UNIVERSIDAD CATÓLICA SANTO TORIBIO DE MOGROVEJO

FACULTAD DE INGENIERÍA

ESCUELA DE INGENIERÍA MECÁNICA ELÉCTRICA

DISEÑO DE PRÓTESIS TRANSTIBIAL UTILIZANDO FIBRA DE VIDRIO TIPO E Y RESINA POLIÉSTER PARA MEJORAR ESTABILIDAD ESTÁTICA DE PERSONAS DISCAPACITADAS

TESIS PARA OPTAR EL TÍTULO DE

INGENIERO MECÁNICO ELÉCTRICO

AUTOR

FERNANDO FABRIZIO VASQUEZ ARICOCHE

ASESOR

LUCIO ANTONIO LLONTOP MENDOZA

https://orcid.org/0000-0002-2561-0126

Chiclayo, 2022

DISEÑO DE PRÓTESIS TRANSTIBIAL UTILIZANDO FIBRA DE VIDRIO TIPO E Y RESINA POLIÉSTER PARA MEJORAR ESTABILIDAD ESTÁTICA DE PERSONAS DISCAPACITADAS

PRESENTADA POR

FERNANDO FABRIZIO VASQUEZ ARICOCHE

A la Facultad de Ingeniería de la

Universidad Católica Santo Toribio de Mogrovejo

Para optar el título de

INGENIERO MECÁNICO ELÉCTRICO

APROBADA POR

Elmer Rolando Polo Briceño

PRESIDENTE

Juan Carlos Vives Garnique

SECRETARIO

Lucio Antonio Llontop Mendoza

VOCAL

DEDICATORIA

En primer lugar, quiero dedicar este esfuerzo de meses a mis padres, que a pesar de todas las adversidades siempre me han apoyado, me han aconsejado, y han sido mi soporte para poder culminar mi investigación.

En segundo lugar y no menos importante, se lo dedico a Dios por guiarme en este camino largo, por haberme dado salud durante todo este tiempo y sobre todo en la actualidad que estamos viviendo.

A mis familiares que han sido parte de este proceso, de inicio a fin, ellos que siempre me han apoyado y motivado en todo momento, alentándome para seguir adelante.

AGRADECIMIENTOS

Agradecer a Dios por sobre todas las cosas porque es él quien me ha acompañado hasta este momento, quien me ha guiado durante la carrera y me ha dado salud, no solo a mi sino a mis familiares, amigos y profesores.

Agradecer a mis padres que nunca dudaron de mí y siempre me brindaron su apoyo, fueron el soporte para terminar mi investigación.

Por último, agradecer tanto a mis compañeros quienes me han brindado su apoyo en todo momento, como a todos los docentes que gustosamente me han apoyado, brindándome su tiempo y encaminándome durante todos estos ciclos de estudios.

ÍNDICE

RESUMEN 9
ABSTRACT 10
I. INTRODUCCIÓN 11
II. JUSTIFICACIÓN DE LA INVESTIGACIÓN 12
III. OBJETIVOS DE LA INVESTIGACIÓN 13
1. OBJETIVO GENERAL 13
2. OBJETIVOS ESPECÍFICOS 13
IV. MARCO TEÓRICO 14
4.1. Antecedentes 14
4.2. Bases Teóricas Científicas 15
4.2.1. Diseño 15
4.2.2. Resistencia de Materiales 16
4.3. Definición de Términos Científicos 18
4.3.1. Aná1isis estático estructural 18
4.3.2. Carga axial 18
4.3.3. Falla por Fatiga 18
4.3.4. Propiedades de los materiales 18
4.4. Amputación 19
4.5. Niveles de Amputación 19
4.6. Tipos de Amputaciones 19
4.6.1. Amputaciones Traumáticas 19
4.6.2. Amputaciones Congénitas 19
4.6.3. Amputaciones Quirúrgicas 20
4.7. Amputación Transtibial 20
4.8. Prótesis Transtibial 20
4.8.1. Componentes y Estructura 20
4.9. Tipos de Prótesis Transtibial Existentes 21
4.9.1. Prótesis convencional con Pie Sach 21
4.9.2. Prótesis Tipo Syme 22
4.9.3. Prótesis Tipo PTB 22
4.9.4. Prótesis Modular de Alta Tecnología Sistema Endolite Pie Multiflex 23
4.10. Materiales utilizados en las Prótesis Transtibiales 23
4.11. Materiales Compuestos 23
4.11.1. Tipos de materiales Compuestos 24
4.11.2. Clasificación de los materiales compuestos según la función de su matriz 24

4.12. Materiales a utilizar 25
4.12.1. Aluminio 7075-T6 25
4.12.2. Acero 1060 25
4.12.3. Fibra de Vidrio Tipo E 26
4.12.4. Resina Poliéster 26
4.12.5. Fibra de Carbono de Alta Resistencia 27
4.12.6. Material Compuesto de Fibra de Vidrio Tipo E y Resina Poliéster 27
V. METODOLOGÍA 28
5.1. Nivel de la Investigación 28
5.1.1. Según el objetivo 28
5.1.2. Según el nivel de profundización en el objeto de estudio 28
5.1.3. Según el grado de manipulación de las variables 28
5.2. Población y Muestra 28
5.2.1. Criterio de obtención de muestra 28
5.3. Diseño Metodológico 28
5.4. Variables Operacionales 29
VI. DESARROLLO Y RESULTADOS 30
6.1. Objetivo N° 01: 30
6.2. Objetivo N° 02: 38
6.3. Objetivo N° 03: 59
6.4. Objetivo N° 04: 70
VII. CONCLUSIONES 72
VIII. RECOMENDACIONES 73
IX. REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS 74
X. ANEXOS 77

LISTA DE IMÁGENES

Figura 1: Pasos en el proceso de diseño 15
Figura 2: Diagrama Esfuerzo - Deformación 18
Figura 3: Niveles de amputación en miembro inferior 19
Figura 4: Corte típico para amputación transtibial 20
Figura 5: Componentes de Prótesis Transtibial 21
Figura 6: Prótesis convencional con Pie Sach 21
Figura 7: Prótesis Tipo Syme 22
Figura 8: Prótesis Tipo PTB 22
Figura 9: Prótesis Modular de Alta Tecnología Sistema Endolite Pie Multiflex 23
Figura 10: Clasificación de Materiales Compuestos 24
Figura 11: Pasos para selección de diseño 30
Figura 12: Diagrama de evaluación de solución ideal 37
Figura 13: Socket 39
Figura 14: Acople Superior 39
Figura 15: Pilón 40
Figura 16: Unión Doble 41
Figura 17: Acople Inferior 42
Figura 18: Pie 42
Figura 19: Modelo Cinemático de la Prótesis 43
Figura 20: Vista isométrica del mecanismo 44
Figura 21: Vista frontal del mecanismo 44
Figura 22: Corte frontal y lateral del mecanismo 45
Figura 23: Valores de k para los diferentes tipos de columna 46
Figura 24: Fuerzas que actúan en el pie 48
Figura 25: Diagrama de Cuerpo Libre del Pie 48
Figura 26: Posición estática 54
Figura 27: Diagrama de cuerpo libre 55
Figura 28: Análisis de una persona con sus extremidades inferiores 56
Figura 29: Persona con una sola extremidad inferior 57
Figura 30: Análisis de la persona utilizando prótesis transtibial a la mayor inclinación antes de caerse 57
Figura 31: Persona con prótesis transtibial con ambas piernas separadas 58
Figura 32: Ensamble de la Prótesis Transtibial 58
Figura 33: Comparación de esfuerzo de Von mises para el pilón 62
Figura 34: Comparación de desplazamiento para el pilón 63
Figura 35: Comparación del factor de seguridad para el pilón 63
Figura 36: Comparación de esfuerzo de Von mises para el acople superior 64
Figura 37: Comparación de desplazamiento para el acople superior 64
Figura 38: Comparación del factor de seguridad para el acople superior 65
Figura 39: Comparación de esfuerzo de Von mises para el acople inferior 65
Figura 40: Comparación de desplazamiento para el acople inferior 66
Figura 41: Comparación del factor de seguridad para el acople inferior 66
Figura 42: Esfuerzos de Von Mises en el soporte y en la articulación con fibra de carbono 67
Figura 43: Vida total o número de ciclos del resorte 68
Figura 44: Vista explosionada de la prótesis transtibial 68

LISTA DE TABLAS

Tabla 1: Características a tomar en cuenta para el diseño 16
Tabla 2: Propiedades Física del Aluminio 7075-T6..... 25
Tabla 3: Propiedades Físicas y Térmicas del Acero 1060 25
Tabla 4: Propiedades Físicas y Térmicas de la Fibra de Vidrio Tipo E 26
Tabla 5: Propiedades Físicas y Térmicas de la Resina Poliéster 26
Tabla 6: Propiedades Físicas y Térmicas de la Fibra de Carbono de Alta Resistencia..... 27
Tabla 7: Propiedades Físicas y Térmicas del Material Compuesto 27
Tabla 8: Variables Operacionales 29
Tabla 9: Matriz Morfológica 33
Tabla 10: Matriz de Evaluación técnica (xi) de las alternativas planteadas. 35
Tabla 11: Matriz de Evaluación económica (yi) de las alternativas planteadas. 36
Tabla 12: Valores de las alternativas de diseño 37
Tabla 13: Características del paciente promedio 38
Tabla 14: Medidas de la población para el socket 38
Tabla 15: Dimensiones 40
Tabla 16: Variación de la longitud de tibia y peroné respecto a la edad del paciente 41
Tabla 17: Medidas de la población para el pie..... 42
Tabla 18: Resultados de la simulación al pilón..... 60
Tabla 19: Resultados de la simulación al acople superior e inferior..... 60
Tabla 20: Resultados obtenidos de la simulación a diferentes piezas con materiales compuestos 61
Tabla 21: Resultados de la simulación de las piezas del tobillo 67
Tabla 22: Procesos y materiales utilizados en cada pieza 69
Tabla 23: Costo de la prótesis 70

RESUMEN

En la presente investigación se realizó el diseño de una prótesis transtibial utilizando material compuesto que nace de la unión de la fibra de vidrio tipo E y resina poliéster, con el fin de lograr que esta cumpla con dar solución a las necesidades de los pacientes amputados como poder movilizarse y tener una buena estabilidad, y que mediante el diseño en donde la fabricación de las piezas es sencilla, se pueda obtener un costo accesible para todas las personas que presentan limitaciones económicas, ya que como se sabe, en el mercado nacional el costo de las prótesis es elevado. Además, se incorporó un material compuesto como lo es la unión de la fibra de carbono y la resina poliéster, en los componentes que están sujetos a desgaste, para que así no causen problemas al paciente cuando la utilice.

Mediante la recopilación de datos y medidas antropométricas de un número determinado de personas, se logró obtener los parámetros para poder realizar el diseño de cada pieza, y posteriormente a ellos, se analizó en el software SolidWorks, esfuerzos, desplazamientos y factor de seguridad de cada pieza, aplicándole el material compuesto. De esta manera se logró obtener el material a utilizar en la fabricación de cada pieza, logrando así que la prótesis soporte el peso del paciente y presente una buena estabilidad, además de obtener un costo más accesible debido al uso de la máquina CNC para la fabricación de las piezas.

Palabras claves: Transtibial, prótesis, materiales compuestos.

ABSTRACT

In the present research, the design of a transtibial prosthesis was carried out using composite material that is born from the union of type E fiberglass and polyester resin, with the objective of providing solutions to the necessities of amputee patients, such as being able to mobilize, have good stability with the prosthesis and the importance of simple manufacturing with affordable cost for all the people with economic limitations, because the national market has a very high price of those implements. In addition, composite material such as the union of carbon fiber and polyester resin was used for those components that are subject to wear, in order to do not cause problems to the patient.

By collecting data and anthropometric measurements of a certain number of people, the parameters were obtained to be able to design each piece for them. It was analyzed in SolidWorks software, efforts, displacements and safety factor of each piece, applying the composite material.

In this way, the material for the manufacture of each piece was obtained, making the prosthesis support the weight of the patient and present good stability. In addition to obtaining more accessible costs due to the use of the CNC machine for the manufacture of the parts.

Keywords: Transtibial, prosthesis, composite materials.

I. INTRODUCCIÓN

En el campo de la medicina humana, específicamente en el área de traumatología, se conoce por amputación, la ausencia de una parte o de toda la extremidad, que puede ser de consecuencia traumática o no traumática. Este déficit anatómico viene acompañado del deterioro progresivo de la capacidad de la persona causando una alteración en su rol dentro de la sociedad; y causando una gran conmoción tanto en el aspecto psicológico como personal y familiar [1].

Actualmente se sabe que en el mundo existe un incremento anual del número de pacientes que han sufrido una amputación, a causa del envejecimiento de la población, que con la edad avanzada presentan problemas habituales como la diabetes y enfermedad vascular periférica. La Organización Mundial de la Salud (OMS) y la Organización Panamericana de la Salud (OPS) sostienen que del número de personas que perdieron alguna extremidad, el 90% representa al miembro inferior [2]. Según el INEI en el Perú la mayor parte de amputaciones son a causa de accidentes vehiculares y por diabetes, teniendo como la ciudad con mayor población discapacitada por una amputación a Lima.

Las personas que sufrieron una amputación transtibial tienen la esperanza de que en algún momento puedan imitar las funciones, los movimientos que normalmente realizaban cuando tenían sus miembros completos o buscan suplir esta parte de su cuerpo para poder tener una estabilidad y de alguna manera sentirse psicológicamente que están en las mismas condiciones con relación a la población; en las últimas décadas se ha podido lograr un gran avance y desarrollo tanto en las ciencias como en la tecnología del diseño, lo que ha permitido que exista una evolución importante en el mundo del diseño de prótesis; y esto a su vez ha generado que estas prótesis puedan ser fabricadas con la mejor calidad para que puedan cumplir con las necesidad que requiere cada paciente, pero cabe resaltar que estas presentan algunas limitaciones en los movimientos. Esto es de gran ayuda para las personas que cuentan con una economía alta, pero esta oportunidad se ve muy lejana para el resto de personas en el Perú ya que existe una tasa elevada de pobreza y esto se evidencia en el informe de la revista médica herediana [1], en donde el 82,5% de personas con amputación representan la clase socioeconómica pobre, mientras que el 46.8% la clase de pobreza extrema.

En este trabajo lo que se busca es realizar el diseño de una prótesis transtibial analizando las prótesis existentes en el mercado actual sabiendo que estas presentan cinemáticas diferentes, y están diseñadas con diferentes materiales. En base a las prótesis existentes, se realizará un nuevo diseño y se analizará con 3 diferentes materiales compuestos con el fin de obtener un diseño que beneficie y permita a las personas una mayor movilidad y una mejor estabilidad.

Finalmente, el diseño de esta prótesis permitirá a las personas que tienen esta dificultad, puedan adquirir una de ellas a un costo accesible a su economía y mejorar su calidad de vida.

II. JUSTIFICACIÓN DE LA INVESTIGACIÓN

Actualmente un gran número de personas que padecen de una amputación transtibial en la ciudad de Chiclayo no cuentan con una prótesis que les permita realizar sus actividades diarias, esto se debe a que las prótesis existentes en el mercado tienen un costo muy elevado con respecto a la economía de las personas.

Por lo tanto, mediante la propuesta de este diseño se busca, obtener una prótesis que cumpla con los requerimientos necesarios de las personas como movilidad, estabilidad, resistencia, utilizando materiales compuestos que brindarán mejores propiedades y a su vez lograrán disminuir el costo de fabricación. Con esta propuesta se beneficiarán las personas de bajos recursos que tienen esta discapacidad, ya que podrán adquirir una prótesis a bajo costo y así podrán mejorar su calidad de vida.

Justificación Económica

Con esta propuesta se busca realizar un nuevo diseño de prótesis transtibial. El diseño consiste en realizar un análisis utilizando materiales compuestos, que permita obtener características favorables hacia las personas que presentan esta discapacidad. Por lo tanto, al utilizar materiales compuestos los costos de fabricación de esta prótesis permitirán que las personas con discapacidad puedan adquirir una a un costo accesible y así mejorar su calidad de vida.

sean de un costo accesible, así las personas podrán adquirir una y mejorar su calidad de vida.

Justificación Ambiental

En el diseño de la prótesis al utilizar materiales compuestos con el fin de lograr resultados positivos para las personas con discapacidad; generarán residuos que no afectarán en gran medida al medio ambiente. Además, al no usar materiales que producen grandes emisiones de gas, existirá una baja posibilidad de contaminación en la manufactura.

III. OBJETIVOS DE LA INVESTIGACIÓN

1. OBJETIVO GENERAL

Diseñar una prótesis transtibial utilizando fibra de vidrio tipo E y resina poliéster para mejorar la estabilidad estática de personas discapacitadas.

2. OBJETIVOS ESPECÍFICOS

- Obtener el diseño de la prótesis evaluando las piezas que la conforman y que existen en el mercado actual utilizando una matriz morfológica.
- Dimensionar las piezas de la prótesis y analizar las partes críticas mediante un análisis estático estructural.
- Realizar la simulación estática estructural con software SolidWorks al diseño de la prótesis utilizando diferentes materiales compuestos y la simulación de fatiga al resorte.
- Elaborar una evaluación económica para el diseño de la prótesis transtibial.

IV. MARCO TEÓRICO

4.1. Antecedentes

A. Doberti [3], en su tesis realizó el diseño de una prótesis de pierna a nivel transtibial buscando que esta sea de un costo/vida útil conveniente. El diseño de esta prótesis se realizó a partir de placas de polioximetileno cortadas con waterjet y Nylon12 impreso en 3D, utilizando el método de elementos finitos en estructuras 3D y algoritmos genéticos. La tesis concluyó en que el diseño comparado desde el punto de vista económico frente a las existentes en el mercado, es favorable; sin embargo, presenta algunas debilidades con respecto al peso.

J. Nieto, M. Carvajal, G. Urriolagoitia, L. Hernández y A. Minor [4], en su artículo tiene como objetivo que el modelo desarrollado como punto de partida para poder estudiar los diferentes materiales que han usado en la fabricación de los diferentes modelos de sockets. Para esta investigación utilizaron el método de elementos finitos, determinaron la geometría mediante 25 cortes transversales al socket, luego los datos obtenidos lo ingresaron al software Ansys teniendo 2450 elementos y 5251 nodos. Por último, en el análisis de la interfaz simularon cuatro posiciones diferentes, logrando así obtener resultados de los esfuerzos de Von Mises, con lo cual se pudo establecer el rol de la dorsiflexión en la generación y transmisión de esfuerzos en la interfaz muñón/socket.

M. Berbesi y M. Suescum [5], en su proyecto realizaron el diseño de una prótesis transtibial mediante un sistema de caña graduable, articulación de tobillo y pie, para niños que tengan de entre 8 a 12 años de edad. De acuerdo al protocolo de pruebas de usuario se pudo comprobar la eficiencia y funcionalidad de la prótesis infantil. Además, mediante el análisis de resultados de las pruebas de usuario determinaron las mejoras necesarias sobre el diseño.

M. Siqueiros, M. Reyna, V. Nuño, J. Huegel y A. Castañeda [6] en su artículo, realizaron la fabricación de un molde ya que esto les permitió la construcción de un prototipo de una prótesis transtibial mediante mecanizado por control numérico computarizado, utilizando materiales que en su mayoría estaban compuestos tanto de fibra de carbono 3k como de resina epóxica. A estos materiales elegidos se les realizó pruebas de tensión rigiéndose de la norma ASTM D3039, con los datos obtenidos fabricaron su prototipo, al cual lo sometieron a diferentes pruebas de carga estática siguiendo la norma ISO 10328.

L. Granda [7], en esta tesis se busca la obtener y caracterizar los materiales compuestos por polipropileno reforzado con poda de Leucaena collinsii. Esta tesis se realiza por artículos, en el primero se describe los resultados acerca de la caracterización de la fibra de Leucaena collinsii; en el siguiente artículo se analiza el efecto de la fibra que se da en la rigidez del material compuesto; el tercer artículo expone la respuesta térmica de los compuestos; y en el último artículo se estudia las propiedades tanto de flexión como de absorción del agua y sus parámetros cinéticos.

C. Zárate [8], esta tesis tiene por objetivo estudiar las técnicas de reciclaje de los materiales compuestos tanto de fibra de carbono como con matriz polimérica termoestable, para que puedan obtener fibras que tengan propiedades que se asemejen a las originales. Se realizó eliminación térmica y química de la matriz polimérica para la recuperación de fibra de carbono, pero debido a los resultados obtenidos, realizó un tratamiento térmico.

4.2. Bases Teóricas Científicas

4.2.1. Diseño

4.2.1.1.FUNCIONES, REQUISITOS DE DISEÑO Y CRITERIOS DE EVALUACIÓN

Son los parámetros y especificaciones que el diseñador debe tener en cuenta e ir resolviendo, como se muestran en la imagen 1 [9].

Figura 1: Pasos en el proceso de diseño

Fuente: [9]

4.2.1.2.CONSIDERACIONES DE DISEÑO

Son las características que influyen de manera directa en el diseño de un elemento o de todo un sistema [10].

Tabla 1: Características a tomar en cuenta para el diseño

Función	Seguridad
Resistencia/Esfuerzo	Movilidad
Distorsión/Deflexión/rigidez	Estilo
Desgaste	Peso
Costo	Tamaño

Fuente: [10]

4.2.1.3.HERRAMIENTAS Y RECURSOS DE DISEÑO

Herramientas Computacionales

Se refiere al software que permite el diseño asistido mediante una computadora, y que este a su vez permite desarrollar diseños tridimensionales [10].

Adquisición de información técnica

Esta información es la que se consigue mediante la búsqueda en bibliotecas, fuentes gubernamentales, sociedades profesionales, vendedores comerciales y también de internet [10].

4.2.2. Resistencia de Materiales

4.2.2.1.EQUILIBRIO Y DIAGRAMA DE CUERPO LIBRE

Se considera un sistema en equilibrio cuando este no tiene movimiento o mantiene una velocidad constante lo que significa que su aceleración es nula o cero, por lo tanto, equilibrio estático es cuando el sistema se encuentra en reposo.

Para el sistema en equilibrio se establece que la suma tanto de las fuerzas como de los momentos que actúan en el sistema es igual a cero [10].

$$\sum F = 0$$
$$\sum M = 0$$

Un diagrama de cuerpo libre permite descomponer fuerzas, de tal manera que establece direcciones de los ejes, permite registrar magnitudes, dimensiones del subsistema y direcciones de las fuerzas que se conocen; también permite suponer las direcciones de las fuerzas que no se conocen [10].

4.2.2.2.ESFUERZO NORMAL

También se le conoce como esfuerzo axial, y se define como la relación existente entre la fuerza aplicada en dirección perpendicular sobre el área y el plano de sección transversal sobre el que se encuentra actuando [11].

$$\sigma = \frac{P}{A}$$

σ = Esfuerzo Normal en N/m^2 o Pa.

P = Magnitud de la fuerza en N.

A = Área en m^2.

4.2.2.3.ESFUERZO CORTANTE

Se produce cuando se aplican dos fuerzas paralelas a una superficie y que se encuentren en sentido contrario [11].

$$\tau_{prom} = \frac{F}{A}$$

τ_{prom} = Esfuerzo cortante promedio

F = Fuerza cortantes interna

A = Área de la sección

4.2.2.4.FACTOR DE SEGURIDAD

Es la relación que existe entre la carga última con la carga permisible [12].

$$\text{F.S.} = \frac{carga\ última}{carga\ permisible} = \frac{esfuerzo\ último}{esfuerzo\ permisible}$$

4.2.2.5.COLUMNAS

Se entiende por columna a un elemento estructural que se encuentra soportando alguna carga axial de compresión, y que está propenso a fallar por pandeo o por inestabilidad elástica [9].

Radio de Giro

$$\text{r} = \sqrt{\frac{I}{A}}$$

r = Radio de giro

I = Momento de Inercia

A = Sección Transversal

Longitud Efectiva

$$L_e = \text{KL}$$

L_e = Longitud Efectiva.

K = Constante que depende del extremo fijo.

L = Longitud real de la columna entre los soportes

Carga Crítica teniendo en cuenta la fórmula de Euler

$$P_{cr} = \frac{\Pi^2 EI}{(KL)^2}$$

P_{cr} = Carga Crítica

E = Módulo de Elasticidad

I = Momento de Inercia

K = Constante

L = Longitud real

4.2.2.6.DIAGRAMA ESFUERZO – DEFORMACIÓN

Este diagrama es una representación en dónde se puede observar el comportamiento del material cuando se encuentra sometido a una fuerza deformadora [13].

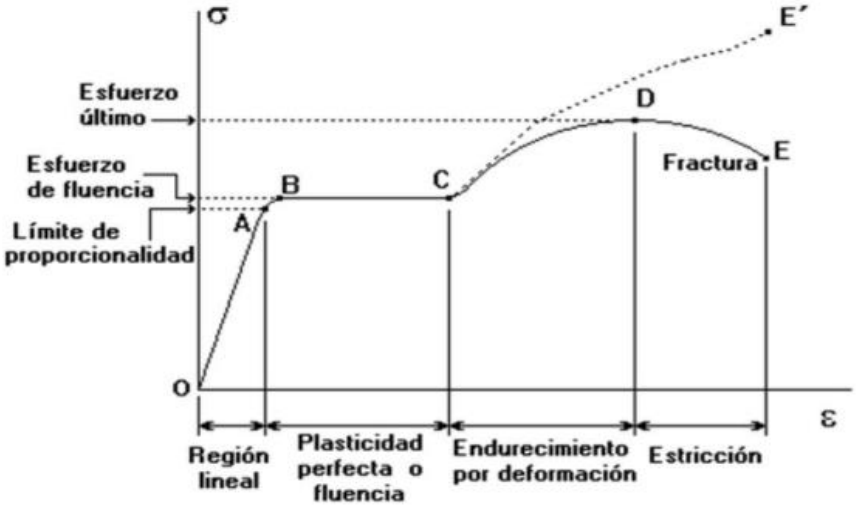


Figura 2: Diagrama Esfuerzo - Deformación

Fuente: [14]

4.3. Definición de Términos Científicos

4.3.1. Aná1isis estático estructural

Según [15] son las estructuras sometidas a diferentes cargas estáticas, las que pueden ser el peso propio de dicha estructura y las cargas de uso, las estructuras suelen modelarse como hiperestáticas o linealmente elásticas, para lo cual se puede utilizar el método de superposición.

4.3.2. Carga axial

Es aquella fuerza que se le ejerce a un elemento o pieza estructural exactamente en su eje principal o en su centroide [16]. Depende del sentido de la fuerza, esta puede ser de ser de tensión o de compresión.

4.3.3. Falla por Fatiga

Se conoce como falla por fatiga a la falla en dónde los esfuerzos máximos reales aparecieron por debajo de la resistencia última del material e incluso estuvieron por debajo de la resistencia a la fluencia [10].

4.3.4. Propiedades de los materiales

Son las características que presenta cada material y que se tendrán en cuenta para la elección, ya que con el material que se elija de fabricará una pieza o un sistema. Estas propiedades como resistencia, elasticidad, ductilidad se determinan por una prueba de tensión [9].

4.4. Amputación

Una amputación se refiere a la separación o el corte de alguna extremidad inferior o superior, en la gran mayoría de casos se realiza por medio de una intervención quirúrgica [17].

4.5. Niveles de Amputación

Existen diferentes clasificaciones para los niveles de amputación de miembro inferior, para saber cuál es el nivel de amputación se debe de identificar a que altura se encuentra la pérdida de la extremidad [17].

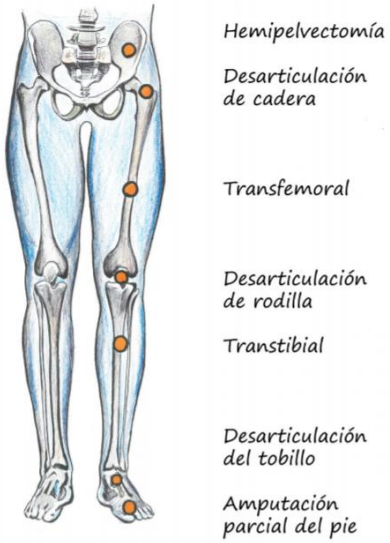


Figura 3: Niveles de amputación en miembro inferior

Fuente: [18]

4.6. Tipos de Amputaciones

4.6.1. Amputaciones Traumáticas

Esta amputación se origina como secuela de un traumatismo, esta se puede dar de manera completa, con separación total o parcial del miembro amputado, en donde la parte amputada queda conectada mediante alguna conexión existente del tejido hacia la extremidad.

Las circunstancias en las que se da una amputación tras un traumatismo pueden ser por los accidentes de tránsito por la gran velocidad y con personas que no se encuentran protegidas, siendo habitual las lesiones directas o por aplastamiento de alguna de las extremidades. También se suelen dar por accidentes laborales, estos provocan aplastamiento, pérdidas o desgarros de los nervios y de los tendones, generando así pérdida de la funcionalidad de dicha extremidad [19].

4.6.2. Amputaciones Congénitas

Se refiere a la ausencia completa o parcial de algún miembro o parte del cuerpo al momento del nacimiento, por lo que se afirma que es un trastorno en la formación de este. Este tipo de amputaciones se subdividen en detención transversal y detención longitudinal del crecimiento [19].

4.6.3. Amputaciones Quirúrgicas

Esta amputación se basa en la extirpación quirúrgica de algún miembro o parte corporal, tras haber realizado un proceso de cirugía. En este tipo de amputaciones se incluyen las amputaciones cerradas, en donde el hueso se cubre con tejido muscular que se trasplanta de alguna zona del cuerpo y las amputaciones abiertas, aquellas en donde la piel no se cierra sobre el muñón. [19].

4.7. Amputación Transtibial

Una amputación transtibial supone la remoción de alguna de las extremidades inferiores a la altura de la tibia y peroné, siendo esta una de las amputaciones más comunes. Al realizarse una amputación del miembro inferior al paciente, este pierde la retroalimentación sensorial de posición de la extremidad, lo que significa una tarea difícil al momento de realizar actividades como caminar, correr, trotar utilizando una pierna protésica [3].

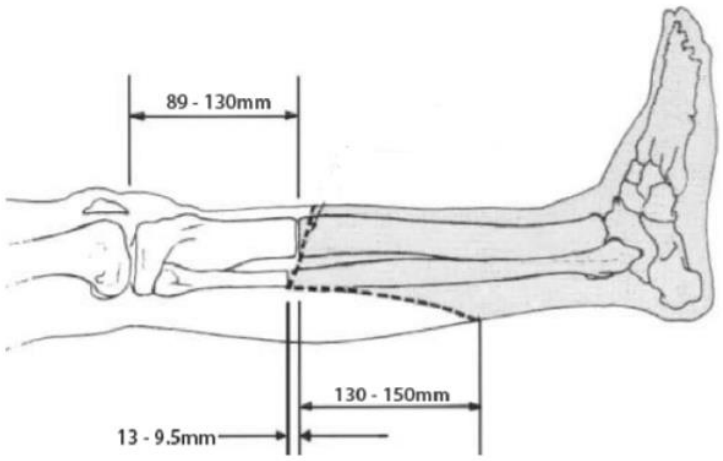


Figura 4: Corte típico para amputación transtibial

Fuente: [3]

4.8. Prótesis Transtibial

Una prótesis transtibial es un mecanismo diseñado para poder cumplir y satisfacer las necesidades del paciente que ha sufrido amputación a nivel de la tibia y el peroné, perdiendo también el tobillo y el pie, pero que aún conserva su rodilla o muñón. Estas prótesis transtibiales están compuestas por dos elementos fundamentales como lo son el socket y el pie protésico.[20].

4.8.1. Componentes y Estructura

Se sabe que los componentes que forman parte de la prótesis son el socket o encaje, elementos de conexión y alineación, pie protésico.

4.8.1.1. Socket o Encaje

Este encaje protésico, es el componente que permite la conexión entre el miembro residual, que viene a ser el muñón, y el resto de la prótesis. El socket o encaje está modelado para permitir que gran parte del peso corporal sea dirigido por el tendón rotuliano y por el contorno de la tibia [21].

4.8.1.2. Elementos de conexión o Sistema de anclaje

Los sistemas de conexión tienen como función principal facilitar la colocación de la prótesis y también para que el paciente pueda retirarse la prótesis [21].

Estos elementos de conexión son: Manga, pin o lanzadera, correa suprarrotuliana, interface.

4.8.1.3. Pie Protésico

Este elemento tiene la función de proporcionar una superficie estable que permita al paciente caminar, amortiguar [21]. El modelo de pie protésico puede ser básico, algunos fijos y articulados que permiten moverse en una o más direcciones, y también están los de respuesta dinámica, que son aquellos que pueden acumular y a la vez devolver la energía cuando se camina, dando así una sensación de impulso, algo similar a la función del pie humano[22].

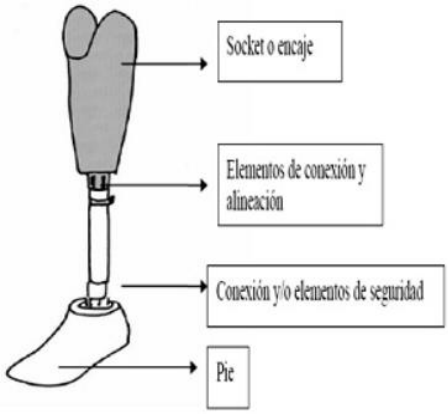


Figura 5: Componentes de Prótesis Transtibial

Fuente: [23]

4.9. Tipos de Prótesis Transtibial Existentes

4.9.1. Prótesis convencional con Pie Sach

En este tipo de prótesis se presenta un tipo de encaje en dónde una de sus características principales es que las orejas de esta prótesis se encuentran a un nivel medio de los cóndilos tibiales, y se logrará sujetar por medio de correas [22].

.

Figura 6: Prótesis convencional con Pie Sach

Fuente: [24]

4.9.2. Prótesis Tipo Syme

Esta prótesis es fabricada en resina poliéster debido a su alta resistencia, además permite la abertura de ventanas en sentido anterior, posterior o lateral teniendo en cuenta el estado del muñón del paciente [22].

Figura 7: Prótesis Tipo Syme

Fuente: [25]

4.9.3. Prótesis Tipo PTB

Esta es una prótesis modular con pie dinámico favorable para pacientes adultos que se encuentren con un peso de hasta 150 kg y que tienen una baja movilidad diaria. Por el contrario, no es apta para personas de bajo peso corporal.

Para los componentes estructurales que forman parte de esta prótesis se utilizan materiales como acero, aluminio, titanio; el encaje que se utiliza es tipo PTB que presenta un interior blando, rodillera de silicona o neopreno para sujeción de la prótesis [22].

Figura 8: Prótesis Tipo PTB

Fuente: [26]

4.9.4. Prótesis Modular de Alta Tecnología Sistema Endolite Pie Multiflex

En esta prótesis resalta más los avances conseguidos utilizando un sistema endolite y un pie multiflex de 30 mm, además cuenta con un adaptador piramidal de 30 mm con cuatro orificios [22].

Figura 9: Prótesis Modular de Alta Tecnología Sistema Endolite Pie Multiflex

Fuente: [25]

4.10. Materiales utilizados en las Prótesis Transtibiales

- Materiales Termoplástico
  Este componente, es un plástico que usualmente se utiliza para crear los elementos estructurales de la prótesis, así como también para las uniones de las partes. La obtención de un termoplástico se da a partir de una amplia suma de plásticos mezclados [27], además una de sus propiedades más importantes es que se puede fundir a altas temperaturas.
- Silicona
  Conforme han ido avanzando las investigaciones sobre el diseño de prótesis transtibial, las diferentes combinaciones de plástico han incorporado la silicona, que cumple la función de relleno para uniones y para elementos de suspensión de encajes [27].
- Metales
  Estos materiales también son muy usados debido a su bajo peso y en ocasiones se utiliza en combinaciones con plásticos, estos metales suelen ser el acero, grafito, aluminio, titanio. Este tipo de material se utiliza comúnmente para las zonas de rodillas, tobillos, rotadores [27].
- Espuma de poliuretano y polietileno
  Este material es importante ya que sirve para dar la forma de pierna al momento de recubrir la prótesis [27].

4.11. Materiales Compuestos

Se entiende por material compuesto a aquel material o composición de materiales formados a partir de la unión de dos o más elementos, que logran originar un nuevo material, el cual tiene nuevas propiedades específicas, siendo diferente a las propiedades anteriores [8].

4.11.1. Tipos de materiales Compuestos

Se puede decir que los materiales compuestos presentan tres divisiones: Compuestos reforzados con partículas, compuestos reforzados con fibras y compuestos estructurales. Además, estas tres divisiones presentan subdivisiones respectivamente [8].

Las partículas que presentan los compuestos reforzados con estas, son equiaxiales; los compuestos reforzados con fibras presentan la geometría de una fibra; y por último los compuestos estructurales vienen a ser la combinación de materiales compuestos y de materiales homogéneos [8].

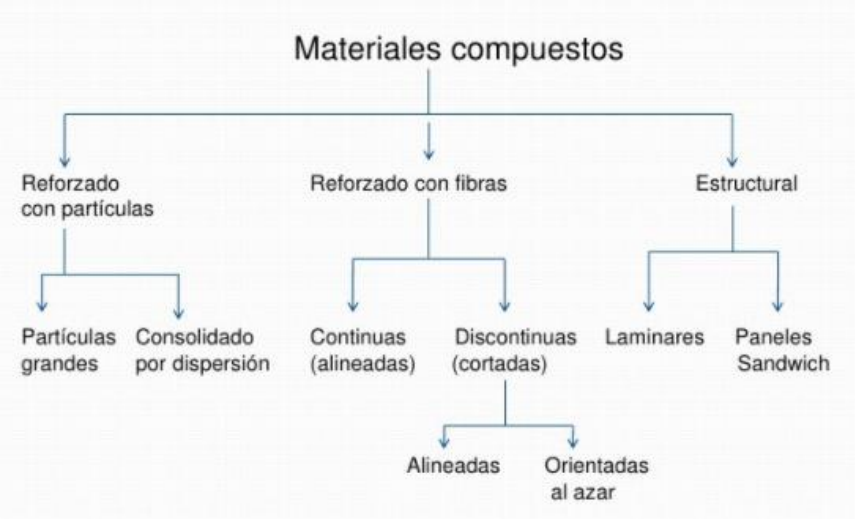


Figura 10: Clasificación de Materiales Compuestos

Fuente: [28]

4.11.2. Clasificación de los materiales compuestos según la función de su matriz

4.11.2.1. Compuestos de Matriz Polimérica

Este tipo de compuesto es muy común, también se les llama polímeros reforzados con fibras. Esta matriz está formada por polímeros y varias fibras, como las de vidrio o las de carbono, que son utilizadas como refuerzo [29]. Además, estos materiales suelen presentar buenas condiciones mecánicas como resistencia a los agentes químicos y a la corrosión, además debido a sus características particulares pueden ser moldeados sin ninguna restricción de formas [8].

4.11.2.2. Compuestos de Matriz Metálica

Estos compuestos se están utilizando con mayor frecuencia en la industria automotriz, ya que estos compuestos están formados en gran parte por metales livianos como matriz, aluminio y fibras de refuerzo, un ejemplo de este último son las de carburo de silicio [29].

4.11.2.3. Compuestos de Matriz Cerámica

Se utilizan en prácticas a altas temperaturas. Los materiales están compuestos por una matriz cerámica y por un refuerzo de fibras cortas como lo pueden ser de carburo de silicio o de nitruro de boro [29].

4.12. Materiales a utilizar

4.12.1. Aluminio 7075-T6

La aleación de aluminio es uno de los principales materiales con los que se realizan rodillas, tubos, pilones y adaptadores, ya que este es un material liviano con respecto a otros. Como se sabe no es tan duro, pero para el diseño de la prótesis es suficientemente resistente, por lo que cumple con los requisitos de diseño [21].

A continuación, se presentan las diferentes propiedades del aluminio 7075-76.

Tabla 2: Propiedades Física del Aluminio 7075-T6

PROPIEDAD	VALOR
Densidad (kg/m^3)	2810
Límite elástico (MPa)	505
Resistencia a la Tracción (MPa)	570
Elongación (%)	8
Modulo Elástico (MPa)	7,2 x 10^3
Coeficiente de Poisson	0.33
Módulo Cortante (MPa)	2,69 x 10^3

Fuente: CES EduPack

4.12.2. Acero 1060

El acero 1060 se utiliza para fabricar resortes de uso general más barato [10], es un acero alto al carbono que se utiliza también en zonas donde existe mucho desgaste, ya que puede alcanzar una alta resistencia a la tensión y al desgaste [30].

Este material se encuentra compuesto esencialmente de carbono, pero también de otros materiales como manganeso, silicio, cromo, fósforo, entre otros; y presenta las siguientes características:

Tabla 3: Propiedades Físicas y Térmicas del Acero 1060

PROPIEDAD	VALOR
Módulo elástico (MPa)	6,9 x 10^10
Coeficiente de Poisson	0,33
Módulo cortante (MPa)	2,7 x 10^10
Densidad (kg/m^3)	2700
Resistencia a la tracción (MPa)	689
Límite elástico (MPa)	276
Coeficiente de expansión térmica (k)	2,4 x 10^-5
Conductividad térmica (W/(mk)	200

Fuente: CES EduPack

4.12.3. Fibra de Vidrio Tipo E

Las fibras de vidrio tienen una fuerza excepcional en la tensión y a su vez, son flexibles. Con respecto a la fibra de vidrio tipo E, es el refuerzo estándar, no presenta la mejor resistencia a la corrosión en comparación a otras fibras de vidrio, pero es la más barata, aspecto muy importante en la búsqueda de un costo accesible de la prótesis.

Tabla 4: Propiedades Físicas y Térmicas de la Fibra de Vidrio Tipo E

Propiedad	Valor
Densidad (kg/m^3)	2,6 x 10^3
Módulo de Young (GPa)	85
Módulo cortante (GPa)	36
Coeficiente de Poisson	0.23
Límite elástico (MPa)	2,05 x 10^3
Resistencia a la tracción (MPa)	2,05 x 10^4
Resistencia a la compresión (MPa)	5 x 10^3
Elongación (%)	3
Dureza (HV)	550
Conductividad térmica (W/m°C)	1,35
Coeficiente de expansión térmica (µfuerza/°C)	5,1

Fuente: CES EduPack

4.12.4. Resina Poliéster

Esta viene a ser una resina de polímero insaturado termoendurecible, y se encuentra compuesta por la reacción entre alcoholes polihídricos y ácidos orgánicos [31].

Dentro de sus características es menos rígida y fuerte que la resina epóxica, pero más barata; estás características no afectan a nuestro de diseño de la prótesis. A continuación, se presentan alguna de sus características.

Tabla 5: Propiedades Físicas y Térmicas de la Resina Poliéster

Propiedad	Valor
Densidad (kg/m^3)	1,4 x 10^3
Módulo de Young (GPa)	4,41
Módulo cortante (GPa)	1,59
Coeficiente de Poisson	0,4
Límite elástico (MPa)	40
Resistencia a la tracción (MPa)	89,5
Resistencia a la compresión (MPa)	208
Elongación (%)	2,6
Dureza (HV)	22
Conductividad térmica (W/m°C)	0,299
Coeficiente de expansión térmica (µfuerza/°C)	180

Fuente: CES EduPack

4.12.5. Fibra de Carbono de Alta Resistencia

Este tipo de fibra, a comparación de las otras existentes, presenta una alta resistencia a la tracción, y por lo tanto también presenta un alto módulo de elasticidad [32], lo que lo califica como un material importante para la utilización en algunos elementos de la prótesis.

Tabla 6: Propiedades Físicas y Térmicas de la Fibra de Carbono de Alta Resistencia

Propiedad	Valor
Densidad (kg/m^3)	1,8 x 10^3
Módulo de Young (GPa)	225
Módulo cortante (GPa)	100
Coeficiente de Poisson	0,01
Límite elástico (MPa)	3750
Resistencia a la tracción (MPa)	4400
Resistencia a la compresión (MPa)	4900
Elongación (%)	1,7
Dureza (HV)	660
Conductividad térmica (W/m°C)	20
Coeficiente de expansión térmica (µfuerza/°C)	0,2

Fuente: CES EduPack

4.12.6. Material Compuesto de Fibra de Vidrio Tipo E y Resina Poliéster

Para nuestro caso, este material compuesto que utilizaremos nace de la unión entre la fibra de vidrio tipo E y de la resina poliéster, obteniendo así mejores propiedades.

Tabla 7: Propiedades Físicas y Térmicas del Material Compuesto

Propiedad	Valor
Densidad (kg/m^3)	1,89 x 10^3
Módulo de Young (GPa)	40,87
Módulo cortante (GPa)	17
Coeficiente de Poisson	0,305
Límite elástico (MPa)	1005
Resistencia a la tracción (MPa)	1020
Resistencia a la compresión (MPa)	2337
Elongación (%)	2,575
Dureza (HV)	233
Conductividad térmica (W/m°C)	0,784
Coeficiente de expansión térmica (µfuerza/°C)	72,22

Fuente: Elaboración Propia

V. METODOLOGÍA

5.1. Nivel de la Investigación

5.1.1. Según el objetivo

Será una investigación de tipo aplicada, por la razón de que, para solucionar la problemática, se utilizará conocimientos.

5.1.2. Según el nivel de profundización en el objeto de estudio

La investigación será descriptiva porque se pretende realizar la descripción del problema y la posible o posibles soluciones.

5.1.3. Según el grado de manipulación de las variables

Investigación No experimental

5.2. Población y Muestra

La población que se tendrá en cuenta para realizar la recopilación de datos está comprendida por los pacientes que padecen una amputación transtibial. También se tendrá en cuenta a los pacientes que no sufrieron ninguna amputación, ya que nos brindará ayuda para obtener medidas de referencia.

5.2.1. Criterio de obtención de muestra

Para obtener información, nos centraremos principalmente en centros de rehabilitación, ya que es dónde podemos encontrar un gran porcentaje de la población que padece de una amputación transtibial, a través de cuestionarios y encuestas se recopilará los datos o información que se necesita para la investigación, como los requerimientos de los pacientes y cuantos de ellos no cuentan con una prótesis debido a su costo elevado, en este sentido, se utilizará el tipo de muestreo no probabilístico. También nos ayudaremos con pacientes que tienen todos sus miembros completos, ya que en base a ellos se podrá obtener algunas medidas necesarias para el diseño.

5.3. Diseño Metodológico

En esta investigación, primero se utilizará una matriz morfológica para comparar los modelos existentes en el mercado actual, esto nos dará un mejor alcance para obtener nuestro diseño, como segundo paso se realizará tanto ellos cálculos teóricos como el diseño de la prótesis transtibial buscando mejoras en las funciones. Se simulará el análisis estático estructural a través del software SolidWorks al diseño de la prótesis utilizando tanto un material convencional como los tres materiales compuestos; y por último se realizará un estudio de viabilidad de la prótesis utilizando un análisis económico financiero con el fin de obtener una prótesis transtibial buena con respecto a funciones y características, pero que a su vez sea de bajo costo.

5.4. Variables Operacionales

Tabla 8: Variables Operacionales

VARIABLE	DIMENSIONES	INDICADORES	TÉCNICAS	INSTRUMENTOS
VARIABLE INDEPENDIENTE: Diseño de una prótesis transtibial.	Análisis Estático Estructural	Esfuerzos Desplazamientos Energía de deformación interna Factor de Seguridad	Realizar cálculos teóricos y simular.	Software SolidWorks
VARIABLE DEPENDIENTE: Mejores beneficios a través del uso de materiales compuestos.	Mejor calidad de vida	Las personas no dependerán de otra para realizar sus actividades.	Comparación de las propiedades o características de los materiales convencionales con los materiales compuestos.	Resultados esperados median el Software SolidWorks.
Reducir el costo de la prótesis.	Al alcance de todas las personas.	Mayor posibilidad de adquirir una prótesis	Estudio económico financiero.	Microsoft Excel

VI. DESARROLLO Y RESULTADOS

6.1. Objetivo N° 01: Obtener el diseño de la prótesis evaluando las piezas que la conforman y que existen en el mercado actual utilizando una matriz morfológica.

Metodología de Diseño

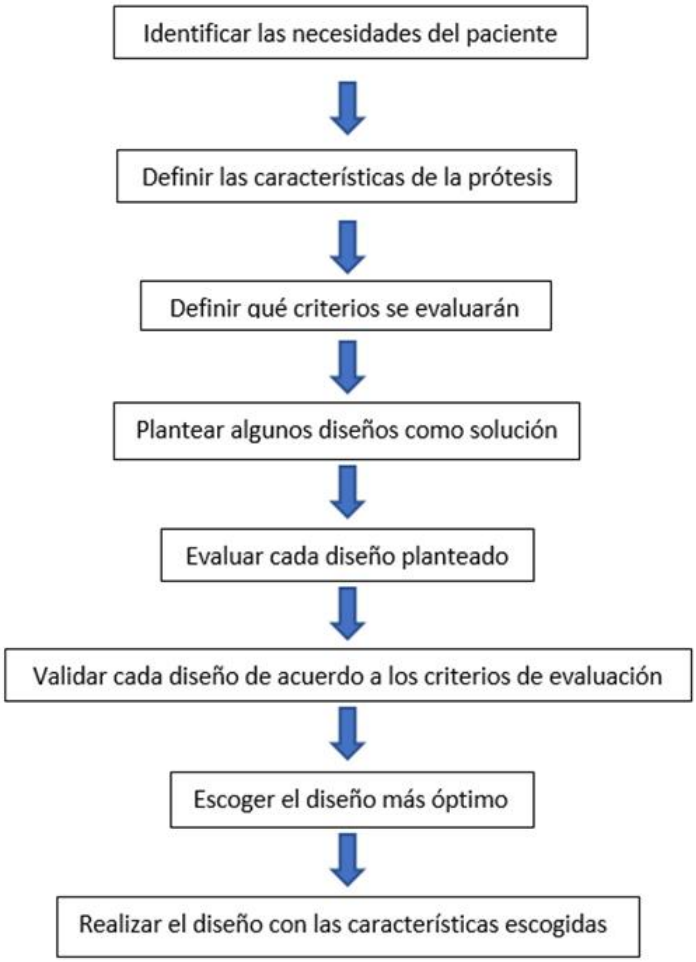


Figura 11: Pasos para selección de diseño

Fuente: [9]

Identificar las necesidades del paciente

Este nuevo diseño debe cumplir y solucionar las siguientes necesidades de los pacientes:

- La prótesis debe de ser de un material que no lastime al paciente, ya que esto es importante para su comodidad.
- La prótesis debe permitir al paciente realizar las actividades que realizaría si tuvieras su extremidad inferior.

- Debe ser de un material que ofrezca resistencia y seguridad al paciente al momento de realizar movimientos.
- Ofrecer una buena estabilidad al paciente.
- Bajo costo, para que sea accesible a la economía de todas las personas.

Definir las características de la prótesis

Para obtener una prótesis que cumpla con las necesidades de los pacientes, el diseño debe cumplir ciertas características.

a) Movilidad
   Permite al paciente realizar algunas actividades.

b) Estabilidad
   Permite que el paciente mantenga un equilibrio estable

c) Costo
   Al ser de bajo costo, permitirá que todos los pacientes tengan la oportunidad de adquirir una.

d) Resistencia
   Propiedad de soportar el peso de la persona.

e) Comodidad
   El paciente no tiene dificultades al momento de usarla y no sufre ninguna lesión.

Definir qué criterios se evaluarán

a) Función
   Al reemplazar la extremidad faltante, el paciente puede realizar actividades o movimientos.

b) Diseño
   Al realizar el diseño de la prótesis se debe de responder a las necesidades principales de los pacientes.

c) Fabricación
   Se busca que las piezas a fabricar sean de manera sencilla para que los costos de manufactura no sean elevados y así no suba el precio de la prótesis; también se busca que estas piezas sean fabricadas a nivel regional o nacional.

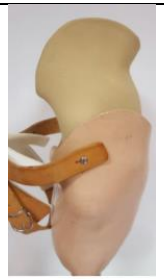
d) Materiales
   Los materiales a utilizar deben ser de un costo accesible, pero no de baja calidad. Muy por el contrario, deben de presentar propiedades que ayuden al diseño.

e) Seguridad
   El diseño de la prótesis debe otorgarle al paciente la seguridad de que no se romperá y de que soportará su peso.

Matriz Morfológica

En la presente investigación la matriz morfológica garantizará la elección de la mejor alternativa con respecto al diseño, ya que es un método importante de análisis que es respaldado por el análisis prospectivo. Gracias a la aplicación de la matriz morfológica de Zwicky se puede realizar una exploración de aquellas posibilidades existentes de un sistema particular para que logre desarrollarse conforme a las nuevas tecnologías [32].

Tabla 9: Matriz Morfológica

	Pieza o Parte	Alternativa 1	Alternativa 2	Alternativo 3
1	Socket o Encaje			
2	Elementos de Conexión			
3	Pilón			
4	Pie			

Tipo de Línea	Concepto de Solución
	1
	2
	3
	4

Fuente: Elaboración Propia

Planteamiento de diseños como solución

A continuación, se presentarán tres posibles alternativas de diseño con la finalidad de seleccionar las más óptima y que a su vez cumpla con satisfacer las necesidades de los pacientes.

Alternativa 1

Como primera alternativa se utiliza el socket o encaje KBM (Patellar Tendon Bearing), que utilizará como elemento de conexión de sistema vacío harmony e irá conectado al pilón de metal, y finalmente este se conectará al pie sach.

Alternativa 2

Se utiliza el socket o encaje de contacto total, este se conectará al pilón multiflex o fibra de carbono mediante el elemento de conexión tipo pin, y este a su vez conectará al pie dinámico.

Alternativa 3

Se utiliza el socket o encaje PTB (Kondilen Bettung Mustenter) que presenta unas correas que servirán para sostener y ajustar la pierna del paciente, luego se conecta al pilón de fibra de carbono a través del elemento de conexión sistema vacío harmony, finalmente utilizando también los mismos elementos de conexión se une al pie multiaxial.

Alternativa 4

El socket o encaje es KBM (Patellar Tendon Bearing) se conectará al pilón de metal a través del elemento de conexión de tipo pin, que serán los mismos elementos que conectarán al pilón con el pie multiaxial.

Evaluar cada diseño planteado

Para evaluar cada alternativa de solución que se planteó, se utilizó una matriz de ponderación, llegando así a obtener un diseño que va a cumplir y satisfacer las necesidades de los pacientes. En las tablas que se muestra a continuación se evalúa tanto la parte técnica como la parte económica.

Tabla 10: Matriz de Evaluación técnica (xi) de las alternativas planteadas.

Proyecto: Diseño de una prótesis transtibial utilizando diferentes materiales compuestos para personas discapacitadas												
P: Puntaje (1 a 5)												
1 = Muy malo 2 = Malo 3 = Bueno 4 = Bastante bueno 5 = Muy bueno												
Pc = Ponderación del criterio												
Variantes de Proyectos			ALTERNATIVA 1		ALTERNATIVA 2		ALTERNATIVA 3		ALTERNATIVA 4		ALTERNATIVAL IDEAL	
N°	Criterios de Evaluación	Pc	P	Pc	P	Pc	P	Pc	P	Pc	P	Pc
1	Función	5	4	20	5	25	4	20	4	20	5	25
2	Diseño	5	4	20	4	20	3	15	4	20	5	25
3	Fabricación	4	4	16	3	12	2	8	2	8	4	16
4	Materiales	4	4	16	2	8	3	12	3	12	4	16
5	Seguridad	5	5	25	5	25	4	20	4	20	5	25
6	Estético	4	3	12	4	16	3	12	4	16	4	16
7	Movilidad	4	4	16	4	16	4	16	4	16	4	16
	PUNTAJE	31	28	125	27	122	23	103	25	112	31	139
	Valor Técnico (xi)	-	0,90		0,88		0,74		0,81		-	
	Orden de Selección	-	1		2		4		3		-	

Fuente: Elaboración Propia

Tabla 11: Matriz de Evaluación económica (yi) de las alternativas planteadas.

Proyecto: Diseño de una prótesis transtibial utilizando diferentes materiales compuestos para personas discapacitadas												
P: Puntaje (1 a 5)												
1 = Muy malo 2 = Malo 3 = Bueno 4 = Bastante bueno 5 = Muy bueno												
Pc = Ponderación del criterio												
Variantes de Proyectos			ALTERNATIVA 1		ALTERNATIVA 2		ALTERNATIVA 3		ALTERNATIVA 4		ALTERNATIVAL IDEAL	
N°	Criterios de Evaluación	Pc	P	Pc	P	Pc	P	Pc	P	Pc	P	Pc
1	Función	3	2	6	3	9	3	9	3	9	3	9
2	Diseño	4	4	16	2	8	2	8	3	12	4	16
3	Fabricación	4	4	16	2	8	2	8	3	12	4	16
4	Materiales	5	4	20	3	15	3	15	3	15	5	25
5	Seguridad	4	3	12	4	16	3	12	3	12	4	16
6	Estética	4	2	8	4	16	3	12	2	8	4	16
7	Movilidad	4	3	12	4	16	4	16	4	16	4	16
	PUNTAJE	28	22	90	22	88	20	80	21	84	28	114
	Valor Económico (yi)	-	0,79		0,77		0,70		0,74		-	
	Orden de Selección	-	1		2		4		3		-	

Fuente: Elaboración Propia

De acuerdo a la evaluación de las alternativas planteadas de diseño, a continuación, en la tabla 12 se presentan el resumen de los valores técnicos y económicos.

Tabla 12: Valores de las alternativas de diseño

	ALTERNATIVA 1	ALTERNATIVA 2	ALTERNATIVA 3	ALTERNATIVA 4	SOLUCIÓN IDEAL
Valor Técnico (xi)	0,90	0,88	0,74	0,81	1,00
Valor Económico (yi)	0,79	0,77	0,70	0,74	1,00

Fuente: Elaboración Propia

En la figura 12 se muestra la intersección de los valores técnico-económico de las cuatro alternativas con el fin de elegir la que más se aproxime a la solución ideal, siendo esta la alternativa 1.

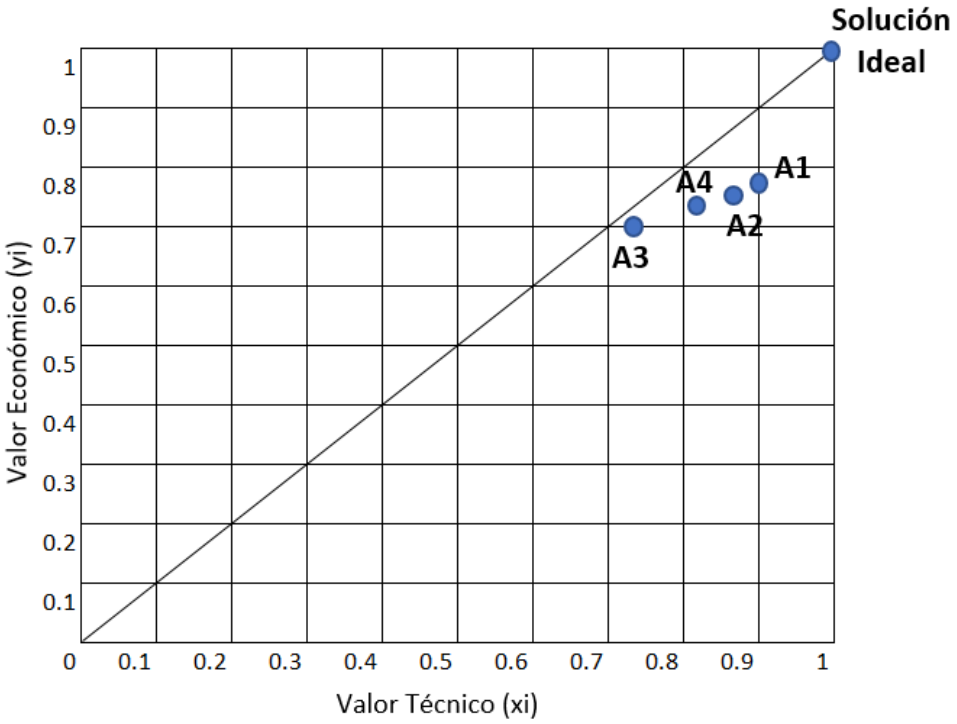


Figura 12: Diagrama de evaluación de solución ideal

Fuente: Elaboración Propia

6.2. Objetivo N° 02: Dimensionar las piezas de la prótesis y analizar las partes críticas mediante un análisis estático estructural.

Se recopiló las medidas antropométricas de una parte de la población chiclayana, siendo estas 50 personas, de dichos datos recopilados, se sacó un promedio, se obtuvo los siguientes parámetros con los que se trabajó, y que a su vez fueron los datos del paciente a tomar como referencia para los respectivos cálculos.

Tabla 13: Características del paciente promedio

NOMBRES	Paciente X
EDAD (años)	43
TALLA (m)	1,65
PESO (kg)	71,9
LONGITUD DESDE LA RODILLA HASTA LA PLANTA DE PIE (cm)	48,39
LONGITUD DE LA ARTICULACIÓN (cm)	10
LONGITUD DEL MUÑON RESTANTE (cm)	15
ALTURA DEL PIE (cm)	6,5
LONGITUD DE TIBIA Y PERONÉ (cm)	16,89

Fuente: Elaboración Propia

Para realizar el diseño de cada pieza que comprenderá la prótesis transtibial se utilizó el software SolidWorks, y las medidas se designaron teniendo en cuenta los datos obtenidos de la población.

Socket

El socket es la pieza en dónde el paciente colocará o encajará el muñón, sabiendo que esta es la única parte que le queda al paciente debajo de la rodilla, las medidas que se utilizaron como parámetros para los diámetros, tanto superior como inferior y la longitud, se obtuvo de las medidas antropométricas realizadas a las 50 personas. Esta pieza utiliza un acople superior para unir al pilón, y estos a su vez son unidos mediante 4 tornillos en cada pared del acople.

En la tabla que se mostrará a continuación, se pueden ver los valores promedios, con los cuales se procedió a trabajar.

Tabla 14: Medidas de la población para el socket

	M	H	PROM
Altura o longitud (cm)	13,46	16,54	15
Diámetro superior (cm)	21,32	26,68	24
Diámetro inferior (cm)	10,29	13,71	12

Fuente: Elaboración Propia

Luego de obtener las medidas necesarias tanto de mujeres como de hombres, se toma un promedio y el socket queda de la siguiente manera.

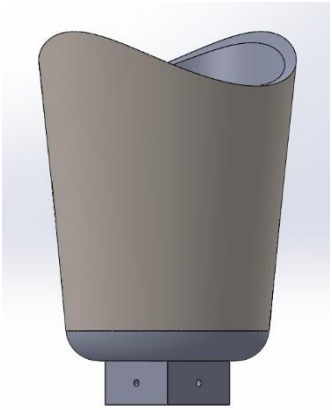


Figura 13: Socket

Fuente: SolidWorks

Acople Superior

Este acople sirve para unir al socket con el pilón, en la parte superior presenta una forma rectangular en dónde tiene 4 orificios que permitirá que el socket encaje y se una, y en la parte inferior presenta una forma circular en donde encajará con el pilón. Las medidas dependen del socket y del pilón, ya que en base a ellas se diseñó.

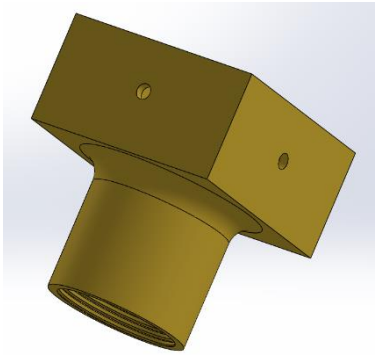


Figura 14: Acople Superior

Fuente: SolidWorks

Pilón

El pilón es la pieza que reemplaza y hace las veces de la tibia y del peroné, este se une al socket mediante un acople superior y también se une al pie mediante el acople inferior. Esta pieza es fija y no presentará ningún movimiento.

Para la medida de este pilón se tomó un promedio de la longitud que es 16,89 cm; teniendo en cuenta el número de personas que se tomó como parte de la población chiclayana.

Luego de realizar los cálculos y toma de medidas respectivas, se obtienen las siguientes dimensiones. La longitud del pilón se obtiene mediante las medidas o restándole a la longitud desde la rodilla hasta la planta del pie, la longitud de los acoples, socket y pie.

Tabla 15: Dimensiones

	M	H	PROM
Longitud desde rodilla hasta la planta del pie (cm)	41,06	55,72	48,39
Longitud de los acoples (cm)	7,82	12,18	10
Altura del socket (cm)	13,46	16,54	15
Altura del pie (cm)	5,4	7,6	6,5
Longitud o altura del pilón (cm)	14,38	19,4	16,89

Fuente: Elaboración Propia

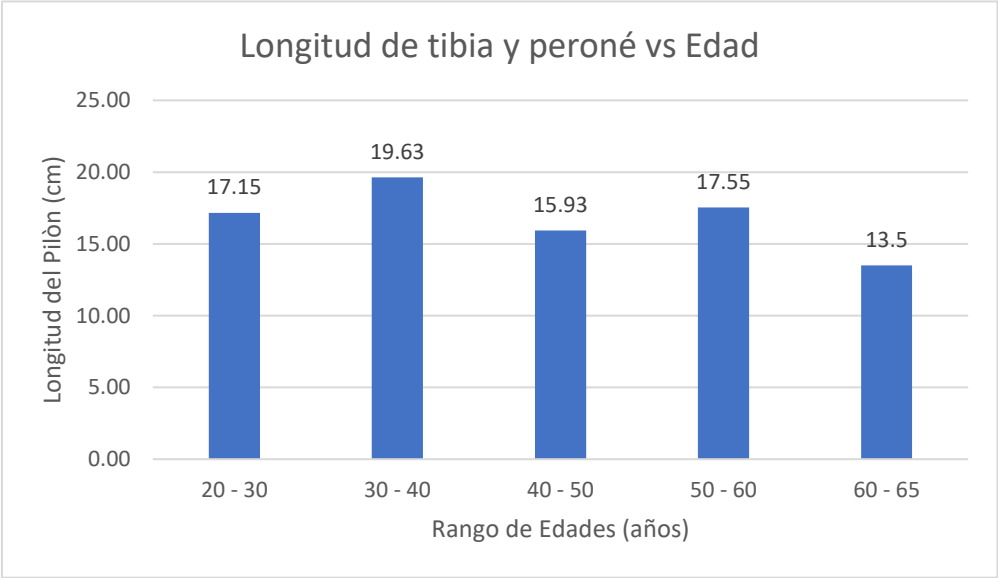
Figura 15: Pilón

Fuente: SolidWorks

A continuación, en la tabla 16, se muestra como varía el promedio de la longitud del pilón dependiendo de la edad de la persona. Se puede observar que no existe una tendencia constante, ya que el punto más alto lo obtienen las personas de 30 a 40 años de edad con una longitud de 19,63 cm; y la menor longitud para el pilón lo obtienen las personas de entre 60 y 65 años de edad, con un 13,5 cm.

También se observa que las personas que están en el rango de 20 a 30 años de edad, tienen una longitud de 17,15 cm; en el caso de las personas que tienen de 40 a 50 años es de 15,93; y por último están las que tienen de 50 a 60 años de edad, con 17,55 cm.

Tabla 16: Variación de la longitud de tibia y peroné respecto a la edad del paciente



Fuente: Elaboración Propia

Unión doble

Esta pieza tiene la función de unir al pilón con el acople inferior, presenta una forma circular ya que se enroscará con el pilón y de esa manera se logra la unión. Para el diseño de este acople se tuvo en cuenta cuales eran las medidas ya establecidas en el pilón y en el acople inferior.

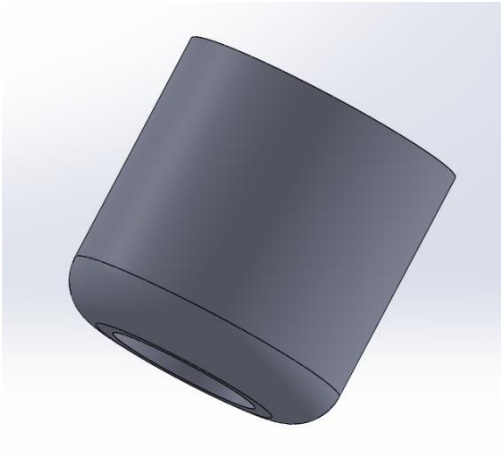


Figura 16: Unión Doble

Fuente: SolidWorks

Acople Inferior

Esta pieza tiene la función de conectarse a la unión doble y al mecanismo del tobillo que va dentro del pie, presenta la forma de platillo ya que debido a esta geometría brinda la posibilidad de movilidad en conjunto con la articulación.

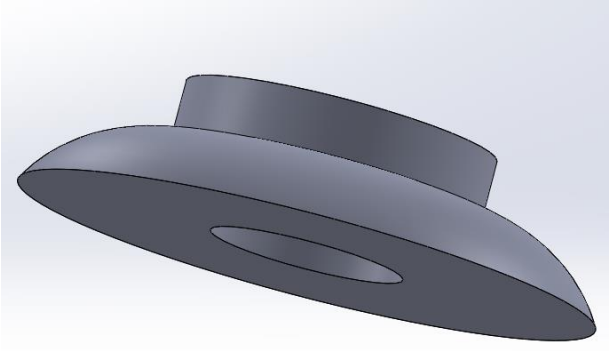


Figura 17: Acople Inferior

Fuente: SolidWorks

Pie

Esta pieza se ha realizado siguiendo el modelo de pie tipo sach, en su interior presenta un hueco en donde encajará el mecanismo del tobillo que permitirá darle los grados de libertad para la movilidad.

La medida que se tomó para realizar el pie, es una medida promedio teniendo en cuenta las medidas que se obtuvieron de las personas elegidas como la población chiclayana, que se pueden observar en la tabla 16, se obtuvo las medidas de altura, largo y ancho del pie, tanto de mujeres como de hombres.

Tabla 17: Medidas de la población para el pie

	M	H	PROM
Altura (cm)	4,8	7,2	6,5
Largo (cm)	16,157	19,843	18
Ancho (cm)	7,07	10,93	9

Fuente: Elaboración Propia

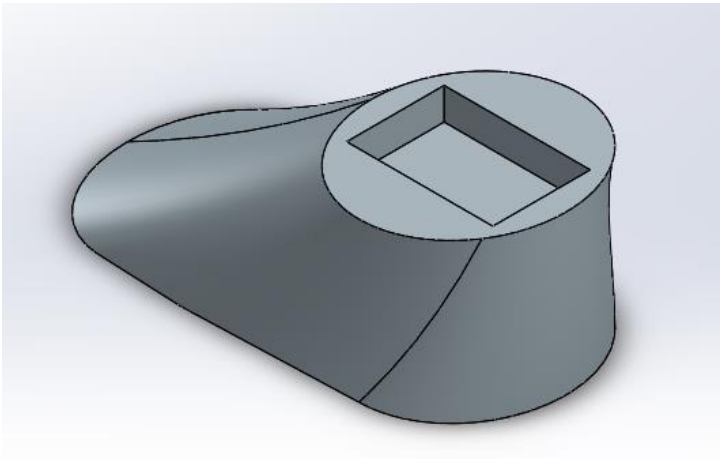


Figura 18: Pie

Fuente: SolidWorks

Componentes del Tobillo

Las siguientes piezas se realizaron siguiendo la tesis “Diseño, Construcción e Implementación de una Prótesis de Tobillo Mecánica con Tres Grados de Libertad” de Héctor Fernando Uguña Puchi y Edgar Adrián Zhindón Bermeo.

Se tomó como referencia el modelo de las piezas, ya que para el diseño se cambiaron las dimensiones y formas con la finalidad de que se adapten de la mejor manera a las otras piezas, y así mediante el ensamble de todas estas poder lograr la movilidad del pie.

A continuación, se realizará el modelo cinemático para poder determinar los 3 grados de libertad que son necesarios para la movilidad del pie, siendo estos los movimientos de flexo-extensión, aducción y abducción, y el último es pronación y supinación.

Modelo Cinemático

Primero, se debe elegir cual será la posición de la bancada, definir también cuáles serán los eslabones, y las juntas que representan a las uniones.

En este caso se toma el socket como la bancada (1), lo que quiere decir que esta será la pieza fija y en dónde inicia el mecanismo.

Se toma como eslabones lo que vendría a ser parte del socket, el pilón, que hace las veces de tibia y peroné, hasta la articulación del tobillo (2); y el otro eslabón es desde la articulación hasta la planta del pie (3).

Las juntas se presentan tanto en el socket, como en la articulación del tobillo.

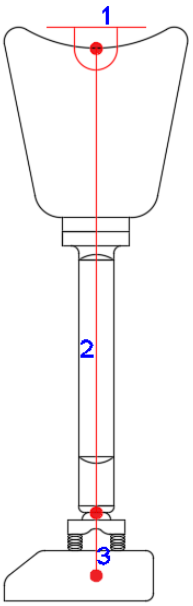


Figura 19: Modelo Cinemático de la Prótesis

Fuente: Elaboración Propia

Mediante la ecuación del criterio de Grubler-Kutzbach, determinamos los grados de libertad que tendrá esta prótesis, teniendo en cuenta que el tobillo será el que presente los movimientos, ya que la parte superior de la prótesis no presenta movimiento.

$$m = 3\,(n - 1) - 2j_1 - j_2$$

En donde:

- m = Grados de Libertad.
- n = Número de elementos del mecanismo.
- j_1 = Número de juntas que presenten un grado de libertad.
- j_2 = Número de juntas que presenten dos grados de libertad.

$$m = 3\,(n - 1) - 2j_1 - j_2$$

$$m = 3\,(3\text{-}1) - 2(1) - 1$$

$$m = 3$$

Por lo tanto, luego de haber realizado el cálculo para los grados de libertad, se puede comprobar que gracias a la pieza que reemplaza a la articulación real del pie, este mecanismo si cumple con los tres grados de libertad necesarios, sabiendo esto ya podemos diseñar y dimensionar el mecanismo.

Luego de diseñar las piezas que conforman el mecanismo del tobillo, las cuales son: tapa, anclaje de resortes, resortes, seguro para la articulación, articulación, soporte de la articulación y la base; se procede a ensamblar todas las piezas, como se muestra en la figura 20 y 21.

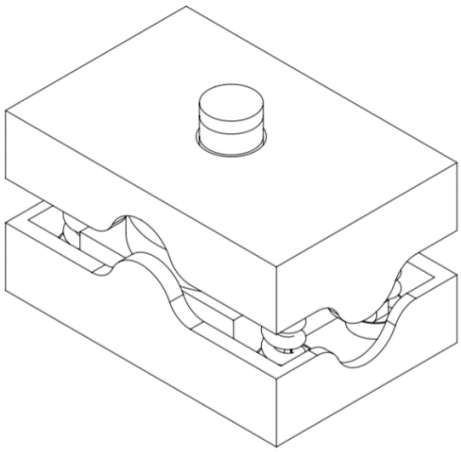


Figura 20: Vista isométrica del mecanismo

Fuente: SolidWorks

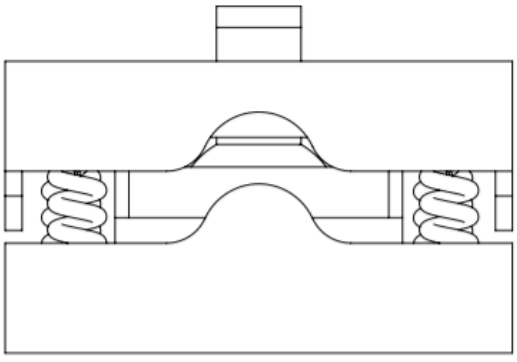


Figura 21: Vista frontal del mecanismo

Fuente: SolidWorks

Para poder apreciar mejor las piezas que se encuentra al interior y no son tan visibles, en la figura 22, se muestra el corte al mecanismo en la vista frontal y lateral, en donde se pueden ver cómo actúan y cuál es la posición de cada uno de estos elementos.

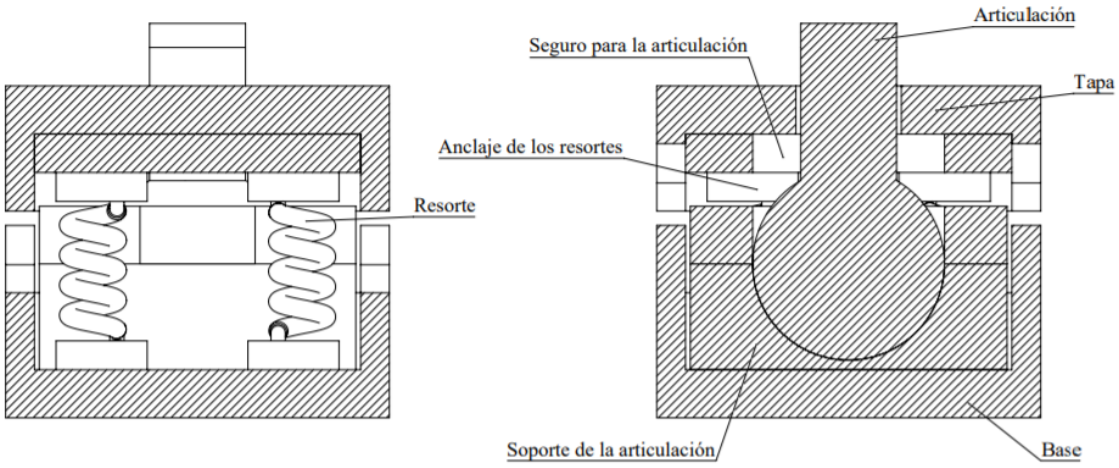


Figura 22: Corte frontal y lateral del mecanismo

Fuente: SolidWorks

Para realizar el análisis estático estructural de las piezas críticas como el pilón, acople superior y acople inferior, se ha tenido en cuenta el diseño previo, ya que estos nos permitieron tener algunas medidas necesarias como las áreas de las piezas.

Entonces con las áreas y el peso del paciente promedio se realiza el cálculo de las piezas seleccionadas para poder obtener los resultados de los esfuerzos a los que están sometidos, además del factor de seguridad, para ver si las piezas soportan el peso de la persona para la que se realizará la prótesis.

Teniendo los siguientes parámetros, se procede a realizar el cálculo:

- Edad: 43 años
- Talla: 1,65
- Masa: 71,9 kg
- Peso:

  F = (m)(g) = (71,9 kg) (9,81$\frac{m}{s^2}$) = 705,339 N

PILÓN

Debido al peso de la persona, el pilón estará sometido a compresión y a pandeo.

Compresión:

- Calculamos el área del pilón

$$A = 470{,}7\ mm^2$$

- Teniendo el peso y por lo tanto la fuerza de la persona, podemos calcular cuánto será la carga

$$\mathrm{P} = \frac{F}{2} = \frac{705{,}339\ N}{2} = 352{,}6695\ \mathrm{N}$$

- Con la carga a la que estará sometida el pilón, calculamos el esfuerzo

$$\sigma = \frac{P}{A} = \frac{352{,}6695\ N}{470{,}7\ mm^2} = 0{,}74924\ \mathrm{MPa}$$

Pandeo:

Para esta parte del cálculo se utilizó el material resina poliéster, que presenta las propiedades mencionadas anteriormente en la tabla 5, con el fin de ver su comportamiento, ya que es uno de los materiales compuestos que se propuso.

Se tienen los siguientes parámetros iniciales:

- $\mathrm{r} = \sqrt{\frac{A}{\Pi}} = \sqrt{\frac{470{,}7\ mm^2\ x\ 10^{-6}}{\Pi}} = 0{,}0122\ \mathrm{m}$
- k = 0,8, se considera este valor por ser "empotrada – articulada" la forma de la columna pandeada.

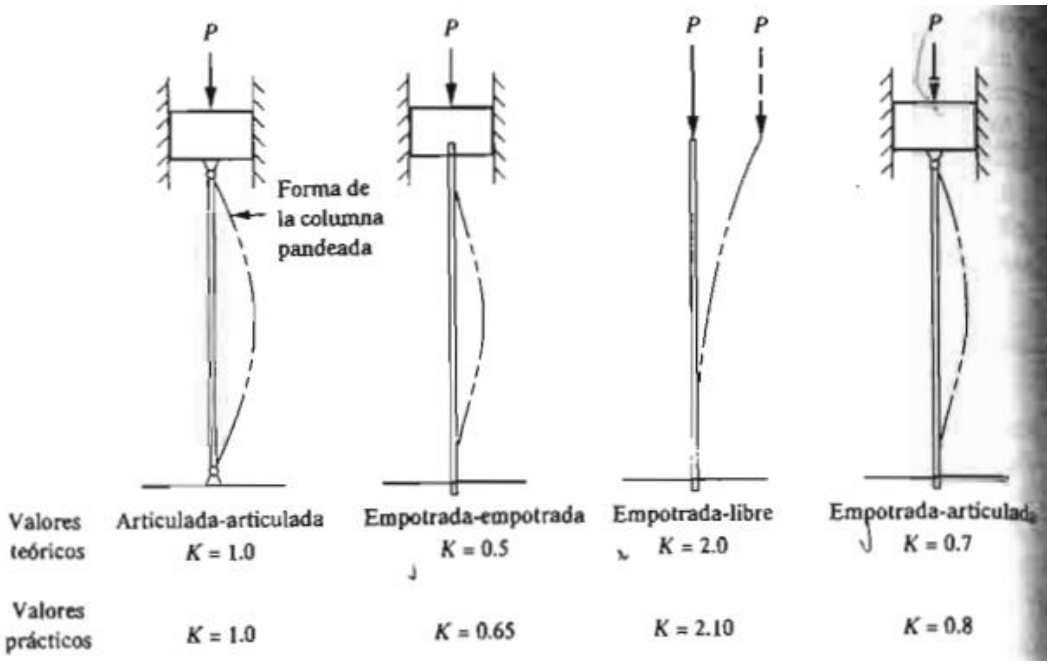


Figura 23: Valores de k para los diferentes tipos de columna

Fuente: [9]

- Con los parámetros mencionados anteriormente, calculamos el momento de inercia

$$\mathrm{I} = (0{,}25)\ (\Pi)\ (r^4)$$
$$\mathrm{I} = (0{,}25)\ (\Pi)\ (0{,}0122\ m^4) = 1{,}76311\ \mathrm{x}\ 10^{-8} m^4$$

- Tenemos la siguiente longitud del pilón

$$\text{L} = 0{,}1686 \text{ m}$$

- Con los datos hallados, se halla la carga crítica de Pandeo

$$P_{cr} = \frac{(\Pi^2)(E)(I)}{(KL)^2} = \frac{(\Pi)^2(4410\ MPa)(1{,}76311\ x\ 10^{-8} m^4)}{((0{,}8)(0{,}1686\ m))^2} = 42{,}1516 \text{ kN}$$

- Por lo tanto, calculamos el factor de Seguridad del pilón

$$\text{FS} = \frac{P_{cr}}{P} = \frac{42{,}1516\ kN}{352{,}6695\ N} = 1{,}19$$

ACOPLE SUPERIOR

En el acople superior existirá esfuerzos cortantes debido a los tornillos que se utilizarán para unir esta pieza con el socket.

- Calculamos la fuerza que se ejercerá en este acople, teniendo en cuenta que existirán 4 pernos.

$$\text{F} = \frac{A}{4} = \frac{470{,}7\ mm^2}{4} = 117{,}675 \text{ N}$$

- Se utiliza el siguiente diámetro

$$Ø = 3{,}18 \text{ mm}$$

- Ahora podemos hallar el área de este acople

$$\text{A} = \frac{(\Pi)\ (Ø)^2}{4}$$

$$\text{A} = \frac{(\Pi)\ (3{,}18\ mm)^2}{4} = 7{,}9422\ mm^2$$

- Al tener 4 pernos, se genera un esfuerzo cortante

$$\tau = \frac{F}{A} = \frac{117{,}675\ N}{7{,}9422\ mm^2} = 14{,}8163 \text{ MPa}$$

ACOPLE INFERIOR

El acople inferior está sometido a compresión.

- La fuerza que se ejercerá en el acople inferior es

$$\text{F} = 352{,}6695 \text{ N}$$

- Se utilizará la siguiente área

$$\text{A} = 204{,}69\ mm^2$$

- Teniendo la fuerza y el área, podemos hallar el esfuerzo del acople

$$\sigma = \frac{F}{A} = \frac{352{,}6695\ N}{204{,}69\ mm^2} = 1{,}7229 \text{ MPa}$$

Cálculo de Resortes

En la siguiente parte, se realizó el cálculo de fatiga de los resortes, pero primero, se calculan las fuerzas que existen y que actúan en el pie. Posterior a ello se realizó el diseño del resorte para así poder hallar la fatiga y ver si el material elegido cumple con los propósitos, siendo este un acero 1060 alto al carbono.

En la imagen que se presentará a continuación se puede ver que es un sistema que presenta tres fuerzas, la fuerza muscular o del músculo "F_M", la reacción articular o de la articulación "F_J" y la fuerza de reacción del piso "W" [33].

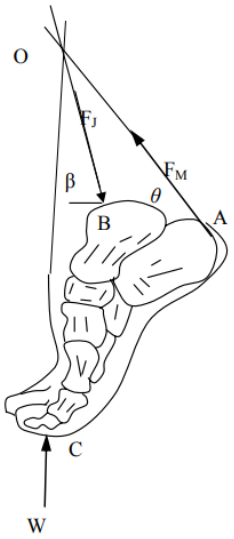


Figura 24: Fuerzas que actúan en el pie

Fuente: [33]

Para calcular tanto la magnitud de la fuerza de reacción articular como la fuerza del músculo, se trasladan las tres fuerzas antes mencionadas, que se encuentran involucradas en el punto común de intersección en "O".

Tanto la fuerza del músculo como la fuerza de reacción de la articulación se deben de descomponer en componentes rectangulares mediante un diagrama de cuerpo libre del pie [33].

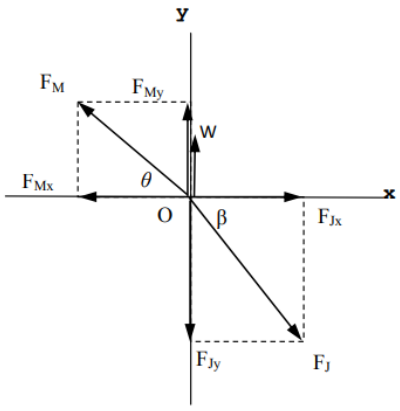


Figura 25: Diagrama de Cuerpo Libre del Pie

Fuente: [33]

Descomponiendo los vectores, podemos hallar las fuerzas

$$\text{Cos } \theta = \frac{F_{Mx}}{F_M}$$

$$F_{Mx} = F_M \text{ x Cos } \theta$$

$$\text{Sen } \theta = \frac{F_{My}}{F_M}$$

$$F_{My} = F_M \text{ x Sen } \theta$$

$$\text{Cos } \beta = \frac{F_{Jx}}{F_J}$$

$$F_{Jx} = F_J \text{ x Cos } \beta$$

$$\text{Sen } \beta = \frac{F_{Jy}}{F_J}$$

$$F_{Jy} = F_J \text{ x Sen } \beta$$

Se realiza sumatoria de fuerzas para el eje “X” y el eje “Y” para el equilibrio en el pie

$$\sum F_X = 0$$

$$F_{Jx} - F_{Mx} = 0$$

$$F_{Jx} = F_{Mx}$$

$$F_J \text{ x Cos } \beta = F_M \text{ x Cos } \theta$$

$$F_M = \frac{F_J \text{ x Cos } \beta}{\text{Cos } \theta}$$

$$\sum F_y = 0$$

$$F_{My} + \text{W} = F_{Jy}$$

$$F_M \text{ x Sen } \theta + \text{W} = F_J \text{ x Sen } \beta$$

$$\frac{F_J \text{ x Cos } \beta}{\text{Cos } \theta} \text{ x Sen } \theta + \text{W} = F_J \text{ x Sen } \beta$$

$$F_J = \frac{W \; x \; Cos \; \theta}{Cos \; \theta \; x \; Sen \; \beta - Cos \; \beta \; x \; Sen \; \theta}$$

Obtenemos las siguientes soluciones:

$$F_M = \frac{Cos\ \beta\ x\ W}{Cos\ \theta\ x\ Sen\ \beta - Cos\ \beta\ x\ Sen\ \theta}$$

$$F_J = \frac{W\ x\ Cos\ \theta}{Cos\ \theta\ x\ Sen\ \beta - Cos\ \beta\ x\ Sen\ \theta}$$

Teniendo los siguientes valores de 45° y 60° para θ y β respectivamente.

Fuerza del Músculo

$$F_M = \frac{Cos\ 60°\ x\ 71{,}9\ kg}{Cos\ 45°\ x\ Sen\ 60° - Cos\ 60°\ x\ Sen\ 45°} = 1362{,}61\ \text{N}$$

Fuerza de la reacción de la articulación

$$F_J = \frac{71{,}9\ kg\ x\ Cos\ 45°}{Cos\ 45°\ x\ Sen\ 60° - Cos\ 60°\ x\ Sen\ 45°} = 1927{,}02\ \text{N}$$

Los resortes producirán esfuerzos cortantes, por lo que se realizarán los siguientes cálculos teniendo ciertos parámetros.

- Diámetro mayor (D) = 0,035 m
- Diámetro menor (d) = 0,005 m
- Diámetro del agujero = 0,025 m
- Variable de decisión (d_o) = 0,0045 m
- m = 0,19
- Área del alambre (A) = 1855
- Índice de resorte
  C = $\frac{D}{d} = \frac{0{,}035\ m}{0{,}005\ m}$ = 7, este valor debe de estar dentro del intervalo de 4 < C < 12

- Teniendo el valor de "C" podemos calcular el factor de corrección del esfuerzo cortante

$$K_S = \frac{2C+1}{2C} = \frac{2\ (7)+1}{2\ (7)} = 1{,}07$$

- Como ya tenemos el valor de K_S, ahora podemos hallar el esfuerzo cortante

$$\tau_{max.} = \frac{8FD}{\Pi d^3} + \frac{4F}{\Pi d^2} = K_S \frac{8FD}{\Pi d^3}$$

$$\tau_{max.} = (1{,}07)\ \frac{8\ x\ 1927{,}02\ N\ x\ 0{,}035\ m}{\Pi(0{,}005\ m)^3} = 1{,}47\ \text{GPa}$$

- Con el esfuerzo cortante, calculamos el esfuerzo de fluencia, que viene dado por la siguiente fórmula

$$S_{yy} = \tau_{max.} \text{ x n}$$
$$S_{yy} = (1{,}47 \text{ GPa})\ (7) = 10{,}30 \text{ GPa}$$

- Por último, con todos los valores calculados, se procede a calcular el factor de Seguridad para ver si el resorte resistirá el peso que se le aplicará.

$$\text{F.S.} = (1{,}2)\ (F_{máx.}) = (1{,}2)\ (1927{,}02\text{N}) = 2312{,}43 \text{ N}$$

Ahora se procede a realizar el cálculo para el diseño del resorte estático, y como el resorte estará en un agujero, se procede a realizar el siguiente cálculo.

- Con los diámetros del resorte, mencionados anteriormente, se halla "D", que viene a ser la diferencia de ambos.

$$\text{D} = d_{agujero} - (d_o) - \text{holgadura}$$
$$\text{D} = (0{,}025 \text{ m}) - (0{,}0045 \text{ m}) - (0{,}000) = 0{,}0205 \text{ m}$$

- Para obtener el valor de "C", índice del resorte, se necesita la división de ambos diámetros, entonces para C tenemos el valor

$$\text{C} = \frac{D}{d_o} = \frac{0.0205}{0.0045} = 4{,}556$$

- Teniendo el valor del índice del resorte, ahora podemos calcular el efecto de la curvatura

$$K_b = \frac{(\,4C+2\,)}{(\,4C-3)}$$
$$K_b = \frac{(4)(4{,}556)+2}{(4)(4{,}556)-3} = 1{,}328$$

- Con los valores calculados anteriormente, calculamos el esfuerzo cortante en la longitud sólida del resorte

$$\tau_s = \frac{K_b x\ 8\ (1+\ \varepsilon) F_{máx} D}{\Pi d^3}$$

$$\tau_s = \frac{1{,}328\ \ x\ 8\ (1+\ 0{,}15)(1927{,}02)(0{,}0205)}{\Pi(0{,}0045)^3} = 1686{,}521 \text{ MPa}$$

- Teniendo el área del alambre, la variable de decisión, hallamos la resistencia última de tensión

$$S_{ult} = \frac{A}{d^m}$$
$$S_{ut} = \frac{1855}{(0{,}0045)^{0{,}19}} = 5178{,}852 \text{ MPa}$$

- Con la resistencia última de tensión, podemos hallar el esfuerzo de fluencia a la torsión

$$S_{sy} = (0{,}45)\ (S_{ult})$$
$$S_{sy} = (0{,}45)\ (5178{,}852) = 2330{,}484 \text{ MPa}$$

- Por último, calculamos el factor de seguridad de la longitud sólida utilizando la resistencia última de tensión y el esfuerzo cortante

$$\text{ns} = \frac{S_{sy}}{\tau_s}$$
$$\text{ns} = \frac{2330{,}484\ MPa}{1686{,}521\ MPa} = 1{,}382$$

- Parámetros físicos del resorte

$$\text{DE} = \text{D} + \text{d}$$
$$\text{DE} = 0{,}0205 + 0{,}0045 = 0{,}025$$
$$\text{ID} = \text{D} - \text{d}$$
$$\text{ID} = 0{,}0205 - 0{,}0045 = 0{,}016$$

Teniendo ya el cálculo para el diseño del resorte, procedemos a realizar el cálculo por fatiga del resorte, para ello, debemos de tener los siguientes datos

- Peso del conjunto de piezas: 9,32 N
- Con el peso de las piezas y la fuerza se calcula la fuerza máxima

$$F_{máx.} = \text{F} + \text{Peso de las piezas}$$
$$F_{máx.} = 705{,}34 \text{ N} + 9{,}32 \text{ N}$$
$$F_{máx.} = 714{,}66 \text{ N}$$

- También podemos calcular la fuerza mínima

$$F_{míx.} = 9{,}32 \text{ N}$$

- Teniendo el esfuerzo último

$$S_{ult.} = 5178{,}852 \text{ MPa}$$

- Componentes de la resistencia a la fatiga de vida infinita, que en este caso será un resorte sin martillar

$$S_{sa} = 398\ MPa$$
$$S_{sm} = 534\ MPa$$

- Con los datos tanto de la fuerza máxima como la mínima, hallamos los siguientes valores

$$F_a = \frac{F_{máx.} - F_{mín.}}{2}$$

$$F_a = \frac{714{,}66\ N - 9{,}32\ N}{2} = 352{,}670 \text{ N}$$

$$F_m = \frac{F_{máx.} + F_{mín.}}{2}$$

$$F_m = \frac{714{,}66\ N + 9{,}32\ N}{2} = 361{,}990\ \text{N}$$

- Entonces, con la F_a, la amplitud del esfuerzo cortante será

$$\tau_a = K_b \frac{8F_aD}{\Pi d^3}$$

$$\tau_a = (1{,}328)\ \text{x}\ \frac{(8)(352{,}670\ N)(0{,}0205\ m)}{\Pi\ (0{,}0045)^3}$$

$$\tau_a = 268395454{,}83\ \text{Pa} = 268{,}395\ \text{MPa}$$

- Y con la F_m, hallamos el esfuerzo cortante medio

$$\tau_m = K_b \frac{8F_mD}{\Pi d^3}$$

$$\tau_m = (1{,}328)\ \text{x}\ \frac{(8)(361{,}990\ N)(0{,}0205\ m)}{\Pi\ (0{,}0045)^3}$$

$$\tau_m = 275488343{,}9\ \text{Pa} = 275{,}488\ \text{MPa}$$

- Con la resistencia última de tensión, calculamos la resistencia última al cortante

$$S_{su=(0{,}67)(S_{ut})}$$

$$S_{su} = (0{,}67)\ (5178{,}852\ \text{MPa})$$

$$S_{su} = 3469{,}831\ \text{MPa}$$

- Con todos los datos hallados anteriormente, se halla la fatiga mediante el criterio por Gerber

$$S_{se} = \frac{S_{sa}}{1 - \left(\frac{S_{sm}}{S_{su}}\right)^2}$$

$$S_{se} = \frac{398\ MPa}{1-(534\ MPa/3469{,}831\ MPa)^2}$$

$$S_{se} = 407{,}655\ MPa$$

- Teniendo el valor de S_{se}, calculamos la componente de la amplitud de la resistencia

$$S_{sa} = \frac{r^2 {S_{su}}^2}{2\ S_{se}} \left(-1 + \sqrt{1 + \left(\frac{2\ S_{se}}{r\ S_{su}}\right)^2}\right)$$

$$S_{sa} = \frac{(0{,}974)^2(3469{,}831\ MPa)^2}{2\ (407{,}665\ MPa)} \left(-1 + \sqrt{1 + \left(\frac{2\ (407{,}665\ MPa)}{(0{,}974)(3469{,}831\ MPa)}\right)^2}\right)$$

$$S_{sa} = 401{,}893\ \text{MPa}$$

- Por último, calculamos el factor de seguridad a la fatiga

$$n_f = \frac{S_{sa}}{\tau_a}$$

$$n_f = \frac{401{,}893\ MPa}{268{,}395\ MPa} = 1{,}497$$

- Ahora podemos estimar la razón del resorte

$$k = \frac{d^4 G}{8D^3 Na}$$

$$k = \frac{(0{,}0045\ m)^4 (77200000000\ Pa)}{8(0{,}0205)^3 (4)} = 114830{,}113\ N/m$$

- También calculamos el peso del resorte

$$W = \frac{\Pi^2\ d^2 D\ Na\ Y}{4}$$

$$W = \frac{\Pi^2\ (0{,}0045)^2 (0{,}0205)(4)(76500)}{4} = 0{,}313\ N$$

- Por último, calculamos la frecuencia de la onda fundamental

$$f_n = \frac{1}{2}\left(\sqrt{\frac{kg}{W}}\right) = \frac{1}{2}\left(\sqrt{\frac{(114830{,}113)(9{,}81)}{0{,}313}}\right) = 947{,}900\ Hz$$

Estabilidad Estática

Dentro de este apartado, se buscó probar que esta prótesis tenga una mayor estabilidad estática en comparación con el que tiene una persona teniendo sus 2 extremidades inferiores, pero cuando esta persona no esté realizando ningún movimiento de desplazamiento.

Tomando la posición que se muestra en la figura 26, y teniendo un pie más ancho se probó que se puede tener una mayor inclinación antes de caerse.

Figura 26: Posición estática

Antes de realizar el diagrama de cuerpo libre, se determina que la distancia promedio desde la junta del fémur con la cadera hasta el centro de gravedad de 20 cm.

- D.C.L.

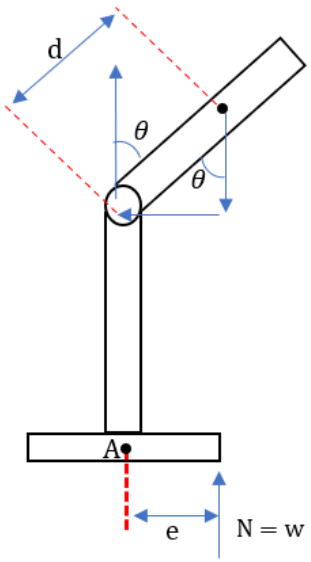
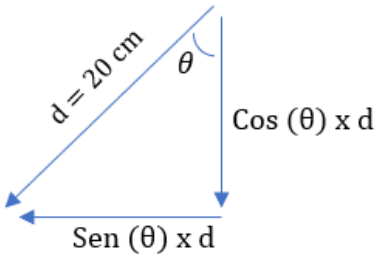


Figura 27: Diagrama de cuerpo libre

Fuente: Propia

- Luego se descompone la distancia



Se evaluó la estabilidad estática en personas que tienen ambas extremidades inferiores, para poder obtener cuanto es el rango o ángulo de inclinación que tienen antes de caerse, sabiendo que el ancho del pie promedio de una persona es de es de 8,7 cm.

- Realizamos la sumatoria de momentos con respecto al punto A, de acuerdo a la figura 27; y despejamos con respecto al ángulo.

$$\sum M_A = 0$$

$$(w)\ (e) = \text{Sen}\ (\theta)\ (d)\ (w)$$

$$e = \text{Sen}\ (\theta)\ (d)$$

$$\frac{e}{d} = \text{Sen}\ (\theta)$$

- Reemplazando ambas variables, tenemos el ángulo de inclinación.

$$Sen^{-1}\left(\frac{8{,}7}{20}\right) = \theta$$

$$25{,}78° = \theta$$

Luego se evaluó de la misma manera la estabilidad estática para una persona que se encuentra con la prótesis transtibial, sabiendo que el ancho del pie de la prótesis es de 9 cm, para garantizar una pequeña ventaja en la estabilidad.

- Realizamos la sumatoria de momentos con respecto al punto A, de acuerdo a la figura 27; y despejamos con respecto al ángulo.

$$\sum M_A = 0$$

$$(w)\ (e) = \text{Sen}\ (\theta)\ (d)\ (w)$$

$$e = \text{Sen}\ (\theta)\ (d)$$

$$\frac{e}{d} = \text{Sen}\ (\theta)$$

- Reemplazando ambas variables, tenemos el ángulo de inclinación.

$$Sen^{-1}\left(\frac{9}{d}\right) = \theta$$

$$26{,}74° = \theta$$

Por lo tanto, podemos apreciar que utilizando la prótesis transtibial existe un mayor ángulo de inclinación antes de caerse, siendo 0,96° mayor con respecto al que tiene una persona, esto debido a que el ancho del pie de la prótesis es mayor al de una persona sin amputación.

Teniendo el ángulo de inclinación que tendrá una persona que utiliza la prótesis, se analiza cuatro escenarios distintos en donde se demuestra que existe una mayor estabilidad estática.

Escenario 1: Persona que tiene ambas extremidades inferiores

Analizando la figura 28, observamos que la proyección del centro de gravedad de una persona que cuenta con sus extremidades inferiores, cae dentro de la base de sustentación, que es de 17,4 cm; lo que garantiza que el cuerpo está en equilibrio

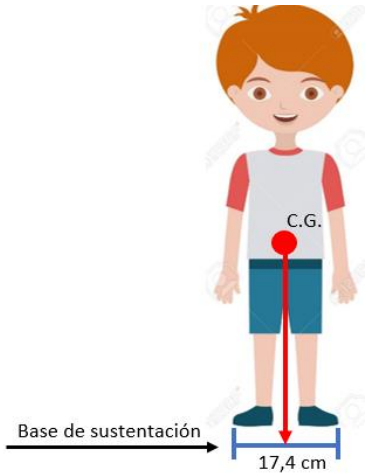


Figura 28: Análisis de una persona con sus extremidades inferiores

Fuente: Elaboración Propia

Escenario 2: Persona que tiene una sola extremidad inferior

En la figura 29 se puede ver que el centro de gravedad de la persona que tiene una sola extremidad inferior se tiende a mover hacia el lado de la extremidad existente debido a que hay mayor masa, pero la proyección del centro de gravedad aún sigue cayendo dentro de la base de sustentación que es de 8,7; lo que nos dice que este cuerpo también se encuentra en equilibrio.

Figura 29: Persona con una sola extremidad inferior

Fuente: Elaboración Propia

Escenario 3: Persona utilizando prótesis transtibial a la mayor inclinación antes de caerse

En este escenario se analiza nuestro caso, en donde la persona utilizando la prótesis transtibial diseñada a una inclinación máxima que puede tener antes de caerse de 26,74°, tiene que la proyección del centro de gravedad cae dentro de la base de sustentación, que para este caso es de 17,7 cm, más amplia que la de una persona con ambas extremidades inferiores, ya que nuestra prótesis de pie es más ancho que un pie real; y esto significa que se encuentra en equilibrio, por lo que se demuestra que utilizando nuestra prótesis transtibial se tiene una mayor estabilidad estática.

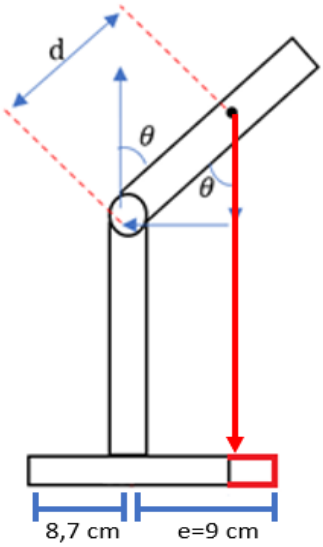


Figura 30: Análisis de la persona utilizando prótesis transtibial a la mayor inclinación antes de caerse

Fuente: Elaboración Propia

Escenario 4: Persona utilizando prótesis transtibial con ambas piernas separadas

En este último escenario, tenemos a la persona utilizando la prótesis transtibial, pero con la diferencia de tener ambas piernas separadas, lo que resulta positivo, ya que al tener las extremidades separadas se aumenta la base de sustentación, teniendo así que la proyección del centro de gravedad cae en dicha base y, por ende, se tiene que el cuerpo está en total equilibrio.

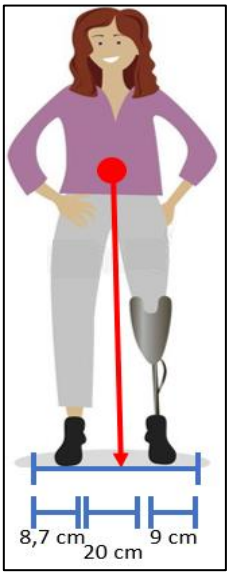


Figura 31: Persona con prótesis transtibial con ambas piernas separadas

Fuente: Elaboración Propia

Ensamble de la Prótesis Transtibial

Teniendo todas las piezas ya diseñadas y dimensionadas, ensamblamos para poder tener la prótesis transtibial y posteriormente poder elegir el material compuesto correcto para cada una de ellas.

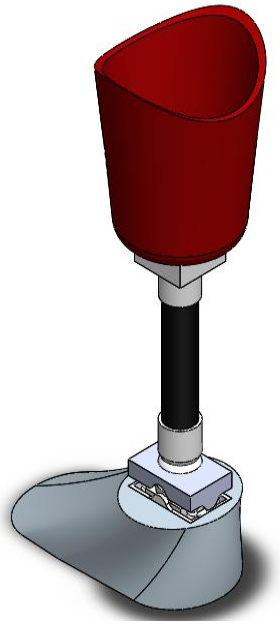


Figura 32: Ensamble de la Prótesis Transtibial

Fuente: SolidWorks

6.3. Objetivo N° 03: Realizar la simulación estática estructural con software SolidWorks al diseño de la prótesis utilizando diferentes materiales compuestos y la simulación de fatiga al resorte.

Selección del Material

Para realizar la simulación a la prótesis transtibial, es necesario definir los materiales que se utilizarán para las piezas, en este caso, se busca simular con materiales convencionales, los que normalmente se utilizan para la fabricación de este tipo de prótesis, así poder obtener valores que nos servirán posteriormente para realizar una comparación.

Con respecto a los elementos de sujeción y de acople que se utilizan en este diseño, se toman en cuenta los aceros inoxidables, ya que estos son los que comúnmente se utilizan en este tipo de piezas.

Evaluación: Acero Inoxidable austenítico a utilizar en los elementos de sujeción y acoples										
P: Puntaje (1 a 5)										
1 = Muy bajo 2 = Bajo 3 = Medio 4 = Alto 5 = Muy alto										
Pc = Ponderación del criterio										
Variantes de Proyectos			AISI 302		AISI 316 L		AISI 304		ALTERNATIVAL IDEAL	
N°	Criterios de Evaluación	Pc	P	Pc	P	Pc	P	Pc	P	Pc
1	Resistencia a la tracción	5	5	25	3,5	17,5	5	25	5	25
2	Dureza	5	5	25	4,5	22,5	4,5	22,5	5	25
3	Soldabilidad	4	4	16	4	16	4	16	4	16
4	Módulo de elasticidad	5	5	25	5	25	5	25	5	25
5	Económico	5	4	20	3	15	5	25	5	25
	PUNTAJE	24	23	111	20	96	23,5	113,5	24	116
	Orden de Selección	-	2		3		1		-	-

Para los elementos restantes se evaluarán los materiales que califican para estos tipos de elementos como lo son aluminio 7075–T6, acero inoxidable, titanio.

Evaluación: Materiales a utilizar en las diferentes piezas										
P: Puntaje (1 a 5)										
1 = Muy bajo 2 = Bajo 3 = Medio 4 = Alto 5 = Muy alto										
Pc = Ponderación del criterio										
Variantes de Proyectos			ALUMINIO 7075-T6		ACERO INOXIDABLE		TITANIO		ALTERNATIVA IDEAL	
N°	Criterios de Evaluación	Pc	P	Pc	P	Pc	P	Pc	P	Pc
1	Resistencia a la Fractura	5	4	20	5	25	4,5	22,5	5	25
2	Dureza	5	4	20	5	25	4,5	22,5	5	25
3	Fuerza de Tracción	5	5	25	4	20	3,5	17,5	5	25
4	Fuerza de Compresión	5	5	25	4	20	4	20	5	25
5	Maleabilidad	5	5	25	3	15	3	15	5	25
6	Económico	5	3,5	17,5	5	25	3	15	5	25
	PUNTAJE	30	26,5	132,5	26	130	22,5	112,5	28	132
	Orden de Selección	-	1		2		3		-	-

Respuesta a la función

Con los materiales escogidos en el apartado anterior, se simulan las piezas más críticas del ensamble, para poder obtener valores y ver que tanta diferencia existen con respecto a la fibra de vidrio tipo E, resina poliéster y fibra de carbono.

Se procede a analizar la pieza del pilón, aplicándole la carga de la persona, por lo tanto, luego de las simulaciones, los valores obtenidos nos permitirán comparar con los valores de los materiales compuestos seleccionados.

En la tabla 18, se puede observar los valores de esfuerzos de Von mises, desplazamientos y factor de seguridad, obtenidos mediante la simulación al pilón con los materiales convencionales como aluminio 7075 – T6, aluminio 1060 y titanio.

Tabla 18: Resultados de la simulación al pilón

MATERIAL	ESFUERO VON MISES		DESPLAZAMIENTO		FACTOR DE SEGURIDAD
	MÁXIMO	MÍNIMO	MÁXIMO	MÍNIMO	
ALUMINIO 7075 - T6	13,77	0,078	0,00297	1 x 10^-30	3,6
ACLUMINIO 1060	13,98	0,0448	0,001	1 x 10^-30	4,4
TITANIO	13,9	0,0575	0,0019	1 x 10^-30	1,07

Entre las piezas críticas de esta prótesis, también se analizarán los acoples, tanto el superior como el inferior. En la tabla 19 se muestran los resultados de la simulación de ambos acoples utilizando los aceros inoxidables, AISI 304, AISI 302 y AISI 316L.

Tabla 19: Resultados de la simulación al acople superior e inferior

MATERIAL			AISI 304	AISI 302	AISI 316 L
ACOPLE SUPERIOR	ESFUERZO VON MISES	MAXIMO	26,33	26,23	26,81
		MINIMO	0,00021	0,00021	0,00026
	DESPLAZAMIENTO	MAXIMO	0,0008	0,000086	0,000081
		MINIMO	1 x 10^-30	1 x 10^-30	1 x 10^-30
	FACTOR DE SEGURIDAD	-	2,85	7,89	2,34
ACOPLE INFERIOR	ESFUERZO VON MISES	MAXIMO	4,947	4,947	4,947
		MINIMO	0,01016	0,01003	0,01076
	DESPLAZAMIENTO	MAXIMO	0,000104	0,0001042	0,0000983
		MINIMO	1 x 10^-30	1 x 10^-30	1 x 10^-30
	FACTOR DE SEGURIDAD	-	4,1	4,18	3,4

Luego de haber utilizado materiales convencionales y comunes, realizamos la simulación con tres materiales compuestos como lo son fibra de vidrio tipo E, resina poliéster y fibra de carbono.

Respuesta a la función

Buscando que la prótesis cumpla los requisitos como soportar el peso del paciente estipulado, presentar una buena estabilidad y que su precio tenga un costo accesible, se optó por utilizar materiales compuestos, ya que estos aparte de tener mejores propiedades, también son de bajo costo.

Al igual que con los materiales convencionales, se analizan las piezas más críticas como el pilón, acople superior, acople inferior y pie, tanto con el material compuesto, para ver si los datos obtenidos son favorables y así continuar con esta propuesta. Además de ellos, estos resultados nos servirán para poder compararlos con los resultados de los materiales convencionales y así presentar una mejor propuesta a base de estos materiales compuestos.

En la tabla 20 se puede observar los resultados de esfuerzos de Von mises, desplazamientos y factor de seguridad para cada una de las piezas, y en los anexos 1,4, 7 y 10 se pueden ver el comportamiento de las simulaciones tanto con resina poliéster como con fibra de vidrio tipo E, y con el material compuesto

Tabla 20: Resultados obtenidos de la simulación a diferentes piezas con materiales compuestos

MATERIAL			RESINA POLIÉSTER	FIBRA DE VIDRIO TIPO E	MATERIAL COMPUESTO
PILÓN	ESFUERZO VON MISES	MAXIMO	13,44	14,16	13,88
		MINIMO	0,074	0,02366	0,0608
	DESPLAZAMIENTO	MAXIMO	0,04716	0,002478	0,00513
		MINIMO	1 x 10^-30	1 x 10^-30	1 x 10^-30
	FACTOR DE SEGURIDAD	-	2,975	1,44	7,2
ACOPLE SUPERIOR	ESFUERZO VON MISES	MAXIMO	23,91	27,46	26,03
		MINIMO	0,00033	0,00023	0,0002
	DESPLAZAMIENTO	MAXIMO	0,03954	0,00187	0,00406
		MINIMO	1 x 10^-30	1 x 10^-30	1 x 10^-30
	FACTOR DE SEGURIDAD	-	1,67	74,66	3,8
ACOPLE INFERIOR	ESFUERZO VON MISES	MAXIMO	4,937	4,947	4,947
		MINIMO	0,0066	0,0115	0,0097
	DESPLAZAMIENTO	MAXIMO	0,0045	0,00023	0,000485
		MINIMO	1 x 10^-30	1 x 10^-30	1 x 10^-30
	FACTOR DE SEGURIDAD	-	8,10	4,14	2
PIE	ESFUERZO VON MISES	MAXIMO	2330	2525	27,98
		MINIMO	474	33,88	0,00035
	DESPLAZAMIENTO	MAXIMO	0,0021	0,00012	0,000258
		MINIMO	1 x 10^-30	1 x 10^-30	1 x 10^-30
	FACTOR DE SEGURIDAD	-	1,71	8,11	3

Teniendo los valores producto de las simulaciones de las piezas tanto con materiales convencionales como con el material compuesto, y con los materiales que conforman este, podemos realizar una comparación para poder ver el comportamiento del material compuesto con respecto a los convencionales y así saber si estos presentan diferencias y mejoras.

En las gráficas se comparó como actúan la fibra de vidrio tipo E, la resina poliéster, el aluminio, el acero inoxidable y el material compuesto con cargas de 588,6 N (60 kg), 705,33 N (71,9 kg) y 882,9 N (90 kg).

Como se muestra en la figura 33, los materiales presentan una tendencia creciente con relación al peso, mientras mayor sea el peso que soporte el pilón, mayor será el esfuerzo que tendrá. Siendo la resina poliéster la que presenta menores esfuerzos, a 60 kg tiene un esfuerzo de 11,2 MPa, a 71,9 kg tiene 13,44 y a 90 kg tiene 16,84.

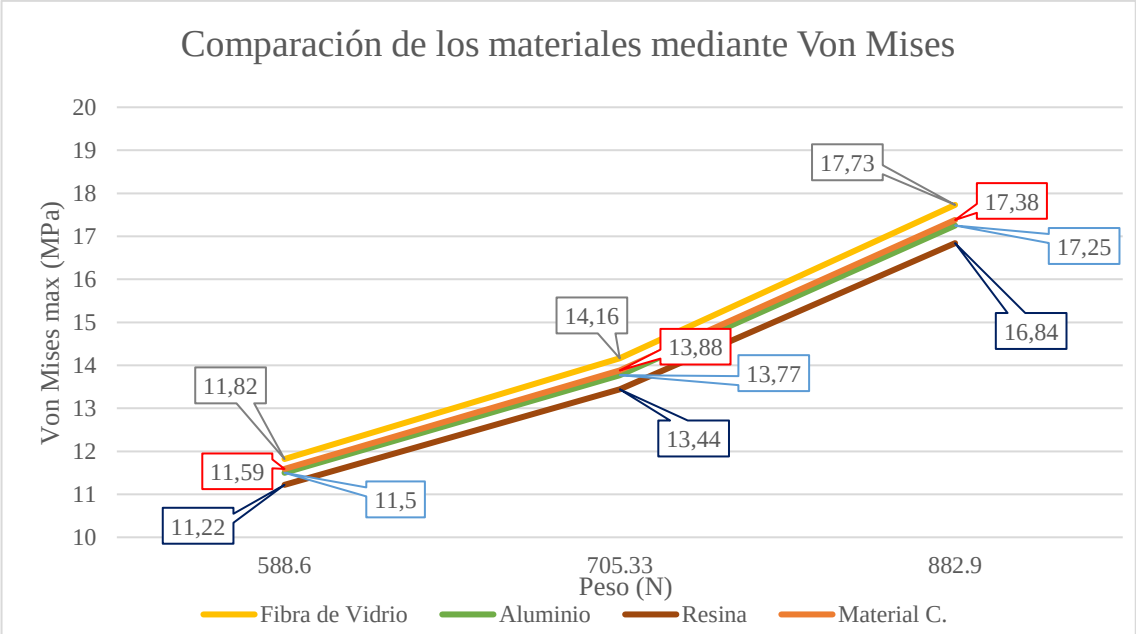


Figura 33: Comparación de esfuerzo de Von mises para el pilón

En la figura 34 existe una clara diferencia en los desplazamientos producidos utilizando resina poliéster, en relación al material compuesto, al aluminio 7075 – T6 y a la fibra de vidrio tipo E, ya que estos tienen una tendencia parecida debido a que sus desplazamientos son mínimos, mientras que el pilón con resina poliéster tiene una tendencia a aumentar el desplazamiento si el peso de la persona también va en aumento.

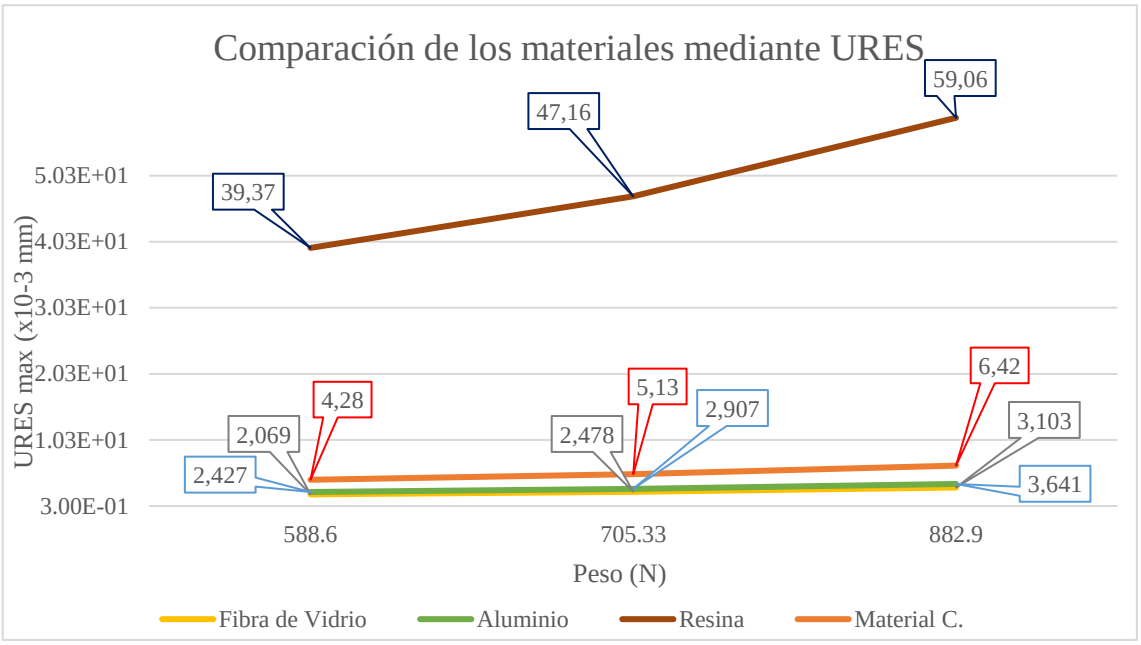


Figura 34: Comparación de desplazamiento para el pilón

En la figura 35 se observa que, la tendencia de los materiales es decreciente, a mayor peso menor será el factor de seguridad, pero sobre sale la fibra de vidrio tipo E, ya que el factor de seguridad es ampliamente mayor con respecto al material compuesto, a la resina poliéster, y al aluminio 7075 – T6.

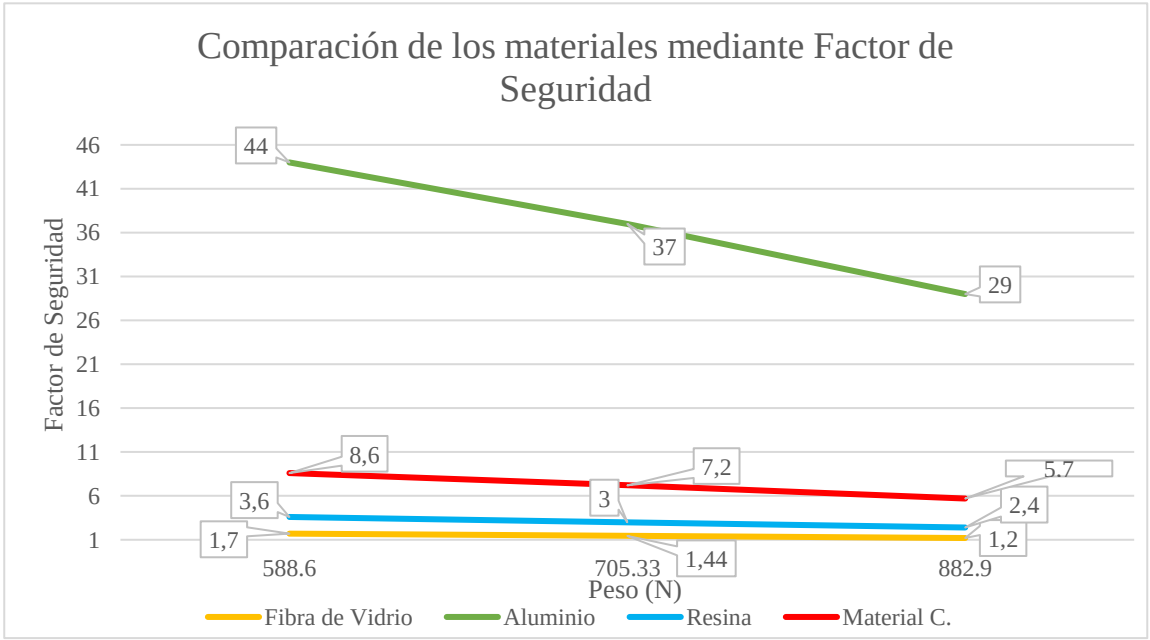


Figura 35: Comparación del factor de seguridad para el pilón

Con las mismas cargas que se analizó el pilón, también se analizó el acople superior e inferior, pero cambiando el material convencional, por un AISI 304, mientras que los materiales que conforman el material compuesto siguen siendo los mismos, fibra de vidrio tipo E y resina poliéster.

Como se aprecia en la figura 36, con los materiales a mayor carga, mayor serán los esfuerzos, siendo la resina poliéster el material que presenta los menores esfuerzos, comparado con los esfuerzos producidos por el material compuesto, teniendo que, a 588,6 N, los esfuerzos serán de 19,96 MPa y 21,73 MPa, respectivamente.

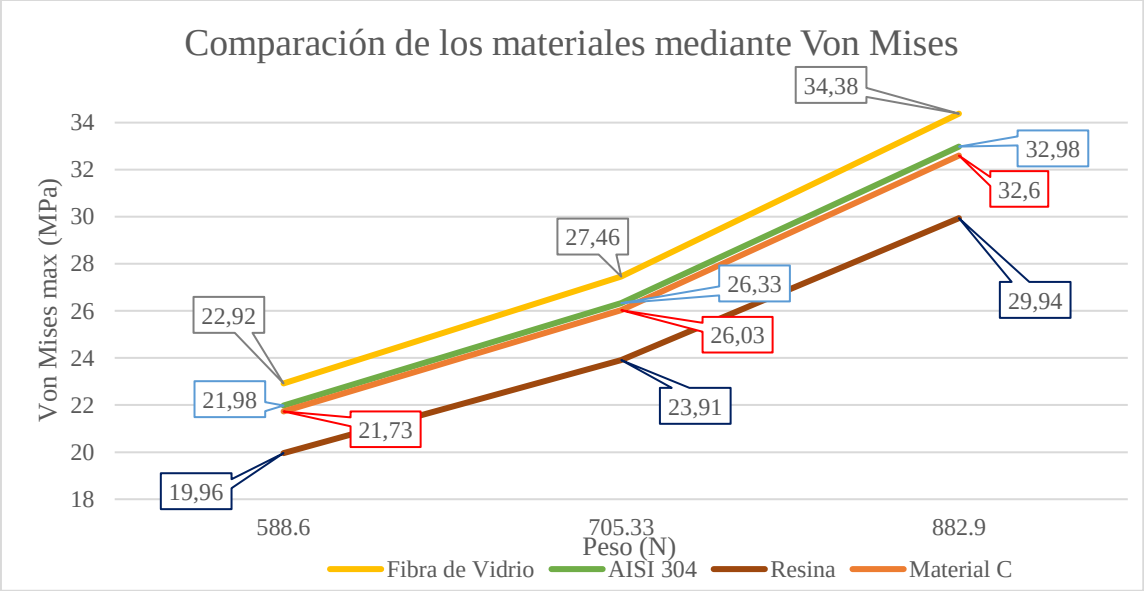


Figura 36: Comparación de esfuerzo de Von mises para el acople superior

En la figura 37, se observó que el material compuesto presenta desplazamientos mayores, siguiendo la tendencia creciente, a mayor carga aplicada, mayor serán los desplazamientos. Encontrándose los desplazamientos producidos con el material convencional muy por debajo que los producidos por el material compuesto.

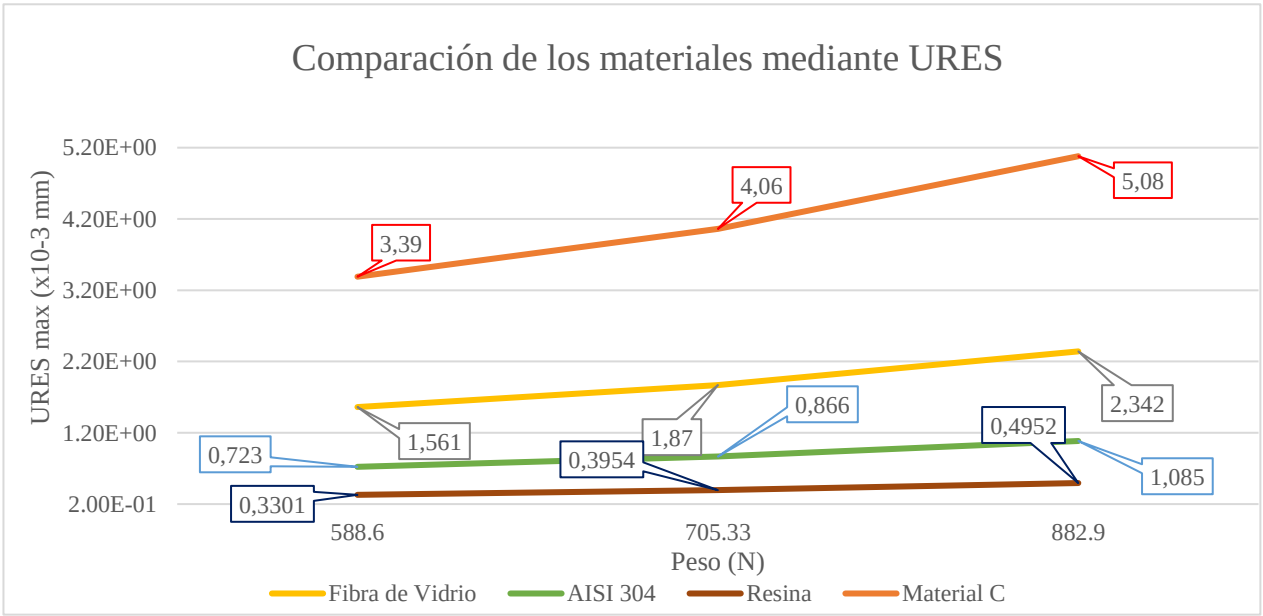


Figura 37: Comparación de desplazamiento para el acople superior

Con respecto a la figura 38, la tendencia del factor de seguridad es decreciente, ya que como podemos observar, en la fibra de vidrio tipo E a 588,6 N es de 89, a 705,33 N es 75 y a 882,9 N es 60; y comparándolo con el material compuesto que para las mismas cargas presenta los valores de 4,6; 3,8 y 3, respectivamente.

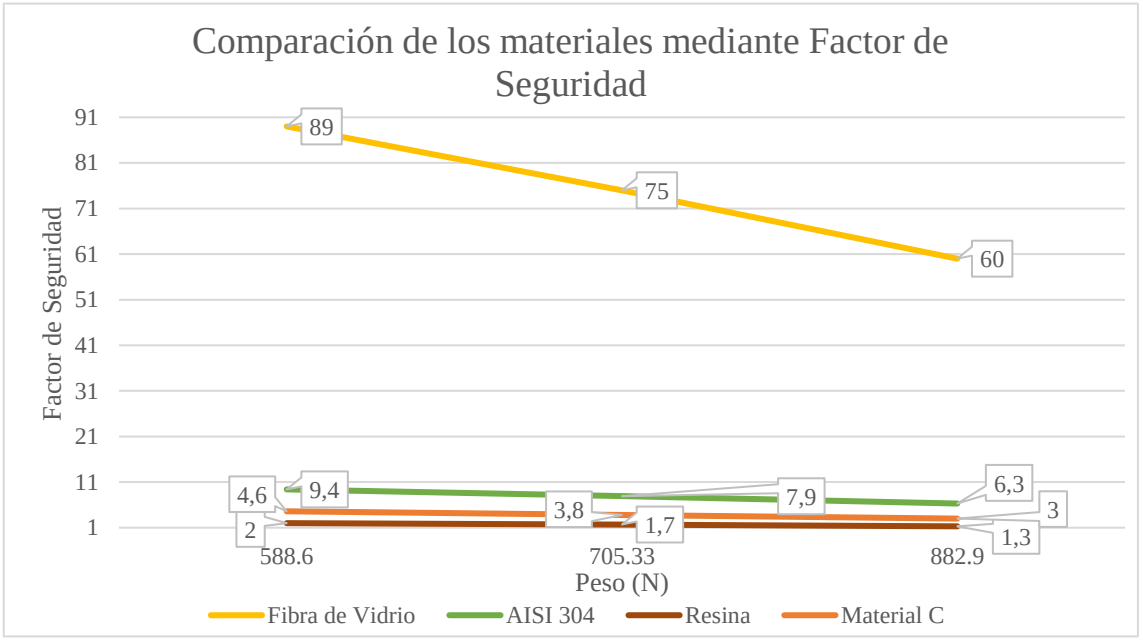


Figura 38: Comparación del factor de seguridad para el acople superior

En la figura 39, se puede observar que la diferencia de los esfuerzos con los materiales es la mínima y ningún material sobresale, la tendencia que existe es creciente, mientras mayor sea la carga que se le aplique al acople inferior, mayor también serán los esfuerzos que se producirán.

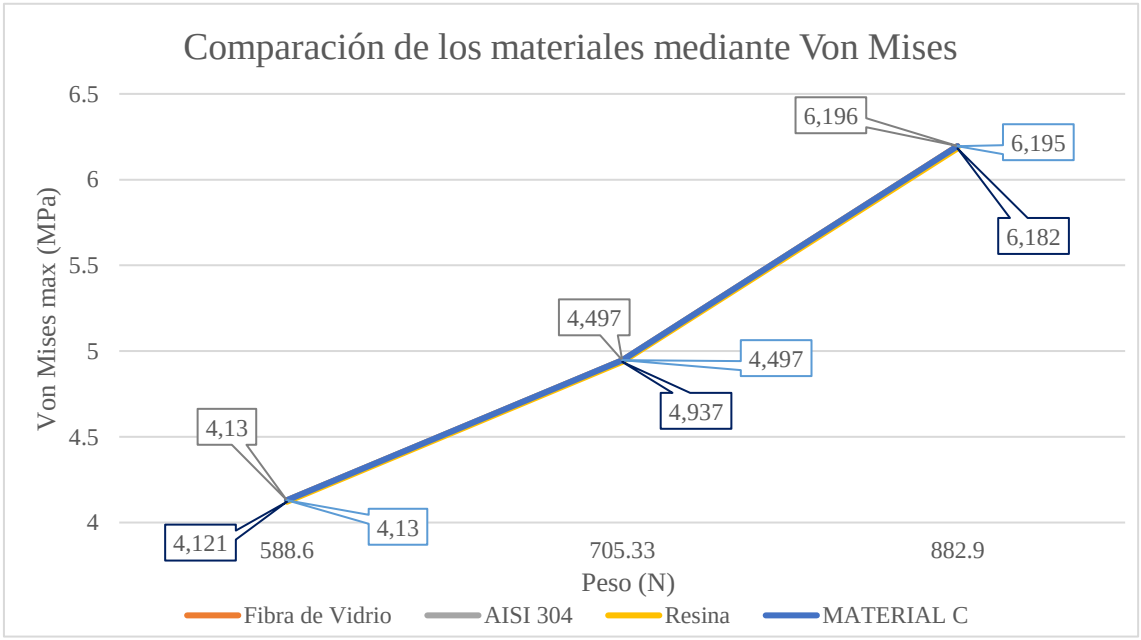


Figura 39: Comparación de esfuerzo de Von mises para el acople inferior

En la figura 40 si se puede apreciar una gran diferencia por parte de la resina poliéster, que es el material que presenta los mayores desplazamientos, también es importante observar que es el único caso en donde el valor del material convencional presenta los menores desplazamientos en relación a los otros materiales, esto quizás se deba al diseño de la pieza.

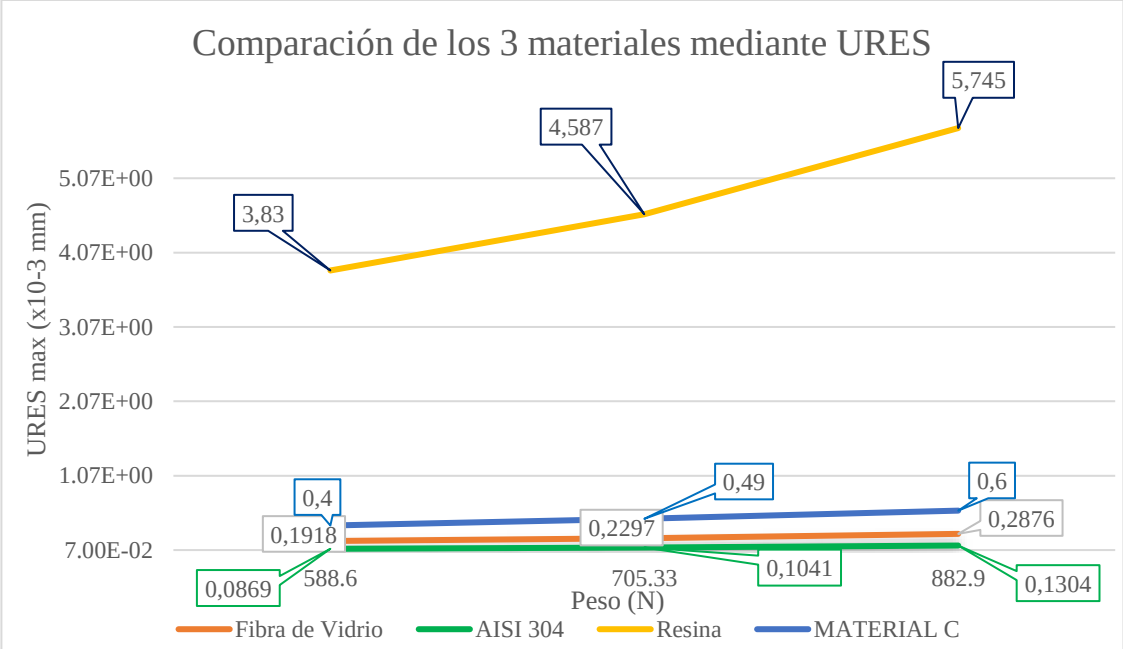


Figura 40: Comparación de desplazamiento para el acople inferior

Con respecto a la figura 41, el factor se seguridad que presenta el material compuesto son los más bajos y que se ajustan más a lo que se busca; mientras que con la fibra de vidrio tipo E los valores son muy altos, lo que quizás se deba al diseño de la pieza. Estos presentan una tendencia decreciente, a mayor carga aplicada, será menor será el factor de seguridad en el acople inferior.

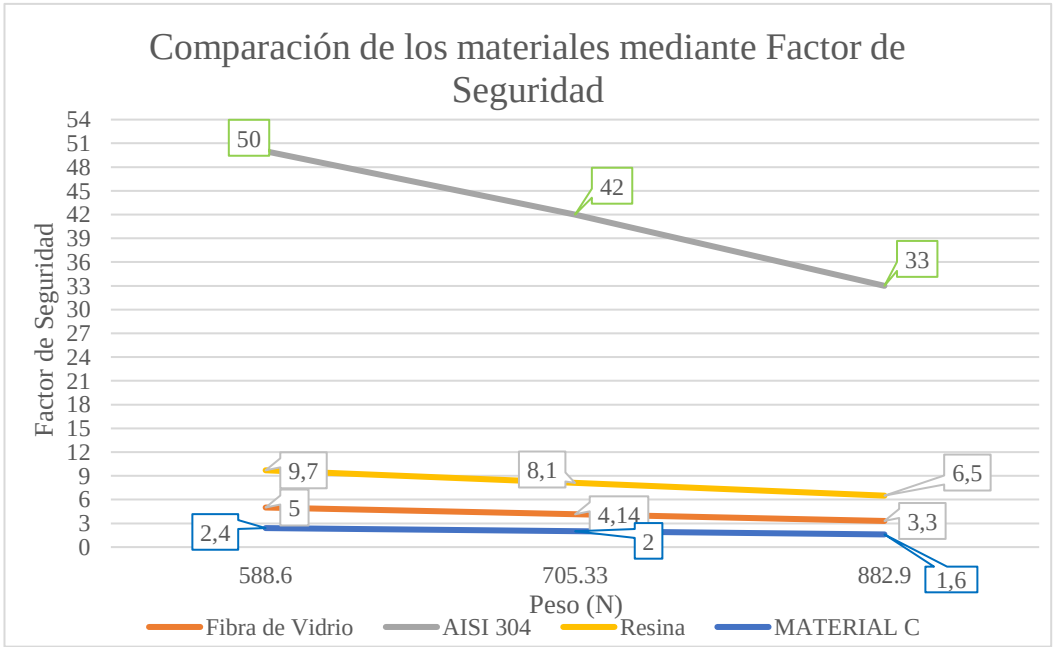


Figura 41: Comparación del factor de seguridad para el acople inferior

Dentro de las piezas que conforman el mecanismo del tobillo, se simuló las que están expuestas a un mayor desgaste, por lo que se utilizó fibra de carbono y resina poliéster, ya que este material compuesto fue el sobresaliente luego de analizar los resultados, además de ser un material resistente.

En las figuras 42, se muestran las simulaciones de esfuerzos de Von mises para el soporte de la articulación y de la articulación respectivamente.

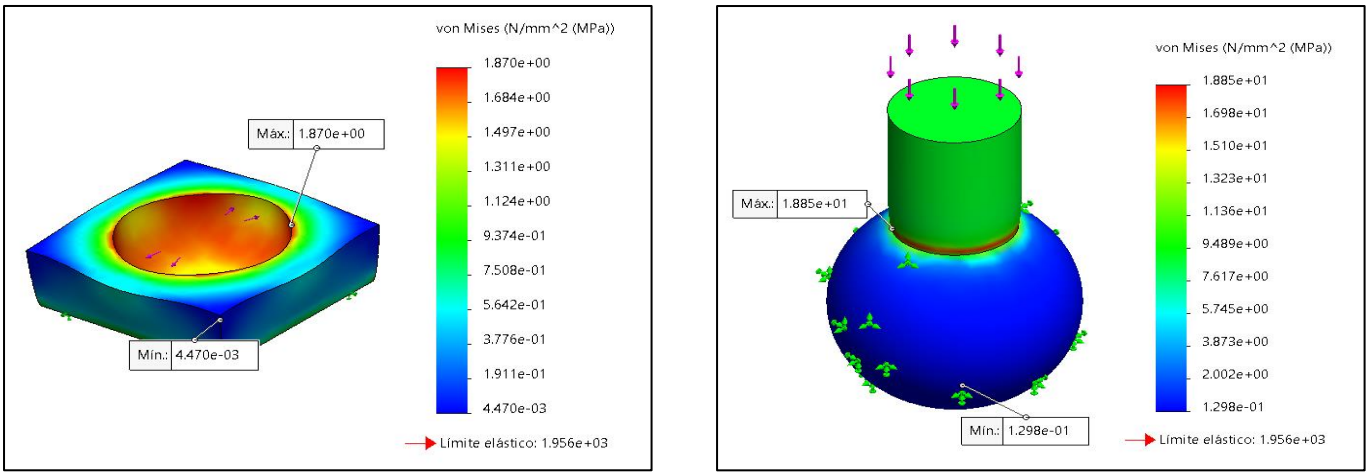


Figura 42: Esfuerzos de Von Mises en el soporte y en la articulación con fibra de carbono

Fuente: SolidWorks

Según los resultados presentados en la tabla 21, se puede afirmar que las piezas simuladas con fibra de carbono, si cumplen con lo esperado, ya que presentan un factor de seguridad de 1,046 para el soporte de la articulación y de 1,038 para la articulación, lo que significa que al momento del paciente utilizar la prótesis, esta si soportará el peso y funcionará correctamente, además de que podrá realizar los movimientos para el pie.

Tabla 21: Resultados de la simulación de las piezas del tobillo

PIEZA	ESFUERO VON MISES		DESPLAZAMIENTO		FACTOR DE SEGURIDAD
	MÁXIMO	MÍNIMO	MÁXIMO	MÍNIMO	-
SOPORTE DE LA ARTICULACIÓN	1,87	0,0044	0,000104	1 x 10^-30	1,046
ARTICULACIÓN	18,85	0,13	0,00132	1 x 10^-30	1,038

Fuente: Elaboración Propia

Respuesta a la función

Los resortes que irán en el mecanismo del tobillo se simularon con acero 1060 para poder saber tanto el porcentaje de daño como el número de ciclos, que son los que representan la vida de este, por lo que se pudo apreciar que en el ciclo 54 490 se estima que el resorte presentará daños, convirtiéndolo a pasos, serían 108 890 pasos y teniendo en cuenta que

las personas dan 4 000 pasos diarios, el resorte fallará cuando se cumpla casi un mes de usado la prótesis.

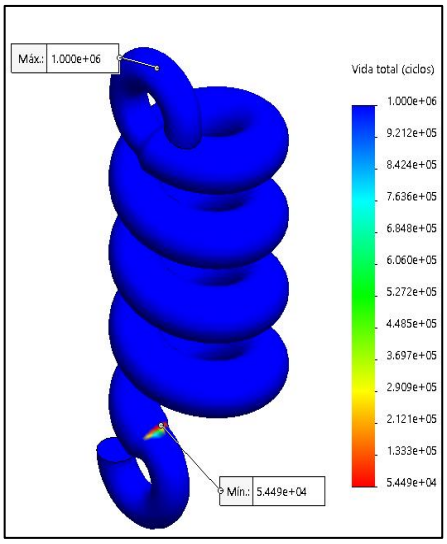


Figura 43: Vida total o número de ciclos del resorte

Fuente: SolidWorks

A continuación, se presenta una vista explosionada de la prótesis transtibial, figura 44, y en el cuadro posterior se detalla que material compuesto se utilizó para cada pieza, excepto del socket que es hecho a base de polímero. También se muestra las máquinas CNC a utilizar y los proceso a los que estarán sometidos.

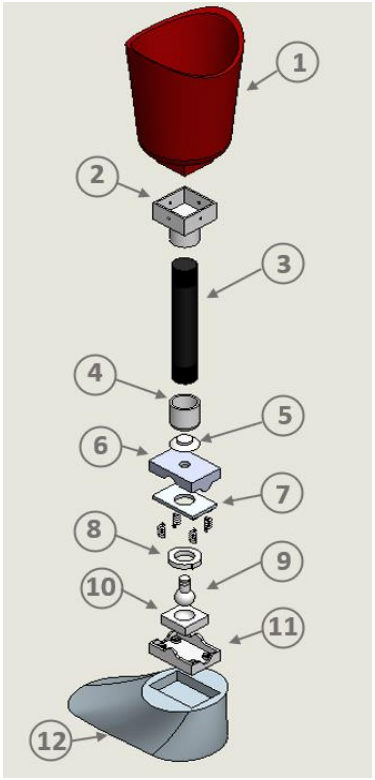


Figura 44: Vista explosionada de la prótesis transtibial

Fuente: SolidWorks

Tabla 22: Procesos y materiales utilizados en cada pieza

NÚMERO	ELEMENTO	MATERIAL UTILIZADO	PROCESO U OPERACIONES
1	Socket	Material Compuesto	Cilindrado interior y contorneado.
2	Acople superior	Material Compuesto	Cilindrado, soldadura, escuadrado y cilindrado.
3	Pilón	Material Compuesto	Cilindrado y roscado.
4	Unión doble	Material Compuesto	Desbaste, contorneado y tronzado. Taladrado, cilindrado interior y contorneado interior.
5	Acople inferior	Material Compuesto	Desbaste, contorneado y tronzado.
6	Tapa	Material Compuesto	Planeado, contorneado, cajeado y taladrado.
7	Anclaje de resortes	Material Compuesto	Planeado, contorneado y taladrado.
8	Seguro para la articulación	Material Compuesto	Planeado, escuadrado, contorneado y taladrado.
9	Articulación	Material Compuesto	Desbaste, contorneado y tronzado.
10	Soporte para la articulación	Material Compuesto	Planeado, escuadrado y taladrado.
11	Base	Material Compuesto	Desbaste, planeado, escuadrado, cajeado, taladrado y chaflanado.
12	Pie	Material Compuesto	Escuadrado y soldadura.

Fuente: Elaboración Propia

6.4. Objetivo N° 04: Elaborar una evaluación económica para el diseño de la prótesis transtibial.

Para la evaluación económica se realizó la cotización de la fabricación de las piezas en una máquina CNC, el costo de los materiales a utilizar, también se tiene en cuenta la mano de obra del programador, además de ello, se presentan los costos de diseño que son necesarios para llevar a cabo este proyecto.

Tabla 23: Costo de la prótesis

ANÁLISIS DE COSTOS UNITARIOS DE FABRICACIÓN DE LOS ELEMENTOS DE LA PRÓTESIS

PROYECTO: DISEÑO DE PRÓTESIS TRANSTIBIAL UTILIZANDO FIBRA DE VIDRIO TIPO E Y RESINA POLIÉSTER PARA UNA MAYOR ESTABILIDAD ESTÁTICA DE PERSONAS DISCAPACITADAS
UBICACIÓN: Chiclayo
MONEDA: Nuevo Sol (S/.)

ITEM	DESCRIPCIÓN	UNIDAD	CANTIDAD	P. UNITARIO	P. PARCIAL
1.00	MATERIAL	und			
1.01	Polietileno	barra 25mm	1	S/ 15,95	S/ 15,95
1.02	Fibra de Vidrio Tipo E	kg	9	S/ 8,015	S/ 72,135
1.03	Resina Poliéster	kg	2	S/ 13,35	S/ 26,7
1.04	Fibra de Carbono	blq 15x15	4	S/ 50,00	S/ 200,00
	SUBTOTAL				S/ 314,785
2.00	FABRICACIÓN DE PIEZAS				
2.01	Socket	pza	1	S/ 158,06	S/ 158,06
2.02	Acople Superior	pza	1	S/ 114,46	S/ 114,46
2.03	Pilón	pza	1	S/ 121,54	S/ 121,54
2.04	Unión Doble	pza	1	S/ 97,94	S/ 97,94
2.05	Acople Inferior	pza	1	S/ 88,50	S/ 88,50
2.06	Pie	pza	1	S/ 234,82	S/ 234,82
2.07	Base	pza	1	S/ 138,06	S/ 138,06
2.08	Soporte para la articulación	pza	1	S/ 128,62	S/ 128,62
2.09	Articulación	pza	1	S/ 151,04	S/ 151,04
2.10	Seguro para la articulación	pza	1	S/ 88,50	S/ 88,50
2.11	Anclaje de Resortes	pza	1	S/ 157,53	S/ 157,53
2.12	Tapa	pza	1	S/ 155,76	S/ 155,76
	SUBTOTAL				S/ 1 634,83
3.00	MANO DE OBRA				
3.01	Programador - Operario	h	16,5	S/ 8,00	S/ 132,00
	SUBTOTAL				S/ 132,00

4.00	DISEÑO				
4.01	Diseño de Ingeniería	Glb	1	S/ 1 300,00	S/ 1 300,00
4.02	Impresiones	Glb	1	S/ 150,00	S/ 150,00
4.03	Dibujo CAD y simulación en SolidWorks	Glb	1	S/ 1 000,00	S/ 1 000,00
4.04	Simulación en máquina CNC	Glb	1	S/ 500,00	S/ 500,00
	SUBTOTAL				S/ 2 950,00
	TOTAL				S/ 5 031,62
	IMPUESTO GENERAL (18%)				S/ 905,69
	TOTAL GENERAL				S/ 5 937,31

Comparación con los precios actuales en el mercado

Luego de haber obtenido el costo de la prótesis, podemos comparar el precio de las prótesis existentes en el mercado, cabe resaltar que estaremos comparando con una marca mexicana y un precio promedio de las prótesis transtibiales en Perú ya que los fabricantes a nivel nacional son escasos.

MARCA	PRECIO (NUEVO SOL)	PRECIO (DÓLARES)
DYCORP	S/ 3 688,60	$ 992,78
MERCADO NACIONAL	S/ 10 850,00	$ 2 920,25
DYCORP	S/ 13 154,76	$ 3 540,57
RESINA POLIESTER	S/ 6 686,28	$ 1 799,59
FIBRA DE VIDRIO TIPO E	S/ 6 428,54	$ 1 730,22
PRÓTESIS DE NUESTRO PROYECTO	S/ 5 937,31	$ 1 598,01

Como podemos apreciar, el precio de todo el proyecto es más bajo del que se estima acá en Perú o de alguna prótesis comprada desde el extranjero. Además, también existe una cierta diferencia con lo que costaría realizar toda la prótesis con resina poliéster o fibra de vidrio tipo E.

VII. CONCLUSIONES

- Mediante la matriz morfológica, se logró elegir el mejor diseño a seguir, que fue la alternativa 1, la cual está compuesta por piezas que existen en el mercado, siendo estas un socket o encaje KBM, pilón de metal, sistema vacío harmony y un pie sach. Este diseño sirvió como punto de partida para iniciar el desarrollo de nuestro propio diseño de prótesis transtibial.

- Se logró diseñar todas las piezas de la prótesis transtibial, adecuadas a una persona promedio de nuestra región, y se dimensionaron teniendo en cuenta que esta sería de 1,65 m de estatura y de 71,9 kg. Luego de realizar el cálculo estático estructural de las piezas más críticas, se obtuvo que el esfuerzo producido en el pilón es de 0,749 MPa y el factor de seguridad de 1,19; mientras que el factor de seguridad tanto en el acople superior como en el inferior es mayor a 1, y por su parte el factor de seguridad a la fatiga del resorte es de 1,497.

- Al realizar la simulación estática estructural en el software, se obtuvieron los resultados de esfuerzo de Von mises, desplazamientos y factor de seguridad utilizando material compuesto, como se muestra en la tabla 20.

- Para realizar el análisis económico financiero de la prótesis transtibial se evaluaron los precios de fabricación de cada pieza, los materiales que fueron necesarios, la mano de obra de los operarios y el diseño, por lo que se obtuvo que llevar a cabo este proyecto tendría un costo de S/ 5 937,31 nuevos soles; comparándolo con el precio actual en el mercado nacional y con lo que cuesta comprar una prótesis en el extranjero, nuestra prótesis es de menor costo; y si se realiza una fabricación de más unidades, se estima que el precio de la prótesis podría bajar más.

VIII. RECOMENDACIONES

- Se debería realizar el análisis económico utilizando otros materiales compuestos que remplacen a los que hemos utilizado para obtener distintas opciones y ampliar la investigación.

- Para las próximas investigaciones se recomienda usar materiales compuestos que tengan un límite elástico bajo, si la carga que se le aplica al diseño es baja; ya que esta producirá esfuerzos pequeños y los resultados de las piezas se verán sobredimensionadas.

- Se recomienda ampliar la investigación sobre el resorte en un marco dinámico y de fatiga, con el fin de alargar su vida útil.

IX. REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

[1] L. Farro, «CARACTERÍSTICAS CLÍNICAS Y DEMOGRÁFICAS DEL PACIENTE AMPUTADO,» *Revista Médica Herediana,* 2012.

[2] E. V. V. Sánchez, LOS AMPUTADOS Y SU REHABILITACIÓN, México: Intersistemas Editoriales, 2016.

[3] A. D. Martínez, «DISEÑO DE UNA PRÓTESIS DE PIERNA PARA AMPUTADOS TRANSTIBIALES,» Santiago de Chile, 2015.

[4] M. C. G. U. L. H. A. M. J. Nieto, «Determinación de esfuerzos en el socket de una prótesis transtibial por medio del método del elemento finito,» *Acta Ortopédica Mexicana,* vol. XVII, nº 2, pp. 89 - 93, 2003.

[5] M. S. M. Berbesi, «DISEÑO DE PRÓTESIS TRANSTIBIAL INFANTIL Y VALIDACIÓN A TRAVÉS DE PRUEBAS DE USUARIO,» Medellín, 2009.

[6] M. R. V. N. J. H. A. C. M. Siqueiros, «METODOLOGÍA PARA LA FABRICACIÓN DE UNA PRÓTESIS TRANSTIBIAL A BASE DE MATERIAL COMPUESTO DE FIBRA DE CARBONO Y RESINA EPÓXICA,» *REVISTA MATERIA,* vol. XXIII, nº 02, 2018.

[7] L. Granda, «EVALUACIÓN DE LAS PROPIEDADES DE MATERIALES COMPUESTOS FABRICADOS A PARTIR DE FIBRAS SEMIQUÍMICAS DE LEUCAENA COLLINSII Y POLIPROPILENO,» Girona, 2016.

[8] C. Zárate, «DESARROLLO DE NUEVOS MATERIALES COMPUESTOS DE FIBRA DE CARBONO RECICLADA Y RESINA BIOBASADA,» Santiago de Querétaro, 2019.

[9] R. L. Mott, DISEÑO DE ELEMENTOS DE MÁQUINAS, Mèxico, 2006.

[10] R. G. B. y. J. K. Nisbett, Diseño en ingeniería mecánica de Shigley, Monterrey: McGRAW-HILL/INTERAMERICANA EDITORES .

[11] F. Zapata, «lifeder,» [En línea]. Available: https://www.lifeder.com/esfuerzo-normal/. [Último acceso: Jueves 01 Octubre 2020].

[12] E. R. J. J. J. T. D. D. F. M. Ferdinand P. Beer, MECÁNICA DE MATERIALES, México D.F.: McGRAW-HILL INTERAMERICANA.

[13] «Deingenierias,» 24 Julio 2019. [En línea]. Available: https://deingenierias.com/el-acero/diagrama-esfuerzo-deformacion/. [Último acceso: Viernes 02 Octubre 2020].

[14] «En Cabecera Formación,» [En línea]. Available: http://encabeceraformacion.blogspot.com/2015/09/analisis-de-materiales-diagramas.html. [Último acceso: Sábado 17 Octubre 2020].

[15] O. D. C. A., «Aspectos de Ingeniería,» de *Mitigación de Desastres en las Instalaciones de la Salud*, Bogotá, p. 87.

[16] «Constructor Civil,» Martes 10 Junio 2014. [En línea]. Available: https://www.elconstructorcivil.com/2014/06/carga-axial-diseno-de-estructuras.html. [Último acceso: Martes 29 Setiembre 2020].

[17] S. A. B. Vesga, «FABRICACIÓN DE UN PROTOTIPO DE UNA PRÓTESIS DE MIEMBRO INFERIOR TRANSTIBIAL MEDIANTE TECNOLOGÍAS ADITIVAS DE ACUERDO CON LAS MEDIDAS ANTROPOMÉTRICAS DEL PACIENTE,» Bogotá, 2018.

[18] M. d. S. y. P. Social, «GUIA DE PRÁCTICA CLÍNICA PARA EL DIAGNÓSTICO Y TRATAMIENTO PREOPERATORIO, INTRAOPERATORIO Y POSTOPERATORIO DE LA PERSONA AMPUTADA, LA PRESCRIPCIÓN DE LA PRÓTESIS Y LA REHABILITACIÓN INTEGRAL,» Bogotá, 2015.

[19] E. M. C. Ebensperger, «CARACTERIZACIÓN DEL PACIENTE CON AMPUTACIÓN TRAUMÁTICA",» Guatemala, 2018.

[20] «CATÁLOGO DE PROOVEDORES PARA LA SALUD,» [En línea]. Available: catalogodelasalud.com/ficha-producto/Protesis-ortopedicas-para-miembro-inferior-por-debajo-de-la-rodilla+125469#:~:text=Las%20prótesis%20para%20miembros%20inferiores,pie%2C%20pero%20conservando%20su%20rodilla.. [Último acceso: Jueves 10 Setiembre 2020].

[21] «mediprax,» 18 Diciembre 2019. [En línea]. Available: https://aparatosortopedicos.com/conoce-los-principales-componentes-que-integran-una-protesis-transtibial/. [Último acceso: Jueves 10 Setiembre 2020].

[22] J. T. K. M. Jason Highsmith, «Prosthetic,» *Health Literacy Consulting.*

[23] L. A. L. C. M. B. E. Camargo, «RESPUESTA A CARGA DE UNA PRÓTESIS TRANSTIBIAL CON ELEMENTOS INFINITOS DURANTE EL APOYO Y BALANCEO,» *VISIÓN ELECTRÓNICA,* vol. VI, nº 2, pp. 82-92, 2012.

[24] «ORTOPEDIA NACIONAL,» [En línea]. Available: http://ortopedianacional.cl/index.php/product-category/protesis-2/protesis-transtibiales/. [Último acceso: Sábado 12 Setiembre 2020].

[25] «INSTRUMENTACION-UAN,» Viernes 13 Noviembre 2009. [En línea]. Available: http://instrumetacionuan.blogspot.com/2009/11/protesis-mas-utilizadas.html. [Último acceso: Sábado 12 Setiembre 2020].

[26] «Ortopedia Zulia,» [En línea]. Available: https://ortopediazulia.com/productos/protesis-ptb/. [Último acceso: Sábado 12 Setiembre 2020].

[27] «Válida SIN BARRERAS,» [En línea]. Available: https://es.validasinbarreras.com/blog/post/tipos-de-protesis-para-piernas-amputadas-y-sus-caracteristicas/. [Último acceso: Sábado 12 Setiembre 2020].

[28] [En línea]. Available: https://sites.google.com/site/dedgoyaetpmateriales/clasificacion-de-los-materiales-compuestos. [Último acceso: Viernes 11 Setiembre 2020].

[29] J. Á. P. Nieblas, «ELABORACIÓN DE MATERIALES COMPUESTOS A BASE DE FIBRAS ORGÁNICAS CON POSIBLES APLICACIONES AERONAÚTICAS,» Guanajuato, 2015.

[30] IIRSACERO, «Blog del Acero,» 2020. [En línea]. Available: http://blogdelacero.com/acero-1060/#:~:text=Acero%20al%20carb%C3%B3n%20que%20se,%2C%20ejes%2C%20flechas%2C%20cinceles.. [Último acceso: Domingo 01 Noviembre 2020].

[31] «MOTOREX,» [En línea]. Available: http://www.motorex.com.pe/blog/que-es-resina-poliester/. [Último acceso: Martes 10 Noviembre 2020].

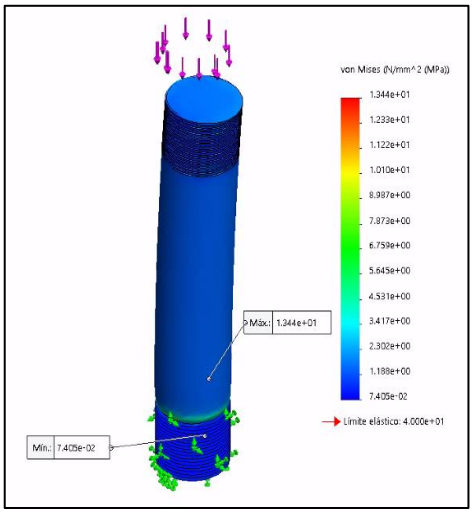
[32] J. Martín, «cerem,» 31 Agosto 2018. [En línea]. Available: https://www.cerem.pe/blog/innovacion-en-el-analisis-morfologico. [Último acceso: Miércoles 16 Setiembre 2020].

[33] A. A. V. Lazcano, «DISEÑO Y DESARROLLO DE UNA PRÓTESIS FLEX FOOT,» México D.F., 2009.

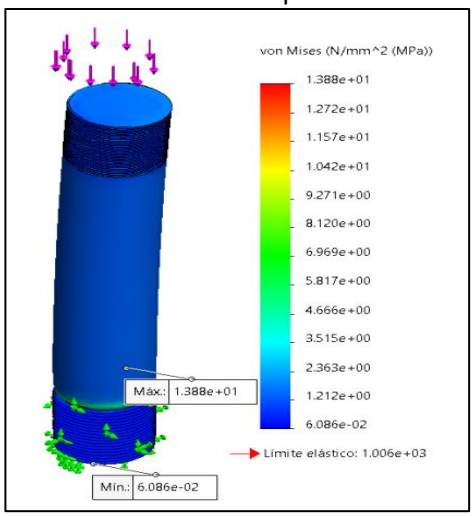
X. ANEXOS

Anexo 1: Comparación de esfuerzos de Von mises en el pilón

Resina Poliéster

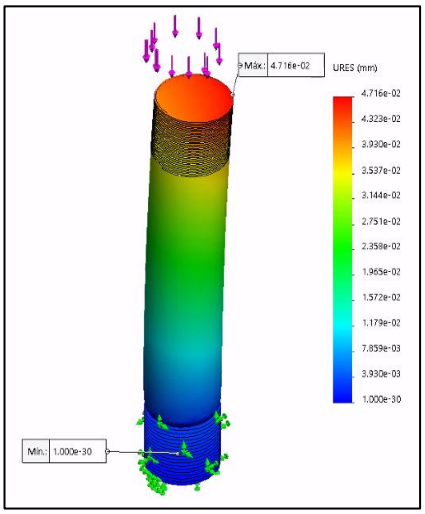


Material Compuesto

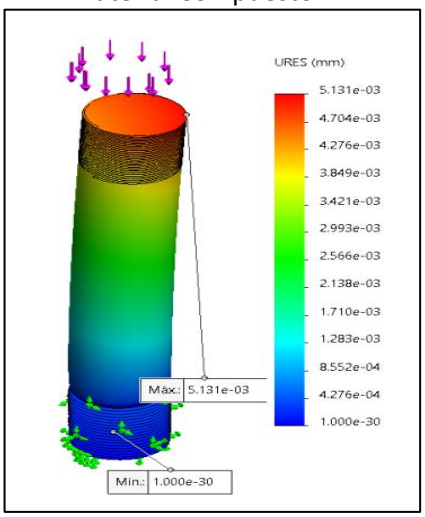


Anexo 2: Comparación de desplazamiento en el pilón

Resina Poliéster

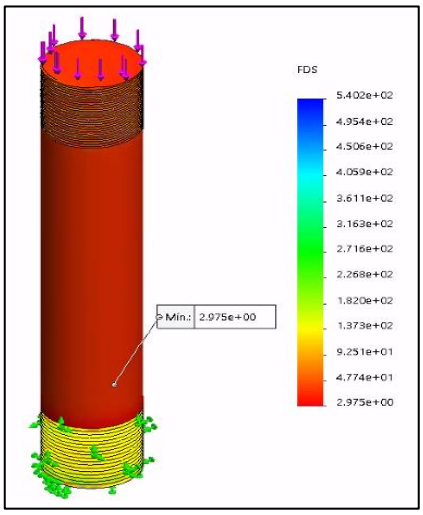


Material Compuesto

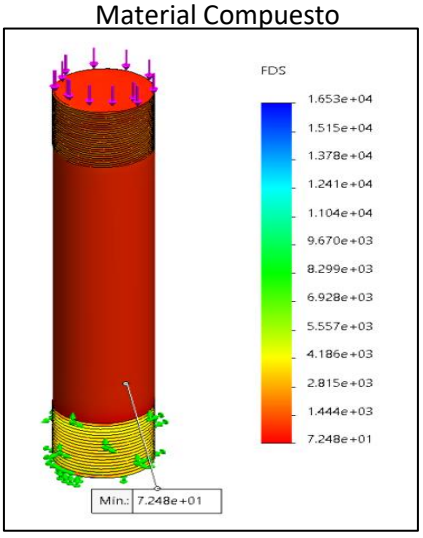


Anexo 3: Comparación del factor de seguridad para el pilón

Resina Poliéster

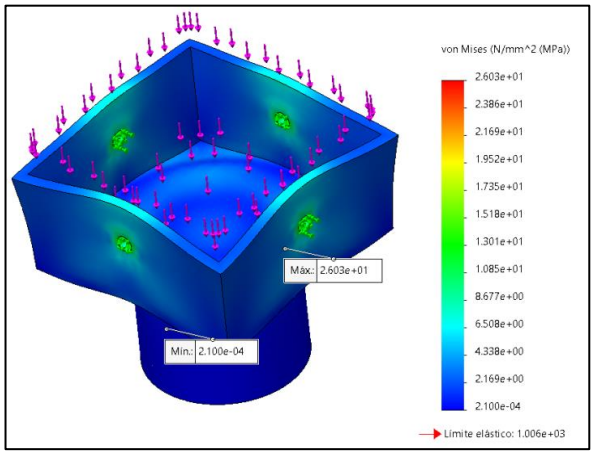


Material Compuesto

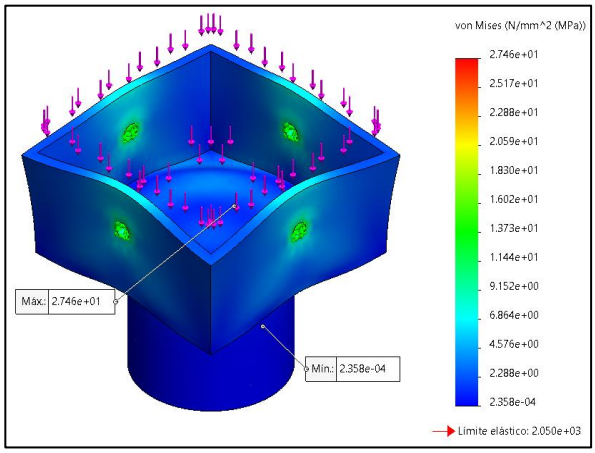


Anexo 4: Esfuerzos de Von Mises en el acople superior

Material Compuesto

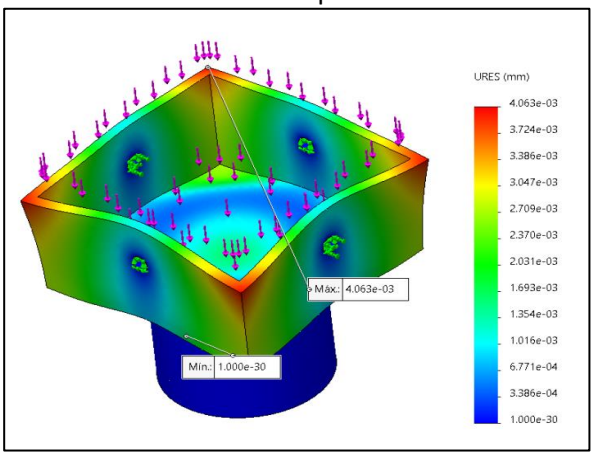


Fibra de Vidrio Tipo E

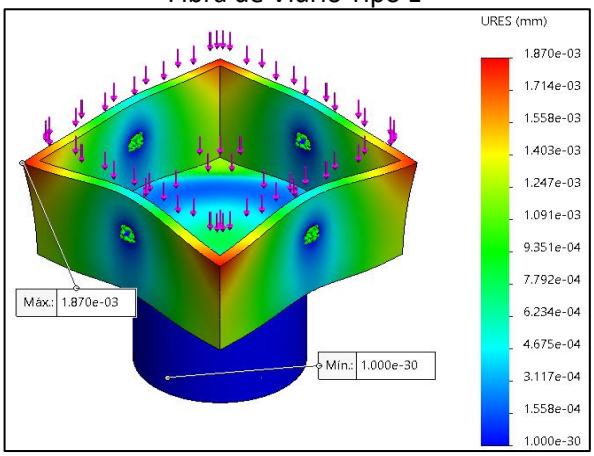


Anexo 5: Comparación de desplazamiento en el acople superior

Material Compuesto

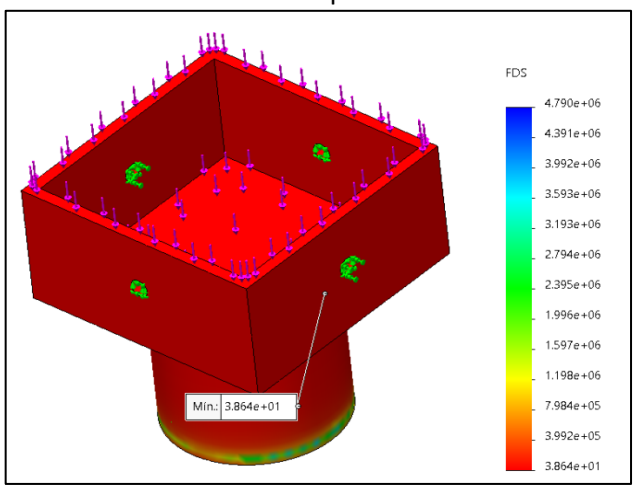


Fibra de Vidrio Tipo E

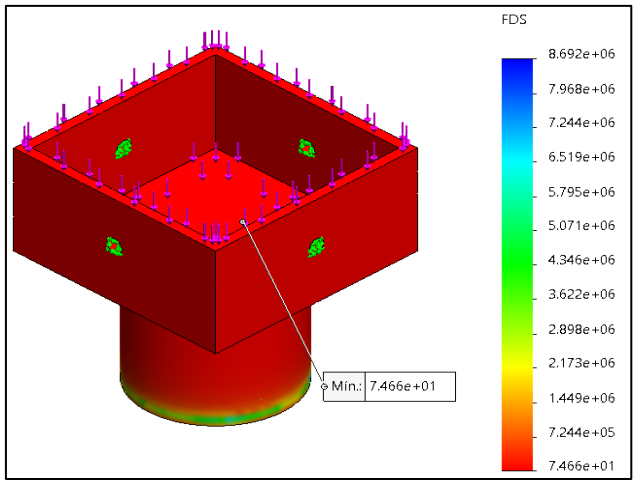


Anexo 6: Comparación del factor de seguridad para el acople superior

Material Compuesto

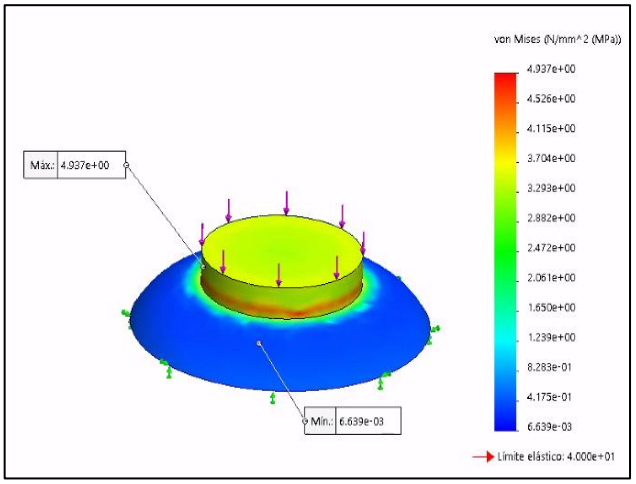


Fibra de Vidrio Tipo E

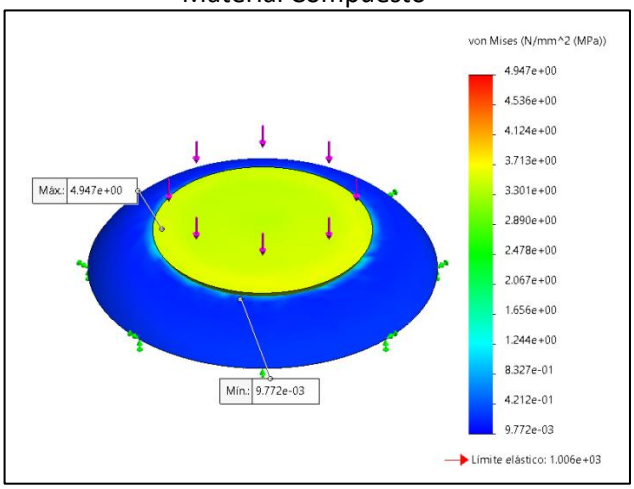


Anexo 7: Esfuerzo de Von Mises en el acople inferior

Resina Poliéster

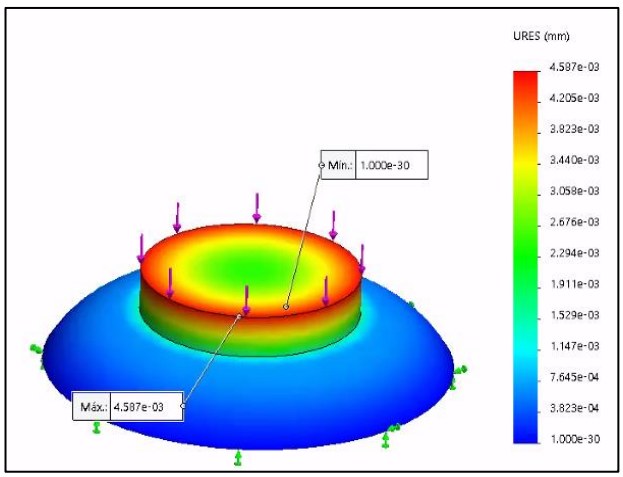


Material Compuesto

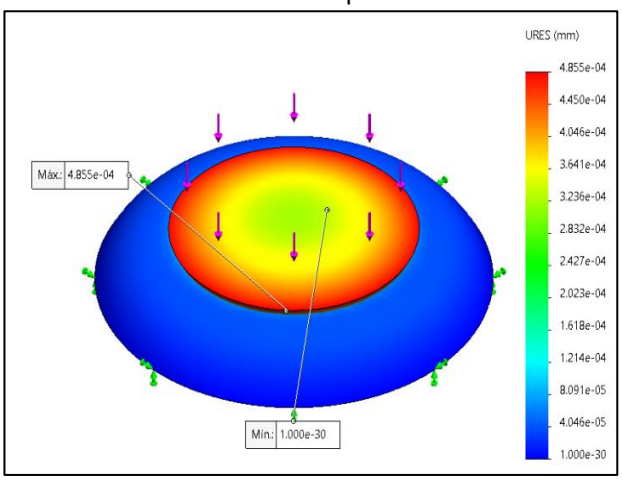


Anexo 8: Comparación de desplazamiento en el acople inferior

Resina Poliéster

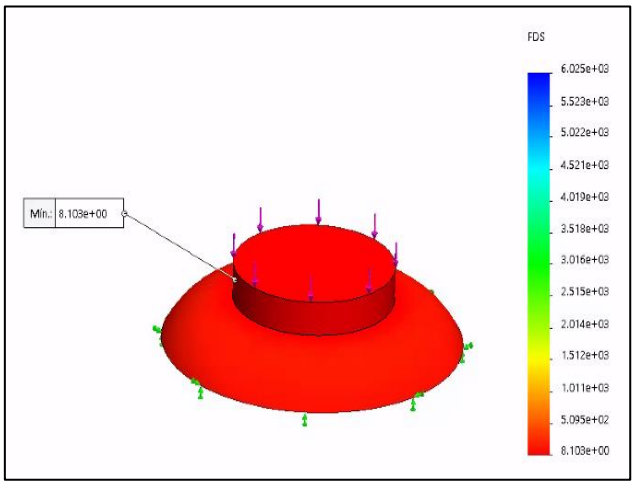


Material Compuesto

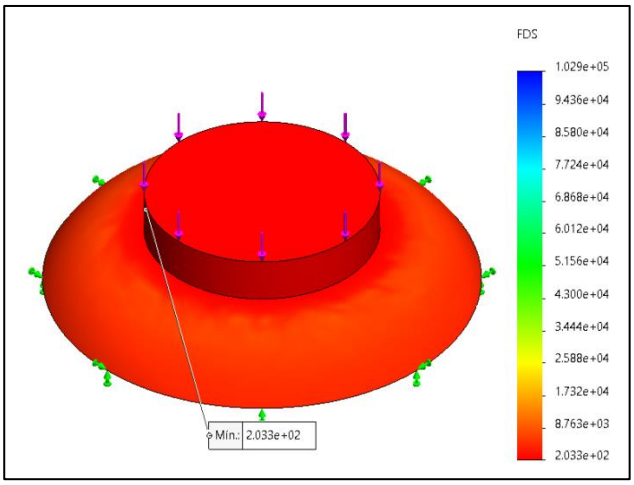


Anexo 9: Comparación del factor de seguridad para el acople inferior

Resina Poliéster

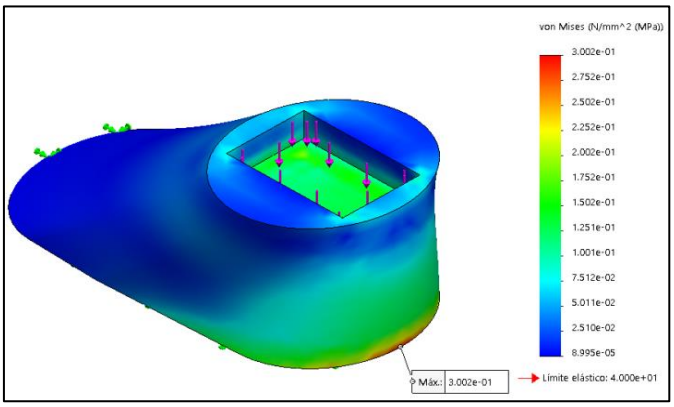


Material Compuesto

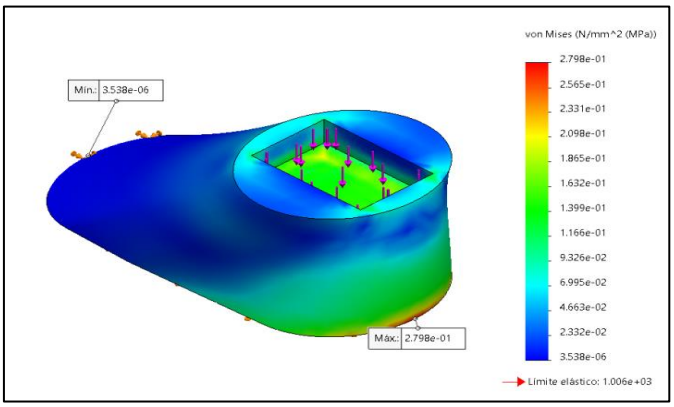


Anexo 10: Esfuerzo de Von Mises en el pie

Resina Poliéster

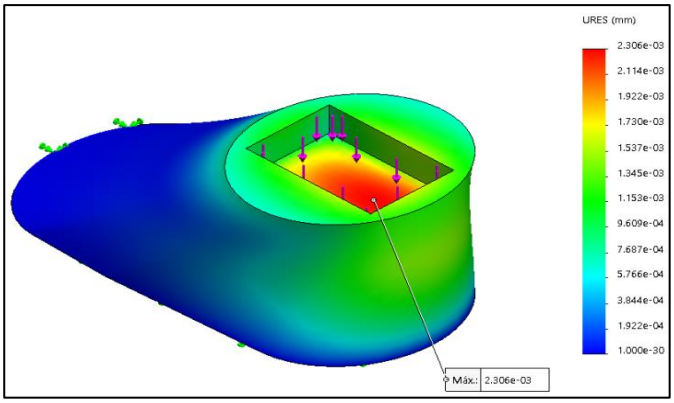


Material Compuesto

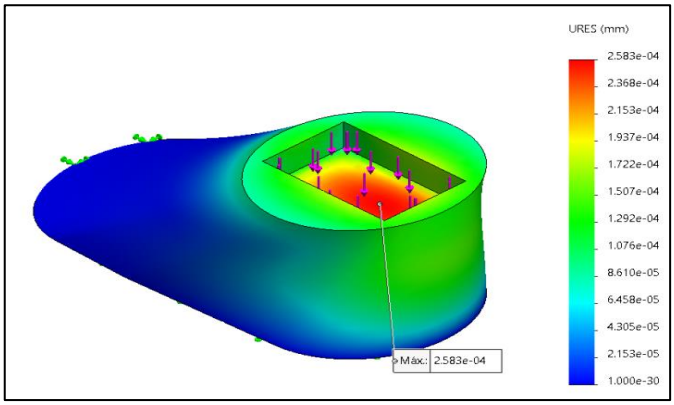


Anexo 11: Comparación de desplazamiento en el

Resina Poliéster

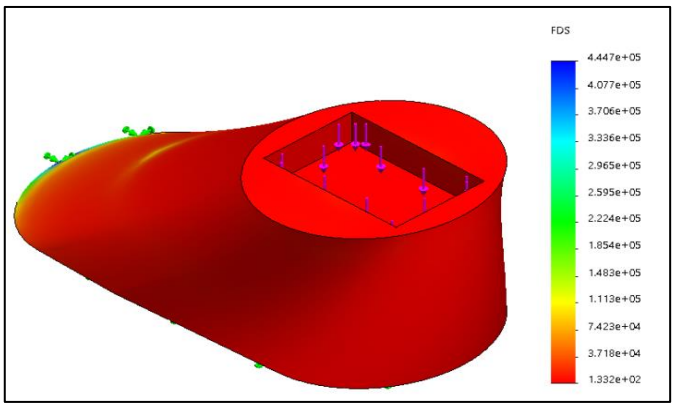


Material Compuesto

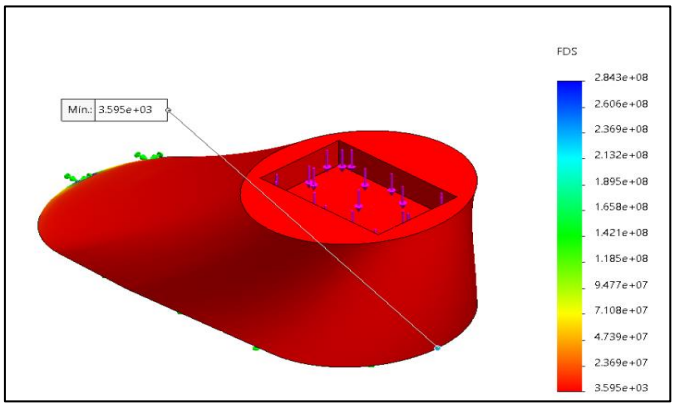


Anexo 12: Comparación del factor de seguridad para el pie

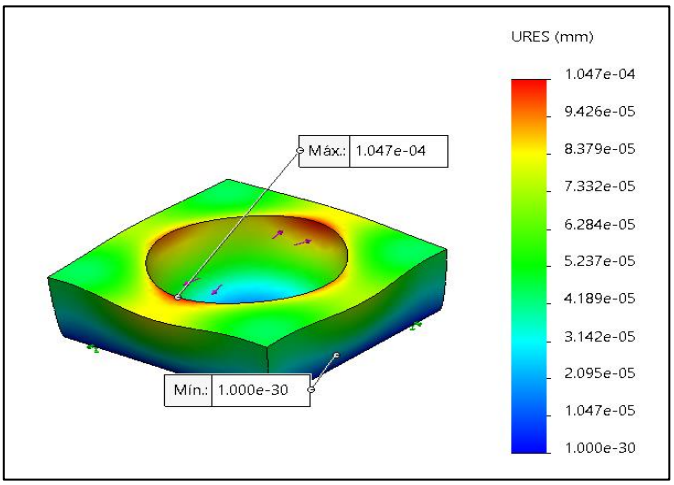
Resina Poliéster



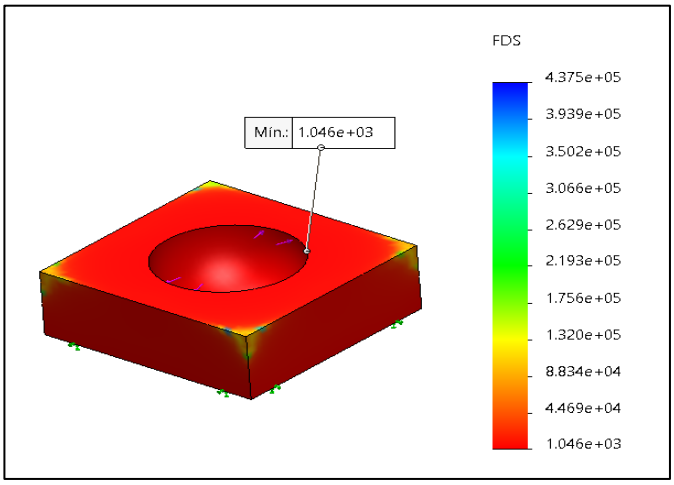
Material Compuesto



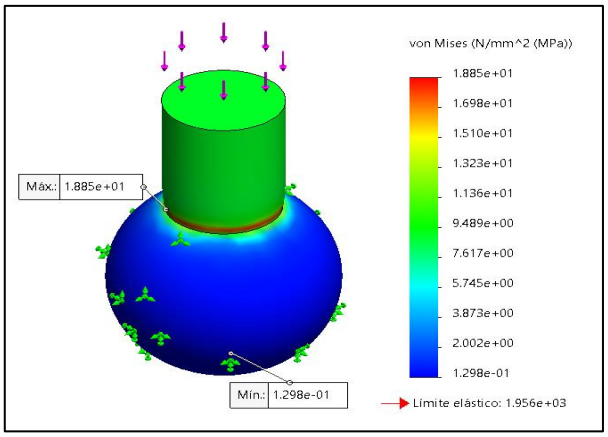
Anexo 13: Desplazamiento en el soporte de la articulación con material compuesto



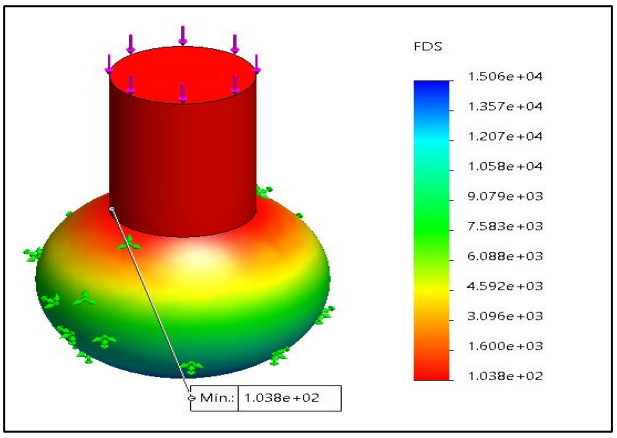
Anexo 14: Factor de seguridad al soporte de la articulación con material compuesto



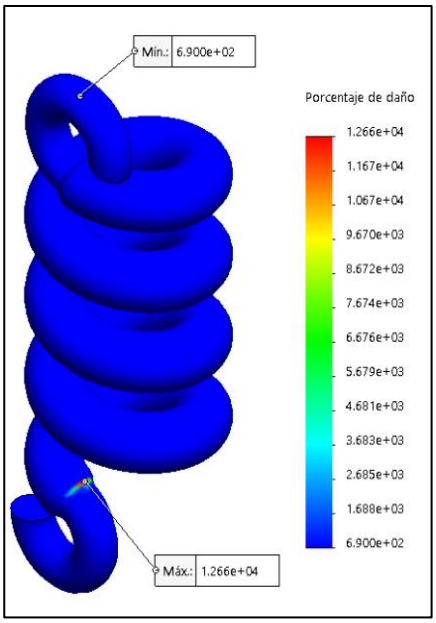
Anexo 15: Desplazamiento en la articulación con material compuesto

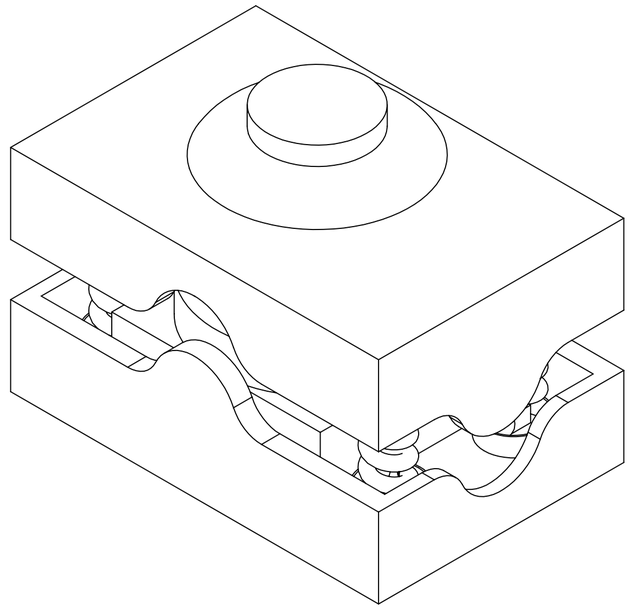


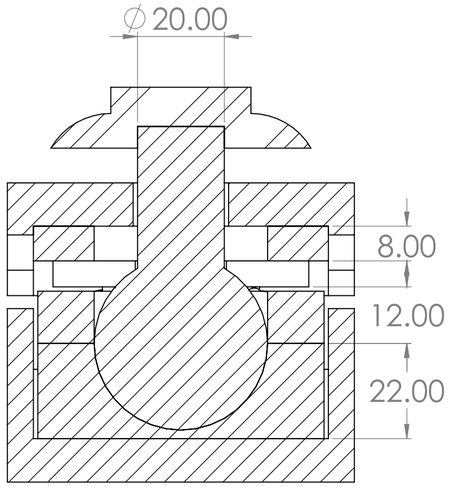
Anexo 16: Factor de seguridad en la articulación con material compuesto

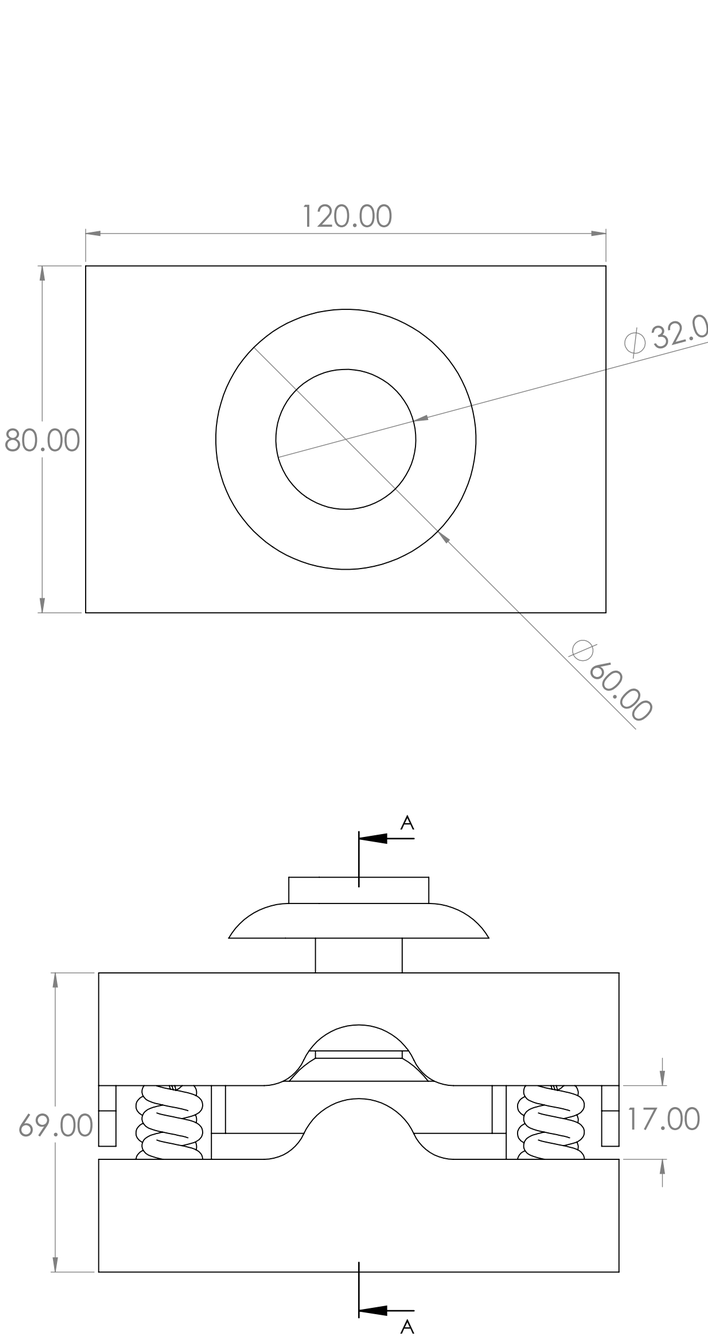


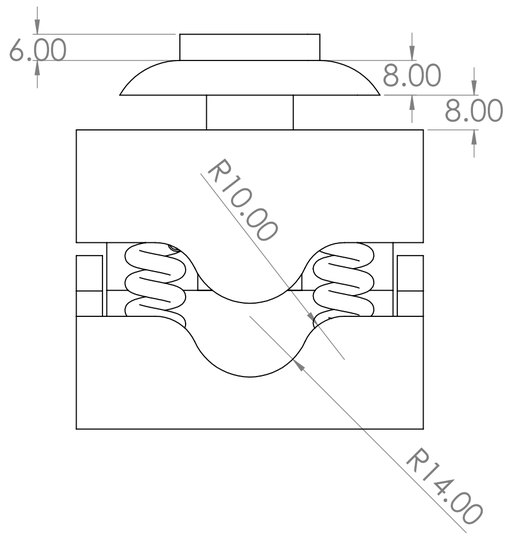
Anexo 13: Porcentaje de daño del resorte





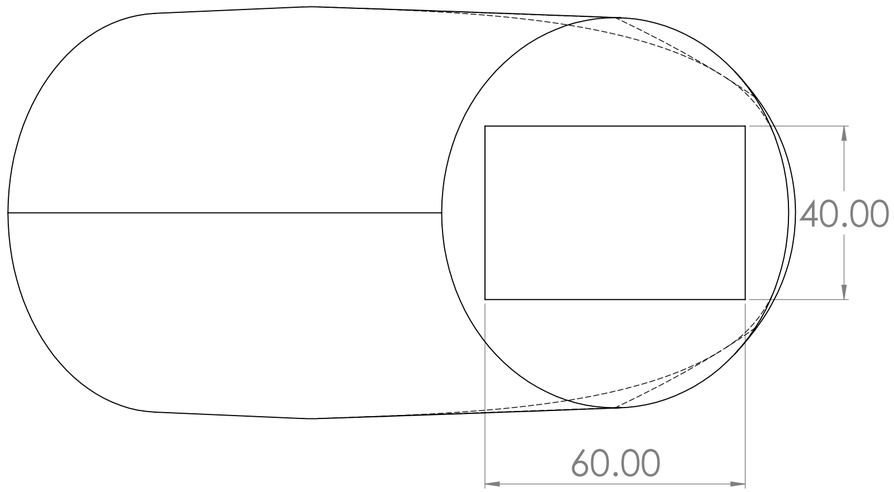


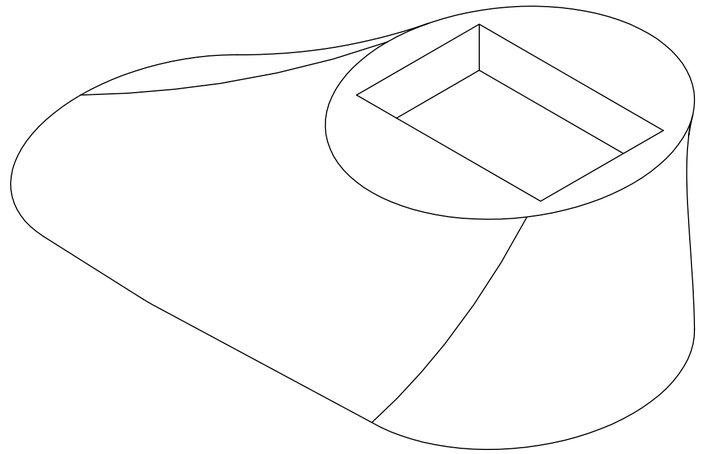


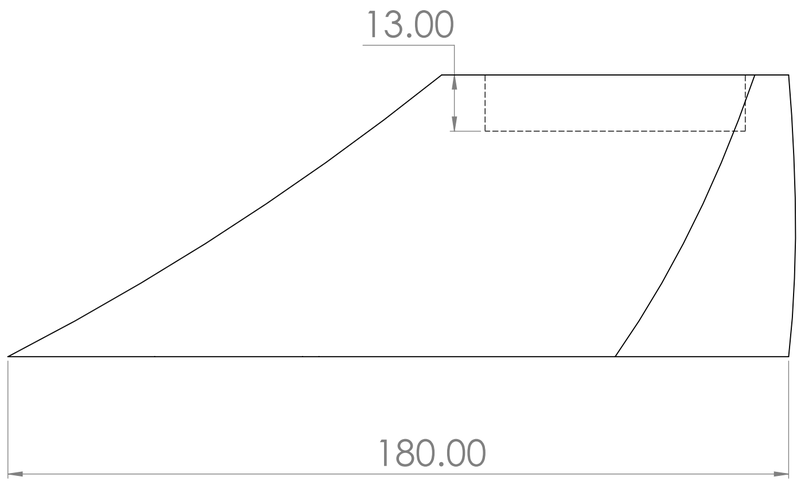


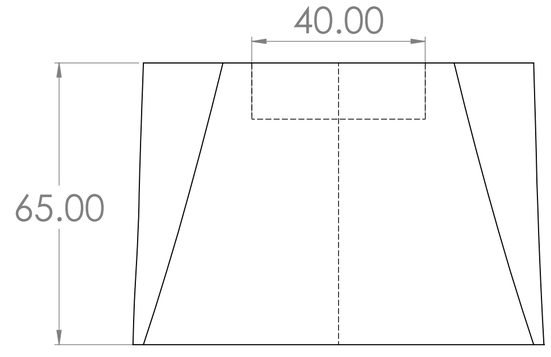
Universidad Católica Santo Toribio de Mogrovejo

MATERIAL: COMPUESTO	TÍTULO: Mecanismo del Tobillo		PLANO N°: 01
			HOJA N°: 01
			A2
Un. dim. mm	ESCALA: 2:1	DIBUJADO POR: Vásquez Aricoché, Fernando	Fecha: 25/06/21
			Unidades: mm



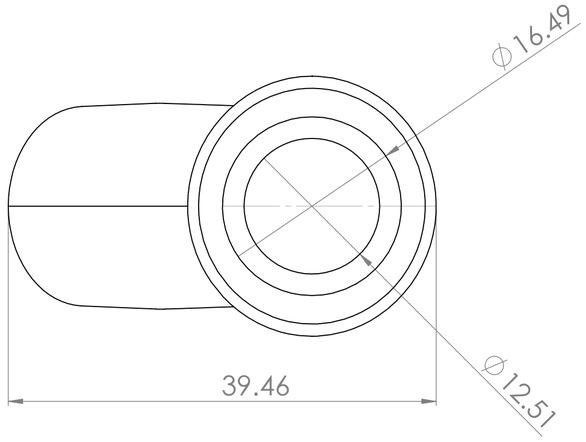


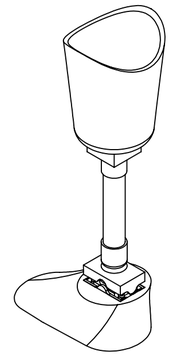


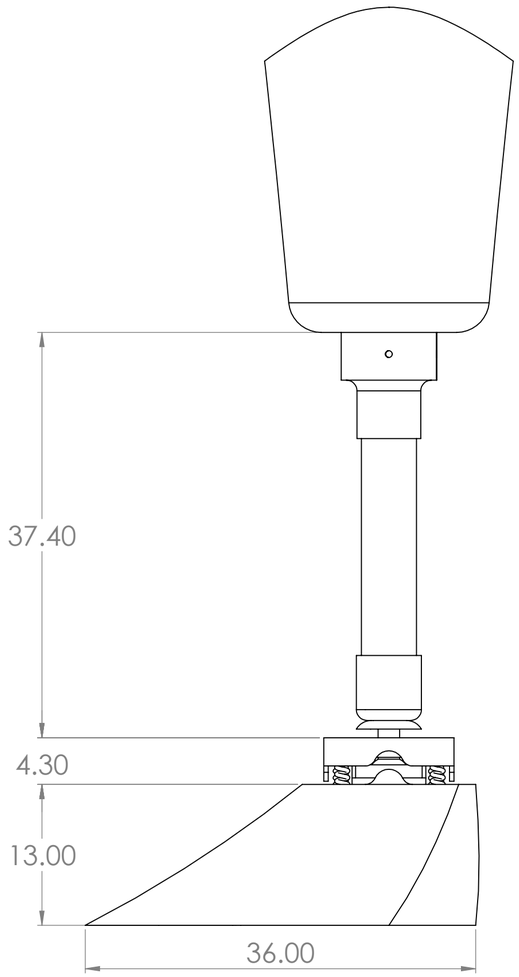


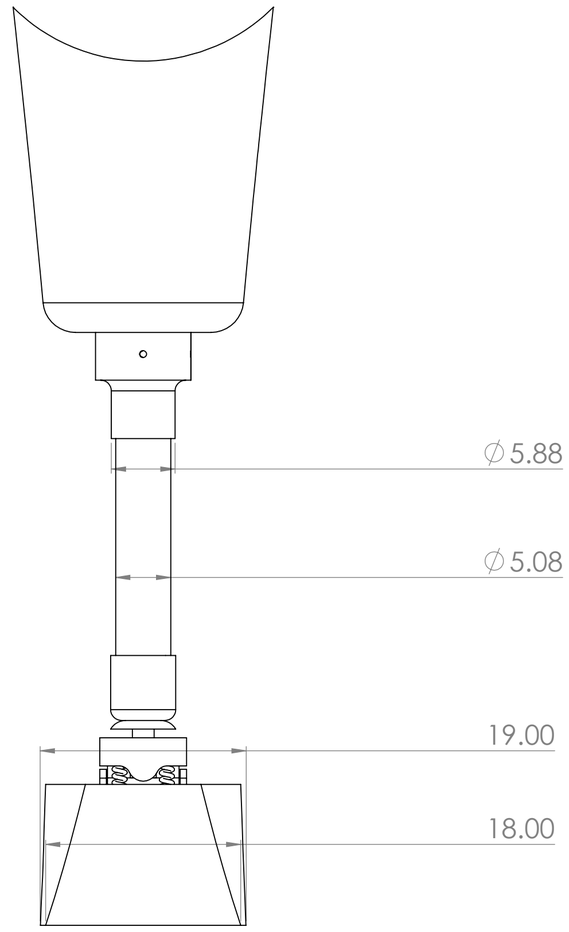
Universidad Católica
Santo Toribio de Mogrovejo

MATERIAL: COMPUESTO	TÍTULO: Pie		PLANO N°: 02
			HOJA N°: 02
			A2
Un. dim. mm	ESCALA: 1:1	DIBUJADO POR: Vásquez Aricoché, Fernando	Fecha: 25/06/21
			Unidades: mm



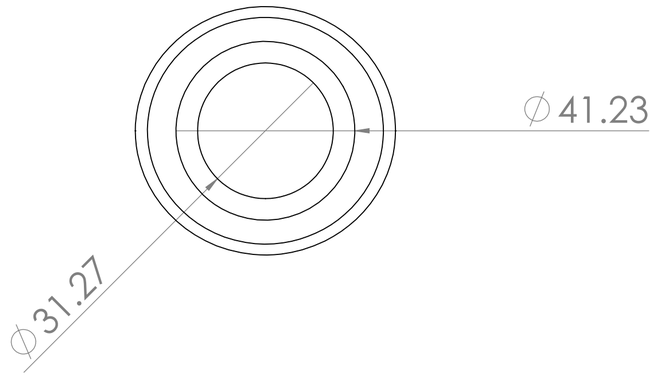


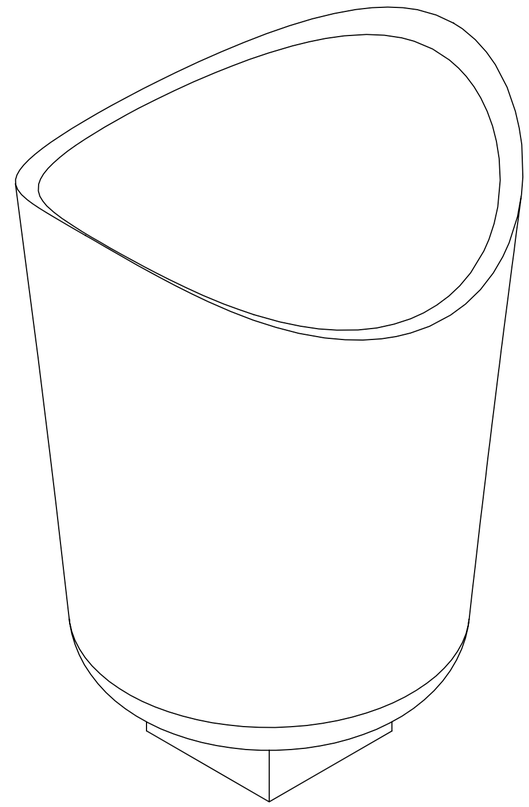




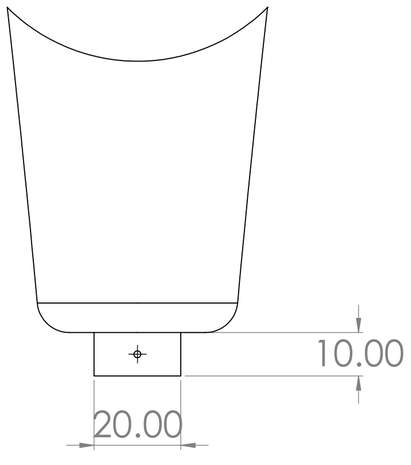
Universidad Católica Santo Toribio de Mogrovejo

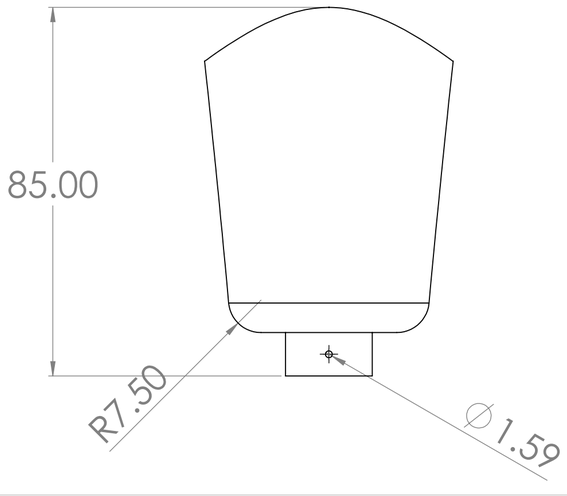
MATERIAL: COMPUESTO	TÍTULO: Ensamble		PLANO N°: 03
			HOJA N°: 03
			A2
Un. dim. mm	ESCALA: 1:5	DIBUJADO POR: Vásquez Aricoché, Fernando	Fecha: 25/06/21
			Unidades: mm





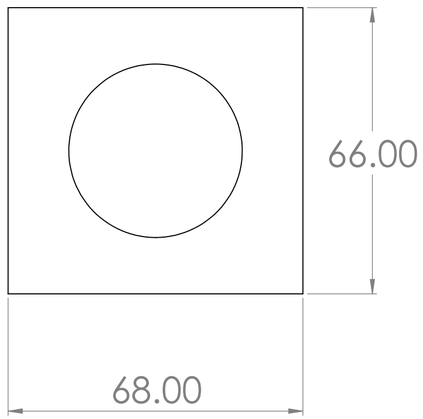
Escala 1:1

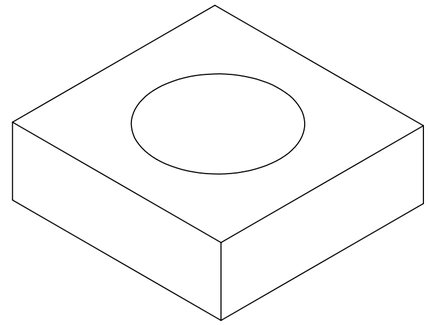


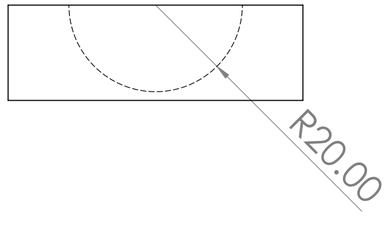


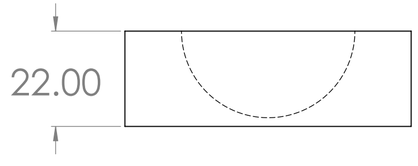
Universidad Católica
Santo Toribio de Mogrovejo

MATERIAL: COMPUESTO	TÍTULO: Socket		PLANO N°: 04
			HOJA N°: 04
			A2
Un. dim. mm	ESCALA: 1:2	DIBUJADO POR: Vásquez Aricoché, Fernando	Fecha: 25/06/21
			Unidades: mm









USAT
Universidad Católica
Santo Toribio de Mogrovejo

MATERIAL: COMPUESTO	TÍTULO: Soporte para la Articulación		PLANO N°: 05
			HOJA N°: 05
			A2
Un. dim. mm	ESCALA: 2:1	DIBUJADO POR: Vásquez Aricoché, Fernando	Fecha: 25/06/21
			Unidades: mm