domina un 64%, el material que atribuye la resistencia a esfuerzos y acumulación de energía es la fibra de carbono.

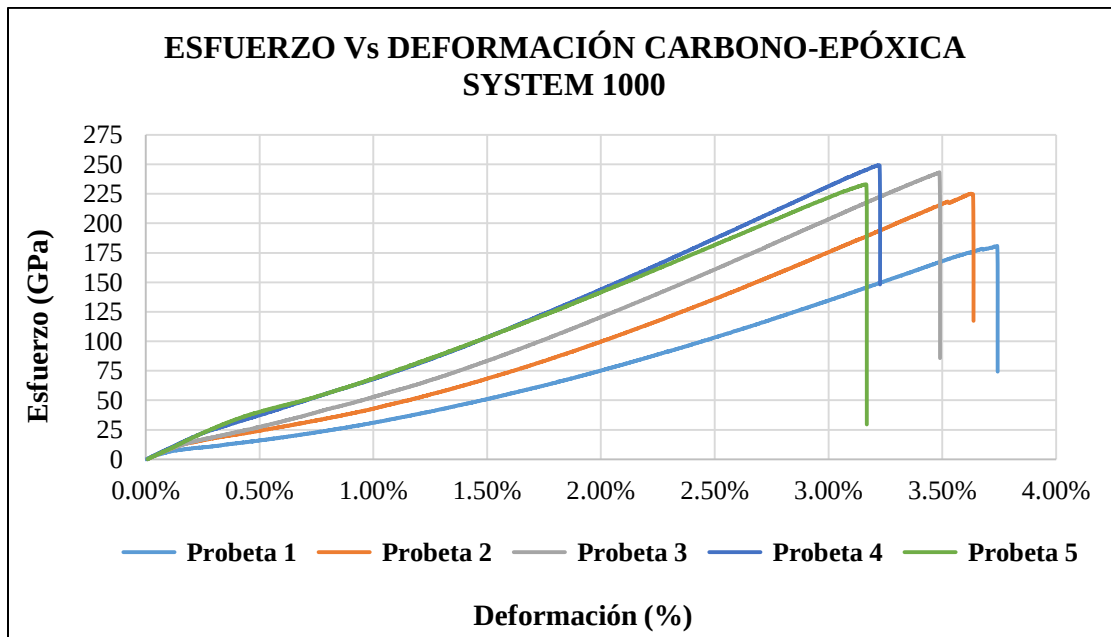
Cabe mencionar que la obtención del módulo de Young se tomó de referencia en el artículo que se generó como parte de la investigación previa a esta tesis, dicho artículo lleva como nombre *Comparative analysis of manufacturing processes for tests specimens orientation [0/±45]_s of carbon fiber 3k and polyester resin* y fue publicado en la revista *The Mexican Journal of Materials Science and Engineering*®.

Tabla 4.11. Resultados de módulo de Young obtenidos de las muestras de material compuesto de fibra de carbono y resina epóxica system 1000.

MUESTRAS	FUERZA [N]	VARIACIÓN DE LA LONGITUD [m]	LONGITUD INICIAL [m]	ESPESOR [m]	ANCHO [m]	MÓDULO DE YOUNG [GPa]
Muestra 1	13600	0.006274	0.16769	0.00269	0.02788	4.83
Muestra 2	13700	0.005956	0.16433	0.00221	0.02748	6.21
Muestra 3	15300	0.005758	0.1651	0.00228	0.02753	6.98
Muestra 4	14400	0.005319	0.1651	0.0021	0.02748	7.74
Muestra 5	14500	0.005196	0.16457	0.00221	0.02816	7.38
PROMEDIO	14300	0.0057006	0.165358	0.002298	0.027706	6.63

4.2.1.5 Curva de Esfuerzo-Deformación.

En la curva de esfuerzo-deformación obtenida del ensayo de tracción las muestras de material compuesto por fibra de carbono y resina epóxica system 1000, se observa una superioridad en la muestra 4, tal como se mostró en la tabla 4.9 y como se observa en la gráfica 4.9.



Gráfica 4.9. Curva esfuerzo – deformación de muestras de material compuesto por fibra de carbono y resina epóxica.

Los ensayos de tensión presentaron el tipo de falla en una localización determinada a lo largo de las muestras, tal como se muestra en la figura 4.2.

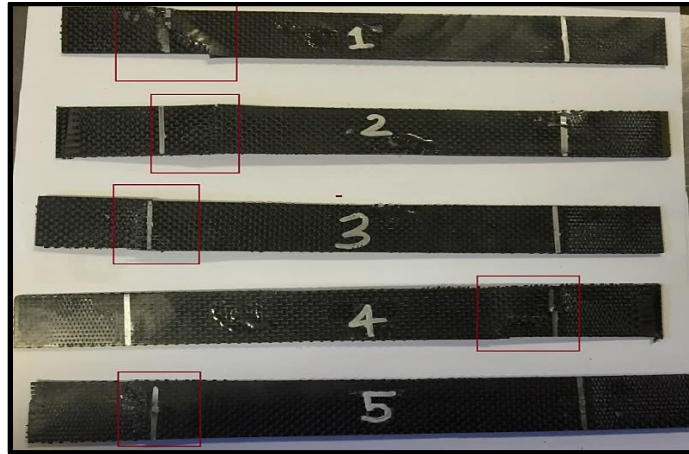


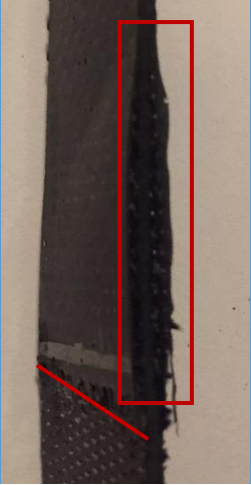
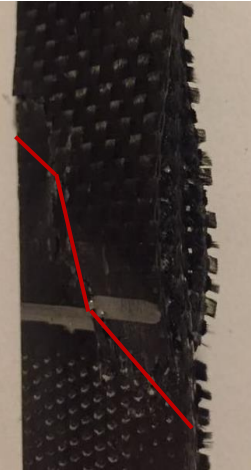
Figura 4.4. Presentación de fallas por ensayo de tensión a muestras de fibra de carbono y resina epóxica system 1000.

4.2.1.6 Modos de Falla.

En el apartado 3.10 se describe los códigos y modos de falla más comunes de acuerdo a la norma ASTM D3039-00. Como se puede observar en la tabla 4.12 los modos de falla para laminados de fibra de carbono y resina epóxica system 1000.

Tabla 4.12. Modos de fallas por pruebas de tensión presentadas en muestras de fibra de carbono y resina epóxica system 1000.

FALLAS EN LAS MUESTRAS SUJETOS A PRUEBAS DE TENSIÓN	
MUESTRA 1	FALLA
	<u>(AGB) Angled Gage Bottom</u> En la muestra 1 se presentó un tipo de falla con un ángulo alrededor de los 45°, debajo de la mordaza inferior, la localización de la falla se encuentra dentro del área calibrada.
MUESTRA 2	FALLA
	<u>(LGB) Lateral Gage Bottom</u> La falla que se presentó en la muestra 2 es del tipo lateral a lo ancho de la muestra, se observa que la falla está dentro del área calibrada cerca de la mordaza inferior.

MUESTRA 3	FALLA
	<u>(DGB) Edge Delamination Gage Bottom</u> La muestra 3 presenta una delaminación de las capas externas de fibra de carbón hacia el centro del material compuesto, la falla se presentó en el área calibrada cerca de la mordaza inferior.
MUESTRA 4	FALLA
	<u>(SAT) Long Splitting at grip/tap Top</u> Se presentó en la muestra 4 una falla en donde las fibras se rompieron en partes a lo largo del área mostrada en la figura del muestra 3, la falla apareció en el final de la mordaza superior y la delaminación termina en el área calibrada.
MUESTRA 5	FALLA
	<u>(DAB) Edge Delamination At grip/tap Bottom</u> La muestra 5 presento una falla de delaminación que comienza en la mordaza inferior; la falla se prolongó hasta la longitud calibrada del muestra.

4.2.2 Fibra de Carbono + Resina Poliéster.

4.2.2.1 Esfuerzo Máximo.

En las muestras de fibra de carbono y resina poliéster, los esfuerzos máximos obtenidos por los ensayos de tensión dan un valor promediado de 269MPa, en donde la muestra 3 obtiene una resistencia superior en comparación a las 4 muestras del muestreo, tal como se observa en la tabla 4.13.

Tabla 4.13. Resultados de módulo de Young obtenidos de las muestras de material compuesto de fibra de carbono y resina poliéster.

MUESTRAS	ESPESOR [mm]	ANCHO [mm]	ÁREA [mm ²]	FUERZA [N]	ESFUERZO [MPa]
Muestra 1	2.108	25.9	54.5972	13562.5	248.4
Muestra 2	2.082	26.16	54.46512	13668.75	251.0
Muestra 3	2.032	25.9	52.6288	15271.88	290.2
Muestra 4	2.006	25.9	51.9554	14384.38	276.9
Muestra 5	2.006	25.9	51.9554	14500	279.1
PROMEDIO				14277.502	269.1

4.2.2.2 Elongación.

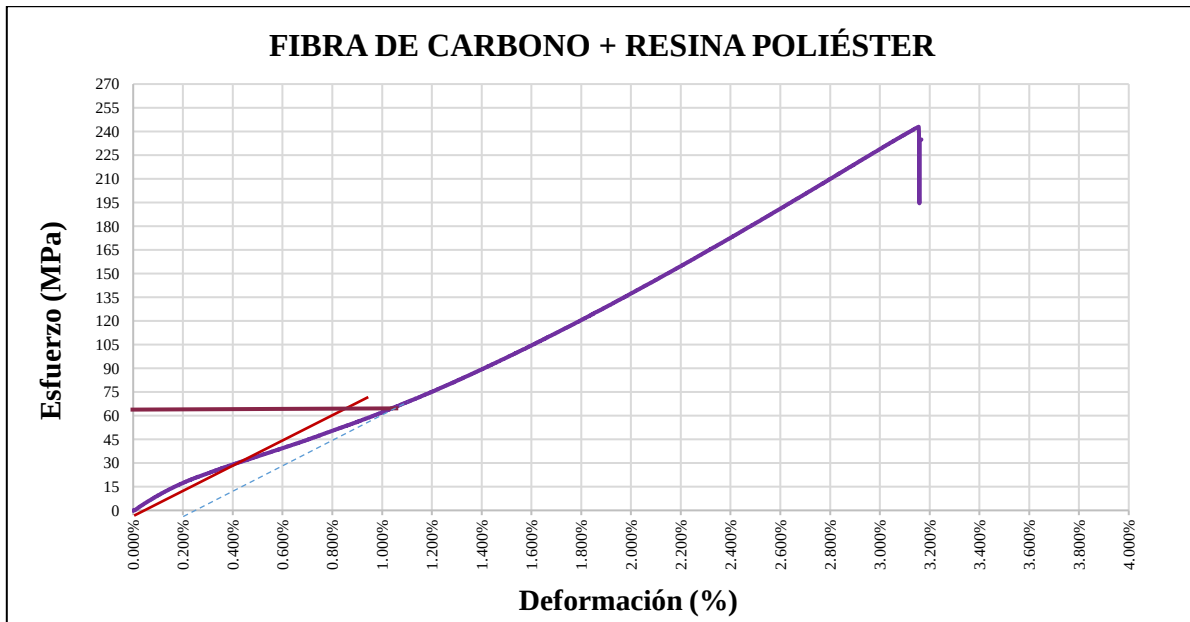
El porcentaje de deformación obtenido es significativo (ver tabla 4.14), aunque el valor es mínimo, se debe a que las muestras no llegaron a una ruptura abrupta en donde el material se separa completamente, tal como se muestra en el capítulo 3, la mayoría de las fallas se originan a 45° por el laminado simétrico balanceado empleado.

Tabla 4.14. Elongación unitaria y porcentaje de deformación de muestras de material compuesto por fibra de carbono y resina poliéster.

MUESTRAS	li [mm]	lf [mm]	ELONGACIÓN	DEFORMACIÓN (%)
Muestra 1	165.1	171.374	0.038	3.80 %
Muestra 2	165.1	171.056	0.0361	3.61 %
Muestra 3	165.1	170.857	0.0349	3.49 %
Muestra 4	165.1	170.419	0.0322	3.22 %
Muestra 5	165.1	170.309	0.0316	3.16 %
PROMEDIO			0.03456	3.45 %

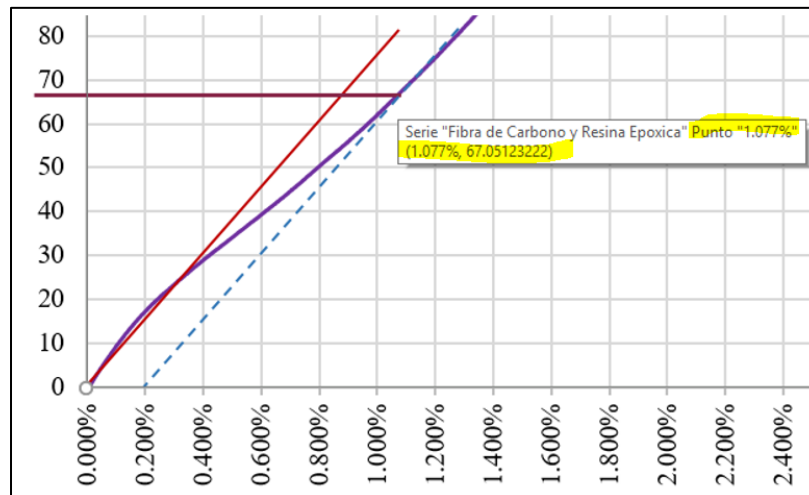
4.2.2.3 Resistencia a la Cedencia.

Respecto a la gráfica de esfuerzo-deformación del material compuesto, se obtiene el punto de fluencia con coordenadas en los ejes X y Y, este punto se obtiene mediante el método de offset al trazar una perpendicular lineal al 0.2%, tal como se observa en la gráfica 4.10



Gráfica 4.10. Curva esfuerzo – deformación de muestras de material compuesto por fibra de carbono y resina poliéster.

En la gráfica 4.11 se observan los valores para el punto de cendancia del material son de 67.05MPa para los esfuerzos sometidos en el ensayo de tracción con respecto a un deformación del 1.07%.



Gráfica 4.11. Acercamiento del punto de fluencia en gráfica esfuerzo – deformación de laminado de fibra de carbono y resina poliéster.

4.2.2.4 Módulo de Elasticidad (Young)

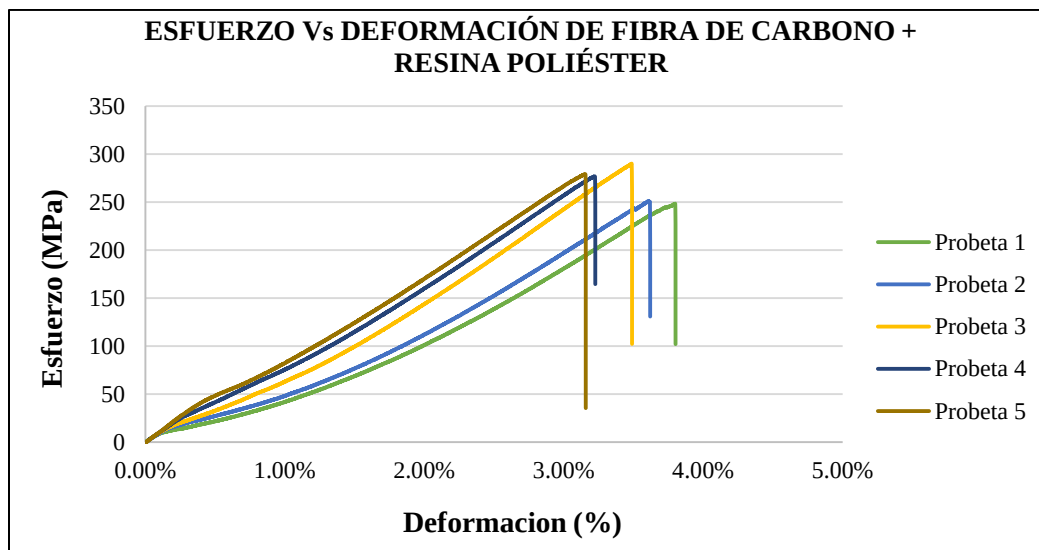
El módulo de elasticidad obtenido muestra una gran variación entre 2 de las 5 muestras. El límite elástico da un resultado alto en promedio del ensayo aplicado en las muestras de fibra de carbono y resina poliéster, obteniendo 7.85GPa tal como se observa en la tabla 4.15.

Tabla 4.15. Resultados del módulo de Young obtenidos de las muestras de material compuesto de fibra de carbono y resina poliéster.

MUESTRAS	FUERZA [N]	VARIACIÓN DE LA LONGITUD [m]	LONGITUD INICIAL [m]	ESPESOR [m]	ANCHO [m]	MÓDULO DE YOUNG [GPa]
Muestra 1	13562.5	0.006274	0.1651	0.002108	0.0259	6.54
Muestra 2	13668.75	0.005956	0.1651	0.002082	0.0261	6.96
Muestra 3	15271.88	0.005757	0.1651	0.002032	0.0259	8.32
Muestra 4	14384.38	0.005319	0.1651	0.002006	0.0259	8.59
Muestra 5	14500	0.005209	0.1651	0.002006	0.0259	8.85
PROMEDIO	14277.502	0.005703	0.1651	0.0020468	0.025952	7.85

4.2.2.5 Curva de Esfuerzo-Deformación.

Las cargas de tensión sometidas en el material compuesto de fibra de carbono y resina poliéster, producen el límite de fluencia, que es en donde el laminado comienza a alargarse muy rápidamente sin que varía la tensión o aplicada durante el ensayo de tracción. Hasta este punto, el material se comporta elásticamente, siguiendo la ley de Hooke de la absorción de la energía, misma que se libera para dar inicio a la deformación plástica irreversible del material compuesto. Los datos obtenidos de las muestras D3039-00 se muestran en una sola gráfica, en donde se presenta el comportamiento del material compuesto (ver gráfica 4.12)



Gráfica 4.12. Curva esfuerzo – deformación de muestras de material compuesto por fibra de carbono y resina poliéster.

Las pruebas de tensión aplicadas en las muestras de material compuesto por fibra de carbono y resina poliéster presentaron la falla muy a parecida al de las pruebas de resina epóxica, esto se debe a que se utilizó el mismo arreglo de laminado $[0\pm45]_s$,

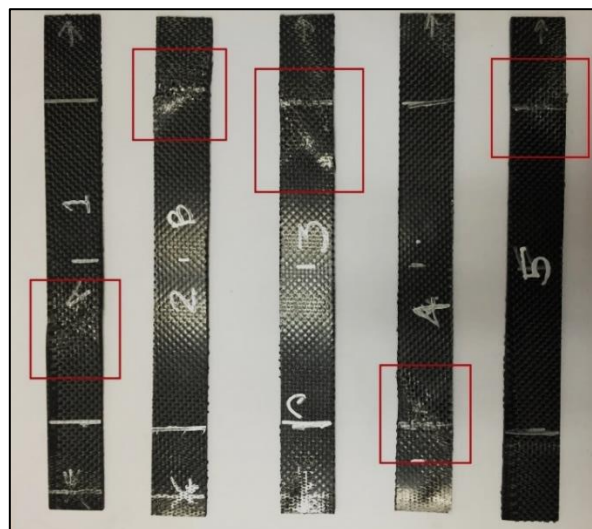
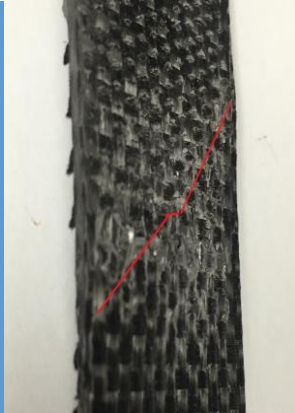


Figura 4.5. Presentación de fallas en material compuesto por fibra de carbono y resina poliéster.

4.2.2.6 Modos de Falla.

A continuación, la tabla 4.16, se presentan las fallas en las 5 muestras de fibra de carbono y resina poliéster.

Tabla 4.16. Modos de fallas por pruebas de tensión presentadas en muestras de fibra de carbono y resina poliéster.

FALLAS EN LAS MUESTRAS SUJETOS A PRUEBAS DE TENSIÓN	
MUESTRA 1	FALLA
	<u>(AGB) Angle Gage Bottom</u> Se observa una falla con un ángulo alrededor de los 45°, debajo de la mordaza superior, la localización de la falla se encuentra dentro del área calibrada.
MUESTRA 2	FALLA
	<u>(AAT) Angle At grip/tab Top</u> La falla que se presentó en la muestra 2 cuenta con un ángulo de 45° con una delaminación que comienza debajo de la mordaza superior.
MUESTRA 3	FALLA
	<u>(AGT) Angle Gage Top</u> La muestra 3 presenta una falla donde se encuentra en ángulo dentro de la zona calibrada, debajo de la mordaza superior.
MUESTRA 4	FALLA

	<u>(AGB) Angle Gage Bottom</u> Se presenta una falla en la muestra 4 donde se encuentra en ángulo 45° dentro de la zona calibrada, debajo de la mordaza inferior.
MUESTRA 5	FALLA
	<u>(AAT) Angle At grip/tap Top</u> La muestra 5 presenta una falla de delaminación de 45° debajo de la mordaza superior.

Con base a lo anterior se puede determinar que los modos de falla en ambas resinas presentan una ruptura en la zona calibrada, sin embargo es importante destacar que los inicios de las fallas de todas las muestras coinciden con burbujas asumiéndose con esto, que las burbujas fungen como concentradores de esfuerzo. Típico de los materiales frágiles.

En el caso de las fracturas de los materiales compuestos laminados, todos presentan una fractura a 45° con de laminación en la zona calibrada, modo de falla típico de los materiales laminados, además de que presentan incrementos sustanciales en la resistencia máxima y de cedencia en ambas resinas respecto a la de las resinas puras.

Contrastando estos resultados se puede decir que las burbujas son puntos que hay que considerar para trabajos futuros ya que influirán en el comportamiento de la prótesis.

ETAPA IV: MANUFACTURA Y PRUEBAS MECÁNICAS (PRÓTESIS).

4.3 RESULTADOS DE ENSAYOS DE FATIGA Y COMPRESIÓN EN PROTOTIPOS DE PRÓTESIS

4.3.1 Prueba de Compresión en Punta a 1er. Prototipo de prótesis.

Como se mencionó en el apartado 3.15, donde se realizó la primera prueba de compresión en el prototipo que se manufacturó con 8 capas de fibra de carbono, cabe destacar que también se llevó a cabo la simulación de la experimentación realizada, donde se agregaron condiciones de borde que fueron necesarios para reproducir el comportamiento de la prótesis en el estado que fue ensayada. Parte de las condiciones fue aplicar una carga de 2065N sobre la zona de contacto punta y restringiendo el movimiento a la altura del soporte (ver figura 4.6 a), obteniendo así una deformación máxima de 0.2014 presentada en la sección crítica del tobillo como se puede observar en la figura 4.6 b. Cabe destacar que las pruebas de fatiga en punta - talón y de compresión en talón no se pudieron llevar a cabo ya que se fracturó la muestra.

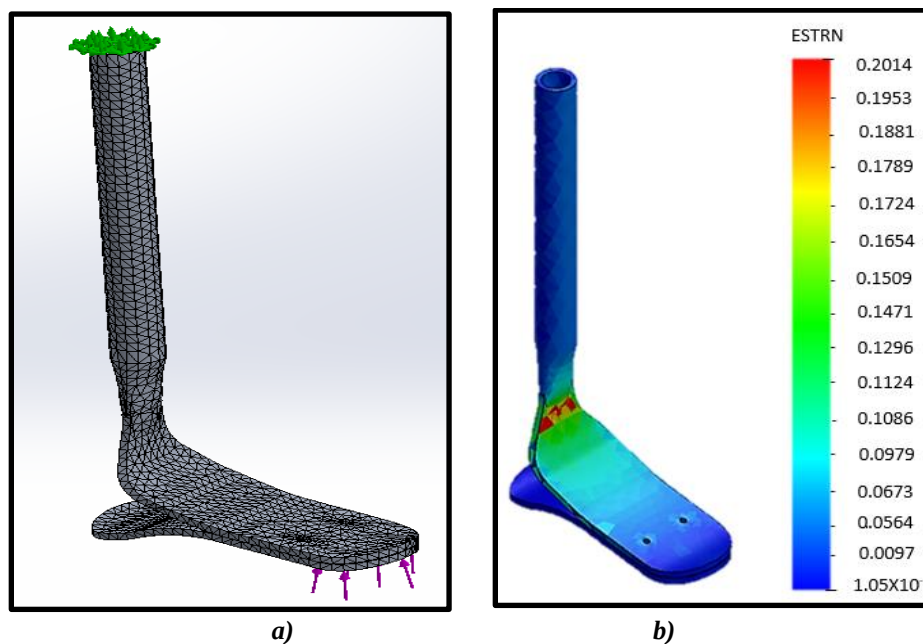


Figura 4.6. a) Condiciones de borde para el análisis de simulación; b) Deformación presentada en la pieza.

En la figura 4.7 se puede observar con ayuda de un estereoscopio marca Mitutoyo® con magnificación de 40X, el daño que se presentó en la zona crítica del talón, donde la matriz no presentaba suficiente refuerzo en la sección de la ruptura, esto ocasionado por la cantidad de capas

de fibra de carbono que se utilizó en el laminado, lo cual es congruente con los resultados de la simulación.

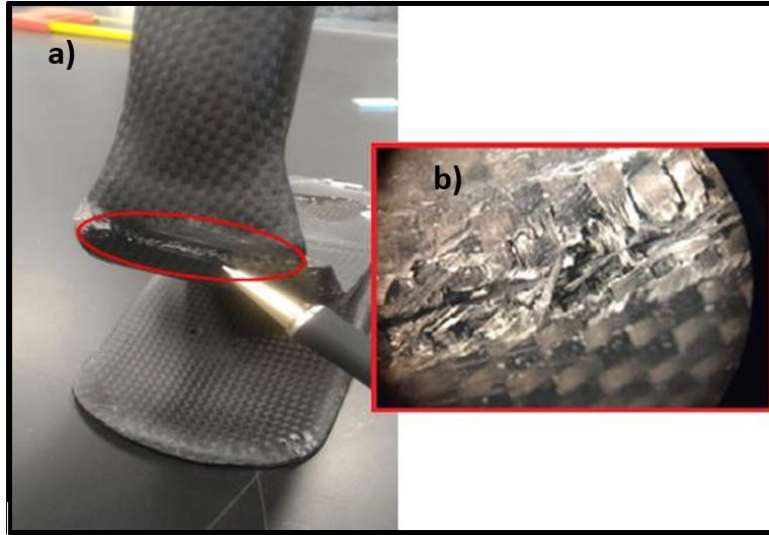


Figura 4.7. a) Primer prototipo de prótesis sometido a compresión; b) Fractura en las láminas de la sección del talón a 200 ciclos.

Con el propósito de analizar los datos establecidos en el ISO 10328, y validar los resultados obtenidos en la simulación y experimentación del prototipo, se realizó un concentrado que permitió comparar el comportamiento de las propiedades mecánicas para cada situación (ver tabla 4.22).

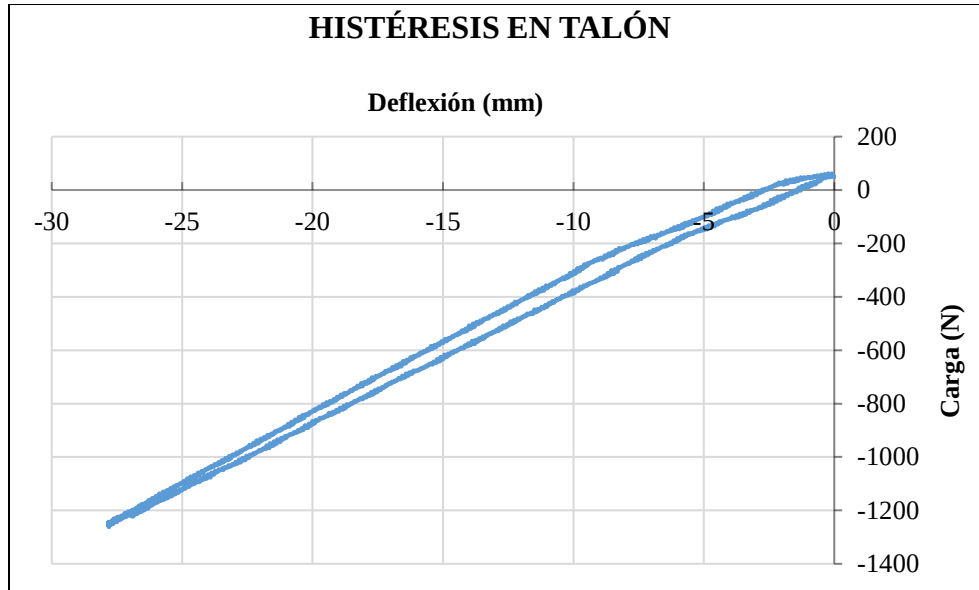
4.3.2 Prueba de Fatiga y Compresión a 2do. Prototipo de Prótesis.

Como se mencionó en el capítulo tres, apartado 3.16 fue necesario incrementar la cantidad de capas y refuerzos en la sección crítica de la pieza y con ello se realizó un siguiente prototipo utilizando el mismo laminado, pero en esta ocasión aumentando a 20 capas de fibra de carbono, el cual se manufacturó utilizando la misma metodología.

4.3.2.1 Prueba de Fatiga en Talón

En el apartado 3.16.1 fueron sometidos los cuatro prototipos a pruebas de fatiga bajo las condiciones (estandarizadas iniciales de la ISO) que son considerando las etapas críticas de la marcha

humana, contacto talón y despegue (punta). Como se observa la siguiente gráfica 4.13, se aprecia el fenómeno de histéresis en la sección del talón tal y como se observa en la parte intermedia de la gráfica, dicha zona, está relacionada con la energía absorbida durante de la etapa de descarga de la prótesis, es decir es la pérdida de energía. De igual manera se pudo determinar una resistencia de 1200N, como carga pico y una deflexión de 28mm.

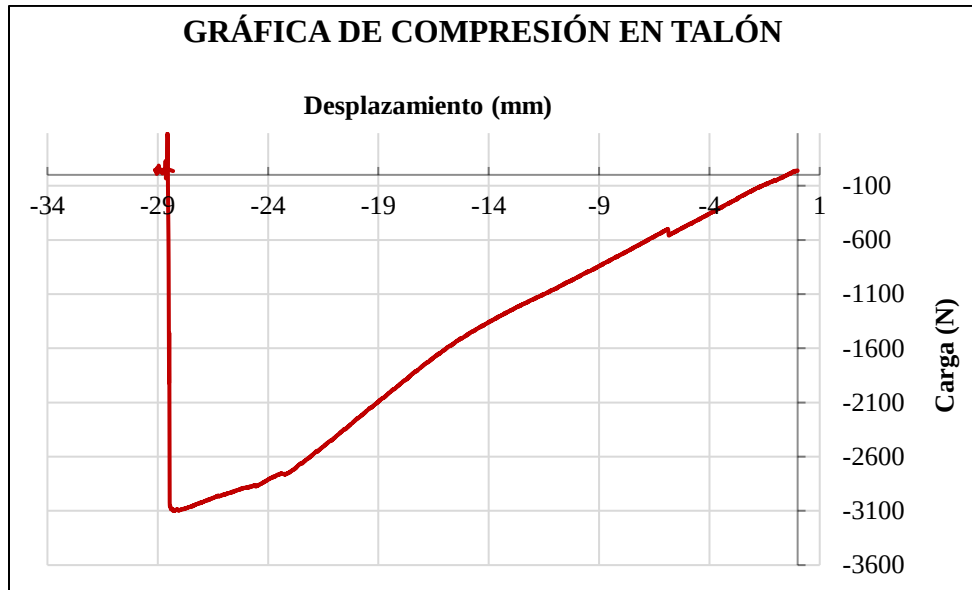


Gráfica 4.13. Gráfica de fatiga carga – deflexión, en la que se muestra el fenómeno de histéresis (parte media de la gráfica) que está relacionada con la pérdida de energía en la etapa de descarga.

4.3.2.2 Prueba de Compresión en Talón.

El prototipo se posicionó con las siguientes condiciones iniciales: un ángulo 15° de inclinación respecto a la horizontal, con una aplicación de una precarga de 50N y un desplazamiento de 27.89mm, las cuales están establecidas en el ISO 10328.

De acuerdo a los resultados obtenidos tal como se observa en la gráfica 4.14, el talón es capaz de soportar cargas por debajo de los 3100N y lograr un desplazamiento de 28mm. Al aplicar cargas mayores o iguales a 3100N se presenta fractura en el tejido de carbono en los puntos donde se desarrollan los más altos valores de esfuerzos o puntos críticos, como se evidencia en la figura 4.8.



Gráfica 4.14. Gráfica de compresión carga – desplazamiento, en la que se muestra la carga y el desplazamiento máximo a la ruptura.

4.3.2.3 Modos de Falla en Talón.

Para la pieza número uno, después de los ensayos mecánicos, mediante una fotografía óptica se puso de manifiesto que el daño a partir de la grieta se produjo en la región donde fue aplicada la carga como lo muestra la figura 4.8 generando micro-fisuras que se propagaron a través de la interface matriz – fibra en la zona del talón tal y como se muestra en el círculo rojo de la figura b, la cual se propago a lo ancho de la pieza. La imagen 4.8 c muestra una vista cercana de la zona de fractura en la que se observa con más detalle la delaminación de las capas exteriores.

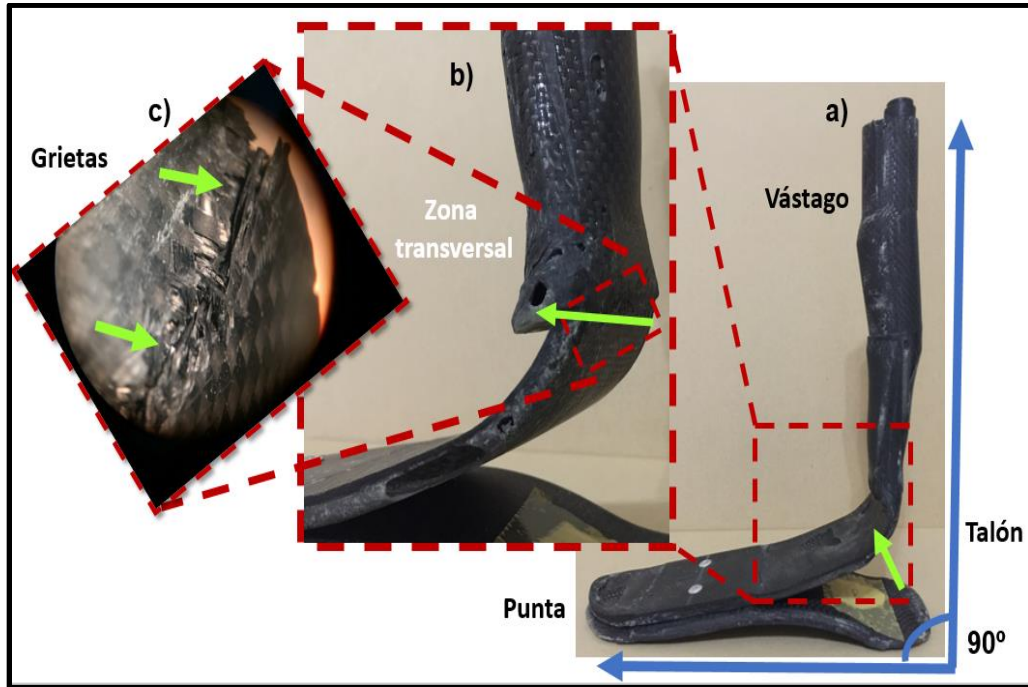
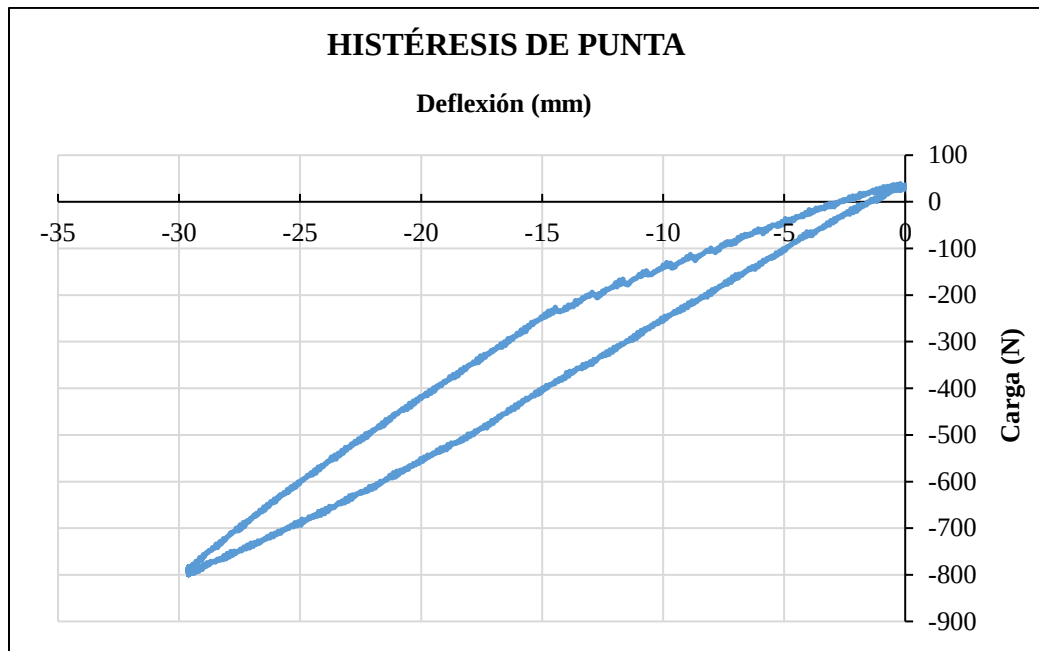


Figura 4.8. a) Aspecto general de la prótesis transtibial sometida a fatiga y compresión; b) Vista cercana de la zona de fractura de la prótesis en la zona del talón; c) Aspecto de la superficie del talón, en la que se aprecia la delaminación de las capas externas de la prótesis.

4.3.2.4 Prueba de Fatiga en Punta

Para la prueba de fatiga en la sección de la punta, se consideraron condiciones iniciales, tal como se indica en la ISO, con un ángulo de 20° , con una precarga de 50N a una frecuencia de 1Hz hasta alcanzar los ciclos o el prototipo falle estructuralmente.

Como se observa la siguiente gráfica 4.15, se aprecia el fenómeno de histéresis en la sección de la punta tal y como se observa en la parte intermedia de la gráfica, dicha zona, está relacionada con la energía absorbida durante de la etapa de descarga de la prótesis, es decir es la pérdida de energía. De igual manera se pudo determinar una resistencia de 800N, como carga pico y una deflexión de 28.7mm.

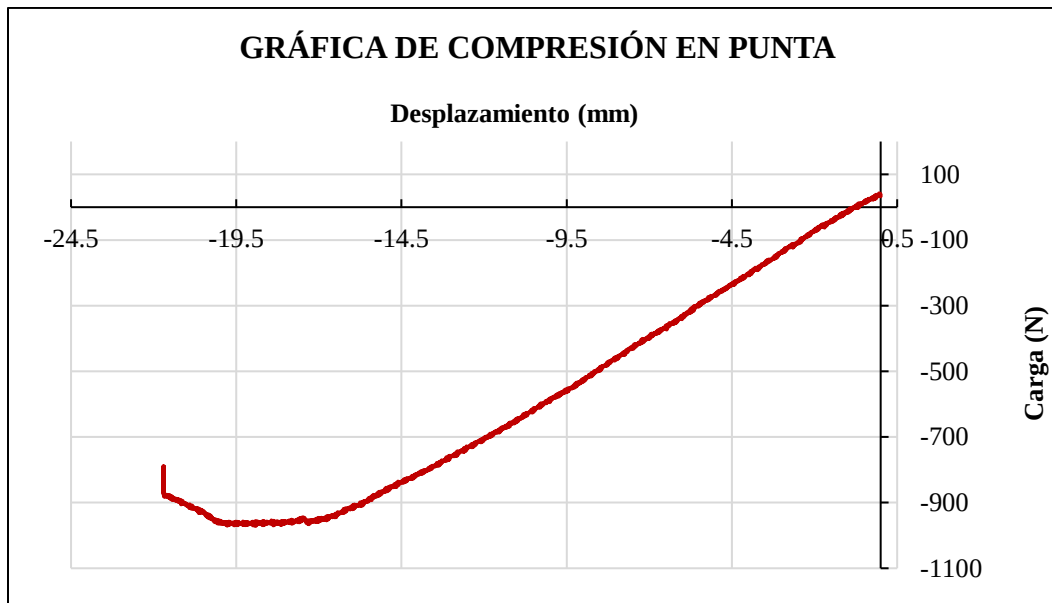


Gráfica 4.15. Gráfica de fatiga carga – deflexión, en la que se muestra el fenómeno de histéresis (parte media de la gráfica) que está relacionada con la pérdida de energía en la etapa de descarga en la sección de la punta.

4.3.2.5 Prueba de Compresión en Punta.

El prototipo se posicionó con las siguientes condiciones iniciales: un ángulo 20° de inclinación respecto a la horizontal, con una aplicación de una precarga de 50N y un desplazamiento de 27.89mm, las cuales están establecidas en el ISO 10328.

De acuerdo a los resultados obtenidos a compresión, tal como se observa en la gráfica 4.16, la punta es capaz de soportar cargas por debajo de los 1000 N y lograr un desplazamiento de 21.7mm. Al aplicar cargas mayores se presenta fractura en las fibras donde se desarrollan los valores de esfuerzo más altos tal como se muestra en la figura 4.10.



Gráfica 4.16. Gráfica de compresión carga – desplazamiento, en la que se muestra la carga y el desplazamiento máximo a la ruptura en la sección de la punta.

4.3.2.6 Modos de Falla en Punta.

Para la pieza número dos, después de los ensayos mecánicos, mediante una fotografía se puso de manifiesto que el daño a partir de la grieta se produjo en la región donde fue aplicada la carga como lo muestra la figura 4.9 generando una fractura total del prototipo.



Figura 4.9. Aspecto general de la prótesis transtibial sometida a fatiga y compresión.

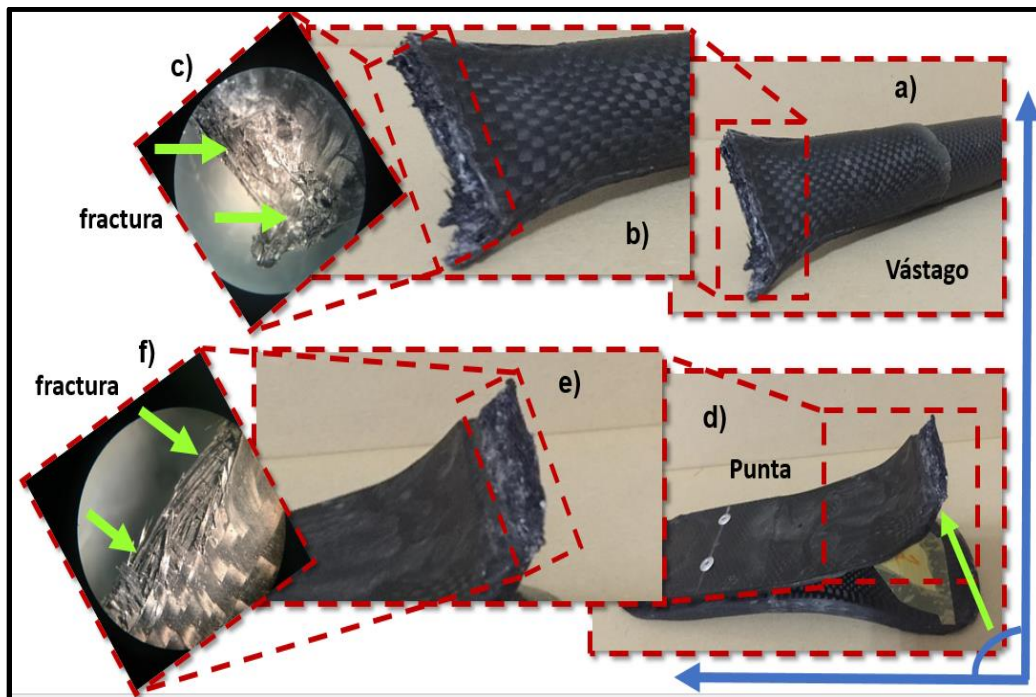


Figura 4.10. a) Vástago del prototipo de prótesis; b) Vista cercana de la zona de fractura en el socket; c) Aspecto de la superficie del socket, en donde se muestra la fractura permanente sometida a prueba de fatiga; d) Sección superior e inferior de la punta del prototipo; e) Vista cercana en la sección de la fractura total; f) Delaminación y fractura total en la sección del talón del prototipo.

Cabe destacar que se realizaron pruebas a cuatro prototipos de prótesis, los cuales se pueden observar en la tabla 4.17, donde se muestran los resultados a la fatiga de esfuerzos máximos y deformación presentados en punta / talón y los esfuerzos máximos a la compresión en punta / talón, así como también se muestran los modos de falla que presentaron los cuatro prototipos a compresión.

Tabla 4.17. Concentrado de Propiedades mecánicas en prototipos de prótesis.

PROPIEDADES MECÁNICAS	TALÓN		PUNTA	
	PIEZA 1	PIEZA 2	PIEZA 3	PIEZA 4
Carga a 200 Ciclos [N]	1260.17	1237.20	800.00	1240.25
Carca a Compresión [N]	3100.00	2900.00	970.88	1279.00
Deformación [mm]	29.12	32.95	21.70	11.30
Esfuerzo [MPa]	2.645	2.645	1.047	2.032
Módulo Elástico [GPa]	6.300	9.951	0.863	18.78
Modo de Falla a Compresión				

CAPÍTULO V. ANÁLISIS DE RESULTADOS.

ETAPA II: CARACTERIZACIÓN DE MATERIA PRIMA.

5.1 ANÁLISIS DE RESULTADOS DE MATERIA PRIMA.

En ésta sección del capítulo, se tiene como objetivo comparar las matrices poliméricas, matrices y con material compuesto y por último comparar ambos laminados de material compuesto. De ésta manera se pretende conocer los porcentajes de diferencia de las propiedades mecánicas de cada comparación.

Finalmente, los valores obtenidos nos darán a conocer que material compuesto es más óptimo para la aplicación de una prótesis transtibial.

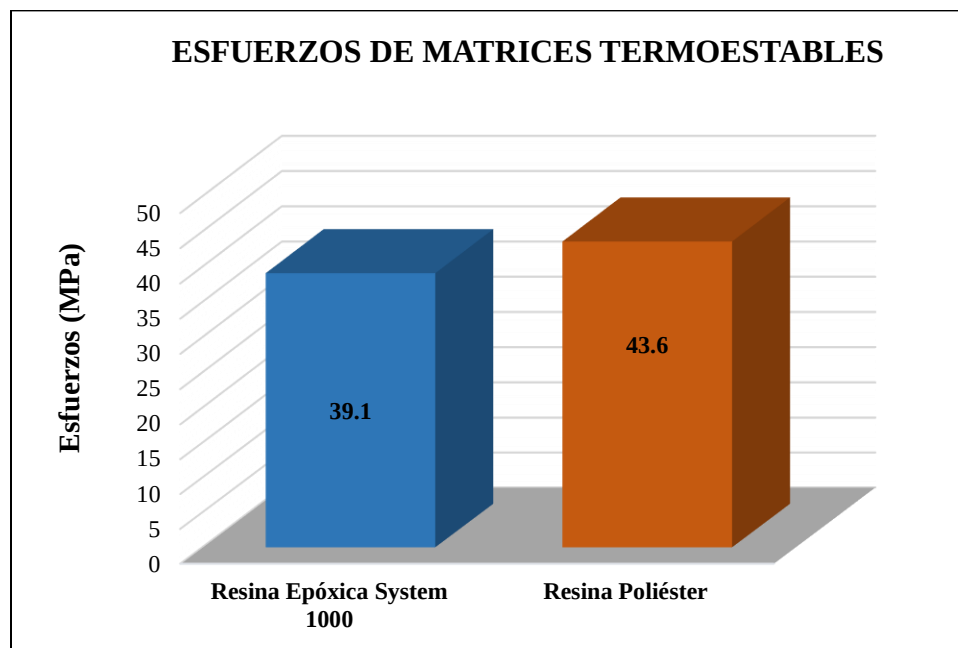
5.1.1 Matrices Poliméricas.

Las matrices poliméricas son comparadas en la tabla 5.1, en donde se muestran los valores promedios de las propiedades mecánicas. Resulta claro la superioridad de la resina poliéster, con un 10.32% por encima del esfuerzo de la resina epóxica. Mientras que el porcentaje de deformación es mayor en la resina epóxica un 18.5%, este dato puede ser favorable o desaforarle dependiendo la aplicación del material, por el objetivo de este trabajo, es preferible utilizar materiales con menos porcentaje de deformación. Finalmente se compara el módulo elástico, en donde la resina epóxica presenta una superioridad del 85.9% por encima de la resina poliéster.

Tabla 5.1. Comparación de propiedades de mecánicas de matrices poliméricas termoestables.

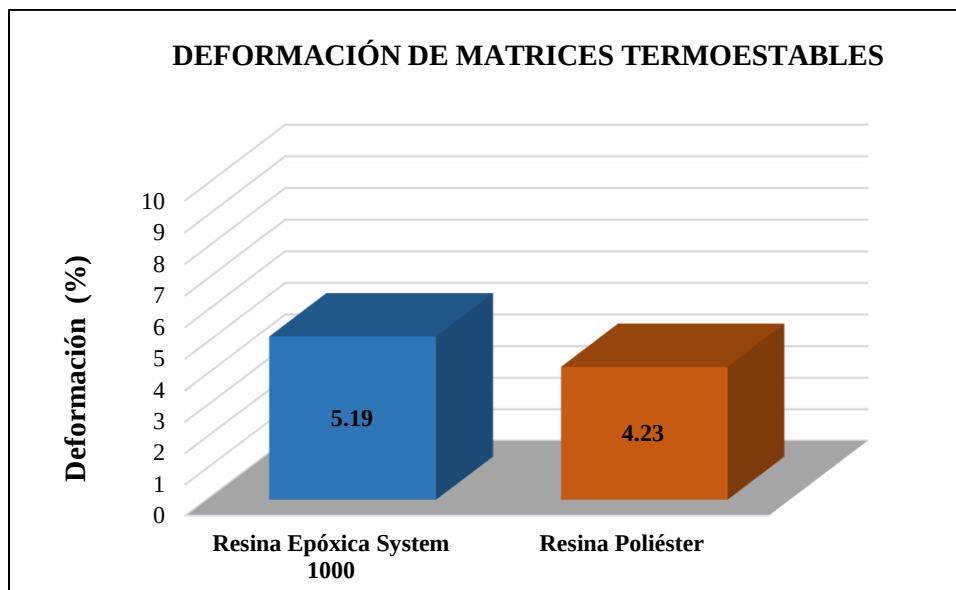
PROPIEDADES MECÁNICAS	MATRICES		MODO DE FALLA
	RESINA EPÓXICA SYSTEM 1000	RESINA POLIÉSTER	
ESFUERZO [MPa]	39.1	43.6	Concentradores de esfuerzos en la zona calibrada de las muestras
ELONGACIÓN	0.0519	0.0423	
MÓDULO ELÁSTICO [GPa]	7.53	1.06	

Los esfuerzos obtenidos de las matrices poliméricas muestran una diferencia de 4.5 MPa entre epóxica y poliéster. En cuanto a la matriz con el valor más alto se muestra en la gráfica 5.1, en donde se comparan los resultados. Por lo tanto, la resina poliéster presenta una mejora significativa.



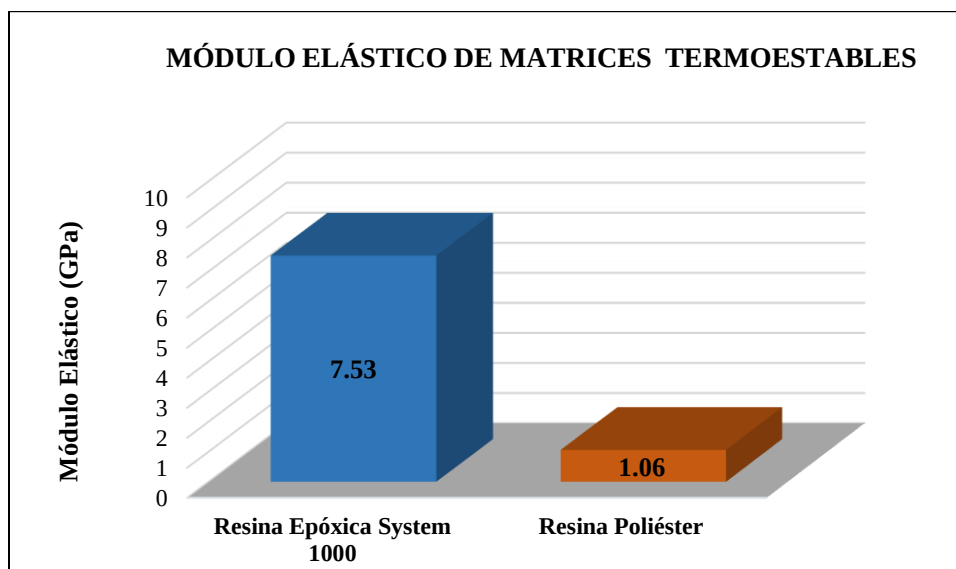
Gráfica 5.1. Comparación de esfuerzos en MPa de resinas.

Respecto a los porcentajes de deformación obtenidos entre ambas matrices, la resina epóxica presenta una deformación superior a la resina poliéster, así como se observa en la gráfica 5.2. A pesar que es un valor mínimo, ambas resinas no presentan el valor de porcentaje de deformación dentro de los rangos citados en las fichas técnicas de los capítulos 2 y 3. El comportamiento de elongación de los materiales es semejante por el hecho de que ambas matrices son termoestables.



Gráfica 5.2. Comparación de porcentajes de deformación en matrices.

Evidentemente como se muestra en la gráfica 5.3 la matriz de resina epóxica cuenta con una superioridad en comparación de la matriz poliéster con un 85.9%.



Gráfica 5.3. Comparación de módulos de elasticidad de matrices poliméricas.

5.1.2 Material Compuesto y Matrices Poliméricas.

5.1.2.1 Laminado de Fibra de Carbono + Epóxica System 1000 y Resina Epóxica

System 1000.

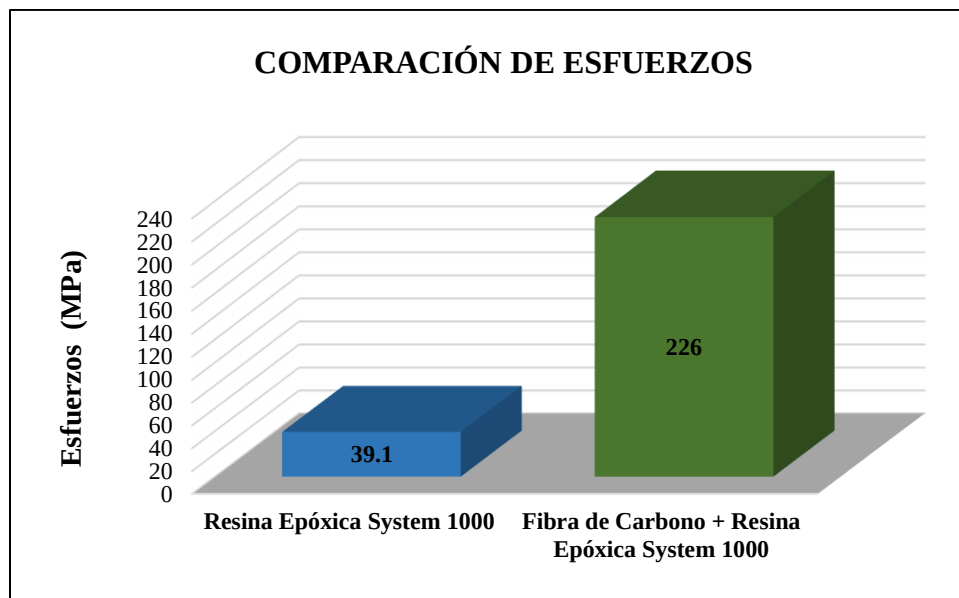
La comparación del laminado de material compuesto de fibra de carbono y matriz epóxica con respecto a la resina epóxica expone el porcentaje de mejora de las propiedades mecánicas. De tal manera que la presencia de la fibra de carbono en la matriz epóxica aumenta significativamente el material, obteniendo así un 82.3% en comparación de esfuerzos, donde evidentemente el material compuesto es el más resistente, tal como se exhibe en la tabla 5.2.

Dado que el porcentaje de deformación disminuye en el material compuesto se comprueba que la fibra de carbono es utilizada como el refuerzo del material, disminuyendo la deformación un 33.52% en comparación de las muestras de la norma D638-03 tipo I. Además del esfuerzo y la elongación, el módulo de elasticidad se incrementa en el material compuesto un 11.96%. En este sentido se comprende que la presencia de la fibra carbono 3K y su configuración de laminado aumentan significativamente las propiedades de la matriz epóxica.

Tabla 5.2. Comparación de propiedades mecánicas de material compuesto por fibra de carbono y resina epóxica con respecto a matriz epóxica.

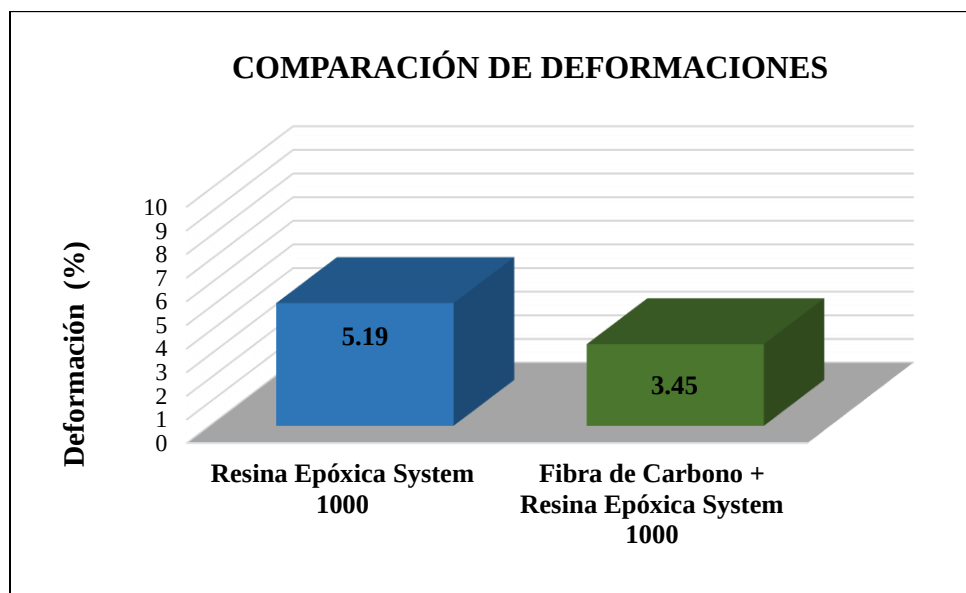
PROPIEDADES MECÁNICAS	MATERIALES			
	RESINA EPÓXICA SYSTEM 1000	MODO DE FALLA	FIBRA DE CARBONO + EPÓXICA SYSTEM 1000	MODO DE FALLA
ESFUERZO [MPa]	39.1	Concentradores de esfuerzos en la zona calibrada de las muestras	226.3	Falla a 45°
ELONGACIÓN	0.0519		0.0345	
DEFORMACIÓN [%]	5.19		3.45	
MÓDULO ELÁSTICO [GPa]	7.53		6.63	

Al comparar los esfuerzos del material compuesto de fibra de carbono + matriz epóxica con respecto al de la resina epóxica, se obtuvo una diferencia de 186.9 MPa. Tal como se muestra en la gráfica 5.4, el material compuesto presenta superioridad en análisis.



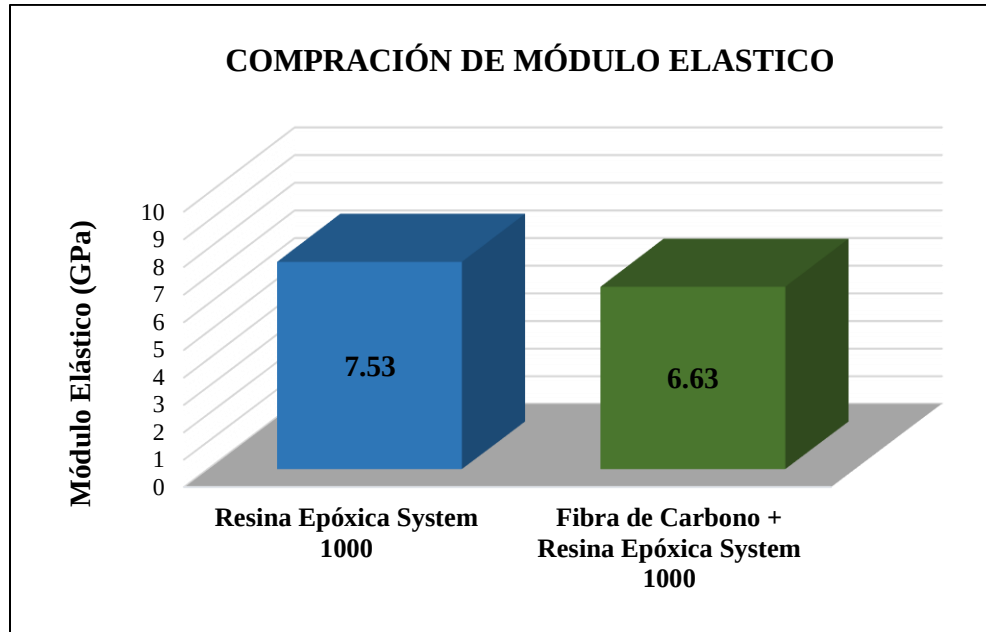
Gráfica 5.4. Comparación del esfuerzo de laminado de fibra de carbono con resina epóxica y esfuerzo de matriz epóxica.

De acuerdo a la gráfica 5.5 se expone claramente la inferioridad del material compuesto, lo cual se relaciona con el refuerzo de fibra y la configuración de laminado incorporada al a resina epóxica. En todo caso es preferible obtener una deformación menor en el material para la aplicación de una prótesis transtibial o para otras aplicaciones industriales.



Gráfica 5.5. Comparación del porcentaje de deformación de laminado de fibra de carbono con resina epóxica y porcentaje deformación de matriz.

De igual modo los módulos de elasticidad promedios son evaluados, obteniendo una diferencia de 5.88GPa en favor al material compuesto de fibra de carbono y resina epóxica (ver gráfica 5.6). En este sentido se comprende la teoría de los materiales compuesto, en donde se comprueba que el refuerzo reside en la fibra de carbono.



Gráfica 5.6. Módulo de elasticidad (Young) de matriz epóxica.

5.1.2.2 Laminado de Fibra de Carbono + Resina Poliéster y Resina Poliéster.

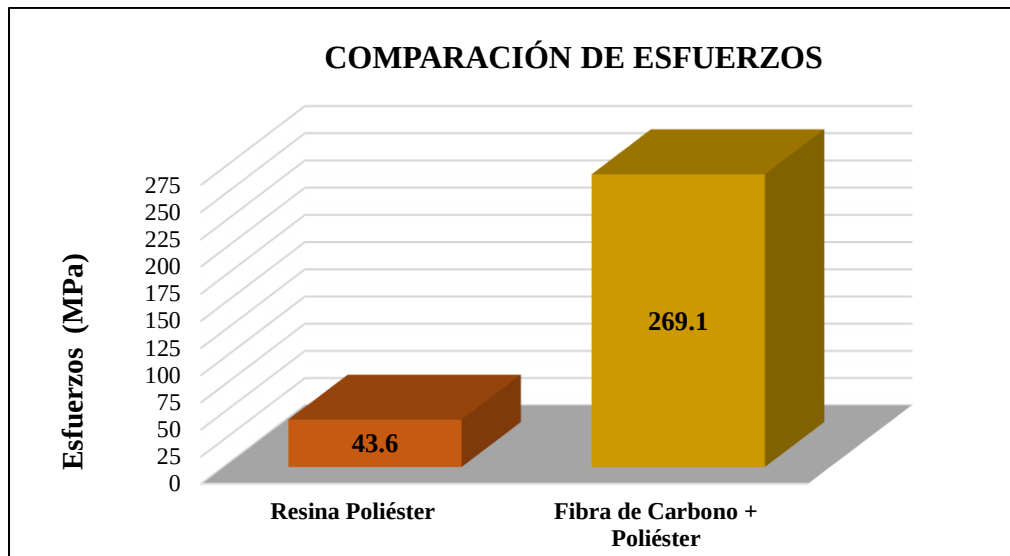
De igual manera en que se realizó la comparación de resultados en el apartado 4.3.2.2, también se muestra el análisis del laminado de material compuesto por fibra de carbono y matriz poliéster con respecto a la resina poliéster. En la tabla 5.3 se identifican las propiedades mecánicas, en donde el esfuerzo del laminado del material compuesto registra un 83.8% de superioridad en comparación al refuerzo de la matriz poliéster. Este dato identifica la incorporación de la fibra de carbono en el material, así como su configuración de laminado. Por otra parte, el porcentaje de deformación de la resina poliéster es mayor 18.43% con respecto al material compuesto, en efecto se relaciona a que la fibra de carbono funciona como el refuerzo que distribuye las cargas internas del material evitando de tal manera una elongación mayor.

Con respecto a módulo de elasticidad, el material compuesto presenta un incremento del 86.5% en comparación al módulo elástico de la resina poliéster del muestreo de las muestras tipo I. Este incremento favorable se debe a las propiedades mecánicas de la fibra de carbono y a la configuración de laminado cuasi-isotrópico.

Tabla 5.3. Comparación de propiedades de mecánicas de material compuesto por fibra de carbono y resina poliéster con respecto a matriz poliéster.

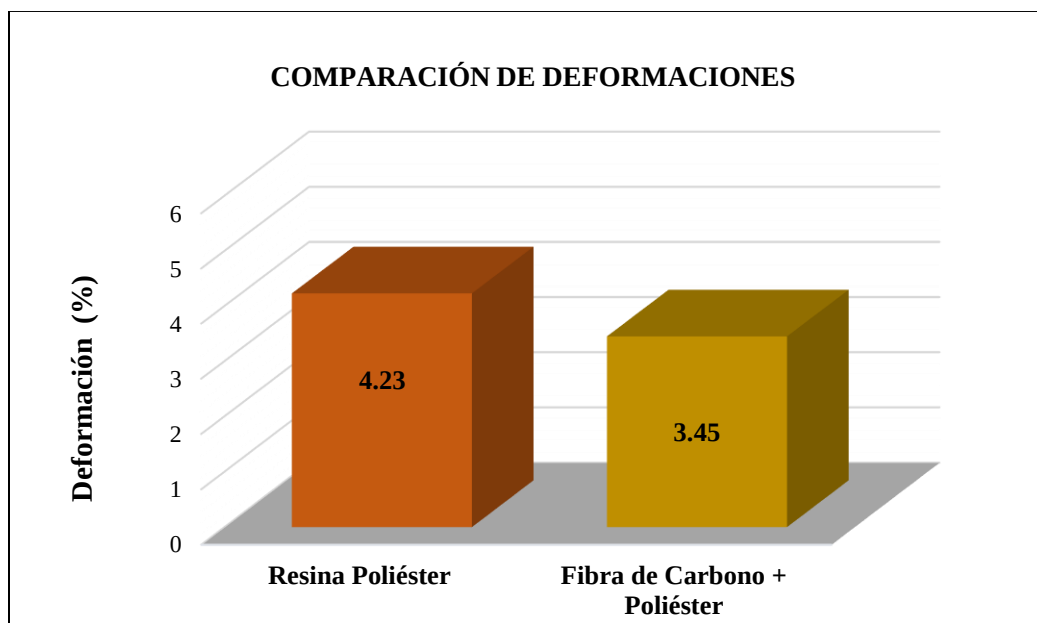
PROPIEDADES MECÁNICAS	MATERIALES			
	RESINA POLIÉSTER	MODO DE FALLA	FIBRA DE CARBONO + POLIÉSTER	MODO DE FALLA
ESFUERZO [MPa]	43.6	Concentradores de esfuerzos en la zona calibrada de las muestras	269.1	Falla a 45°
ELONGACIÓN	0.0423		0.0345	
MÓDULO ELÁSTICO [GPa]	1.06		7.85	

A continuación, en la gráfica 5.7, se presentan los esfuerzos promediados de cada material analizado. Los esfuerzos presentan una diferencia de 225.5MPa, donde claramente el material compuesto de fibra de carbono y resina poliéster presenta esta superioridad. Por lo tanto, es notable la implicación del refuerzo de fibra de carbono en la comparación de resultados de esfuerzos máximos soportados.



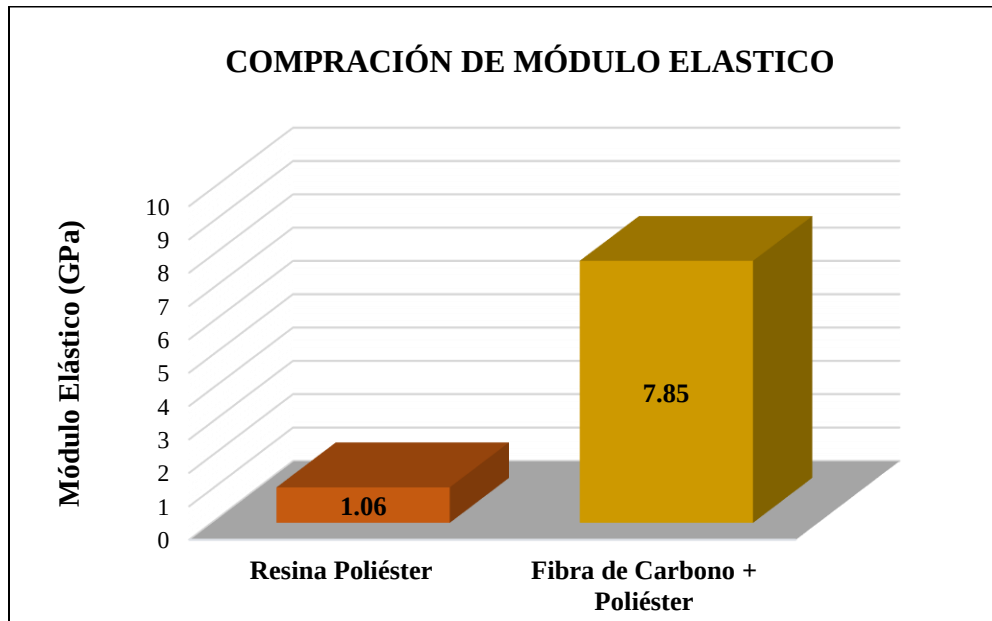
Gráfica 5.7. Comparación del esfuerzo de laminado de fibra de carbono con resina poliéster y esfuerzo de matriz poliéster.

Otra propiedad mecánica importante se exhibe en la gráfica 5.8, en donde se presentan el porcentaje de deformación de ambos materiales analizados. Como se puede observar la resina poliéster está por encima del material compuestos. De tal manera que la configuración de fibra de carbono utilizada en el material compuesto disminuye la elongación del material.



Gráfica 5.8. Comparación del porcentaje de deformación de laminado de fibra de carbono con resina poliéster y porcentaje de deformación de matriz poliéster.

Así mismo se presenta la comparación del módulo elástico de ambos materiales analizados. En la gráfica 5.9 el material compuesto por fibra carbono y resina poliéster muestra una superioridad de 6.79GPa en comparación a la resina poliéster. Este incremento significativo del módulo elástico se debe a la implementación del refuerzo en fibra, así como su configuración de laminado cuasi-isotrópico.



Gráfica 5.9. Comparación del módulo de elasticidad de laminado de fibra de carbono con resina poliéster y módulo de elasticidad de matriz poliéster.

5.1.3 Materiales Compuesto Laminados.

5.1.3.1 Laminado de Fibra de Carbono + Epóxica System 1000 y Laminado de Fibra de Carbono + Resina Poliéster.

Las propiedades mecánicas de los materiales compuestos analizados se muestran en tabla 5.4. Ambos laminados cuentan con el mismo refuerzo de fibra de carbono y misma configuración de lamiando. Al comparar los resultados de ambos materiales, los esfuerzos soportados por el laminado de fibra de carbono y resina poliéster están un 16% por encima del laminado de fibra de carbono y resina epóxica. Por otra parte, el porcentaje de deformación es el mismo para ambos laminados, esto se debe a la configuración empleada y al refuerzo de fibra de carbono, la cual permite distribuir las

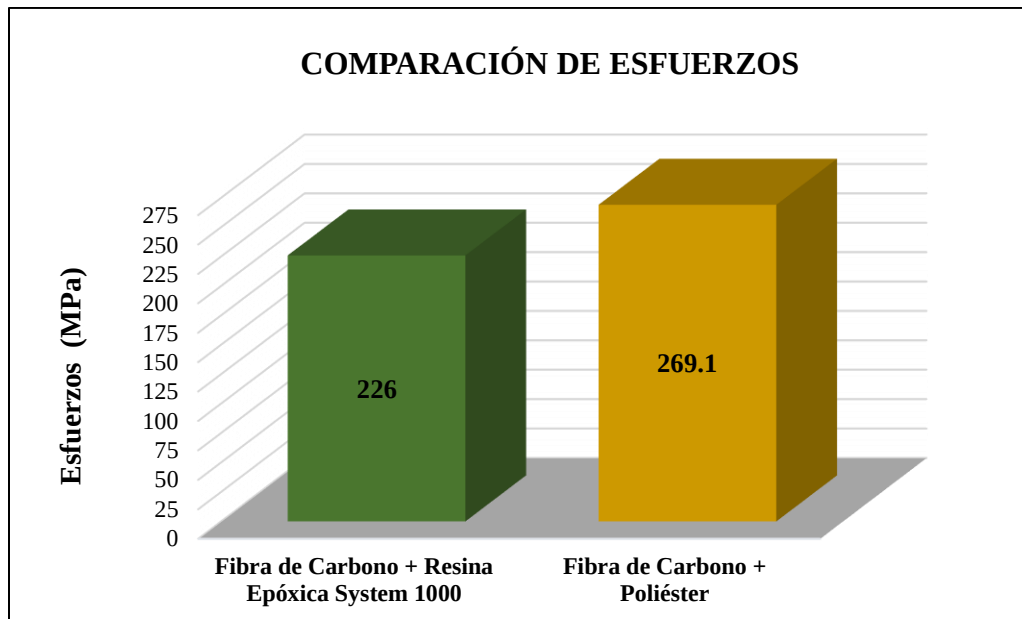
cargas uniformemente a través de los filamentos de la fibra de carbono. En este análisis las fracturas ocasionadas en las muestras se dieron en puntos similares dentro de la zona calibrada y a un ángulo de 45°, por la configuración de laminado empleado en ambos materiales [0±45]_s. El esfuerzo máximo soportado en los materiales compuestos no da lugar a una fractura abrupta y a una separación completa de las muestras. Vinculando los conceptos anteriores, el módulo de elasticidad también es favorable para el material compuesto de fibra de carbono y resina poliéster, presentando un 15.54% superior con el laminado de fibra de carbono y resina epóxica.

A pesar que teóricamente la resina epóxica cuenta con mejores propiedades mecánicas en comparación a resina poliéster, en ésta investigación se contradice.

Tabla 5.4. Comparación de propiedades de mecánicas laminados de material compuesto por fibra de carbono y resina epóxica con respecto a fibra de carbono y resina poliéster.

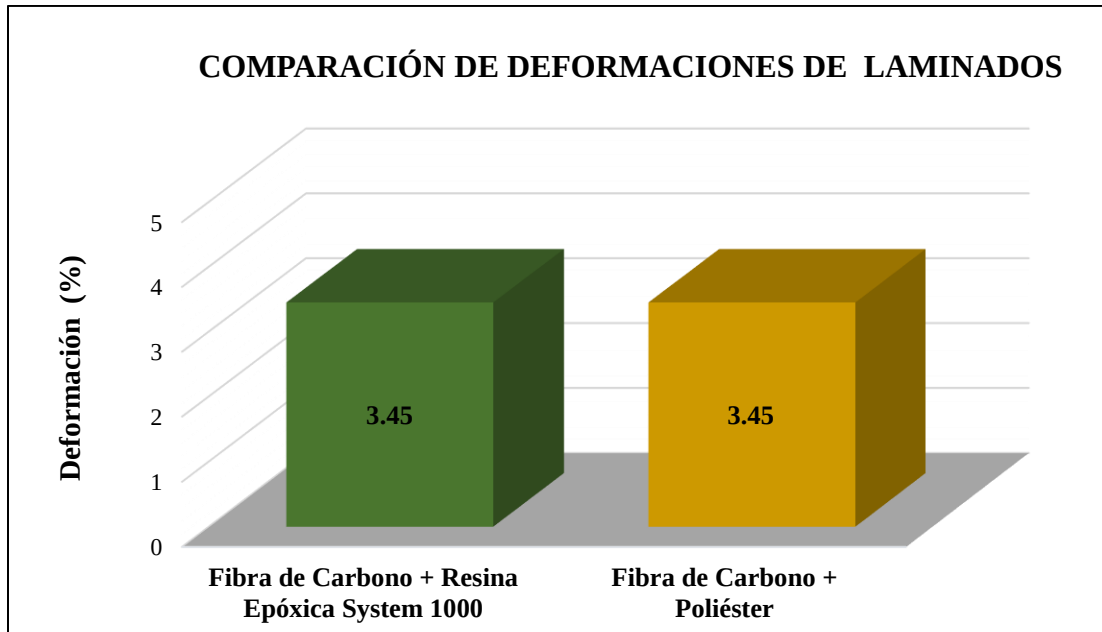
PROPIEDADES MECÁNICAS	LAMINADOS		
	FIBRA DE CARBONO + RESINA EPÓXICA SYSTEM 1000	FIBRA DE CARBONO + POLIÉSTER	MODO DE FALLA
ESFUERZO [MPa]	226	269.1	Falla a 45°
ELONGACIÓN	0.0345	0.0345	
MÓDULO ELÁSTICO [GPa]	6.63	7.85	

De acuerdo a la gráfica 5.10, en donde se muestra la comparación de esfuerzos de cada lamiando de material compuesto, resulta evidente la superioridad del material compuesto por fibra de carbono y resina epóxica, asimismo el laminado de fibra de carbono y resina epóxica presenta una diferencia de 43.1MPa. A pesar que ambos materiales cuentan con la misma configuración de refuerzo, la matriz juega un papel importante en ésta propiedad mecánica.



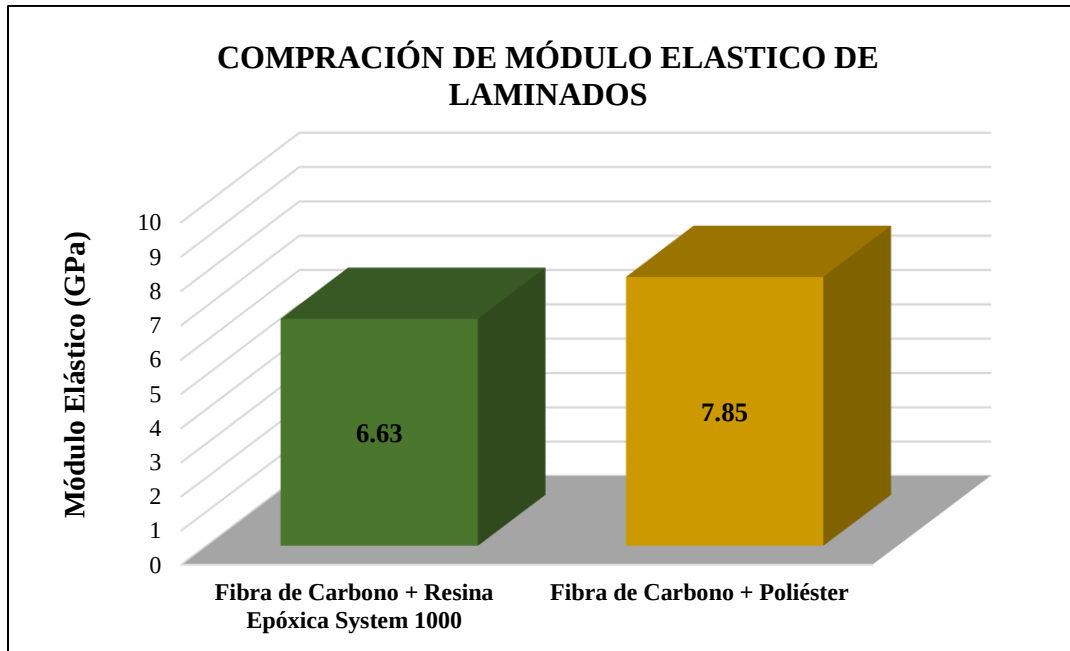
Gráfica 5.10. Comparación del esfuerzo de laminados de fibra de carbono con resina epóxica y fibra de carbono y resina poliéster.

Ahora bien, ya como se mencionó al principio de este apartado, ambos materiales cuentan el mismo refuerzo de fibra de carbono 3k y la misma configuración de laminado $[0\pm45]_s$; las muestras presentaron el mismo efecto de ruptura a un ángulo de 45° , por ello en la gráfica 5.11 se exhibe el mismo porcentaje de deformación de ambos materiales compuestos. En efecto a lo mencionado, el resultado de ésta propiedad mecánica se le atribuye a la presencian y configuración utilizada de fibra de carbono, ya que sin duda este material es que soporta las cargas aplicadas durante los ensayos de tracción.



Gráfica 5.11. Comparación del porcentaje de deformación de laminados de fibra de carbono con resina epóxica y de fibra de carbono con resina poliéster.

Unas de las propiedades mecánicas importante es la del módulo de elasticidad o módulos de Young, en la gráfica 4.24 se presentan los módulos de elasticidad de los materiales compuestos con una diferencia de 1.22GPa entre ellos. Tal como se observa, es evidente la superioridad del material compuesto por fibra de carbono y resina poliéster. Respecto a estos resultados, se puede decir que por la configuración de laminado cuasi-isotrópico, el módulo de elasticidad de ambos laminados se comportaría de la misma manera bajo esfuerzos de compresión. Ya que ésta propiedad mecánica mejora o disminuye significativamente con el refuerzo empleado en un material compuesto, dependiendo si las configuraciones de laminados dan como resultado un material anisotrópico, ortotrópico o isotrópico.



Gráfica 5.12. Comparación de los módulos de elasticidad de laminados de fibra de carbono con resina epóxica y fibra de carbono con resina poliéster.

Con relación a los laminados 1 y 2 se puede apreciar un ligero incremento en el módulo elástico (poliéster y carbono).

5.1.4 Concentrado de Matrices y Laminados.

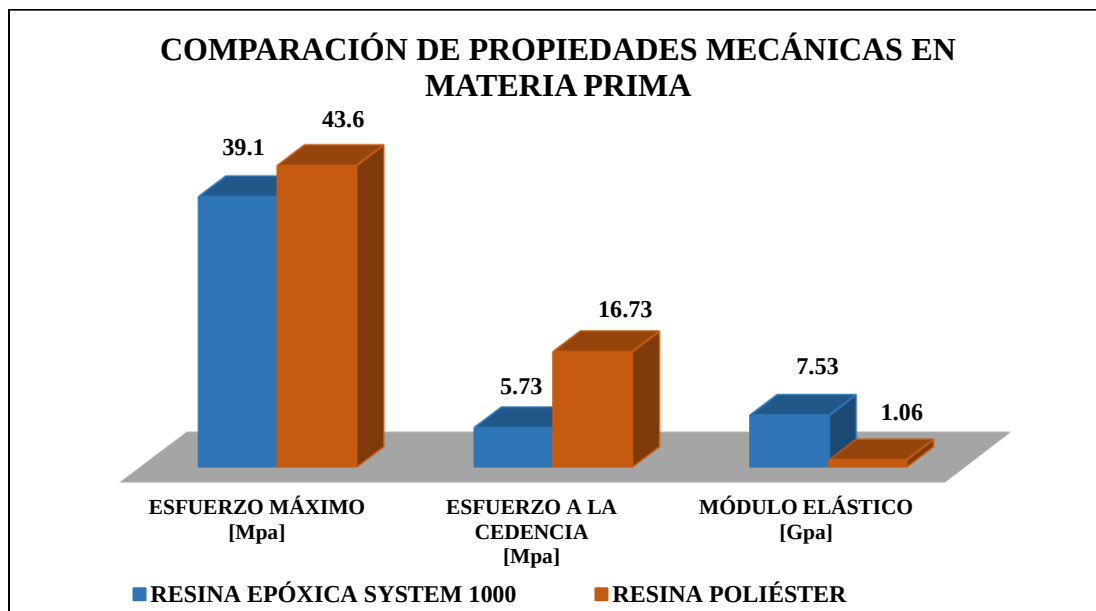
Del análisis experimental y de resultados obtenidos, se puede concluir lo siguiente:

La resina epóxica presenta un mejor módulo de elasticidad y una deformación superior en comparación con la resina poliéster, pero hablando de esfuerzos máximos soportados y esfuerzos de cedencia la resina poliéster presentó un mejor comportamiento en comparación a la epóxica, tal como se observa en la tabla 5.13 y gráfica 5.14

Tabla 5.5. Propiedades de esfuerzos, elasticidad, cedencia y elongación de resinas y laminados respectivamente de acuerdo a los comportamientos experimentales.

PROPIEDADES MECÁNICAS	MATRICES		LAMINADOS		MATERIA PRIMA FICHA TECNICA		
	RESINA EPÓXICA SYSTEM 1000	RESINA POLIÉSTER	FIBRA DE CARBONO - EPÓXICA	FIBRA DE CARBONO - POLIÉSTER	FIBRA DE CARBONO 3K	RESINA EPÓXICA SYSTEM 1000	RESINA POLIÉSTER
Esfuerzo Máximo [Mpa]	39.1	43.6	226.3	269.1	3450 - 4830	294.98	54
Elongación	0.0519	0.0423	0.0345	0.0345	0.014 - 0.0195	0.0168	0.018
Esfuerzo a la Cedencia [MPa]	5.73	16.73	58.73	67.05	-	-	-
Deformación [%]	5.19	4.23	3.45	3.45	-	-	-
Módulo Elástico [GPa]	7.53	1.06	6.63	7.85	220 - 241	-	-

En la tabla 5.5 se puede observar que los valores de esfuerzos máximos y módulo elástico de la materia prima están por arriba de los valores obtenidos en la experimentación

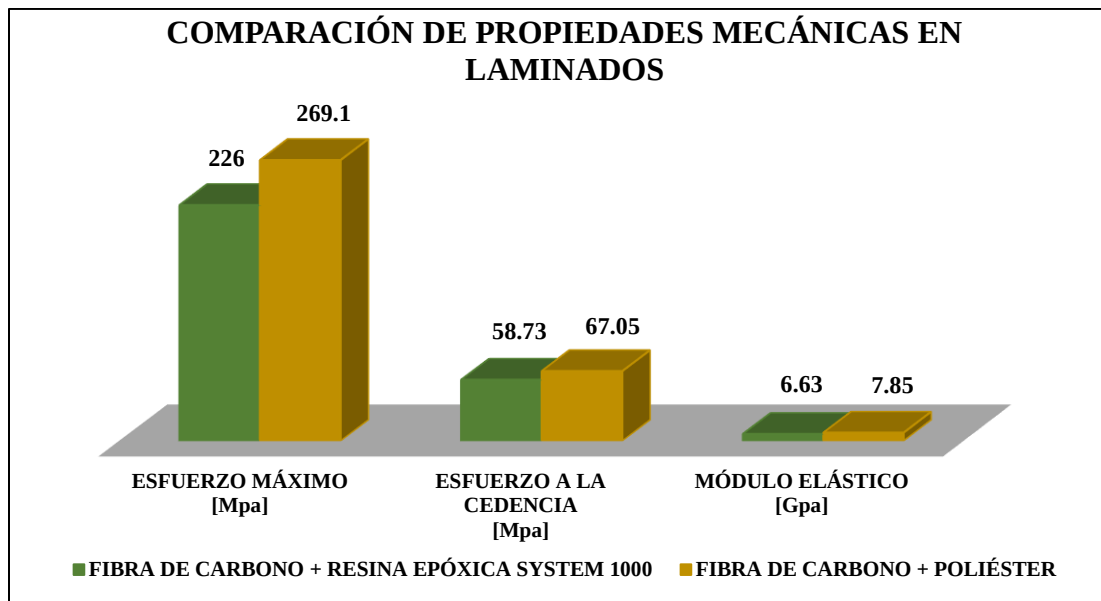


Gráfica 5.13. Comparación de propiedades mecánicas de resina epóxica system 1000 y de resina poliéster.

Las propiedades mecánicas de las diferentes resinas epóxica y poliéster se ven notablemente mejoradas con la adición de fibra de carbono, debido que al tener un compuesto fibrorreforzado donde se genere una adherencia apropiada entre los diferentes elementos, estos presentan sinergismo en las propiedades mecánicas.

Las fibras de carbono, como material fibrorreforzante, evidencian una gran efectividad de en el desvío de la fracturas de impacto repentino en los compuestos, haciendo que la fractura tenga un modo de falla de 45° la cual es característica de los materiales dúctiles

Los dos materiales trabajados en ésta investigación, tanto compuesto de matriz en resina epóxica reforzado con fibra de carbono como el compuesto de matriz en resina poliéster reforzado con fibra de carbono cada uno de ellos con diseño $[0\pm45]_s$, mostraron muy buenos comportamientos mecánicos de tensión y dieron respuesta positiva a la aplicación empleada.



Gráfica 5.14. Comparación de propiedades mecánicas de laminados de fibra de carbono + resina epóxica system 1000 y de fibra de carbono + resina poliéster.

Con base a lo anterior la resina epóxica presenta un esfuerzo máximo tanto en matrices como de compuestos es el mismo comportamiento, el esfuerzo a la cedencia es más alto en poliéster y material compuesto.

El módulo elástico en la resina poliéster es más bajo, sin embargo con el material compuesto la fibra de carbono da un mejor comportamiento en el módulo elástico.

Sin embargo los valores de la resina epóxica aun cuando es menor, las variables de curado son más versátiles ya que no se ven afectadas por la temperatura y la humedad.

Al poseer por ende excelentes módulos de elasticidad, rigidez y esfuerzos máximos presentados teniendo además la capacidad de absorber grandes cantidades de energía, se pueden calificar como excelentes materiales compuestos para aplicaciones industriales, en especial en el campo protésico.

ETAPA IV: MANUFACTURA Y PRUEBAS MECÁNICAS (PRÓTESIS).

5.2 ANÁLISIS DE RESULTADOS DE ENSAYOS DE COMPRESIÓN EN 1er. PROTOTIPO DE PRÓTESIS.

El resultado de las deformaciones mecánicas del pie se definió por los resultados obtenidos durante la prueba de compresión realizada en la máquina MTS 810 Material Testing Systems, se analizaron dos resultados principales, el desplazamiento de la sección de la punta y los puntos críticos presentados. El desplazamiento se midió mientras se aplicaba una fuerza creciente a la parte posterior del pie (punta).

Como primer instancia fue sometido el 1er. Prototipo de prótesis a compresión, el cual constaba con un laminado de 8 capas, el cual fue descrito en el apartado 3.13.1, en la tabla 5.6 se muestran los resultados obtenidos en la experimentación, los cuales se contrastaron con el ISO 10328 y la simulación.

Tabla 5.6. Validación de resultados.

RESULTADOS	ISO 10328	SIMULACIÓN	EXPERIMENTACIÓN
$P_{\text{máxima}}$	2013N	2000N	600N
Desplazamiento	15mm	63.95mm	70mm
Puntos críticos	Talón / Punta	Punta	Punta

Cabe destacar el efecto de la orientación de la fibra dentro de la matriz que exhibe una variación de incremento en las propiedades mecánicas del material compuesto, al igual que en su estructura y morfología interna.

Analizando y comparando los resultados obtenidos entre el ISO y la experimentación, se puede decir que la carga máxima presentada en el punto de ruptura fue de 600N y comparada con el valor establecido, esta se mantiene a 1/3, es decir al 33% del valor nominal estandarizado por ISO.

Por otro lado, el desplazamiento experimental fue de 70mm, el simulado de 63.95mm ($\epsilon=0.2014$) y el establecido por el ISO 10328 fue de 15mm, de tal manera se puede concluir que los valores de la deformación experimental y simulación, se encuentran por arriba de un 23% del valor nominal del ISO, lo cual es congruente con 33% del valor de la carga obtenida. Dicho en otras palabras, se puede decir que los resultados obtenidos pueden atribuirse principalmente a la cantidad de refuerzos o láminas que fueron empleadas.

Es importante señalar que la sección crítica se presentó en el tobillo, haciendo de este muy poco resistente para la carga requerida, esto con un laminado de ocho capas. Sin embargo podemos asumir que el diseño del molde y el proceso de manufactura utilizado en ésta investigación son favorables, ya que nos permitió analizar la orientación y la cantidad del laminado requerido para la colocación de nuevos refuerzos en los puntos críticos, dependiendo de las necesidades del sistema protésico que se tenga. Además, se pudo constatar que las condiciones de frontera que se utilizaron en la simulación, convergen con los resultados obtenidos en la experimentación.

Otro punto importante fue la comprobación del material y la combinación del laminado que se utilizó, los cuales cumplen con ciertas características favorables dentro de la pieza, es decir, con esto se puede iniciar una base de datos de materiales compuestos empleados en el área de prótesis,

contando así con fichas técnicas tales como: materiales, orientaciones, combinaciones, técnicas de caracterización, etc.

5.3 ANÁLISIS DE RESULTADOS DE ENSAYOS DE COMPRESIÓN Y FATIGA EN LOS CUATRO PROTOTIPOS DE PRÓTESIS.

Por otra parte los resultados de las pruebas de fatiga (carga Vs deflexión) las cuales se generan por la aplicación cíclica de una carga y una descarga, se aprecia un ciclo de histéresis el cual está asociado a la pérdida de energía en la etapa de descarga, para ello se realizó un análisis de dichas gráficas, tal como se describe en la tabla 5.7, donde se muestra un concentrado de las energías de los cuatro prototipos, las cuales fueron calculadas por tres métodos diferentes: Gráficos, método “Offset” y deformaciones, los cuales fueron descritos en la sección 2.10.

El segundo y tercer método fueron los que se considerados para realizar los cálculos que se muestran en la sección de anexos.

Tabla 5.7. Concentrado de los métodos para la obtención de la energía presentada en los prototipos de prótesis sometidos a fatiga.

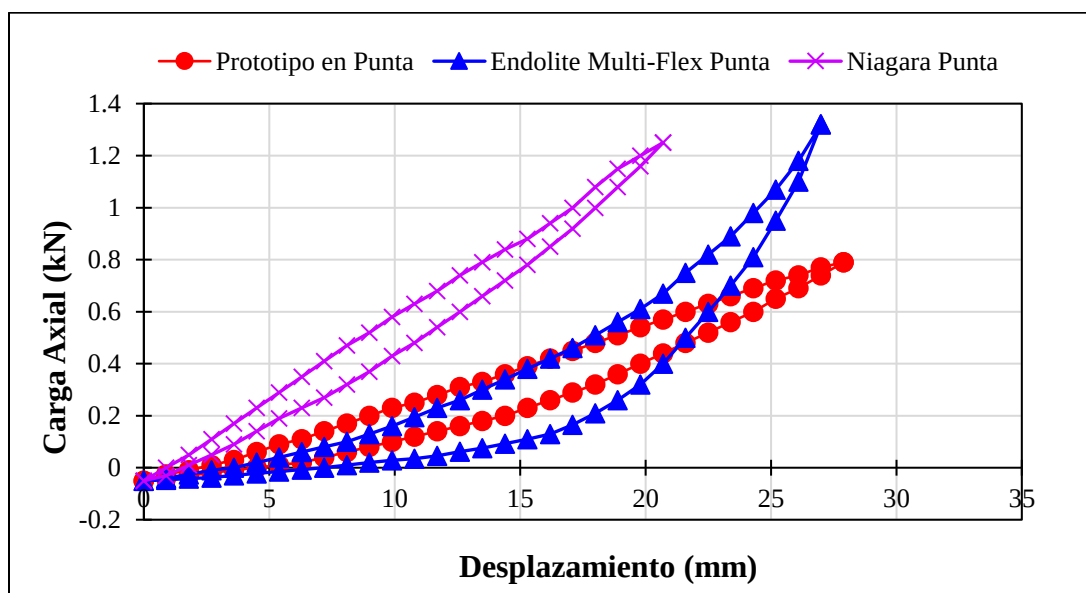
MÉTODO	TALÓN		PUNTA	
	PIEZA 1	PIEZA 2	PIEZA 3	PIEZA 4
	Energía (J)		Energía (J)	
Gráficos	0.4301	0.4150	0.3060	0.4689
Método “Offset”	0.4731	0.4743	0.3103	0.4814
Deformaciones	0.3286	0.2272	0.3303	0.1203

El porcentaje de retorno de energía para el prototipo de prótesis y dos marcas de prótesis comerciales, tal como se observa en la tabla 5.8.

Tabla 5.8. Resultados de histéresis de prototipo de pie, Endolite multi – flex y Niagara, en la sección de talón y punta.

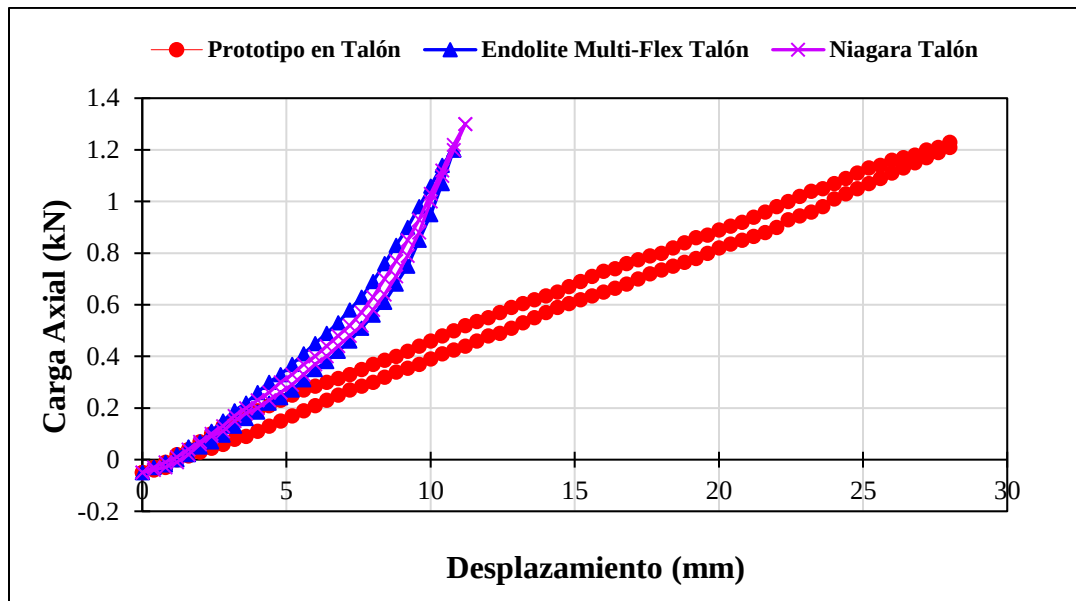
PRÓTESIS TRANSTIBIAL	PIEZA 1	PIEZA 3	ENDOLITE MULTI – FLEX		NIAGARA	
	Talón	Punta	Talón	Punta	Talón	Punta
% de Retorno	58.48	35.25	80.71	55.91	93.27	86.67

En la gráfica 5.15 se muestra un análisis comparativo en la sección de la punta, entre las prótesis: Prototipo, Endolite multi – flex y Niagara (Haberman, 2008), dónde se contrasta un retorno de energía de 35.25%, 55.91% y 86.67% y desplazamientos axiales de 29.12mm, 26.73mm, 20.74mm respectivamente a la carga máxima 0.8kN.



Gráfica 5.15. Carga – descarga en punta a 20°, cada grafica representa una prótesis diferente.

En la gráfica 5.16 se muestra un análisis comparativo en la sección del talón, entre las prótesis: Prototipo, Endolite multi – flex y Niagara (Haberman, 2008), dónde se contrasta un retorno de energía de 58.48%, 80.71% y 93.27% y desplazamientos axiales de 28.36mm, 10.88mm y 10.86mm respectivamente a la carga máxima de 1.23kN.



Gráfica 5.16. Carga – descarga en talón a 15°, cada grafica representa una prótesis diferente.

La Asociación Americana de Ortesis y Prótesis (AOPA), ha ofrecido durante muchos años a todos sus miembros y a todo el campo ortopédico y protésico, asesoramiento en general sobre el sistema de códigos de provisión de servicios de salud (HCPCS) de Medicare para prótesis de pies, entre otros dispositivos y componentes. Con ayuda de los códigos hoy en día se utilizan como base para evaluar sus habilidades mecánicas y asignarlos a los códigos apropiados (HCPCS). (AOPA, 2010)

El documento contiene desde la descripción de las pruebas mecánicas, metodología de trabajo, interpretación de resultados y una sección de apéndices donde indica los criterios de pruebas y códigos HCPCS correspondientes, de acuerdo a los resultados obtenidos; tal como se observa en las tablas 5.9 y 5.10.

Tabla 5.9. Concentrado de pruebas límites para análisis de punta. (AOPA, 2010)

PUNTA	DESPLAZAMIENTO A 1.23 kN	% DE RETORNO DE ENERGÍA
RÍGIDO	<25mm	NA
FLEXIBLE	≥25mm	<75%
DINÁMICO	≥25mm	≥75%

Tabla 5.10. Concentrado de pruebas límites para análisis de talón. (AOPA, 2010)

TALÓN	DESPLAZAMIENTO A 1.23kN	% DE RETORNO DE ENERGÍA
DINÁMICO	$\geq 13\text{mm}$ o pasa el % de retorno de energía para talón	$\geq 82\%$ o pasa el desplazamiento para talón
AMORTIGUADO	No cumple con el desplazamiento y/o % de retorno de energía para un talón dinámico	

En base a los resultados obtenidos en las pruebas de fatiga, como se observó en las gráficas de carga Vs deflexión, las comparativas entre las prótesis desarrolladas y las comerciales, se determinó que el prototipo se define como “flexible” en la zona de punta, y como “amortiguada” en la zona de talón.

CONCLUSIONES

Atender a las personas más necesitadas y devolverle la funcionalidad a aquellas que sufren alguna discapacidad médica, insertándolos en la sociedad como individuos útiles y funcionales, ha sido y será por siempre una parte importante en el desarrollo integral de un país.

El diseño y fabricación de una prótesis ortopédica y en general el desarrollo de dispositivos médicos, requieren un conocimiento especializado en medicina y áreas afines, sin embargo, el progreso y el fortalecimiento de la industria biomédica deben ser de interés prioritario para la investigación en las universidades. Ésta, debe promover profesionales multidisciplinarios preparados en el área para ser capaces de enfrentar los retos de la medicina con soluciones ingenieriles.

En ésta investigación se diseñó y se fabricó una prótesis en material compuesto, para personas con amputación transtibial, específicamente en personas cuyo desempeño es de nivel K2 (ambulantes de la comunidad limitados) a nivel K3 (ambulantes de la comunidad), con un peso hasta 80kg.

En los antecedentes generales se contemplaron las mejoras a través del tiempo, iniciando con la *pata de palo*, hasta las prótesis inteligentes. Los avances se fueron presentando de acuerdo a la problemática que se tenían y como se fueron solucionando, pasando por prótesis que solo cubrían estéticamente la amputación hasta mecanismos simples que ayudan a restablecer al paciente para caminar; finalmente se realizó una recopilación de los trabajos de investigación más representativos realizados por diversas marcas mundiales en los últimos años. Destacando la importancia de la aplicación de la ingeniería para dar solución a las problemáticas que afectan al hombre.

Una consideración muy importante en el diseño y la fabricación de una prótesis del miembro inferior es el tipo de material usado para la construcción. Los materiales estructurales influenciarán en el comportamiento del prototipo. Es importante recordar que ningún material o tipo de componente es el mejor para todos los individuos. Cada persona necesita ser evaluado con el estudio detallado dando a su forma de vida, expectativas y características físicas. Es necesario estar bien informado sobre el trabajo con los materiales tradicionales tales como la madera, acero, aluminio y cuero así como los también el titanio, fibra de carbono y los plásticos.

En este trabajo se realizó un estudio comparativo en la selección de materiales en los que destaca: resinas epóxica, poliéster, fibra de carbono, madera y aluminio. Se determinó la configuración de un laminado que se utilizó para realizar las muestras de material compuesto, tomando en cuenta el número de capas y considerando el espesor final de la muestra respecto a la norma ASTM D3039-00, el laminado fue de $[0/\pm 45]_s$ de 8 capas, uniforme, simétrico – balanceado,

el cual cuenta con las características de un laminado cuasi-isotrópico; el cual se fabricó con dos tipos de resinas (poliéster y epóxica). Una vez definiendo el ángulo de las fibras que se manejarían, se prosiguió con la manufactura y pruebas de la materia prima.

Como primer instancia se fabricaron muestras de resina epóxica y poliéster, tipo I bajo la norma ASTM D638-03 en las cuales se pudo determinar para la resina epóxica system 1000 un esfuerzo máximo y un módulo elástico de $\sigma_{\text{máx.}}=39.1\text{MPa}$ y un $E=7.53\text{GPa}$; mientras que para la poliéster se presentó un esfuerzo máximo y un módulo elástico de $\sigma_{\text{máx.}}=43.6\text{MPa}$ y un $E=1.06\text{GPa}$, siendo los valores del esfuerzo de la resina poliéster más altos que los valores de la resina epóxica. Mientras que los módulos de Young de las matrices se comportan diferentes, ya que el módulo de la matriz epóxica está 85.9% arriba de los valores de la poliéster. Evidentemente la matriz de resina epóxica cuenta con una superioridad en comparación de la matriz poliéster.

Por otra parte analizando los modos de falla en ambas resinas presentan una ruptura en la zona calibrada, sin embargo es importante destacar que los inicios de las fallas de las fracturas de todas las muestras coinciden con burbujas inmersas en el laminado asumiéndose con esto, que las burbujas fungen como concentradores de esfuerzo, congruente con el modo de falla explosivo de las muestras tipo I.

La caracterización de las materias primas consistió en combinar la fibra de carbono con ambas resinas donde antes de fabricar los laminados, fue necesario calcular las fracciones volumétricas de ambos laminados, para fibra de carbono + resina epóxica se obtuvo un 52% de resina por 48% de fibra; mientras para el laminado fibra de carbono + resina poliéster se obtuvo un arreglo de 56% de resina por 44% de fibra.

Posteriormente conociendo las fracciones volumétricas que componían los dos laminados, se prosiguió a fabricar muestras de laminados bajo la norma ASTM D3039 – 00, los cuales fueron probados a tensión, donde el laminado de fibra de carbono + epóxica system 1000 arrojó un $\sigma_{\text{máx.}}=226.3\text{MPa}$ y un $E=6.63\text{GPa}$; mientras que el laminado de fibra de carbono + poliéster tubo un $\sigma_{\text{máx.}}=269.1\text{MPa}$ y un $E=7.85\text{GPa}$. Es evidente que al comparar los esfuerzos presentados en ambas combinaciones existe una diferencia de 43.1MPa, a pesar que ambos materiales cuentan con la misma configuración de refuerzo, la matriz juega un papel importante en esta propiedad mecánica. Para el módulo de Young se presenta una diferencia de 1.22GPa entre ellos.

Asumiéndose que la configuración de laminado cuasi-isotrópico, es decir que el módulo de elasticidad de ambos laminados se comportaría de la misma manera bajo esfuerzos de compresión;

ya que esta propiedad mecánica mejora o disminuye significativamente con el refuerzo empleado en un material compuesto, dependiendo si las configuraciones de laminados dan como resultado un material anisotrópico, ortotrópico o isotrópico.

Los modos de falla presentados en los laminados de material compuesto, todos presentan una fractura a 45° con de laminación en la zona calibrada, modo de falla típico de los materiales laminados, en los que predominan: (DGB) Edge Delamination Gage Bottom y (AGB) Angle Gage Bottom, además de que presentan incrementos sustanciales en la resistencia máxima y de cedencia en ambas resinas respecto a la de las resinas puras. Contrastando estos resultados se puede decir que las burbujas son puntos que hay que considerar para trabajos futuros ya que influirán en el comportamiento de la prótesis.

Una vez conociendo el comportamiento de las resinas, así como el comportamiento de ésta misma pero combinada, se prosiguió a realizar la fabricación del primer prototipo de prótesis, cabe destacar el efecto de la orientación de la fibra dentro de la matriz repercute en su estructura y morfología interna lo que redundará en las propiedades del laminado ya que están relacionadas con la variación e incremento de dichas propiedades.

Analizando y comparando los resultados obtenidos entre el ISO 10328 y la experimentación, se puede decir que la carga máxima presentada en el punto de ruptura fue de 600N y comparada con el valor establecido, esta se mantiene a 1/3, es decir al 33% del valor nominal estandarizado por ISO para prótesis del mismo tipo.

Por otro lado, el desplazamiento experimental fue de 70mm, el simulado de 63.95mm ($\epsilon=0.2014$) y el establecido por el ISO 10328 fue de 15mm; de tal manera se puede concluir que los valores de la deformación experimental y simulación, se encuentran por arriba de un 23% del valor nominal del ISO 10328, lo cual es congruente con 33% del valor de la carga obtenida. Dicho en otras palabras, se puede decir que los resultados obtenidos pueden atribuirse principalmente a la cantidad de refuerzos o láminas que fueron empleadas.

Es importante señalar que la sección crítica se presentó en el tobillo, haciendo de este muy poco resistente para la carga requerida, esto con un laminado de ocho capas. Sin embargo podemos asumir que el diseño del molde y el proceso de manufactura utilizado en ésta investigación son favorables, ya que nos permitió analizar la orientación y la cantidad del laminado requerido para la colocación de nuevos refuerzos en los puntos críticos, dependiendo de las necesidades del sistema

protésico que se tenga. Además, se pudo constatar que las condiciones de frontera que se utilizaron en la simulación, convergen con los resultados obtenidos en la experimentación.

Otro punto importante fue la corroboración del material, la fracción volumétrica y el arreglo de la combinación del laminado que se utilizó, los cuales cumplen con ciertas características favorables dentro de la pieza, es decir, se sentó un precedente para la documentación de una base de datos de materiales compuestos empleados en el área de prótesis, contando así con fichas técnicas tales como: materiales, orientaciones, combinaciones y técnicas de caracterización.

Con base a los resultados anteriores de caracterización de materiales y desarrollo de la prótesis se determinó que el proceso de manufactura estandarizada de la prótesis se concluyó con un molde de aluminio, donde se utilizó un laminado de fibra de carbono de 8 capas, con un arreglo $[0\pm45]_s$ y resina epóxica system 1000 el cual fue sometido a pruebas mecánicas de compresión en la sección de la punta a 20° respecto a la vertical, cuyos resultados se contrastaron con la normatividad del ISO 10328 los cuales fueron fundamentales para la segunda etapa de experimentación.

La segunda etapa de experimentación se realizaron 4 prototipos de prótesis con 20 capas de fibra de carbono, con un arreglo de $[0\pm45]_s$ y resina epóxica system 1000, los cuales fueron sometidos a pruebas de fatiga bajo el ISO 22675 y compresión en la sección de talón a 15° y punta a 20° con respecto a la vertical.

Donde los resultados y el comportamiento que se presentaron en los cuatro prototipos fueron semejantes, la carga soportada a 200 ciclos en la sección del talón fue de 1260N mientras que para la sección de la punta la disminución fue evidente con 800N soportados en el tercer prototipo, para las pruebas de compresión en la sección del talón soportaron 3100N y en la sección de la punta en el mismo prototipo resistió 970N hasta llegar a la ruptura total.

Parte del análisis que se realizó en los prototipos fue la energía de la resilencia que se presentó en la prueba de fatiga en la sección de punta / talón. En base a los resultados obtenidos en las pruebas de fatiga, se determinó que el prototipo se define como “flexible” en la zona de punta, y como “amortiguada” en la zona de talón.

De igual forma se realizó un comparativo del prototipo con prótesis comerciales, donde el punto a comparar era el porcentaje de retorno de energía considerando la sección punta / talón, para el primer análisis en punta, el porcentaje de retorno fue de un 35.25% con un desplazamiento de 29.12mm; mientras para la sección del talón presento un retorno de 58.48% y un desplazamiento de 28.36mm. Donde la línea rosa y la azul tienen un desplazamiento de 10cm en el talón por lo que el

retorno de energía es como se indica en la gráfica, la línea roja muestra el retorno de energía del prototipo, por lo que se observa que está más alejado que las otras dos líneas, esto es debido a la rigidez del prototipo de prótesis, si se quisiera acercar más a las otras dos líneas, se ocupara reducir la rigidez y así fuera más cómodo para el paciente; además para aumentar la rigidez en un material compuesto, es necesario aumentar el espesor del laminado

Parte del estudio del comportamiento de los prototipos también se realizó el análisis de modos de falla, donde la mayor concentración de esfuerzos presentados fue en la sección crítica del talón, contando con una delaminación entre las capas hasta en algunos casos la fractura total. Al presentarse fallas en la sección del talón, durante las pruebas de compresión, se evidencia que los prototipos fabricados no cumplen con el requisito del 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) a consecuencia de un procesos 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.

De tal manera se puede concluir que una prótesis de bajo costo para una persona de 80kg se puede desarrollar mediante la utilización de fibra de carbono y resina epóxica con una relación de 52 – 48%, un arreglo de $[0\pm45]_s$ y 20 capas alternadas, inmersas y manufacturadas en un molde de aluminio bajo el proceso de Vacuum Bag Wet Lay-Up, tal como se observa en la línea crítica del diagrama de flujo que se planteó en el desarrollo de esta investigación. Dicha prótesis presenta módulos elásticos con un rango de 8 a 9 GPa y una resistencia a la compresión de 2.3 GPa los cuales están por debajo de la especificaciones de las prótesis comerciales y de los valores estándares del ISO 10328. Sin embargo presenta buena resiliencia y se comportan como una prótesis dinámica y flexible lo cual, es adecuado para este tipo de materiales.

TRABAJO FUTURO

Al igual que con cualquier investigación, todavía hay trabajo por hacer. En ésta sección se presenta el trabajo futuro que hay que hacer con el fin de construir sobre ésta investigación. El trabajo futuro se divide en tres categorías, las cuales tienen la finalidad de producir un pie comerciable: diseño, manufactura, y pruebas del prototipo

1. DISEÑO

En el diseño es necesario mejorar: el molde, para lograr una configuración cumpliendo requisitos de tamaño y lateralidad.

La apariencia física de las prótesis es extremadamente importante para los usuarios, el desarrollo de un adecuado diseño estético y sobre todo permitir que el prototipo pueda ser utilizado dentro de un zapato.

2. MANUFACTURA

Parte de la manufactura es variar la cantidad de láminas utilizadas para la manufactura del prototipo, las cuales permitirán mejora el comportamiento, rendimiento general y en la resistencia de la fatiga del prototipo.

La selección y la proporción de material óptimo está íntimamente ligada con las propiedades del laminado con el que se manufactura la prótesis, por lo que es importante profundizar mediante simulación el comportamiento de la prótesis con una mayor cantidad de capas, es decir con distintas proporciones volumétricas de fibra de carbono y resina.

Así como también el proceso de manufactura, utilizando fibra de carbono pre-impregnada y ser curada bajo una autoclave para eliminar las burbujas que fungen como concentradores de esfuerzos, así como los puntos críticos de unión entre el pie y socket, parte de esto conlleva a mejorar e incrementar las propiedades elásticas bajo cargas cíclicas de fatiga asociados con la acumulación y retorno de energía.

3. PRUEBAS

Verificar el número de ciclos, cargas y deformaciones asociados a las prótesis estandarizadas por el ISO 22675 y comerciales.

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.
- Sistematizar y optimizar la 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 los costos de producción.

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- A.M. Espejo Mora. (2007). *Construcción de un prototipo final de pie para prótesis transfemoral*. Universidad de la Salle.
- Al-khazraji, K., Kadhim, J., & Ahmed, P. S. (2011). Effect of Reinforcement Material on Fatigue Characteristics of Trans-tibial Prosthetic Socket with PMMA Matrix Effect of Reinforcement Material on Fatigue Characteristics of Trans-tibial Prosthetic Socket with PMMA Matrix, (october).
- AOPA, A. O. & P. A. (2010). *AOPA'S Prosthetic Foot Project Report*. Retrieved from http://www.aopanet.org/wp-content/uploads/2013/12/Prosthetic_Foot_Project.pdf
- ASTM D 3039/3039M-00. (2000). *ASTM D 3039 Tensile Properties of Polymer Matrix. Standard Test Method for Tensile Properties of Polymer Matrix Composite Materials* (Vol. 3).
- ASTM D 638-02a. (2003). *Standard test method for tensile properties of plastics. ASTM International* (Vol. 8). <https://doi.org/10.1520/D0638-14.1>
- ASTM International. (2016). ASTM International - Standards Worldwide. Retrieved September 16, 2017, from <https://www.astm.org/>
- Berry, D. A. (1987). Composite Materials for Orthotics and Prosthetics. *Journal of Prosthetists and Orthotics*, 40(4), 35–43.
- Blatchford Inc. (2017). Feet - Endolite USA - Lower Limb Prosthetics. Retrieved September 16, 2017, from <http://www.endolite.com/products/category/feet>
- Brands, S., Corporation, M., & Estates, H. (2015). RTS10/RTS10g Operator ' s Manual, 2254964001(247).
- C. Núñez., A. Roca., J. J. (2011). *Comportamiento Mecánico de los Materiales Volumen 2 : Ensayos mecánicos . Ensayos no destructivos*. Universidad de Barcelona.
- Cecilia Ariagno, D. M. (2014). Unidad N° 5: Elasticidad, 1–10.
- Criollo R., Gianfranco. Valles V., J. A. (2013). *Diseño concurrente para una prótesis para pie*. Universidad Central de Venezuela.
- Dylan Borrenpohl, BS, M. (n.d.). *A survey-based study on the professional opinion of the Medicare Functional Classification Level and the utilization of outcome measures in K-level assignment*.
- Espejo Mora, A. M., Ascencio Sepulveda, O. J., Martin Gomez, P. F., & Gomez Baquero, D. J. (2007). Diseño y modelamiento de pie para prótesis transfemoral con sistema de amortiguación, pp. 7–18.
- Fibre Glast Development Corporation. (2010). Product data sheet, 45309. Retrieved from <http://cdn.fibreglast.com/downloads/00095-C.pdf>
- Figueroa Negrin, R. A. (2009). *Diseño y Análisis mecánico de un pie protésico*. Universidad Simon Bolivar.
- G. Lopez Padilla., O. Aguilar Sanchez., I. Arriaga Castilla., A. Escamilla Villasana., M. A. M. G. (2007). *Análisis de la integración de personas con capacidades diferentes con la sociedad en*

la ciudad de Mexicali, B.C. Universidad Autónoma de Baja California.

- García, V., García, M., & Hernández, K. (2004). *Diseño de Prótesis Mioeléctrica*. Instituto Politécnico Nacional. Retrieved from <http://itzamna.bnct.ipn.mx/dspace/bitstream/123456789/62/1/TEsisvladimir.pdf>
- Haberman, A. (2008). *Mechanical Properties of Dynamic Energy Return Prosthetic Feet*. Queen's University Kingston, Ontario, Canada.
- Hafner, B. J., Sanders, J. E., Czerniecki, J. M., & Fergason, J. (2002). Transtibial energy-storage-and-return prosthetic devices: a review of energy concepts and a proposed nomenclature. *Journal of Rehabilitation Research and Development*, 39(1), 1–11.
- Herrera, N. L. A. (2012). *Diseño conceptual de una prótesis para amputación transfemoral*. Universidad Autónoma de Occidente.
- INEGI. (2013). *Las personas con discapacidad en México, una visión al 2010. Las Personas con Discapacidad en México, una Visión al 2010*. Retrieved from http://www.inegi.org.mx/prod_serv/contenidos/espanol/bvinegi/productos/censos/poblacion/2010/discapacidad/702825051785.pdf
- ISO 10328. (2006). *ISO 10328: Prosthetics — Structural testing of lower-limb prostheses — Requirements and test methods* (Vol. 3).
- ISO 22675. (2016). *ISO 22675: Prosthetics — Testing of ankle-foot devices and foot units — Requirements and test methods* (Vol. 2016).
- Jensen, J. S., & Treichl, H. B. (2007). Mechanical testing of prosthetic feet utilized in low-income countries according to ISO-10328 standard. *Prosthetics and Orthotics International*, 31(2), 177–206. <https://doi.org/10.1080/03093640701210986>
- Lanza Medina, U. R. (2006). *Diseño y construcción de una prótesis ortopédica modular para amputado transtibial*. Universidad Simón Bolívar. Retrieved from <http://159.90.80.55/tesis/000132624.pdf>
- MTS Systems Corporation. (2006). MTS 810 & 858 Material Testing Systems. *Data Sheet*, 4–9.
- Össur Americas. (2017). OSSUR Life Without Limitations. Retrieved September 16, 2017, from <https://www.ossur.com/prosthetic-solutions/products/all-products/feet>
- Peinado, F. V. (n.d.). *Fenómeno de Histéresis Elástica en un Resorte*.
- Phillips, S. L., & Craelius, W. (2005). Material Properties of Selected Prosthetic Laminates. *Journal of Prosthetics and Orthotics*, 17(1), 27–34. <https://doi.org/10.1097/00008526-200501000-00007>
- Practica, O. D. E. L. A., Mec, R., Probetas, N. D. E., Ensayo, V. D. E. L., Grano, T. D. E., Fallas, T. D. E., ... Cedencia, L. A. (n.d.). Practica No. 3 Sesión 4 Características y Propiedades Mecánicas en los Materiales, (3), 20–32.
- Rodríguez, J. A. G. M. C. E. (2012). *Diseño de una prótesis transtibial amortiguada*. Instituto Politécnico Nacional.
- Rosales Manrique, H. E. (2006). *Metodología para el estudio del comportamiento a fatiga bajo carga*

axial de materiales poliméricos. Unviersidad Simon Bolivar.

Rueda Molina, F. (2012). *Estrategias de control motor en sujetos protetizados con amputación transtibial unilateral: unilateral análisis instrumental.* Universidad Rey Juan Carlos.

Salgado, S. S. (2012). *Alineación En Prótesis De Miembro Inferior Por Encima De Rodilla.* Escuela de Ingenieria de Antioquia.

SHIMADZU. (2013). AGS-X Series. Retrieved from www.shimadzu.com/an/

System 1000 Epoxy Resin. (2010). System 1000 Epoxy Resin, (303), 5211. Retrieved from www.fibreglast.com

Tobergte, D. R., & Curtis, S. (2013). Volume 19 - Fatigue and Fracture. *Journal of Chemical Information and Modeling*, 53(9), 1689–1699. <https://doi.org/10.1017/CBO9781107415324.004>

Valencia Lazcano, A. A. (2009). *Diseño de protesis.* Instituto Politecnico Nacional.

Van Jaarsveld, H. W. L., Grootenboer, H. J., De Vries, J., & Koopman, H. F. J. M. (1990). Stiffness and hysteresis properties of some prosthetic feet. *Prosthetics and Orthotics International*, 14(3), 117–124. <https://doi.org/10.3109/03093649009080337>