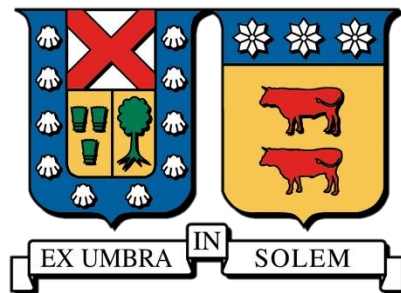


UNIVERSIDAD TÉCNICA FEDERICO SANTA MARÍA
DEPARTAMENTO DE INGENIERÍA MECÁNICA
SANTIAGO – CHILE



DISEÑO CONCEPTUAL DE ARTICULACIÓN DE
PIE Y TOBILLO PARA PRÓTESIS
TRANSFEMORAL DINÁMICA

Felipe Ignacio Yañez Alvarado
MEMORIA DE TITULACIÓN PARA OPTAR A TÍTULO DE INGENIERO CIVIL
MECÁNICO

Profesor Guía: Dr. Ing. Sheila Lascano Farak
Profesor Correferente: Ph. D. Joaquín Mura Mardones

Septiembre 2022

*Agradezco a todos mis seres queridos que me ayudaron a llegar donde estoy
A mi familia que me crio y me apoyó desde siempre
A mis amigos que me animaron cada día
A mis profesores que me guiaron y me dieron los conocimientos que he adquirido
Gracias*

Resumen

El presente trabajo de título tiene como objetivo el diseño de un prototipo de pie dinámico para una prótesis del tipo transfemoral, que permita al usuario realizar moderada actividad física. Esto se realiza con el fin de entregar al usuario de prueba un pie protésico más asequible que los del mercado, debido al elevado precio de este tipo de prótesis que no son fabricadas en nuestro país y deben ser traídas desde el extranjero.

Para lograr esta tarea se trabaja con el método de diseño propuesto por Morris Asimow, el cual es adaptado para este proyecto, definiendo la metodología para este trabajo, la cual comienza tomando las necesidades del usuario de prueba, para definir los requerimientos y atributos deseados del producto. Luego se reúne información en el benchmarking y la búsqueda de patentes, en donde se analizan distintos tipos de prótesis que existen en el mercado actual para aprender sobre sus componentes y funciones, con esta información se definen los sistemas del pie y se construye la carta morfológica, la cual se usa de guía para la generación de conceptos.

Luego de tener tres propuestas de solución se selecciona una de ellas, mediante la metodología de los pesos ponderados, y se procede a la siguiente etapa en la que se define la lista de piezas que conformarán el prototipo, y además se selecciona el material para fabricar las piezas a diseñar y se definen las piezas comerciales que se utilizarán. Finalmente, las partes que conforman el sistema son modeladas en el software Fusion 360 desde el cual se generan los documentos necesarios para la fabricación del prototipo.

El prototipo diseñado cumple con los cálculos teóricos realizados, los que aseguran que debería ser capaz de soportar los requerimientos definidos, y los atributos deseados por el usuario, pero se recomienda realizar simulaciones en distintos puntos críticos del sistema y si es posible construir el prototipo y realizar pruebas para verificar que aspectos del prototipo es necesario corregir o mejorar. Si bien no es posible fabricar el pie diseñado únicamente mediante impresión 3D, los moldes en los que construirán las placas que forman el pie pueden ser impresos en 3D para abaratar los costos de fabricación.

Abstract

The main objective of this work is to design a dynamic foot prototype for a transfemoral prosthesis, which allows the user to perform moderate physical activities. This is done in order to provide the test user with a prosthetic foot more affordable than those on the market, due to the high commercial value of this type of prosthesis that is not manufactured in our country and must be brought from abroad.

To achieve this task, we work with the design method proposed by Morris Asimow, which is adapted for this project. The methodology developed for this work begins by taking the needs of the test user, to define the requirements and desired attributes of the product. The information is gathered in the benchmarking and patent search, where different types of prostheses that exist in the current market are analyzed to learn about their components and functions, with this information the foot systems are defined and the morphological chart is built, which is used as a guide for the generation of concepts.

After having three proposed solutions, one is selected using the weighted weights methodology, concept N°3 is selected and we proceed to the next stage in which the list of parts that will form the prototype is defined, the material to manufacture the parts to be designed is selected and the commercial parts to be used are also selected. Finally, the parts that make up the system are modeled in the Fusion 360 software from which the necessary documents for manufacturing of the prototype are generated.

The designed prototype complies with the theoretical calculations performed, which ensure that it should be able to support the defined requirements and attributes desired by the user. However, it is recommended to perform simulations at different critical points of the system and if possible build the prototype and perform tests to verify which aspects of the prototype need to be corrected or improved. Although it is not possible to manufacture the designed foot solely by 3D printing, the molds in which the plates that form the foot will be built can be 3D printed to reduce manufacturing costs.

Contenido

1.	Introducción.....	1
1.1.	Motivación.....	1
1.2.	Objetivos.....	2
2.	Estado del arte.....	3
2.1.	Antecedentes.....	3
2.2.	Actualidad.....	6
3.	Marco teórico.....	8
3.1.	Planos del cuerpo y pie humano.....	8
3.1.1.	Planos del cuerpo humano.....	8
3.1.2.	Anatomía del pie humano.....	9
3.1.3.	Movimientos del pie humano.....	10
3.2.	Ciclo de la marcha y métodos de estudio.....	11
3.2.1.	Ciclo de la marcha.....	11
3.2.2.	Método cinético.....	12
3.2.3.	Método cinemático.....	14
3.3.	Tipos de prótesis de pie.....	16
3.3.1.	Pies no articulados SACH.....	16
3.3.2.	Pies dinámicos ESAR.....	16
3.3.3.	Pies articulados.....	17
3.4.	Materiales empleados en la fabricación de prótesis de pie.....	18
3.4.1.	Acero inoxidable.....	18

3.4.2.	Ácido poliláctico (PLA).....	19
3.4.3.	Acrilonitrilo Butadieno Estireno (ABS).....	19
3.4.4.	Fibra de carbono	20
3.4.5.	Poliéster de glicol (PETG).....	20
3.4.6.	Poliuretano termoplástico (TPU)	21
3.4.7.	Titanio	22
3.5.	Fabricación de piezas con fibra de carbono	22
3.5.1.	Laminación en húmedo	23
3.5.2.	Laminación pre- impregnada.....	23
3.5.3.	Moldeo por transferencia de resina (RTM)	24
3.6.	Impresión 3D.....	24
3.7.	Métodos de Impresión 3D.....	25
3.7.1.	Impresión por inyección.....	25
3.7.2.	Modelado por deposición fundida (FDM).....	25
3.7.3.	Estereolitografía (SLA).....	26
3.7.4.	Fotopolimerización por luz ultravioleta (SGC)	26
3.7.5.	Fotopolimerización por absorción de fotones (SLS).....	26
4.	Metodología.....	27
4.1.	Definición del problema	29
4.2.	Análisis funcional	30
4.3.	Recolección de información.....	30
4.4.	Generación de conceptos	31

4.5.	Selección de concepto.....	31
4.6.	Diseño de configuración	31
5.	Diseño conceptual.....	33
5.1.	Definición del problema	33
5.1.1.	Necesidades del usuario	33
5.1.2.	Lista de atributos del producto y clasificación	34
5.1.3.	Requerimientos del producto.....	37
5.2.	Análisis funcional.....	38
5.2.1.	Árbol de funciones.....	38
5.2.2.	Diagrama de caja negra.....	39
5.2.3.	Diagrama de caja transparente.....	40
5.3.	Recolección de información.....	41
5.3.1.	Benchmarking.....	41
5.3.2.	Patentes	43
5.4.	Generación de conceptos	45
5.4.1.	Carta morfológica	45
5.5.	Conceptos.....	47
5.5.1.	Primer concepto.....	47
5.5.2.	Segundo concepto	48
5.5.3.	Tercer concepto	48
5.6.	Selección de concepto.....	49
6.	Diseño de configuración.....	51
6.1.	Lista de piezas.....	51

6.2.	Selección de piezas comerciales.....	52
6.2.1.	Tornillos	52
6.2.2.	Tuercas.....	53
6.2.3.	Arandelas.....	53
6.3.	Selección de materiales.....	53
6.3.1.	Placa talón y empeine.....	54
6.3.2.	Placa base	55
6.3.3.	Adaptador piramidal	56
6.3.4.	Cuñas.....	56
6.4.	Memoria de cálculo	57
6.4.1.	Placa talón	57
6.4.2.	Placa empeine	60
6.4.3.	Tornillos del adaptador piramidal	62
6.4.4.	Tornillos de la placa base	64
6.4.5.	Deflexión de la placa base.....	66
6.5.	Modelo 3D	68
6.6.	Documentos para la fabricación del prototipo.....	69
6.6.1.	Planos de fabricación del adaptador piramidal y placas de fibra de carbono	69
6.6.2.	Archivos STL para cuñas y placas.....	69
6.6.3.	Plano explosionado del conjunto.	70
7.	Conclusiones.....	71
8.	Bibliografía.....	73

9. Anexo	77
A. Escala de relativa importancia de Saaty.....	77
B. Propiedades de materiales seleccionados.....	78
C. Información sobre tornillos	82
D. Imágenes del conjunto armado.....	84
E. Fabricación de fibra de carbono	85

Índice de Figuras

Figura 2.1 Prótesis de pierna hecha de madera y bronce [1].	3
Figura 2.2 Prótesis de pie pulgar fabricada con cuero y madera [1].	4
Figura 2.3 Prótesis de pierna fabricada con madera [1].	4
Figura 2.4 Pierna de Anglesey [1].	5
Figura 2.5 Extremidad Hagner. Fuente Pare and prosthetics.	6
Figura 2.6 Prótesis de pierna inteligente desarrollada en el MIT [5].	6
Figura 2.7 Pierna inteligente C-leg.	7
Figura 3.1 Planos anatómicos [6].	8
Figura 3.2 Corte sagital del pie derecho [7].	9
Figura 3.3 Movimientos del pie humano [7].	11
Figura 3.4 Etapas del ciclo de la marcha.	11
Figura 3.5 Fuerza del vector reacción del piso durante el ciclo de la marcha.	13
Figura 3.6 Registro de la marcha en el plano sagital.	15
Figura 3.7 Pie no articulado tipo SACH.	16
Figura 3.8 Pie dinámico o acumulador de energía.	17
Figura 3.9 Pies articulados de eje simple y de multieje [12].	18
Figura 3.10 Pie protésico impreso en PLA [14].	19
Figura 3.11 Tela de fibra de carbono vista con acercamiento [15].	20
Figura 3.12 Pieza impresa en PETG [16].	21
Figura 3.13 Lata de resina epoxi [19].	22
Figura 3.14 Proceso de fabricación por el método de laminado húmedo [20].	23
Figura 3.15 Proceso de fabricación utilizando fibra pre impregnada con resina.	24
Figura 3.16 Proceso de fabricación por el método de transferencia de resina.	24

Figura 4.1	Proceso de diseño propuesto por Morris Asimow. Fuente: Diseño: Estrategia y táctica [22].	28
Figura 4.2	Morfología de diseño de la etapa primaria de Morris Asimow [22].	29
Figura 5.1	Árbol de funciones y subfunciones del pie protésico.	39
Figura 5.2	Diagrama de caja negra.	40
Figura 5.3	Diagrama de caja transparente.	41
Figura 5.4	Base dividida en dos secciones.	45
Figura 5.5	Primer concepto de prótesis de pie.	47
Figura 5.6	Segundo concepto de prótesis de pie.	48
Figura 5.7	Tercer concepto de prótesis de pie.	49
Figura 6.1	Explosionado de las piezas que forman el prototipo de pie dinámico.	51
Figura 6.2	Tornillos de acero inoxidable 304.	52
Figura 6.3	Tuercas de acero inoxidable DIN 934.	53
Figura 6.4	Materiales entregados por el software para la selección de fibra de carbono.	54
Figura 6.5	Propiedades mecánicas de la fibra de carbono seleccionada para el talón y empeine....	55
Figura 6.6	Propiedades mecánicas de la fibra de carbono seleccionada para la base.	56
Figura 6.7	Diagrama de cuerpo libre de la placa talón.	58
Figura 6.8	Diagrama de cuerpo libre de la placa talón.	60
Figura 6.9	Diagrama de cuerpo libre de los tornillos del adaptador piramidal.	62
Figura 6.10	Diagrama de cuerpo libre de los tornillos del adaptador piramidal.	64
Figura 6.11	Diagrama de cuerpo libre de la placa base.	66
Figura 6.12	Modelo 3D ensamblado en el software Fusion 360.	68
Figura 6.13	Plano de fabricación del Adaptador piramidal.	69
Figura 6.14	Molde para la fabricación de la Placa talón.	70
Figura 6.15	Plano explosionado del pie protésico para su ensamble.	70
Figura 0.1	Propiedades mecánicas del Titanio grado 5 obtenidas del software CES Edupack 2019.	78

Figura 0.2 Propiedades mecánicas del ABS obtenidas del software CES Edupack 2019.....	79
Figura 0.3 Propiedades mecánicas del TPU obtenidas del software CES Edupack 2019.	80
Figura 0.4 Propiedades mecánicas del PETG obtenidas del software CES Edupack 2019.....	81
Figura 0.5 Diámetro nominal y ´paso para tornillos de serie de paso grueso y fino.	82
Figura 0.6 Propiedades mecánicas de tornillos métricos.....	83
Figura 0.7 Resistencia a la fatiga de tornillos ISO y SAE.....	83
Figura 0.8 Vista lateral del conjunto armado en Fusion 360.	84
Figura 0.9 Vista superior del conjunto armado en Fusion 360.	85
Figura 0.10 Vista frontal del conjunto armado en Fusion 360.	85
Figura 0.11 Proceso de hilado para la fabricación de fibra de carbono. Fuente: Kit Fibra de carbono. 86	
Figura 0.12 Tela de fibra de carbono lista para su uso. Fuente: Kit fibra de carbono.....	87

Índice de Tablas

Tabla 3.1 Fuerza de reacción del suelo durante el ciclo de la marcha.	14
Tabla 5.1 Clasificación de atributos y limitaciones.	35
Tabla 5.2 Atributos y limitaciones ordenados jerárquicamente.....	36
Tabla 5.3 Requerimientos cuantitativos y cualitativos del producto.....	37
Tabla 5.4 Benchmarking enfocado en pies dinámicos.	42
Tabla 5.5 Patentes revisadas y su descripción.	43
Tabla 5.6 Carta morfológica.....	46
Tabla 5.7 Tabla de pesos ponderados para la selección de concepto.....	50
Tabla 10.1 Valores en la escala de relativa importancia y su descripción.	77
Tabla 10.2 Calculo de pesos ponderados para las clasificaciones de atributos.	78

Capítulo 1

Introducción

1.1. Motivación

Uno de los principales problemas a los que se ven enfrentados los pacientes que han sufrido la amputación de un miembro inferior es la pérdida de movilidad, que puede afectarlos en gran medida, impactando en su estilo y calidad de vida, ya que esto reduce sus capacidades para realizar actividades de la vida diaria, siendo esto mucho más grave para personas que normalmente realizan actividad física moderada, como trotar y algunos deportes. Una de las soluciones existentes para devolver la movilidad de estos pacientes es el uso de una prótesis dinámica, que permite realizar actividades físicas más demandantes, como caminatas rápidas o trotes y algunas hasta correr y competir. Sin embargo, su elevado precio de adquisición limita el uso de las prótesis de este tipo.

El objetivo de este trabajo de título es diseñar un prototipo pie protésico dinámico que permita a un usuario de prueba, el cual ha sufrido la amputación de su pierna izquierda desde sobre la rodilla, lo cual es clasificado como amputación transfemoral recuperar la movilidad y realizar las actividades físicas que el desee. Si bien la prótesis necesaria para cumplir esta tarea es una del tipo transfemoral, en el presente trabajo de título se enfocara en el pie que conformaría dicha prótesis ya que el sistema corresponde a un trabajo en conjunto de varios estudiantes.

1.2. Objetivos

♦ Objetivo Principal

El objetivo de este trabajo de título es diseñar un prototipo pie protésico dinámico que permita al usuario realizar actividad física moderada, cumpliendo criterios ergonómicos, estéticos y a un precio asequible.

♦ Objetivos Específicos

- Estudiar la anatomía del pie humano y el estado de arte de las prótesis de pie.
- Establecer los requerimientos considerando las necesidades del usuario y demandas técnicas del producto.
- Diseñar los componentes necesarios mediante el uso de herramientas de modelamiento computacionales.
- Seleccionar materiales que permitan acumular y liberar energía durante la marcha y actividades físicas moderadas, teniendo en cuenta factores ergonómicos y estéticos.
- Elaborar la documentación necesaria para la fabricación del prototipo del pie diseñado mediante técnicas de impresión 3D.

Capítulo 2

Estado del arte

2.1. Antecedentes

Las prótesis han estado presente en la historia de la humanidad desde hace mucho tiempo, con el pasar de los años los humanos han ido agregado las nuevas tecnologías que han descubierto para mejorarlas y cada vez hacerlas mas parecidas tanto funcional como estéticamente a un miembro real. Uno de los primeros usos de estos sistemas fue encontrado en un guerrero persa llamado Hegesistratus [1] , los registros dicen que en el año 484 A.C. al ser capturado y encadenado por el enemigo se cortó una pierna y la reemplazó por una hecha de madera cubierta por una placa de bronce como se ve en la Figura 2.1.



Figura 2.1 Prótesis de pierna hecha de madera y bronce [1].

No obstante hay evidencia que demuestra que la primera prótesis es originaria de Egipto, según los arqueólogos entre los años 1700 y 1800 A.C aproximadamente. La momia que se exhibe en el museo de El Cairo es un sacerdote de Amón quien se amputo el dedo gordo del pie derecho y lo reemplazó con un dedo artificial fabricado con cuero y madera.



Figura 2.2 Prótesis de pie pulgar fabricada con cuero y madera [1].

Durante la edad media, se hizo más común el uso de prótesis debido a que permitían ocultar deformidades o beneficiaban al usuario en las batallas, no había muchas alternativas disponibles aparte de las manos de gancho y patas de palo. Estas últimas (Figura 2.3), eran el reemplazo de una muleta donde se modificaba las tazas de madera y se rellenaban con cuero para hacerla más cómoda y resistente.



Figura 2.3 Prótesis de pierna fabricada con madera [1].

En el siglo XVI, el descubrimiento de la anestesia y los avances de Ambrosio Paré quien fue nombrado padre de la cirugía de amputación y del diseño protésico, ayudaron en la realización de procedimientos modernos para salvar vidas de mercenarios o militares que participaban en las diversas guerras de la época [2]. Ambrosio escribió varios libros y diseñó una forma de sustituir miembros que perdían su funcionalidad por unos sistemas que eran extremidades artificiales, que fueron llamados “prótesis”, estas se fabricaban con materiales como metal, madera y cuero [3] . En 1800 James Putts fabricó la primera prótesis transfemoral para el primer marqués de Anglesey, Henry William, dicha prótesis estaba formada por una caña de madera que iba desde la rodilla hasta el tobillo y una articulación de rodilla en acero, se conoce como la “Pierna Anglesey” (Figura 2.4), también llamada “pierna de corcho”, esta realizaba su movimiento con cuerdas que se ajustaban al pie articulado lo que ocasionaba un ruido al momento de la flexión plantar ya que chocaban las partes de madera. Esta pierna artificial se llevó a Estados Unidos en 1839 para su estudiar su diseño, donde se le nombró “Pierna Felpo”.



Figura 2.4 Pierna de Anglesey [1].

Cada vez existían más amputados durante los años 1843-1912, lo que llevo a James Wagner a patentar una nueva prótesis elaborada con la madera usada en los barriles, se llamó “extremidad Wagner” la cual tenía un tobillo y rodilla articulada por cuerdas como se puede observar en la Figura 2.5. Después de la segunda guerra mundial, el gobierno de los EE. UU, al ver la inconformidad de los veteranos, se emprendió un nuevo camino en el desarrollo y producción de las prótesis.

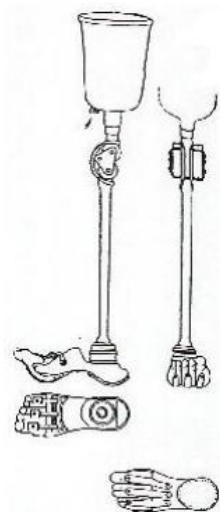


Figura 2.5 Extremidad Hagner. Fuente Pare and prosthetics.

2.2. Actualidad

Con la aparición y avance tecnológico de los microprocesadores, los chips informáticos entre otros desarrollos que han promovido el avance de la robótica y su implementación en las prótesis actuales. Las prótesis más avanzadas de miembro inferior que se tienen actualmente, son llamadas “Power Foot One” (Figura 2.6) han sido desarrolladas (principalmente) por Hugh Herr [4] y un grupo de investigación del Instituto Tecnológico de Massachusetts (MIT).



Figura 2.6 Prótesis de pierna inteligente desarrollada en el MIT [5].

Las compañías más representativas en el desarrollo de prótesis son *College Park*, *Ottobock* y *Ossur*, las cuales emplean diversos sistemas de operación desde sistemas hidráulicos hasta las biónicas que garantizan un mejor control del movimiento. Con los avances tecnológicos en la electrónica, se busca en las prótesis no solo una buena funcionalidad sino que cumplan con ciertos parámetros para facilitar la integración a la vida cotidiana, entre estas funciones se tiene aumentar el movimiento articular del miembro inferior, reducir el peso en lo posible para tener un control del gasto energético del usuario y aumentar la conformidad de este.

Entre los avances comerciales más importantes se encuentra la prótesis diseñada por *Ottobock* conocida como “*C-leg*” (Figura 2.7) la cual es una rodilla hidráulica que controla la fase de apoyo y le da un impulso al usuario al momento del despegue para subir y bajar escaleras y además posee sensores electrónicos para saber qué velocidad y que fuerza aplicar según el terreno.



Figura 2.7 Pierna inteligente C-leg.

Capítulo 3

Marco teórico

3.1. Planos del cuerpo y pie humano

3.1.1. Planos del cuerpo humano

Para estudiar mejor los órganos internos del cuerpo humano, éste se divide en diferentes planos longitudinales (Figura 3.1), los cuales son perpendiculares entre sí, estos planos son el Plano medio (sagital medio), Plano frontal (coronal) y Plano transversal [6].

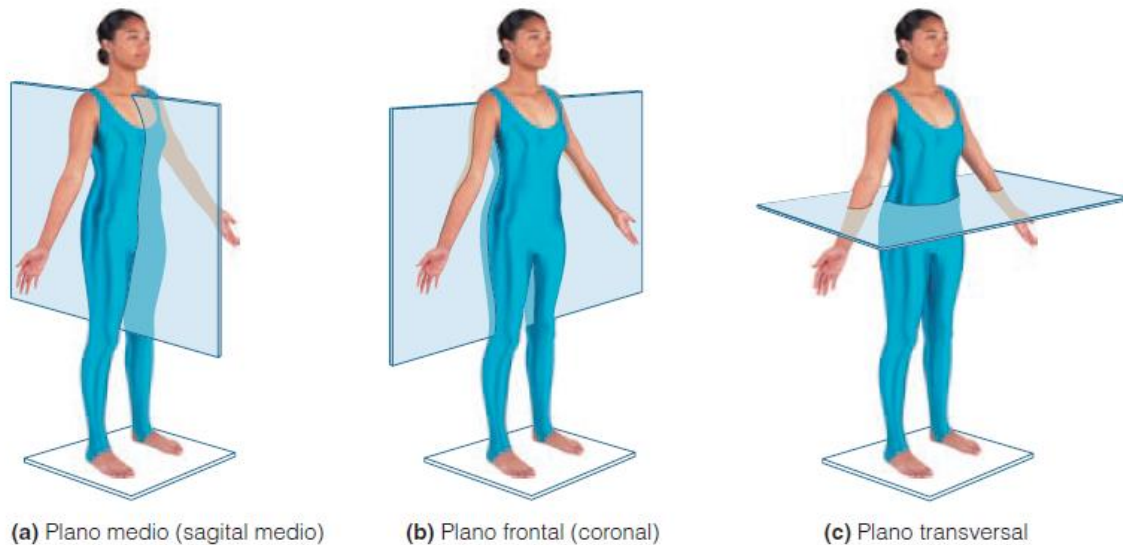


Figura 3.1 Planos anatómicos [6].

- ♦ Plano medio (sagital medio): Es un corte a lo largo del plano longitudinal del cuerpo, tal que divide al cuerpo en parte derecha e izquierda, si este corte pasa por el eje de simetría del cuerpo, se le llama plano sagital medio.
- ♦ Plano frontal (coronal): Se corta en un plano longitudinal que divide el cuerpo en partes anterior y posterior. También se le suele llamar sección coronal.

- ♦ Plano transversal: Es un corte que sigue un plano horizontal y divide el cuerpo humano en parte superior e inferior.

3.1.2. Anatomía del pie humano

El pie humano esta formado por 28 huesos, 33 articulaciones y más de 100 músculos, ligamentos y tendones [7]. De estas articulaciones las que producen los principales movimientos del pie son la articulación talocrural, articulación talocalcánea y la articulación talocalcaneonavicular (Figura 3.2).

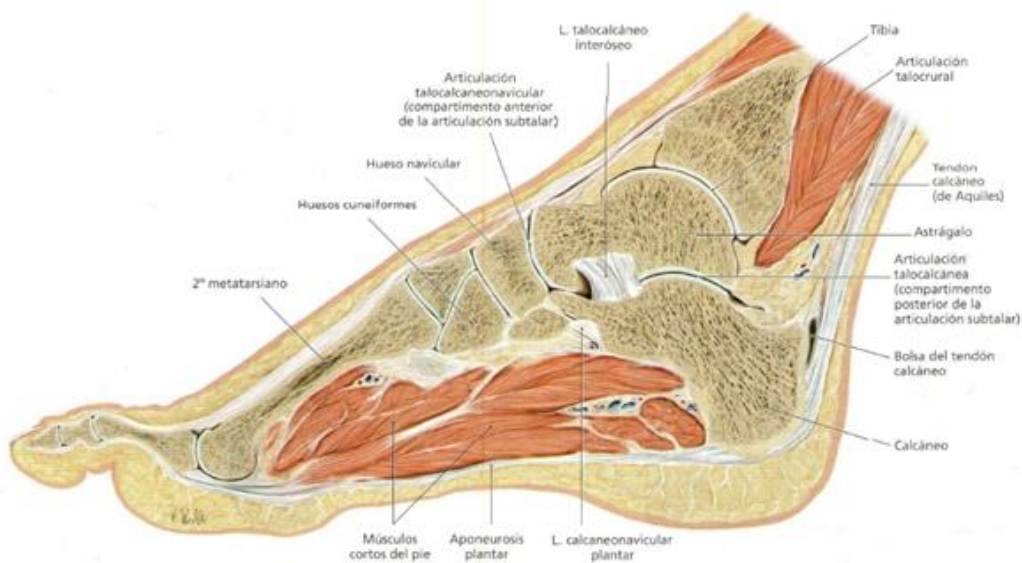


Figura 3.2 Corte sagital del pie derecho [7].

3.1.3.Movimientos del pie humano

Las articulaciones mencionadas anteriormente permiten al pie realizar los siguientes movimientos:

- ♦ Flexión Dorsal y Flexión Plantar: Este movimiento ocurre en la articulación del tobillo o talocrural, la flexión dorsal corresponde al levantamiento de la punta del pie en dirección a la tibia, mientras que la flexión plantar es el movimiento en la dirección contraria, hacia la planta del pie como se ve en la Figura 3.3. El ángulo de la flexión dorsal se encuentra entre los 20° y 30°, en el caso de la flexión plantar el rango de movimiento es de 40° a 50°.
- ♦ Inversión y Eversión: La Inversión corresponde al movimiento en el que el calcáneo mediante un giro longitudinal orienta el pie de tal forma que ambas plantas pueden juntarse, la Eversión por el contrario es un giro que aleja las plantas del pie una de otra. El ángulo de giro de la inversión es cercano a los 60° mientras que la eversión es menor, en un rango de 25° y 30°.
- ♦ Abducción y Aducción: Estos movimientos ocurren alrededor del eje vertical, la abducción ocurre cuando la punta del pie se aleja del cuerpo, por el contrario la aducción se genera al girar la punta del pie hacia el cuerpo. El rango de estos movimientos se encuentra entre los 35° y 45°, cuando se realiza junto con la rotación de la rodilla puede llegar a los 90°.
- ♦ Supinación y Pronación: Estos movimientos se producen con la combinación de los movimientos mencionados anteriormente, ya que estos no ocurren de manera individual. La supinación corresponde a la suma de los movimientos de aducción, flexión plantar y inversión, por otro lado la pronación es el conjunto de los movimientos abducción, flexión dorsal y eversión.

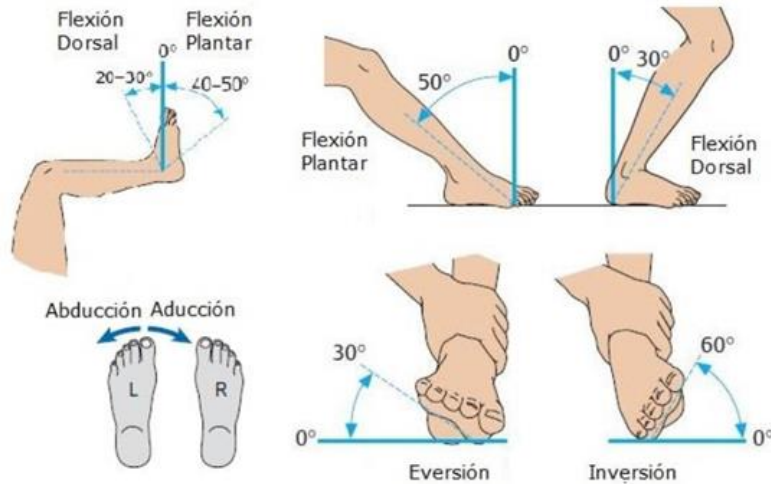


Figura 3.3 Movimientos del pie humano [7].

3.2. Ciclo de la marcha y métodos de estudio

3.2.1. Ciclo de la marcha

Se le llama ciclo de la marcha al proceso que realizan las personas al desplazarse caminando (Figura 3.4), este ciclo abarca desde que el talón del pie se apoya en el suelo hasta que el mismo pie vuelve a apoyarse nuevamente, se divide principalmente en dos fases las cuales son la fase de apoyo que es cuando el pie se encuentra en contacto con el suelo y la fase de balanceo que ocurre cuando el pie no está en contacto con el piso [8].

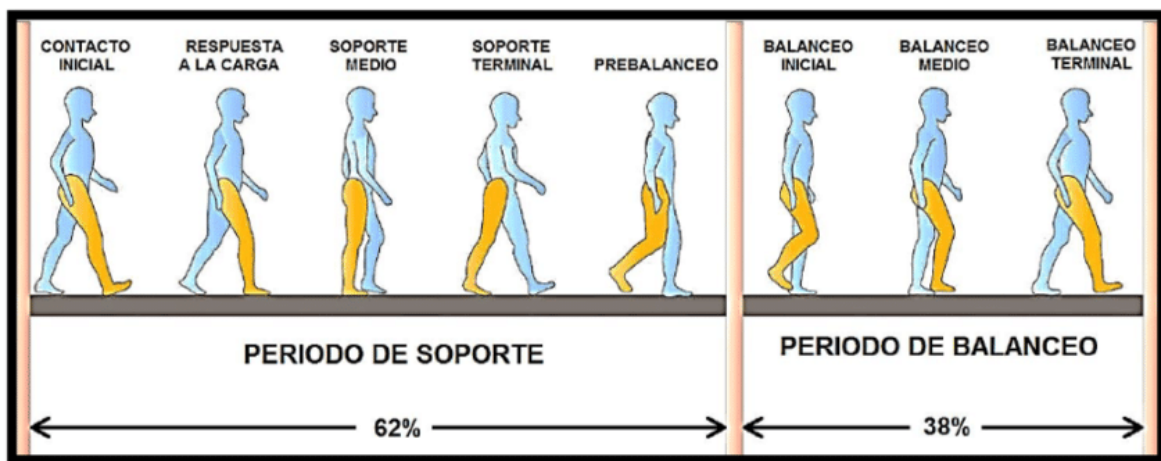


Figura 3.4 Etapas del ciclo de la marcha.

La fase de apoyo se divide en las siguientes subetapas:

- ◆ Contacto del talón: Ocurre cuando el talón hace contacto con el suelo.
- ◆ Apoyo plantar: Contacto de la planta anterior del pie con el piso.
- ◆ Apoyo medio: Instante en que la punta del pie termina de apoyarse en el suelo.
- ◆ Apoyo terminal: Ocurre cuando el talón comienza a elevarse.
- ◆ Despegue: Instante en que los dedos se despegan del suelo

La fase de balanceo se divide principalmente en tres etapas:

- ◆ Balanceo inicial: ocurre una rápida aceleración del pie al despegarse del suelo.
- ◆ Balanceo medio: la pierna balanceada pasa delante de la otra pierna ya apoyada
- ◆ Balanceo terminal: ocurre una desaceleración de la pierna y se acerca el talón al suelo.

3.2.2.Método cinético

El estudio de la marcha corresponde al análisis del movimiento del cuerpo humano con el objetivo de detectar y registrar los movimientos humanos para luego analizar esta información, existen dos métodos de estudio los cuales son el Método cinético y el Método cinemático.

El método cinético se basa en el registro del vector de reacción del suelo, que se obtiene mediante placas de fuerza, la cual registra la magnitud, dirección y sentido de este vector, luego de registrar este vector con un proceso de dinámica inversa se calculan los momentos y fuerzas que se producen en las articulaciones [9].

En la Figura 3.5 se muestra gráficamente la razón entre la fuerza de reacción del suelo y el peso corporal en relación al porcentaje del ciclo de la marcha. Los datos de este gráfico corresponden a una fracción de un estudio realizado a 20 adultos saludables de entre 22 a 72 años, el intervalo de medición es cada 1% [10]. La fuerza Vertical (línea roja) es la de mayor magnitud y corresponde a las oscilaciones verticales del centro de gravedad, la fuerza Anterior/Posterior (línea azul) corresponden a las fuerzas ejercidas durante el frenado y el empuje respectivamente, mientras que la fuerza Medio/Lateral (línea verde) representan las reacciones de los movimientos laterales del centro

de gravedad, las cuales son las de menor intensidad. Estas fuerzas son medidas entre los procesos de frenado y empuje.

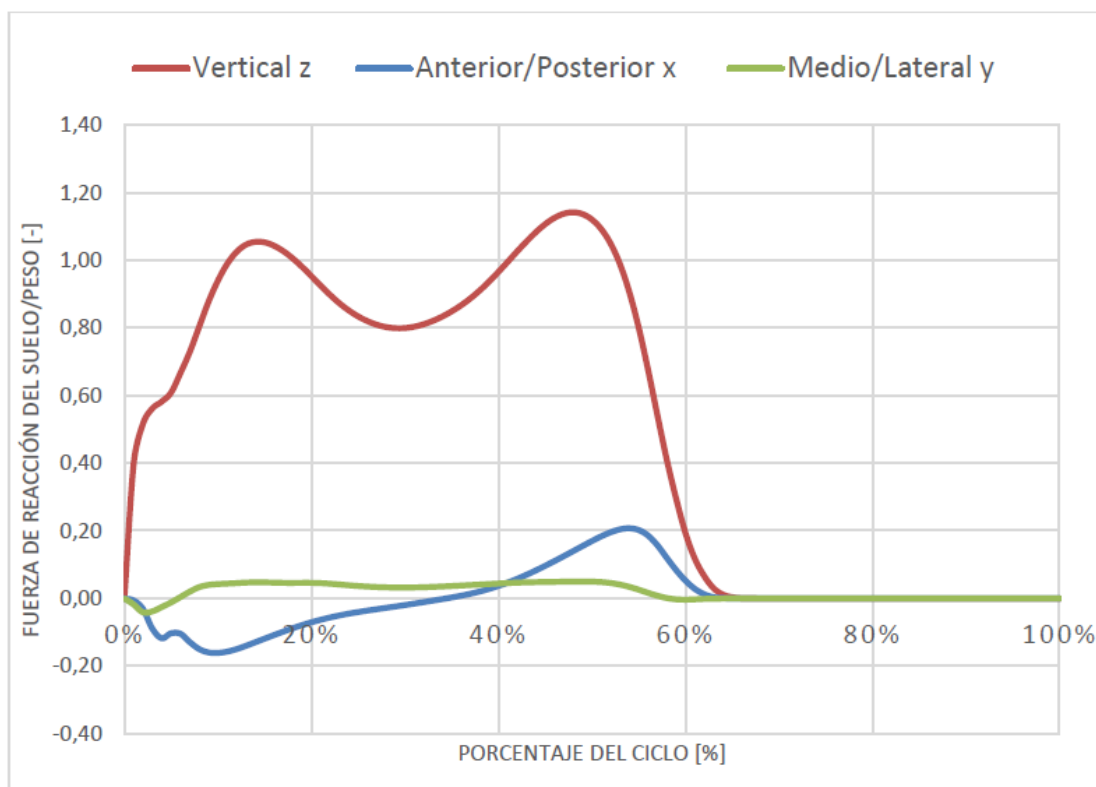


Figura 3.5 Fuerza del vector reacción del piso durante el ciclo de la marcha.

Con los datos obtenidos de este gráfico se elabora la Tabla 3.1, la cual indica los valores de fuerza máximos en cada etapa de la marcha, estos fueron calculados en un rango de cargas de prueba entre los 80 y 120 [kgf] en intervalos de 20 [kgf].

Tabla 3.1 Fuerza de reacción del suelo durante el ciclo de la marcha.

Masa [kg]	Etapas	Intervalo [%]	Valor Máximo [-]	FRS [N]
80	Contacto Inicial	]0-3]	0,57	447,81
	Respuesta a la carga	]3-10]	0,95	749,02
	Soporte Medio	]10-30]	1,06	834,85
	Soporte Terminal	]30-50]	1,15	904,05
	Pre-balanceo	]50-60]	1,13	890,52
100	Contacto Inicial	]0-3]	0,57	559,76
	Respuesta a la carga	]3-10]	0,95	936,28
	Soporte Medio	]10-30]	1,06	1043,57
	Soporte Terminal	]30-50]	1,15	1130,06
	Pre-balanceo	]50-60]	1,13	1113,15
120	Contacto Inicial	]0-3]	0,57	671,71
	Respuesta a la carga	]3-10]	0,95	1123,54
	Soporte Medio	]10-30]	1,06	1252,28
	Soporte Terminal	]30-50]	1,15	1356,07
	Pre-balanceo	]50-60]	1,13	1335,79

3.2.3. Método cinemático

La estéreo-fotogrametría consiste en la recopilación de información espacial a partir de fotogramas (imágenes) en uno de los planos anatómicos, se obtienen datos sobre los ángulos, velocidades y aceleraciones de las articulaciones y posición de los segmentos corporales.

En este análisis se utilizan marcadores reflectantes ubicados en los puntos anatómicos que señala el protocolo Davis [11], este protocolo usa como puntos anatómicos de referencia prominencias óseas como el acromion, la espina iliaca antero-superior, el trocánter mayor, el cóndilo femoral lateral, la cabeza del peroné, el maléolo lateral, la cabeza del quinto metatarsiano, la séptima vértebra cervical, la primera vértebra sacra y los calcáneos. Utiliza también marcadores proyectados en barras para la mitad del muslo derecho e izquierdo y la mitad de la pierna derecha e izquierda (ver Figura 3.6).

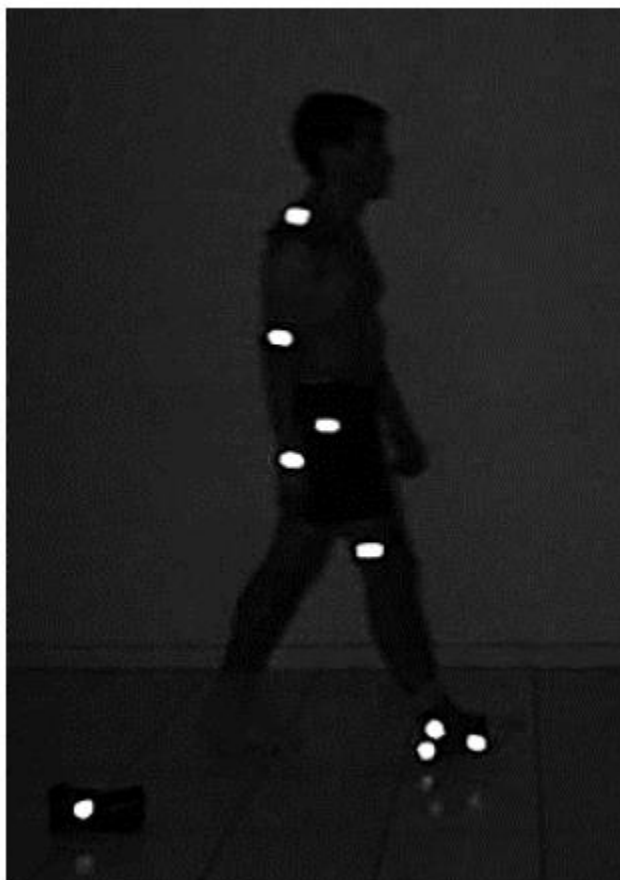


Figura 3.6 Registro de la marcha en el plano sagital.

Utilizando cámaras de video dispuestas de forma paralela al plano a utilizar se registran los parámetros, estas cámaras utilizadas generalmente poseen una frecuencia de 50 o 60 fotogramas por segundo (FPS), aunque existen también cámaras que logran captar hasta 400 FPS.

3.3. Tipos de prótesis de pie

Actualmente existen una gran variedad de prótesis de pie en el mercado, fabricadas con distintos tipos de materiales, los tipos más importantes son los pies tipo SACH (Solid ankle cushion heel), los pies dinámicos o ESAR (Energy storage and return) y los pies articulados.

3.3.1. Pies no articulados SACH

Es un pie sin articulación, la sigla SACH significa Solid Ankle Cushion Heel que en español significa tobillo sólido y talón almohadado, está formado por una quilla rígida hecha frecuentemente de madera o materiales polímeros, que constituye el tobillo y el empeine, además de un revestimiento de espuma de poliuretano (Figura 3.7). Si bien al no poseer articulaciones no permite ningún tipo de movimientos, este tipo de pie entrega una gran estabilidad al usuario, por lo que es recomendado para usuarios que están comenzando a utilizar prótesis y también para usuarios con bajo grado de movilidad. Además la mayoría de estos modelos poseen un acabado tal que parece un pie real.



Figura 3.7 Pie no articulado tipo SACH.

3.3.2. Pies dinámicos ESAR

Este tipo de pie también es no articulado (Figura 3.8), se diferencia del anterior en que tiene un apoyo flexible el cual permite la absorción del impacto durante la fase de apoyo, disipa energía y produce

una marcha más suave, es recomendado para deportistas y gente joven ya que permite realizar moderada actividad física.



Figura 3.8 Pie dinámico o acumulador de energía.

3.3.3. Pies articulados

En la categoría de pies articulados existen dos tipos de pie, los de eje sencillo y los de eje múltiple (Figura 3.9). El primer tipo permite realizar los movimientos de flexión plantar y flexión dorsal en un rango mayor que el pie SACH, aportando mayor estabilidad a la rodilla, además posee resortes los cuales acumulan energía durante la fase de apoyo y la liberan una vez que el apoyo termina. El pie de eje múltiple posee un grado de libertad adicional, lo que permite realizar además de los movimientos de flexión plantar y dorsal, la eversión y inversión, por lo que este pie puede adecuarse mejor a superficies irregulares [12].



Figura 3.9 Pies articulados de eje simple y de multieje [12].

3.4. Materiales empleados en la fabricación de prótesis de pie

Gracias a los avances en la ingeniería y biomecánica, hoy en día se consideran varios materiales para su uso en la fabricación de prótesis para distintas partes del cuerpo, para que un material sea apto para el uso en el cuerpo humano debe ser compatible con este para evitar daños colaterales. Este requisito limita la gama de materiales a seleccionar el cual incluye: acero, aluminio, titanio, termoplásticos, materiales compuestos reforzados con fibra de carbono o fibra de vidrio. Se debe tener cuidado al momento de seleccionar el material ya que se le está agregando peso al cuerpo y esto produce un mayor gasto de energía, por lo que la densidad del material es muy relevante.

3.4.1. Acero inoxidable

El acero es una aleación de hierro y carbono, donde el carbono se encuentra en un porcentaje inferior al 2%. Como otros metales ferrosos, el acero se oxida cuando entra en contacto con el oxígeno, formando óxido ferroso y adquiriendo un color rojizo. Para evitar esta situación, se debe añadir un nuevo elemento a la mezcla: el cromo. El cromo reacciona con el oxígeno formando una capa de óxido de cromo, conocida como capa pasiva, que es impermeable e impide la reacción entre el oxígeno y el hierro. De esta forma se evita la corrosión atmosférica y el objeto que hemos fabricado no sufrirá este tipo de alteraciones [13].

En la fabricación de prótesis, el acero inoxidable es utilizado principalmente en las uniones como tornillos, tuercas y arandelas, debido a que este material posee una alta densidad, por lo que usarlo en grandes cantidades agregaría mucho peso al usuario.

3.4.2. Ácido poliláctico (PLA)

También llamado PLA (Figura 3.10), es un polímero con propiedades similares al polietileno, que desde hace 25 años tenido varias aplicaciones en la medicina ya que se utiliza en tratamientos biomédicos como suturas, stents, medios de diálisis y dispositivos de inyección. En este momento se está evaluando la posibilidad de utilizar el PLA como material de implante en cirugías ortopédicas en la fabricación de tornillos, placas, para tejidos y huesos; en cirugías reconstructivas para la regeneración de tejidos como el óseo, cardiovascular, intestinal, epidérmico y en la implementación de prótesis de miembro superior [14].



Figura 3.10 Pie protésico impreso en PLA [14].

3.4.3. Acrilonitrilo Butadieno Estireno (ABS)

Este polímero se conoce como ABS y es el material mas utilizado en impresiones 3D, El ABS se puede mecanizar, pulir, lijar, limar, agujerear, pintar, pegar etc., con extrema facilidad, y el acabado sigue siendo bueno. Es extremadamente resistente y posee un poco de flexibilidad. Todo esto hace que sea el material perfecto para aplicaciones industriales [14].

3.4.4. Fibra de carbono

La fibra de carbono está constituida por finos filamentos de carbono de 5–10 [μm] de diámetro (Ver Figura 3.11) , donde cada fibra de carbono se forma con la unión de miles de filamentos de carbono.

La principal característica por la que es conocida la fibra de carbono es su alta resistencia y rigidez. Sus excelentes propiedades mecánicas, unido a su baja densidad, lo hace un material de gran aplicación, dado que puede ofrecer propiedades mecánicas similares al acero, pero a la vez ser tan ligero como la madera o el plástico. Además, la fibra de carbono es un material que presenta también mucha dureza. La fibra de carbono se mantiene en constante estudio para la fabricación de partes de la prótesis como es el pie que permite andar con facilidad y da una absorción del golpe al apoyar el talón contra el suelo [15].

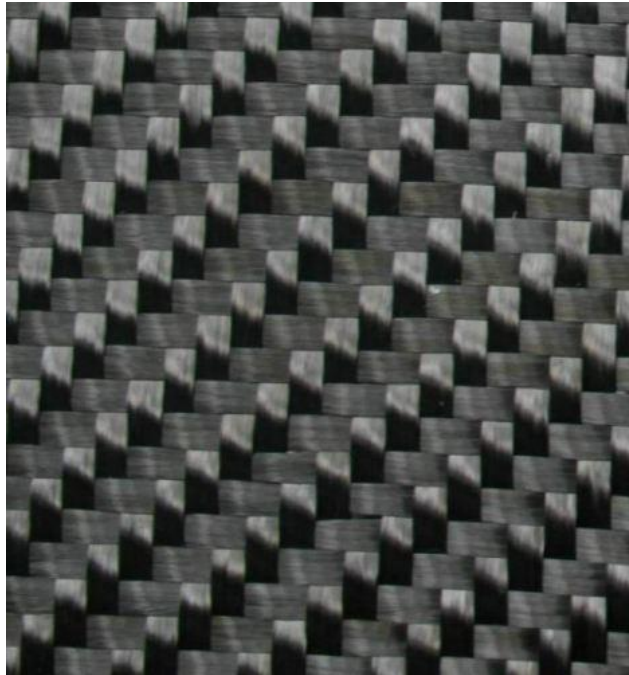


Figura 3.11 Tela de fibra de carbono vista con acercamiento [15].

3.4.5. Poliéster de glicol (PETG)

El plástico PETG, o poliéster de glicol, es un termoplástico popular en el mercado de fabricación aditiva, que combina tanto la simplicidad de la impresión PLA como la resistencia del ABS. Es un plástico amorfo, que puede ser 100% reciclable, y que tiene la misma composición química que el

tereftalato de polietileno, mejor conocido por sus siglas PET. Se le añadió glicol para reducir su aspecto frágil y, aumentar su resistencia. PETG es, por lo tanto, un copolímero que combina las propiedades del PET y las del glicol (Figura 3.12). La adición de este último reduce el sobrecalentamiento del PET y, por lo tanto, su aspecto frágil. Entre las principales características de PETG en la impresión 3D, conservaremos su dureza, su resistencia al impacto y a los productos químicos, su transparencia y su ductilidad. Es un material fácil de extruir que tiene buena estabilidad térmica [16].



Figura 3.12 Pieza impresa en PETG [16].

3.4.6. Poliuretano termoplástico (TPU)

El denominado poliuretano termoplástico (TPU) es un tipo de elastómero que se caracteriza por su alta flexibilidad y durabilidad en la transformación. En su composición química encontramos que su adaptabilidad se debe a la presencia de secuencias alternas de segmentos duros y blandos, es decir, que variando la proporción de estos segmentos, la dureza y flexibilidad del material también cambia. En términos de propiedades de estos polímeros, debemos saber que cuentan con multitud de ventajas, como gran resistencia al impacto, al desgaste, a la abrasión y a los cortes. Además, tiene una cohesión de capa bastante avanzada que consigue una homogeneidad mecánica excelente en las piezas fabricadas, haciendo que sean isotrópicas [17].

3.4.7. Titanio

Este material puede ser la mejor alternativa para la construcción de una prótesis debido a que es resistente y liviano, sin embargo es muy costoso en comparación con los aceros. Muchos componentes que antes se hacían de acero son actualmente fabricados de titanio. El titanio comparte muchas características con el acero inoxidable. Puede formar aleaciones con otros elementos, tales como hierro, aluminio, vanadio, molibdeno y otros. Es el cuarto metal más abundante en la corteza terrestre [18].

3.5. Fabricación de piezas con fibra de carbono

Para aplicar fibra de carbono se combina un refuerzo y una matriz, se unen los hilos de carbono a resinas termoestables generalmente de tipo epoxi (Ver Figura 3.13), esto solidifica y une las fibras convirtiendo la resina en un plástico duro a través del curado (por horno), que protege a la fibra de esfuerzos físicos y factores externos [19].



Figura 3.13 Lata de resina epoxi [19].

Las mallas o telas de carbono son rollos de miles de hilos del tamaño de micrones, los cuales se emplean junto a resina y un catalizador para dar lugar al material que son, en sí, las piezas de carbono. La impregnación de estas resinas se realizan mediante diversos procesos, puede ser industrialmente (transferencia, inyección e infusión) o de forma manual (con brochas, espátula o pistola).

A continuación se describen 3 métodos para fabricar piezas utilizando fibra de carbono:

3.5.1. Laminación en húmedo

En la laminación en húmedo, la fibra se corta y se coloca en el molde. A continuación, se aplica la resina con un cepillo, rodillo o pistola pulverizadora, este proceso se ve en la Figura 3.14. Este método es el que requiere más habilidad para crear piezas de alta calidad, pero también es el proceso de trabajo más económico, con los requisitos más bajos para la fabricación de piezas de fibra de carbono [20].

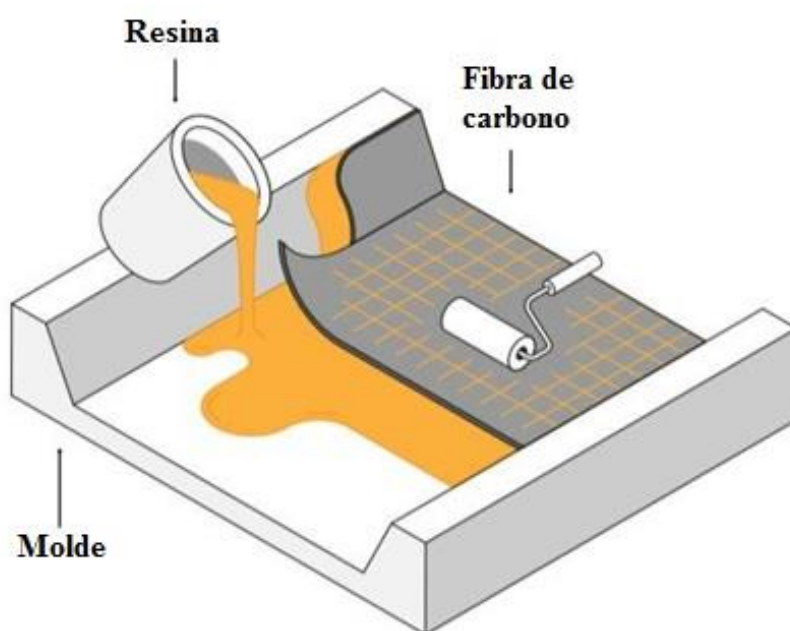


Figura 3.14 Proceso de fabricación por el método de laminado húmedo [20].

3.5.2. Laminación pre- impregnada

En la laminación pre impregnada, se utilizan láminas a las cuales ya se le ha aplicado resina. Las láminas pre impregnadas se deben almacenar en un ambiente frío para evitar el proceso de curado indeseado. A continuación, las capas se curan en el molde bajo calor y presión en un autoclave (Ver Figura 3.15). Se trata de un proceso más preciso y repetible porque se controla la cantidad de resina, pero también es la técnica más cara que suele utilizarse en aplicaciones de alto rendimiento [20].

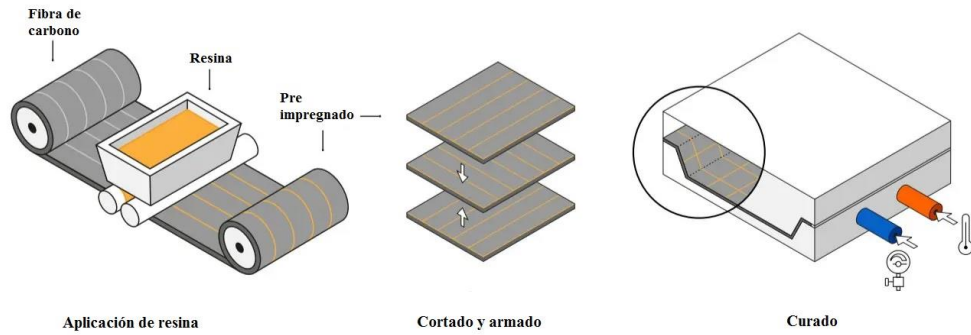


Figura 3.15 Proceso de fabricación utilizando fibra pre impregnada con resina.

3.5.3. Moldeo por transferencia de resina (RTM)

Con el RTM, la fibra seca se inserta en un molde de dos partes (Figura 3.16). El molde se cierra con abrazaderas antes de introducir la resina en la cavidad a alta presión. Normalmente, este proceso es automático y se usa para la fabricación de alto volumen [20].

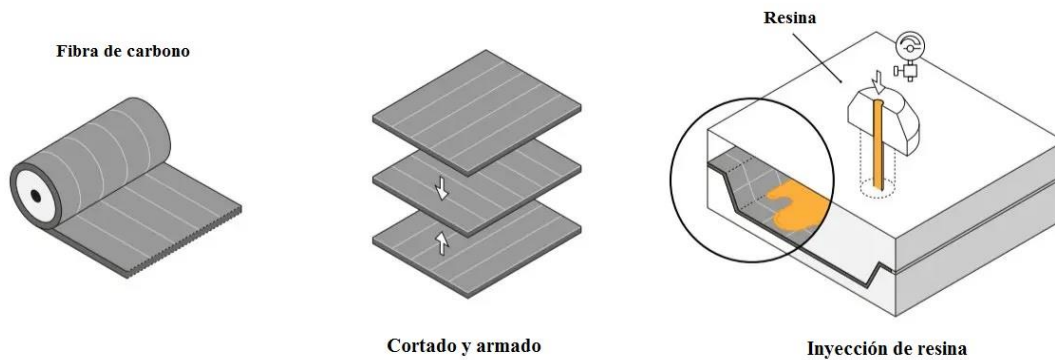


Figura 3.16 Proceso de fabricación por el método de transferencia de resina.

3.6. Impresión 3D

La impresión 3D es un grupo de tecnologías de fabricación por adición capaz de crear un objeto tridimensional mediante la superposición de capas sucesivas de un determinado material. Es un

proceso en el que se crean objetos físicos a través de la deposición de un material en capas a partir de un modelo digital creado en software de dibujo en 3D como Inventor o Fusion 360.

Antes de comenzar el proceso, el software divide el gráfico en capas finas como el diámetro del material de salida. Para cada capa, la impresora se va desplazando sobre el plano para ir liberando material sobre las coordenadas correspondientes y así ir formando la figura en tres dimensiones e idéntica a la diseñada en 3D [21].

3.7. Métodos de Impresión 3D

Existen diferentes tecnologías disponibles para la impresión 3D que se diferencian principalmente en la forma en la que las distintas capas son utilizadas para crear las piezas. Algunas usan métodos de fundido del material para formar las capas, como por ejemplo el SLS o FDM, mientras que otras depositan materiales líquidos que son solidificados con diferentes tecnologías [21]. Entre los métodos más utilizados se encuentran:

3.7.1. Impresión por inyección

En este método, la impresora crea el modelo de capa esparciendo una capa de la sección de la pieza. Este proceso se repite hasta que se imprimen todas las capas y es el único que permite la impresión de prototipos a todo color. Esta tecnología es parecida a la de impresión por chorro de tinta, pero en lugar de inyectar tinta en el papel, se inyectan capas de un fotopolímero líquido en una bandeja de impresión y se endurecen usando luz ultravioleta.

Para este tipo de impresión es muy importante seleccionar el tipo de fotopolímero líquido adecuado para la impresión, ya que hay algunos que no soportan temperaturas altas.

3.7.2. Modelado por deposición fundida (FDM)

Como su nombre lo indica, este método va depositando un material fundido sobre una estructura, capa a capa que posteriormente es sintetizado por un láser para su solidificación. Dentro de este método se incluye también el sintetizado de metal por láser o DMLS.

Se suele considerar por norma general como el tipo de impresión 3D más sencilla que hay, y es compatible con un gran número de polímeros termoplásticos.

3.7.3.Estereolitografía (SLA)

La tecnología estereolitografía o SLA es la que utiliza resinas líquidas fotopoliméricas que se solidifican con el uso de una luz emitida por un láser ultravioleta. De esta manera, se van creando capas de resina sólida hasta formar el objeto. Se suele emplear tanto para la producción de piezas definitivas como para la elaboración de modelos y patrones.

Se considera como el origen de la impresión 3D, con su primer modelo patentado en 1984, y con la primera máquina de impresión comercial en 1988.

3.7.4.Fotopolimerización por luz ultravioleta (SGC)

En esta ocasión, la fotopolimerización por luz ultravioleta o SGC, utiliza un recipiente de polímero líquido que es expuesto a la luz de un proyector bajo determinados parámetros. De esta manera, el polímero se endurece a medida que la placa de montaje se va moviendo hacia abajo a velocidad reducida para ir creando las distintas capas a medida que el polímero se va solidificando.

Los fotopolímeros se comenzaron a desarrollar allá por los últimos años de la década de los 60, aunque no fue hasta mucho después cuando se normalizó su utilización.

3.7.5.Fotopolimerización por absorción de fotones (SLS)

En este método el objeto 3D es creado a partir del uso de un bloque de gel y mediante la utilización de un láser. Es decir, el gel se va solidificando en las zonas donde se va enfocando con el láser debido a un proceso de no linealidad óptica de la fotoexcitación. Después, el gel restante se limpia.

Este proceso es especialmente útil para imprimir los detalles más pequeños, siendo el mejor proceso de los que hay para ello.

Capítulo 4

Metodología

En esta sección se define la metodología que se va a utilizar, específicamente las etapas del proceso de diseño que se seguirán para resolver el problema planteado.

No existe una única definición de diseño ni solo un tipo de procedimiento, existen distintas definiciones y herramientas con las que se puede elaborar un proyecto. El siguiente trabajo se realizará en base al procedimiento de diseño propuesto por Morris Asimow, profesor de ingeniería en sistemas de la universidad de California. Asimow considera que existen dos grandes fases que se interrelacionan entre sí; la primera, es llamada fase de planeación y morfología, la cual consiste en las siguientes etapas: estudio de factibilidad, diseño preliminar, diseño detallado, planeación del proceso de producción, planeación de la distribución, planeación del consumo, planeación del retiro del producto. La siguiente etapa corresponde a la del diseño detallado, la cual se subdivide en las siguientes etapas: preparación del diseño, diseño total de subsistemas, diseño total de los componentes, diseño detallado de las partes, preparación de los dibujos de ensamble, construcción experimental, programa de pruebas del producto, análisis y predicción, y finalmente el rediseño [22].

Este proyecto está enfocado en la fase primaria del diagrama que se ve en la Figura 4.1, las cuales Morris Asimow describe como la etapa de creación, en las cuales detalla ocho actividades principales que engloban y estructuran estas etapas, las que se representan en la Figura 4.2.



Figura 4.1 Proceso de diseño propuesto por Morris Asimow. Fuente: Diseño: Estrategia y táctica [22].

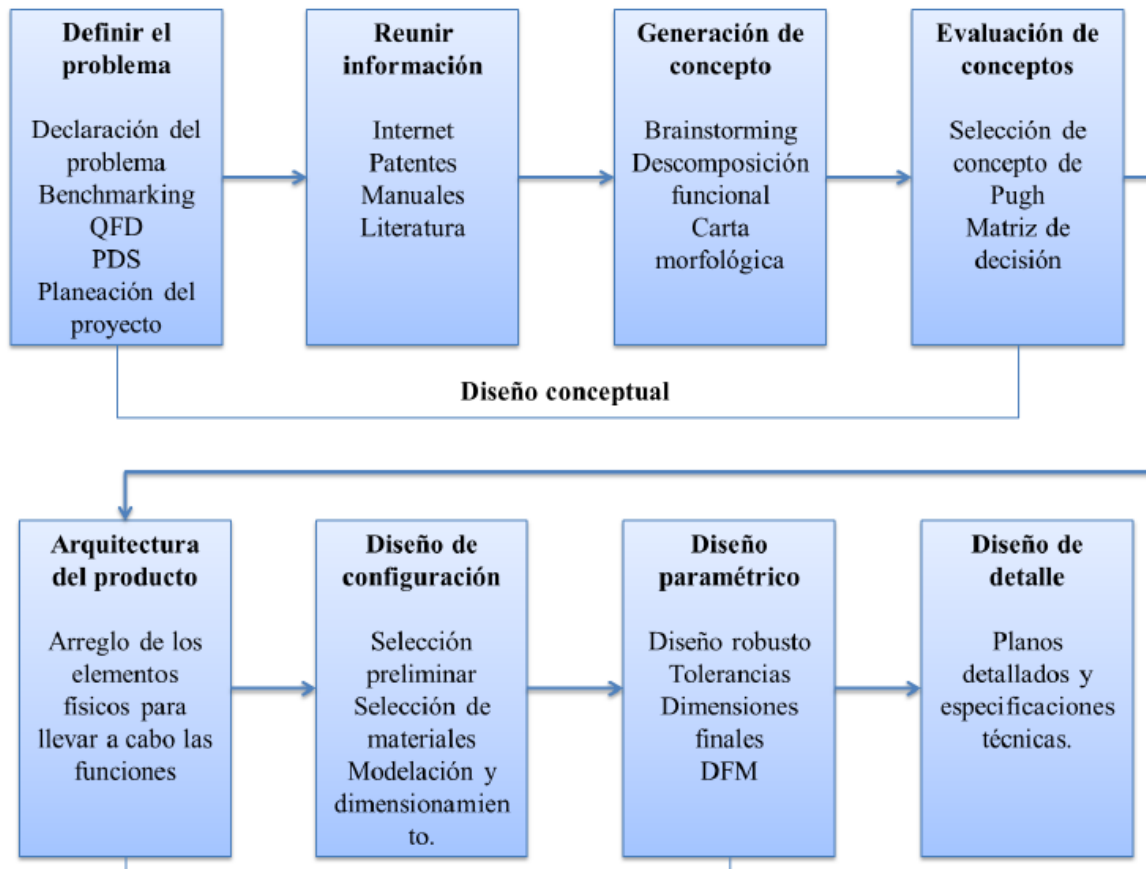


Figura 4.2 Morfología de diseño de la etapa primaria de Morris Asimow [22].

En base a esta morfología de diseño se define la siguiente metodología la cual se utilizará como guía para el desarrollo del presente proyecto:

4.1. Definición del problema

Esta sección tiene como objetivo reunir los datos del usuario para el cual se diseña el pie dinámico, para tener en cuenta características como el peso o la talla de calzado al momento del diseño, además de la lista de atributos que el usuario considera deseables en el producto final.

- ♦ Necesidades del usuario: Se recopila la información sobre el usuario para el cual se diseña el pie protésico, estos son su edad, peso, altura, talla de calzado y actividades que desea realizar una vez recuperada su movilidad.

- ♦ Lista de atributos deseables en el producto: En base a una entrevista con el usuario se realiza una lista de atributos y cualidades deseables para el producto, así como las limitaciones del pie protésico. Luego esta lista se divide en 4 categorías y se ordenan según su importancia dentro de su clasificación, lo que luego servirá para el proceso de selección del concepto que mejor resuelva las necesidades del usuario.
- ♦ Requerimientos del producto: Este paso tiene la finalidad de resumir las necesidades del usuario y lista de atributos cualitativamente en las aptitudes que debe poseer el producto y cuantitativamente en una tabla de valores como la resistencia al impacto, vida útil y otros parámetros que deberá cumplir el producto diseñado.

4.2. Análisis funcional

En esta etapa se planea identificar la función principal del producto y sus subfunciones, además de interpretar los flujos de energía que entran al sistema mediante el diagrama de caja negra y transparente

Árbol de funciones: Es un diagrama que identifica la función principal del producto, sus funciones secundarias y las subfunciones de éstas.

Diagrama de caja negra y transparente: Estos diagramas permiten observar el comportamiento de la energía que ingresa al sistema, las transformaciones dentro del sistema y luego como abandona el sistema.

4.3. Recolección de información

En esta etapa se pretende realizar una búsqueda de información que sea útil para el diseño del pie protésico para esto existen muchas opciones como por ejemplo “*pappers*”, publicaciones científicas, conferencias, entre otros. En el presente trabajo se utilizará el proceso conocido como benchmarking con el objetivo de analizar los pies dinámicos que existen en la actualidad y la búsqueda de patentes comerciales, para comprender como funcionan sus sistemas y subsistemas que los conforman y que funciones cumplen dentro del conjunto, materiales utilizados y especificaciones técnicas.

Benchmarking: Se busca analizar y comparar diferentes tipos de pies dinámicos actuales para obtener información sobre sistemas, materiales y funciones que cumplen.

Búsqueda de patentes: Con el objetivo de evitar el diseño de un producto ya patentado y también ver distintos tipos de soluciones a problemáticas relacionadas al diseño de prótesis de pies, se analizan algunas patentes comerciales.

4.4. Generación de conceptos

Esta etapa tiene como objetivo realizar distintos tipos de soluciones para la problemática planteada, para lo cual primero es necesario definir los sistemas del pie protésico, con lo cual se construirá una carta morfológica, en la cual se realizarán distintas iteraciones de sus elementos para obtener 3 conceptos de pies dinámicos.

Carta morfológica: Se construye una tabla que contiene los distintos tipos de materiales a utilizar y las opciones para los sistemas que forman el producto.

Conceptos: Se realizan tres iteraciones a los elementos de la carta morfológica para generar tres tipos de pies protésicos que cumplan con los requerimientos del producto.

4.5. Selección de concepto

En esta etapa utilizando la clasificación de atributos de la etapa de Definición del problema se selecciona uno de conceptos generados que mejor cumple con los requerimientos del producto en base a una tabla de pesos ponderados.

4.6. Diseño de configuración

En esta última etapa se elabora una lista de todas las piezas que forman el prototipo, se selecciona el material para cada una de ellas y las piezas comerciales. Lo anterior permite sentar las bases para el diseño de detalle, en el cual se realizan cálculos de esfuerzos y de fatiga que respaldan el pie diseñado, teniendo datos que validen el concepto seleccionado se realiza el modelado de las piezas en un software de dibujo 3D del cual luego se genera la documentación necesaria para la fabricación del prototipo.

Lista de componentes: Se identifica cada una de las piezas que conforman el pie, tanto las piezas comerciales como las que deben ser diseñadas.

Selección de materiales: En este paso se seleccionan los materiales adecuados para cada componente, en base a los requerimientos del producto.

Memoria de cálculo: Se realizan cálculos de esfuerzos, de fatiga y de factor de seguridad en los componentes y uniones críticas del pie diseñado, con el objetivo de respaldar concepto seleccionado.

Modelo 3D: Se realiza el modelado de las piezas que forman el sistema diseñado en un software de dibujo 3D.

Documentación para fabricación del prototipo: A partir del modelo 3D realizado, se genera la documentación necesaria para la fabricación del prototipo.

Capítulo 5

Diseño conceptual

En este capítulo se desarrollan las primeras 5 etapas descritas en la metodología: Definición del problema, Análisis funcional, Recolección de información, Generación de conceptos y Selección de concepto, en las que se comienza desde las necesidades y requerimientos del usuario, se reúne información adicional y esta se transforma en varias propuestas de solución para luego seleccionar la que mejor cumple los requerimientos.

5.1. Definición del problema

5.1.1. Necesidades del usuario

En una entrevista con el usuario objetivo de la prótesis de pie a diseñar se obtiene la siguiente información referente a sus dimensiones corporales y actividades que desea realizar:

- ◆ Datos del usuario
 - Edad: 47 años
 - Estatura: 1,60 [m]
 - Peso: 64 [Kg]
 - Talla de calzado: 40 EUR
 - Pie: Izquierdo

- ◆ Actividades que desea realizar
 - Trotar
 - Subir cerros
 - Desplazarse por la ciudad de Valparaíso

De la información obtenida se obtienen las primeras pautas y aspectos a considerar al momento del diseño, el peso del usuario es un dato muy importante y se utilizará más adelante para calcular la fuerza que debe resistir el sistema durante las actividades que el usuario desea realizar, las que involucran el trote y subir por planos inclinados lo cual genera variaciones en el peso dinámico y en el ángulo de las fuerzas que se ejercen en el pie durante el apoyo, factores muy relevantes que se tendrán en mente durante el proceso de diseño.

5.1.2. Lista de atributos del producto y clasificación

Durante la entrevista con el usuario también se realiza una lista de atributos y cualidades deseables para el producto final, las que se mencionan a continuación:

- ✦ Capaz de acumular energía durante la marcha y actividades físicas.
- ✦ Capaz de liberar energía durante la marcha y actividades físicas.
- ✦ Capaz de resistir el peso dinámico del usuario durante la marcha y actividades moderadas.
- ✦ Se adapte a terrenos irregulares.
- ✦ Que pueda estabilizar al usuario en distintos terrenos.
- ✦ Resistente a la corrosión del aire costero.
- ✦ Resistente a los ciclos de fatiga.
- ✦ Ser de fácil instalación y regulación para el usuario.
- ✦ Mantenimiento sencillo y de bajo costo para el usuario.
- ✦ Fácil de ensamblar.
- ✦ Que emita bajo nivel de ruido.
- ✦ Que amortigüe el impacto generado en el talón.
- ✦ Tamaño similar al pie humano.
- ✦ Resistente a altas temperaturas del pavimento o arena (40 [C°]).
- ✦ Sufra mínimas deformaciones.
- ✦ Peso similar a una extremidad inferior.
- ✦ Tenga forma similar al pie humano.
- ✦ Usar materiales amigables con el medio ambiente.
- ✦ Resistente el agua dulce y/o salada.
- ✦ Resistente a bajas temperaturas del pavimento y agua (5[C°]).
- ✦ Permitir el uso de funda cosmética

A grandes rasgos los atributos deseados incluyen la resistencia del pie a las distintas actividades diarias que el usuario desea realizar, adaptabilidad a terrenos irregulares y resistencia a ciertas temperaturas y entornos como el agua dulce y salada.

También se definen las limitaciones del producto:

- ♦ Talla de pie 40 (260x90 [mm]), el usuario desea poder usar zapatilla en la prótesis.
- ♦ Precio más asequible que las prótesis del mercado.
- ♦ Vida útil de 3 a 5 años
- ♦ Peso menor a 1,5 [Kg]

De las limitaciones es importante destacar que el usuario desea utilizar calzado junto con la prótesis, por lo que se establece el tamaño máximo del pie como las medidas de una zapatilla de talla 40, las dimensiones de esta talla de calzado son 260 [mm] de largo y 90 [mm] de ancho. Otro aspecto relevante es que el peso del pie debe ser menor a 1,5 [Kg] que es el peso aproximado del pie de una persona adulta, ya que una prótesis debe tener cuidado con cuanto peso está agregando al cuerpo humano para no generar un mayor gasto de energía.

A continuación se agrupan los atributos y las limitaciones en cuatro categorías, las cuales son: Seguridad, Funcionalidad, Costo y Estética. Estas cuatro categorías surgen en base a la entrevista con el usuario, en la que él menciona que los aspectos mas importantes para el son la funcionalidad y la seguridad del producto al utilizarse, por sobre el costo que tendrá la prótesis el cual ya estimaba que sería alto, en último lugar el usuario menciona que el aspecto estético del pie protésico es al que casi nula importancia le da, ya que asumió que ya perdió su miembro inferior, por lo que quiere un producto de buena calidad sin importar el aspecto de éste. Al agrupar los atributos y limitaciones se obtiene la siguiente tabla:

Tabla 5.1 Clasificación de atributos y limitaciones.

Seguridad	Funcionalidad
-Capaz de resistir el peso dinámico del usuario durante la marcha y actividades moderadas. - Resistente a la corrosión del aire costero. - Resistente a los ciclos de fatiga. - Resistente a altas temperaturas del pavimento o arena (40 [C°]). - Sufra mínimas deformaciones. - Resistente el agua dulce y/o salada.	- Capaz de acumular energía durante la marcha y actividades físicas. - Capaz de liberar energía durante la marcha y actividades físicas. - Se adapte a terrenos irregulares. - Ser de fácil instalación y regulación para el usuario. - Fácil de ensamblar. - Que emita bajo nivel de ruido.

- Resistente a bajas temperaturas del pavimento y agua (5[C°]).	- Que amortigüe el impacto generado en el talón. - Usar materiales amigables con el medio ambiente. -Que pueda estabilizar al usuario en distintos terrenos.
Costo	Estética
- Mantenimiento sencillo y de bajo costo para el usuario. - Precio más asequible que las prótesis del mercado. - Vida útil de 3 a 5 años	- Tamaño similar al pie humano. - Peso similar a una extremidad inferior. - Tenga forma similar al pie humano. - Permitir el uso de funda cosmética - Talla de pie 40. - Peso menor a 1,5 [Kg]

En la Tabla 5.2 se ordenan los atributos y restricciones utilizando la metodología de escala relativa de importancia de Saaty en 1986 modificada para el diseño. Ésta se basa en el cálculo de un peso para cada atributo o limitación basado en su importancia respecto a los demás atributos de la misma categoría. De esta forma se puede representar cuantitativamente la importancia de un atributo sobre otro. El cálculo se detalla en el anexo A.

Tabla 5.2 Atributos y limitaciones ordenados jerárquicamente.

Seguridad (0,39)	Funcionalidad (0,39)
- Capaz de resistir el peso dinámico del usuario durante la marcha y actividades moderadas. (0,111) - Resistente a los ciclos de fatiga. (0,097) - Sufra mínimas deformaciones. (0,097) - Resistente a la corrosión del aire costero. (0,044) - Resistente el agua dulce y/o salada. (0,023) - Resistente a altas temperaturas del pavimento o arena (40 [C°]. (0,009) - Resistente a bajas temperaturas del pavimento y agua (5[C°]). (0,009)	- Capaz de acumular energía durante la marcha y actividades físicas. (0,069) - Capaz de liberar energía durante la marcha y actividades físicas. (0,069) - Se adapte a terrenos irregulares (0,069) - Que pueda estabilizar al usuario en distintos terrenos. (0,069) - Que amortigüe el impacto generado en el talón. (0,042) - Ser de fácil instalación y regulación para el usuario. (0,036) - Fácil de ensamblar. (0,022) - Que emita bajo nivel de ruido. (0,011)

	- Usar materiales amigables con el medio ambiente. (0,005)
Costo (0,19)	Estética (0,03)
- Precio más asequible que las prótesis del mercado. (0,09)	- Talla de pie 40. (0,0105)
- Vida útil de 5 años (0,058)	- Tamaño similar al pie humano.(0,0075)
- Mantenimiento sencillo y de bajo costo para el usuario. (0,042)	- Peso menor a 1,5 [Kg] (0,005)
	- Peso similar a una extremidad inferior. (0,003)
	- Permitir el uso de funda cosmética. (0,002)
	- Tenga forma similar al pie humano. (0,002)

5.1.3. Requerimientos del producto

En esta sección se presentan los requerimientos del producto, los cuales se representan cuantitativamente o cualitativamente según el requerimiento establecido, los datos pueden verse en la Tabla 5.3

Tabla 5.3 Requerimientos cuantitativos y cualitativos del producto.

Requerimientos
1. Geometría
Largo del pie protésico ≤ 260 [mm]
Alto del pie protésico ≤ 90 [mm]
Ancho del pie protésico ≤ 90 [mm]
Masa máxima del pie protésico $\leq 1,5$ [Kg]
2. Cinemática
Movimientos permitidos: Caminata, trote, agacharse, subir cerros
Velocidad máxima de desplazamiento entre 7 a 9 km/h
3. Fuerzas
Impacto máximo ≤ 1600 [N]
Torque máximo en el tobillo que permita factor de seguridad en fatiga >1
4. Energía
Energía almacenada y entregada $\geq 75\%$
5. Materiales
Resistentes a la deformación y fatiga
Materiales capaces de acumular y entregar energía

Requerimientos
6. Operación
Peso del usuario entre 65 - 70 [kg]
Altura del usuario 1,60 [m]
Rango de temperatura de operación entre 5 [°C] y 40 [°C]
7. Mantenimiento
Mantenciones cada ≤ 2 años
8. Costos
Costo de la prótesis transfemoral $\leq 3.400.000$ CLP
Costo del pie protésico $\leq 1.000.000$ CLP
Costo de mantenimiento al año ≤ 100.000 CLP

En resumen se puede sintetizar en tres oraciones los requerimientos principales del producto a diseñar:

- ◆ Acumular y liberar energía durante la marcha y actividades físicas.
- ◆ Adaptarse a terrenos irregulares y entregar estabilidad al usuario.
- ◆ Resistir el peso dinámico del usuario.

5.2. Análisis funcional

Teniendo en cuenta las necesidades del usuario y requerimientos del producto se procede a la siguiente etapa, en la cual se descomponen las funciones del producto y se interpreta el ingreso y salida de energía.

5.2.1. Árbol de funciones

Se comienza definiendo la función principal y las subfunciones de la prótesis de pie:

Función principal: Recuperar movilidad

Sub-funciones:

-Resistir el peso dinámico del usuario

- Amortiguar el impacto en el talón
- Regular la amortiguación según exigencia

-Equilibrar al usuario en distintos terrenos

- Permitir el ajuste de inclinación del pie
- Dividir o distribuir el apoyo en el suelo

-Acumular energía

- Comprimir un elemento almacenador de energía

-Liberar energía

- Descomprimir un elemento almacenador de energía

Se representa la función principal y subfunciones en la Figura 5.1

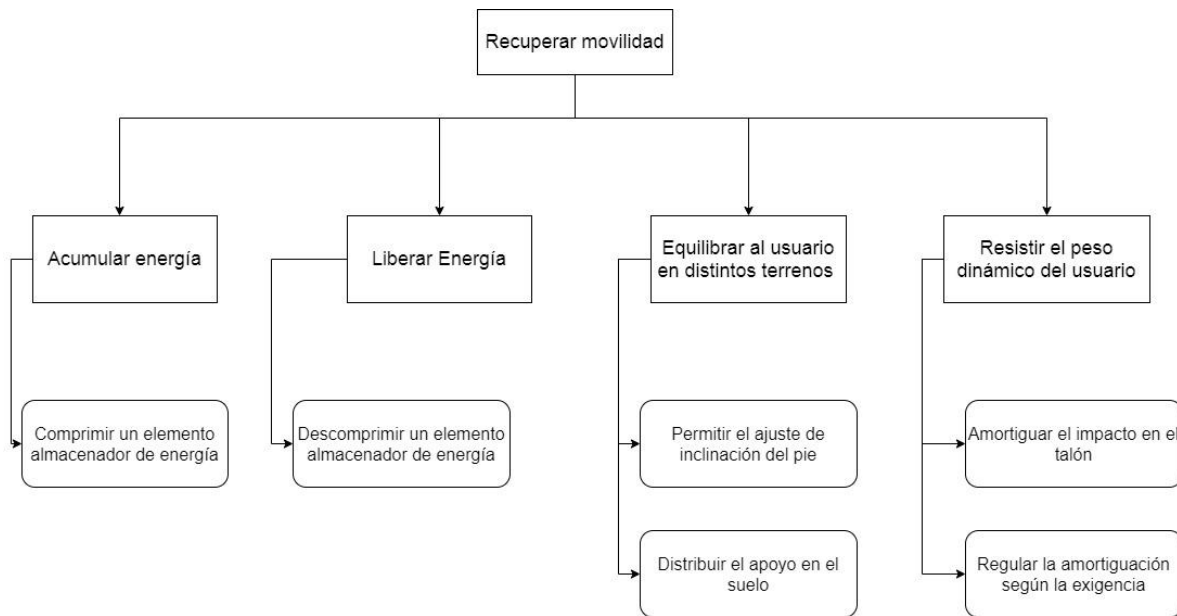


Figura 5.1 Árbol de funciones y subfunciones del pie protésico.

5.2.2. Diagrama de caja negra

Utilizando la herramienta conocida como caja negra (Figura 5.2) se analiza la energía entrante al sistema, en el caso del pie protésico a diseñar la única energía que ingresa es del tipo mecánica, no se utiliza energía eléctrica en el sistema ni tampoco se produce el envío de señales. Esta energía se disipa

de la prótesis en forma de energía amortiguada, la cual corresponde a la energía que es absorbida por algún elemento del sistema, mientras que la energía liberada es la que el pie devuelve al usuario.



Figura 5.2 Diagrama de caja negra.

5.2.3. Diagrama de caja transparente

En la caja transparente se ve con más detalle lo que sucede con la energía dentro del sistema, se ve que la energía amortiguada es disipada en un elemento del sistema seleccionado para esa función, este puede ser por medio de resortes o cuñas de termoplásticos como se observó en el benchmarking. En el caso de la energía liberada, primero esta debe ser almacenada en un elemento capaz de acumular energía y luego este mismo elemento debe ser capaz de liberar esta energía y entregarla al usuario para ayudarlo con las actividades físicas realizadas.

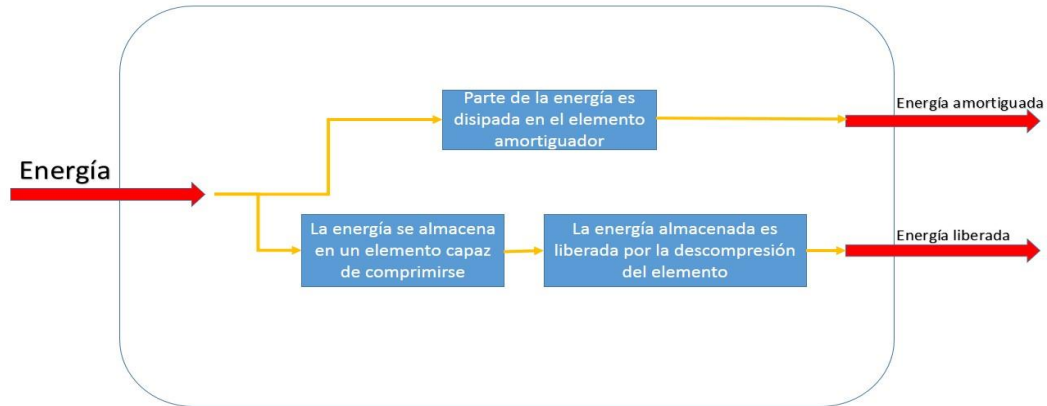


Figura 5.3 Diagrama de caja transparente.

5.3. Recolección de información

5.3.1. Benchmarking

En el benchmarking se analizan y compraran distintos tipos de pies dinámicos para aprender sobre sus sistemas que los conforman y como estos permiten a estas prótesis adaptarse a los requerimientos del usuario, que función cumple cada componente dentro del conjunto y que materiales suelen ser usados en la construcción de estos elementos.

Tabla 5.4 Benchmarking enfocado en pies dinámicos.

					
Marca		ottobock.		ottobock.	
Modelo		1C30 Trias		Axtion 1E56	Venture®
Peso	667 [gr]	653 [gr]	631 [gr]	525 [gr]	585 [gr]
Recuperación de energía	Alta	Alta	Alta	Alta	Alta
Nivel de impacto	Moderado a alto	Moderado a alto	Bajo a alto	Alto	Bajo a alto
Características especiales	Resortes integrados y resistente al agua dulce y salada	Dos resortes que amortiguan el impacto y devuelven energía	Permite ligera eversión e inversión, cuñas intercambiables	Combinación de carbono con poliuretano lo hace excelente para realizar deportes	Amortiguadores y cojinetes intercambiables, multiaxialidad.

Analizando los pies existentes en el mercado se obtiene mucha información útil, se ve que la mayoría están diseñados para soportar altos niveles de impacto, por lo que son apropiados para realizar actividades físicas moderadas e incluso algunos permiten realizar deportes competitivos como baloncesto y tenis.

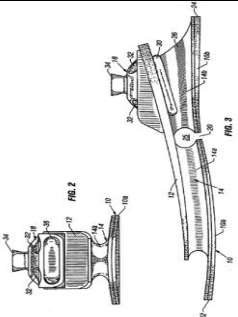
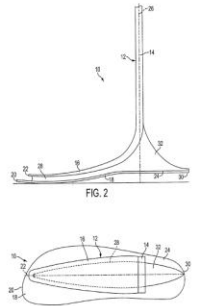
Otra característica importante que poseen algunos pies es que tienen piezas como cuñas y cojinetes intercambiables o juntas y uniones ajustables mediante llaves, lo cual permite que el usuario pueda ajustar o cambiar elementos del pie para adecuar la resistencia o la precarga del pie a la exigencia del terreno por el que se desplaza.

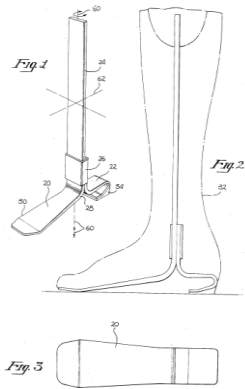
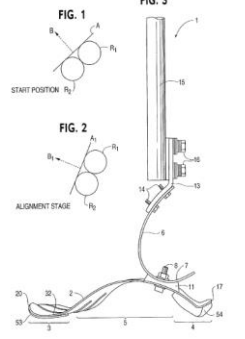
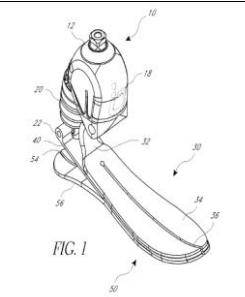
También es importante el uso de resortes y elementos estructurales para acumular energía durante el apoyo y luego liberar esta energía al momento de levantar el pie del suelo, lo que ayuda a realizar una marcha más amena al usuario. Finalmente, el último detalle observado es que el material utilizado en todos los tipos de pie es fibra de carbono debido a sus excelentes propiedades mecánicas, este material se utiliza para la mayoría de materiales estructurales del pie, mientras que otros elementos como tornillos y tuercas son de acero inoxidable y los cojinetes de poliuretano o otros tipos de polímeros.

5.3.2. Patentes

Se realiza una búsqueda de patentes de distintos sistemas y equipos que presenten funciones similares a las del pie protésico a diseñar. Con el objetivo de encontrar soluciones técnicas a distintas clases de problemas y además evitar diseñar un equipo que ya haya sido patentado. Las patentes consultadas se muestran en la Tabla 5.5.

Tabla 5.5 Patentes revisadas y su descripción.

Patente	Código	Detalle	Imagen
Prótesis de sección inferior de la pierna	US20040215346A1	Prótesis formada por 2 placas más una placa elastomérica	
Prótesis de pie	US20020128727A1	Prótesis que posee un pilón elevado y placa inferior unidos por una capa elastomérica que permite una respuesta dinámica	

Compuesto protético de pie y pierna	US4547913A	Prótesis de pierna y pie unidos por resina de alta resistencia, lo que entrega gran movilidad con una sensación más natural	 Fig. 1 shows a side view of a prosthetic leg with a foot assembly. Fig. 2 shows a top view of the foot assembly. Fig. 3 shows a side view of the foot assembly with a curved sole.
Pie protésico con rendimiento ajustable	US7226485B2	Prótesis que posee una plata curvada para acumular energía durante el impacto y puta divida en 3 secciones que entregan estabilidad al usuario.	 FIG. 1 shows a side view of a prosthetic foot with a curved sole. FIG. 2 shows a top view of the foot assembly with a curved sole.
Pie protésico con miembros flexibles extraíbles	US20200000611A1	Prótesis formada por una pieza de sujeción, una abrazadera, un miembro flexible y un actuador.	 FIG. 1 shows a side view of a prosthetic foot with a flexible member and an actuator.

De las patentes revisadas se observa un detalle importante en las dos últimas imágenes, se ve que la base se encuentra dividida en 2 o más secciones (Ver Figura 5.4) lo que según los diseñadores ayuda a la prótesis a adaptarse a terrenos irregulares, también la base se encuentra curvada hacia arriba lo que ayuda al apoyo del pie en el suelo.

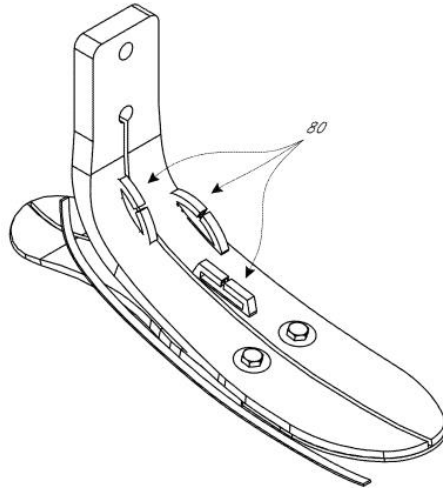


Figura 5.4 Base dividida en dos secciones.

5.4. Generación de conceptos

La siguiente etapa en la metodología de diseño definida corresponde a la Generación de conceptos, en la que se planea entregar tres tipos de pies protésicos que cumplan con los requerimientos del producto. Para lograr esto antes es necesario definir los sistemas del pie, para luego construir la carta morfológica, la cual se utilizará como guía para generar los conceptos.

5.4.1. Carta morfológica

Con la información reunida hasta este punto, es posible definir los sistemas que conforman la prótesis de pie y con que elementos o mecanismos lograr el funcionamiento de dichos sistemas, en el caso de la prótesis a diseñar se definen los siguientes sistemas:

- ◆ Sistema de amortiguación: Este sistema permite amortiguar el impacto generado en el talón y/o empeine con el objetivo de generar una marcha más amena para el usuario.
- ◆ Sistema de absorción y entrega de energía: El objetivo de este sistema es la de acumular energía durante la marcha y actividades físicas y luego devolver esta energía al usuario para ayudarlo con dichas actividades.

- ♦ Sistema de regulación: Este sistema permite al usuario ajustar elementos de la prótesis para adaptarla mejor a distintos terrenos por los que transite.

Con los sistemas definidos y la información de distintos tipos de materiales se construye la carta morfológica (Tabla 5.6), la que se usará como guía para generar las distintas propuestas de prótesis de pie.

Tabla 5.6 Carta morfológica.

Función				
Tipo de Material	Materiales de impresión 3D (ABS, TPU,)) 	Materiales termoplásticos polietileno, polipropileno y poliuretano 	Metales (acero inoxidable, aluminio) 	Fibra de carbono 
Sistema de amortiguación	Resortes 	Almohadillas de termoplásticos 		
Sistema de absorción y entrega de energía	Resortes 	Elementos estructurales 		

Sistema de regulación	Cuñas intercambiables 			
-----------------------	--	--	--	--

5.5. Conceptos

Para generar los conceptos se realizan tres iteraciones a la carta morfológica, utilizando sus distintos materiales y sistemas para generar tres conceptos de prótesis de pie, las cuales son presentados a continuación:

5.5.1. Primer concepto

El primer concepto corresponde a un tipo de pie formado por tres piezas fabricadas con técnicas de impresión 3D, estas piezas estarían unidas entre sí por piezas de aluminio como placas y tornillos, resortes para la absorción de energía y amortiguación de impactos, y en la parte superior del pie se encuentra el adaptador piramidal, que es el elemento con el que se unirá a las demás partes de la prótesis.

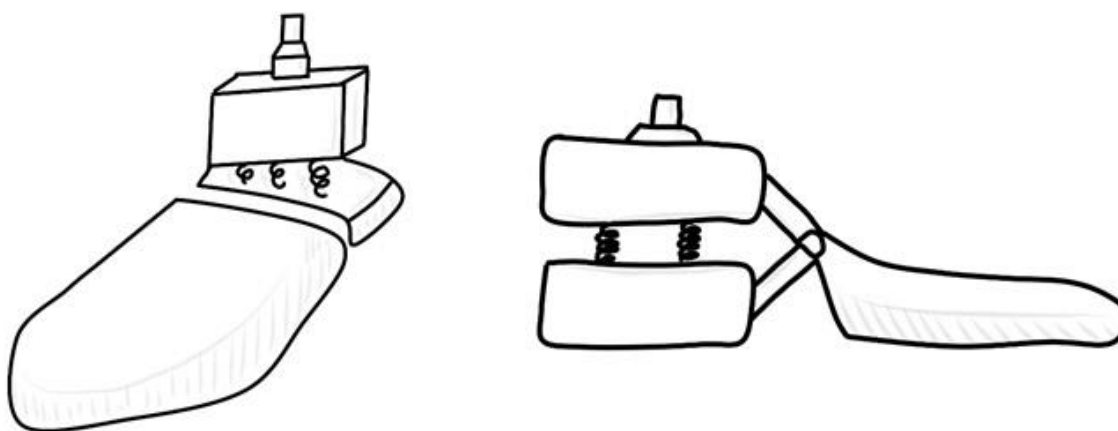


Figura 5.5 Primer concepto de prótesis de pie.

5.5.2. Segundo concepto

El segundo concepto corresponde a un pie formado básicamente por una gran pieza impresa en 3D, posee vaciados para ubicar las almohadillas termoplásticas para la amortiguación del impacto tanto en el talón como en el empeine y una lámina de fibra de carbono de alto modulo elástico cerca de la base para darle resistencia y absorción de energía al conjunto.

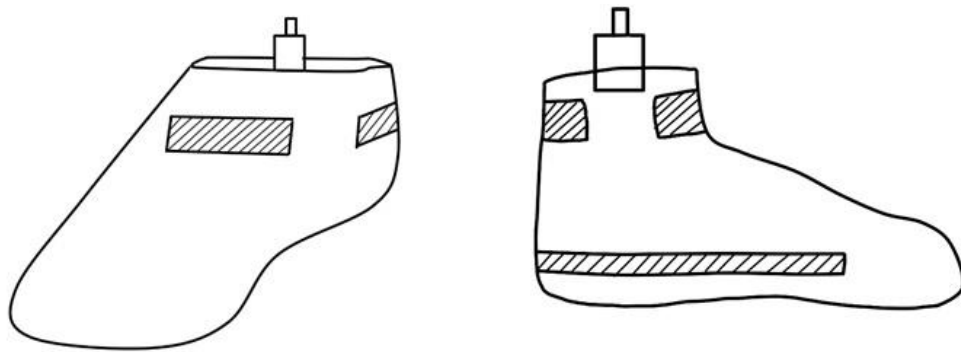


Figura 5.6 Segundo concepto de prótesis de pie.

5.5.3. Tercer concepto

El último concepto está formado por tres placas de fibra de carbono: el empeine, el talón y la base, la cual posee la punta dividida en dos secciones lo cuál ayuda a entregar estabilidad al usuario, una cuña intercambiable en el talón para amortiguar los impactos, uniones con tornillos de aluminio y el adaptador piramidal en la parte superior.

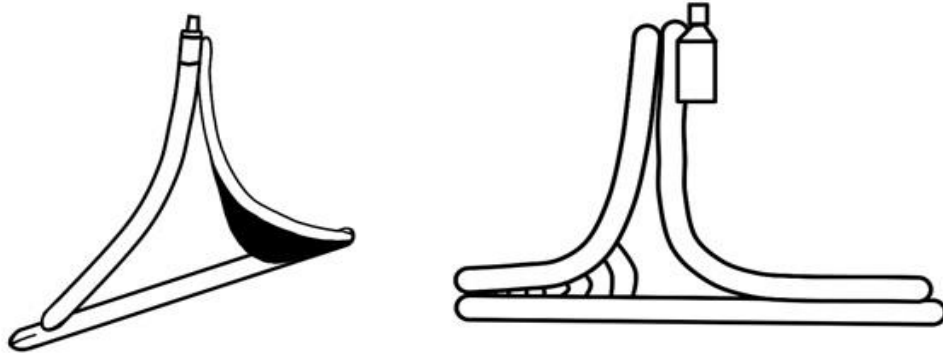


Figura 5.7 Tercer concepto de prótesis de pie.

5.6. Selección de concepto

Para la selección de concepto se utiliza la metodología de los pesos ponderados, la cual consiste en otorgar un puntaje entre 1 y 10 a los atributos de la Tabla 5.2, siendo 10 el más alto, 5 nivel medio y 1 el más bajo, lo cual indicara que tan bien el concepto cumple con los atributos deseados. Luego se ponderan y se suman todos los puntajes para seleccionar el concepto con el mayor puntaje. Se presentan los resultados en la Tabla 5.7.

Tabla 5.7 Tabla de pesos ponderados para la selección de concepto.

		Concepto 1		Concepto 2		Concepto 3	
Criterio de selección	Peso	Puntaje	Peso	Puntaje	Peso	Puntaje	Peso
Resistir el peso dinámico del usuario durante la marcha y actividades moderadas	11,1	8	88,8	9	99,9	10	111
Resistir la corrosión del aire costero de la ciudad de Valparaíso	4,44	10	44,4	10	44,4	10	44,4
Resistir los ciclos de fatiga	9,7	7	67,9	9	87,3	10	97
Resistente a altas temperaturas	0,9	10	9	10	9	10	9
No sufrir deformaciones	9,7	10	97	10	97	10	97
Resistir el agua dulce y/o salada	2,3	10	23	10	23	10	23
Resistir a las bajas temperaturas	0,9	10	9	10	9	10	9
Acumular y liberar energía durante la marcha y actividades	8,27	8	66,2	7	57,9	9	74,4
Adaptarse a terrenos irregulares	8,27	6	49,6	8	66,2	8	66,2
Ser de fácil instalación y regulación para el usuario	4,41	10	44,1	10	44,1	10	44,1
Fácil de ensamblar	2,69	8	21,5	10	26,9	10	26,9
Emitir bajo nivel de ruido	1,36	7	9,52	10	13,6	10	13,6
Amortiguar el impacto generado en el talón	5,17	7	36,2	9	46,5	10	51,7
Usar materiales amigables con el medio ambiente	0,57	10	5,7	10	5,7	8	4,56
Entregar estabilidad al usuario	8,27	9	74,4	10	82,7	10	82,7
Mantenimiento sencillo y de bajo costo para el usuario	4,2	7	29,4	10	42	10	42
Tamaño similar al pie humano	0,75	9	6,75	9	6,75	10	7,5
Peso similar a una extremidad inferior	0,3	10	3	9	2,7	10	3
Tener forma similar al pie humano	0,2	9	1,8	10	2	2	0,4
Permitir el uso de funda cosmética	0,2	1	0,2	7	1,4	10	2
		Total	687	Total	768	Total	809

Los resultados indican que el Concepto 3 es el que mejor cumple con la lista de atributos deseados para el producto. Teniendo seleccionado el concepto se procede a la siguiente fase del proyecto que es el Diseño de configuración.

Capítulo 6

Diseño de configuración

En esta etapa, se pretende dejar todo preparado para el diseño de detalle, y la construcción del prototipo de pie protésico, para lo cual es necesario definir la lista y cantidad de piezas que forman el sistema, seleccionar piezas comerciales que puedan utilizarse, además seleccionar materiales para la fabricación de los componentes que sea necesario diseñar, ya teniendo esta información se realiza una memoria de cálculo para validar el modelo propuesto para luego modelar las piezas en un software de dibujo 3D del cual luego se podrán generar los documentos para la fabricación del prototipo.

6.1. Lista de piezas

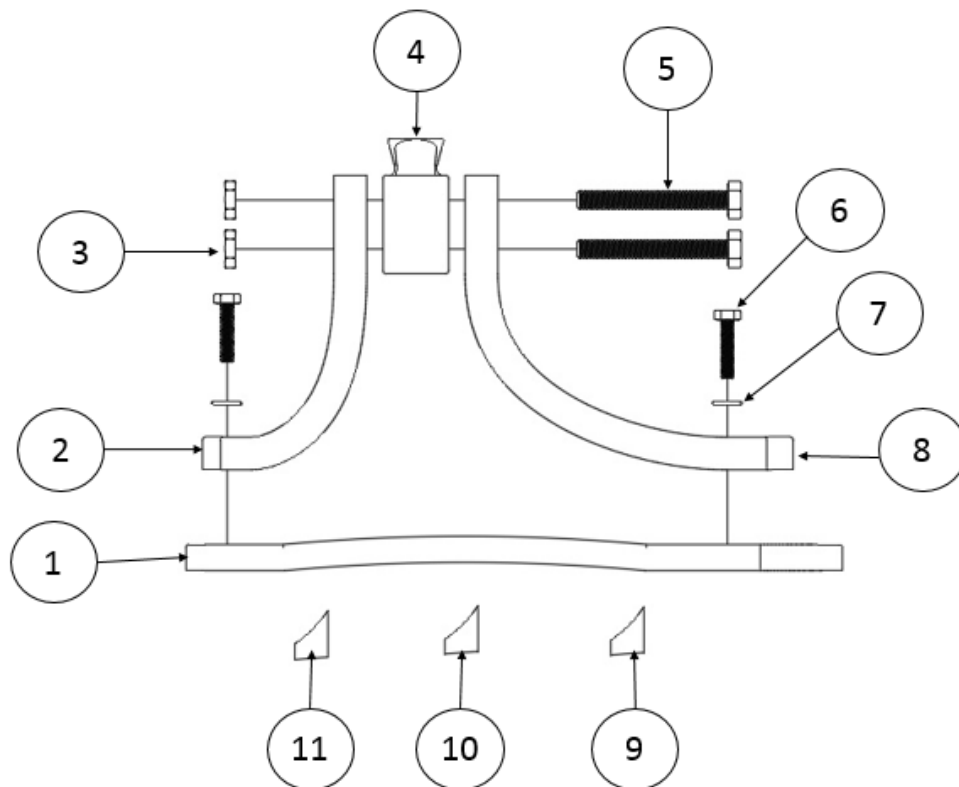


Figura 6.1 Explosionado de las piezas que forman el prototipo de pie dinámico.

Se define la lista de piezas que conforman el sistema de pie protésico y se muestran en la Figura 6.1, también se enumeran los componentes en la siguiente lista:

1. Placa Base
2. Placa Talón
3. Tuerca hexagonal M6 de acero inoxidable DIN 934
4. Adaptador piramidal
5. Tornillo M6 x 45 de acero inoxidable 304
6. Tornillo M4 x 18 mm 304 acero inoxidable
7. Arandela M4 304 acero inoxidable
8. Placa Empeine
9. Cuña 1
10. Cuña 2
11. Cuña 3

6.2. Selección de piezas comerciales

Se seleccionan las piezas que no serán diseñadas y se planea adquirir comercialmente para la construcción del prototipo.

6.2.1. Tornillos

El acero inoxidable 304 es un buen material para ser utilizado como elementos de unión debido a su buena resistencia, resistencia a la corrosión y buen comportamiento al agua dulce y salada. Se usan cuatro tornillos M6 x 46 para unir las placas talón y empeine con el adaptador piramidal y 4 Tornillos M4 x 18 para la unión de la placa base con las placas talón y empeine.



Figura 6.2 Tornillos de acero inoxidable 304.

6.2.2. Tuercas

Para asegurar los tornillos que unen el adaptador piramidal al sistema se utilizan cuatro tuercas M6 de acero inoxidable 304 por las mismas razones que en el caso de los tornillos, sus buenas propiedades mecánicas y resistencia a corrosión.



Figura 6.3 Tuercas de acero inoxidable DIN 934.

6.2.3. Arandelas

Para distribuir en una mayor área la fuerza de apriete y reducir el riesgo de que los tornillos de la placa base se aflojen se usan arandelas tamaño M4 de acero inoxidable 304.

6.3. Selección de materiales

A continuación, se selecciona los materiales para las piezas que es necesario diseñar, las cuales son las placas talón, empeine, base, el adaptador piramidal y el juego de tres cuñas, para esta tarea se utiliza el software gratuito CES Edupack 2019, el cual es una gran librería que contiene información sobre muchos tipos de materiales, acerca de sus propiedades mecánicas, comportamiento eléctrico, resistencia al agua, entre otros.

6.3.1. Placa talón y empeine

Las tres placas de fibra de carbono son las partes mas importantes del sistema, ya que son las que forman la estructura del pie y deben ser capaces de resistir las fuerzas aplicadas durante las actividades físicas del usuario, resistencia a la fatiga, a la corrosión, a un buen rango de temperaturas y al agua dulce y salada. Para seleccionar el tipo de fibra de carbono se introducen los siguientes valores al software:

- ◆ Densidad: Entre 1000 y 2000 [kg/m^3]
- ◆ Módulo de Young: Máximo 200 [GPa]
- ◆ Límite elástico: 1100 [MPa]
- ◆ Resistencia a la tracción: 1600 [MPa]
- ◆ Resistencia ala fatiga a 10^7 ciclos: 900 [MPa]
- ◆ Resistencia a agua dulce y salada: Excelente

El programa entrega los siguientes tipos de fibra de carbono:

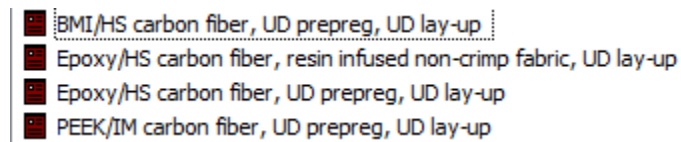


Figura 6.4 Materiales entregados por el software para la selección de fibra de carbono.

Después de analizar los cuatro tipos de fibra de carbono utilizados se selecciona el último material mostrado por el programa, “PEEK/IM carbón fiber” debido a su mayor resistencia a la compresión y elongación, ya que estas placas son cargadas directamente con el peso del usuario transmitido por el adaptador piramidal y deben comprimirse para la acumulación de energía. Las propiedades mecánicas de este tipo de fibra de carbono pueden verse en la Figura 6.5.

PEEK/IM carbon fiber, UD prepreg, UD lay-up

Ver hoja de datos: All attributes

Mostrar/ocultar

Physical properties

Density	i	1.55e3	-	1.57e3	kg/m³
---------	---	--------	---	--------	-------

Mechanical properties

Young's modulus	i	146	-	149	GPa
Specific stiffness	i	93.5	-	95.6	MN.m/kg
Yield strength (elastic limit)	i	2.41e3	-	2.43e3	MPa
Tensile strength	i	2.41e3	-	2.43e3	MPa
Specific strength	i	1.54e3	-	1.56e3	kN.m/kg
Elongation	i	1.36	-	1.81	% strain
Compressive modulus	i	134	-	148	GPa
Compressive strength	i	945	-	1.2e3	MPa
Flexural modulus	i	148	-	150	GPa
Flexural strength (modulus of rupture)	i	* 2.41e3	-	2.43e3	MPa
Shear modulus	i	5.4	-	5.5	GPa
Bulk modulus	i	* 14.8	-	16.3	GPa
Poisson's ratio	i	0.342	-	0.372	
Shape factor	i	6.3			
Hardness - Vickers	i	* 26.1	-	28.5	HV
Hardness - Rockwell M	i	* 95	-	105	
Hardness - Rockwell R	i	* 119	-	131	
Elastic stored energy (springs)	i	1.96e4	-	2.01e4	kJ/m³
Fatigue strength at 10^7 cycles	i	* 1.33e3	-	1.58e3	MPa

Figura 6.5 Propiedades mecánicas de la fibra de carbono seleccionada para el talón y empeine.

6.3.2. Placa base

La placa base es la pieza que se encuentra en contacto con el suelo por lo que debe tener buena flexibilidad, un mayor módulo elástico que las otras placas para adaptarse mejor a los distintos tipos de terrenos y una buena resistencia a la compresión ya que esta siendo cargada por el talón y el empeine. Por estos motivos se selecciona la fibra de carbono del tipo “*Epoxy/HS carbón fiber*”, la cual cumple con los requerimientos mencionados. Sus propiedades mecánicas pueden verse en la Figura 6.6.

Epoxy/HS carbon fiber, UD prepreg, UD lay-up

Ver hoja de datos: All attributes

Mostrar/ocultar

Physical properties

Density	i	1.55e3	-	1.58e3	kg/m^3
---------	---	--------	---	--------	--------

Mechanical properties

Young's modulus	i	129	-	154	GPa
Specific stiffness	i	82.3	-	98.7	MN.m/kg
Yield strength (elastic limit)	i	1.74e3	-	2.17e3	MPa
Tensile strength	i	1.74e3	-	2.17e3	MPa
Specific strength	i	1.11e3	-	1.38e3	kN.m/kg
Elongation	i	1.2	-	1.4	% strain
Compressive modulus	i	123	-	131	GPa
Compressive strength	i	1.41e3	-	1.69e3	MPa
Flexural modulus	i	129	-	156	GPa
Flexural strength (modulus of rupture)	i	1.74e3	-	2.17e3	MPa
Shear modulus	i	3.74	-	6.3	GPa
Bulk modulus	i	* 9.09	-	12.2	GPa
Poisson's ratio	i	0.32	-	0.34	
Shape factor	i	7			
Hardness - Vickers	i	* 10.8	-	21.5	HV
Hardness - Rockwell M	i	* 80	-	110	
Hardness - Rockwell R	i	* 117	-	129	
Elastic stored energy (springs)	i	1.07e4	-	1.67e4	kJ/m^3
Fatigue strength at 10^7 cycles	i	* 959	-	1.41e3	MPa

Figura 6.6 Propiedades mecánicas de la fibra de carbono seleccionada para la base.

6.3.3. Adaptador piramidal

Durante el benchmarking se observa que en la mayoría de los casos el adaptador piramidal es fabricado en titanio, por lo que por simplicidad se selecciona el titanio para esta pieza, específicamente el titanio grado 5 el cual es la aleación de titanio mas utilizada y asequible, posee buenas propiedades mecánicas como su elevada resistencia, bajo peso y resistencia a la corrosión. Las propiedades de este material se adjuntan en el Anexo B.

6.3.4. Cuñas

Las cuñas dentro del sistema tienen la función de amortiguar el impacto producido en el talón durante la marcha y actividades físicas del usuario, se planea fabricar un juego de tres cuñas de distintos materiales mediante impresión 3D. Para seleccionar que tipos de termoplástico utilizar se introducen los siguientes parámetros cualitativos en el software CES Edupack:

- ♦ Capacidad de ser extruido: Excelente
- ♦ Capacidad de ser inyectado: Excelente
- ♦ Resistencia al agua dulce y salada: Excelente

El programa entrega 144 materiales de los cuales se seleccionan los siguientes: ABS (High-impact, injection molding), PETG (Unfilled) y TPU (Molding), esto debido a que estos tres tipos de termoplásticos son comúnmente utilizados en la impresión 3D y también poseen distintas propiedades mecánicas por lo que permitirán al usuario regular la amortiguación cambiando la cuña ubicada entre el talón y la base. Se adjuntan las propiedades mecánicas de estos materiales en el Anexo B

6.4. Memoria de cálculo

Con las propiedades mecánicas obtenidas del Software CES Edupack, se procede a desarrollar una memoria de cálculo con el objetivo de obtener valores que aseguren que la prótesis y sus elementos operarán sin problemas mecánico debido a fuerzas internas y/o externas. La carga que se aplicará a los componentes se calcula utilizando el peso del usuario 65 [Kg], la gravedad terrestre $9,81 \left[\frac{m}{s^2} \right]$ y un factor de peso dinámico de 2,5 [21], este factor corresponde al máximo valor obtenido de un estudio en el que se midió la fuerza experimentada en el pie de una persona mientras corría, multiplicando estos factores se obtiene una carga de 1600 [N]. Se analizan las partes mas críticas y de vital importancia para la prótesis.

6.4.1. Placa talón

Se dibujan las fuerzas y restricciones en el diagrama de cuerpo libre mostrado en la Figura 6.7

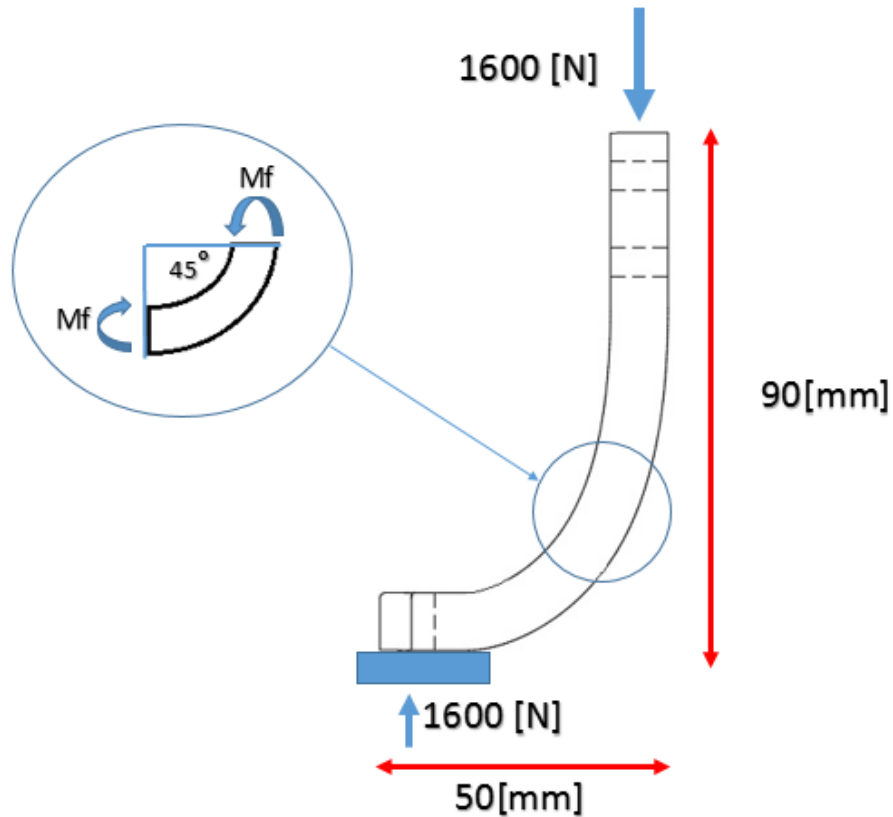


Figura 6.7 Diagrama de cuerpo libre de la placa talón.

Se simula la pieza como una viga curva para su análisis [24] y se utilizan las propiedades mecánicas del software CES Edupack. Se tienen los siguientes datos iniciales:

- ♦ Carga P : 1600 [N]
- ♦ Ángulo: 45°
- ♦ Radio de la fibra interna (r_i): 23,7 [mm]
- ♦ Radio de la fibra externa (r_o): 33,7 [mm]
- ♦ Perfil rectangular de largo (l): 40 [mm] y ancho (w): 10 [mm]
- ♦ Brazo del torque ejercido por la componente perpendicular de la fuerza a la pieza: 28,46 [mm]
- ♦ Módulo de elasticidad (E): 146.000 [Mpa]
- ♦ Módulo de ruptura en flexión (S_y): 2410 [Mpa]

Con estos datos se realizan los siguientes cálculos:

Área sección transversal A : 400 [mm²]

Radio del eje centroidal: $r_c = r_i + \frac{w}{2} = 28,7$ [mm]

Radio del eje neutro: $r_n = \frac{w}{\ln(r_o/r_i)} = 28,4[mm]$

Excentricidad: $e = r_c - r_n = 0,3[mm]$

Distancia desde el eje neutro a la fibra interior: $c_i = r_n - r_i = 4,7 [mm]$

Distancia desde el eje neutro a la fibra exterior: $c_o = r_o - r_n = 5,3[mm]$

Momento flector: $M = Brazo \cdot F_y = 45.536[N \cdot mm]$

Esfuerzo flector interno: $\sigma_i = \frac{M \cdot c_i}{A \cdot e \cdot r_i} = 75,25 [MPa]$

Esfuerzo flector externo: $\sigma_o = \frac{M \cdot c_o}{A \cdot e \cdot r_o} = 59,67 [MPa]$

Factor de seguridad fibra interna: $n_i = \frac{S_y}{\sigma_i} = 32,02 [-]$

Factor de seguridad fibra externa: $n_o = \frac{S_y}{\sigma_o} = 40,38 [-]$

Deformación máxima (fibra interna): $\varepsilon = \frac{\sigma}{E} = 5,15 \cdot 10^{-4} [-]$

Además se realiza un análisis de fatiga para vida infinita (10^7 ciclos):

Ecuación de Marin: $S_e = k_a \cdot k_b \cdot k_c \cdot k_d \cdot k_e \cdot S_e' [MPa]$

Límite de resistencia a la fatiga en viga rotatoria: $S_e' = 1330[MPa]$

Resistencia mínima a la tensión: $S_{ut} = 2410 [MPa]$

Factor de superficie: $k_a = a \cdot S_{ut}^b$, con $a = 4,45$ y $b = -0,265$ para laminado en frío. Por lo tanto, $k_a = 0,565 [-]$

Factor de tamaño o forma: $k_b = (\frac{d}{7,62})^{-0,107}$, con $2,79 \leq d \leq 51 [mm]$. Para formas rectangulares $d_e = 0,808 \sqrt{hb}$, con altura $h = 10 [mm]$ y ancho $b = 40 [mm]$. Por lo tanto, $d_e = 16,16[mm]$ y $k_b = 0,923$

Factor de carga: $k_c = 1$ para flexión

Factor de temperatura: $k_d = 1$ por falta de información sobre la temperatura durante la carga

Factor de efectos diversos: $k_e = 1$ debido a que los efectos no aplican al material ni condiciones de trabajo

Límite de resistencia a la fatiga del elemento mecánico: $S_e = 693,59 [MPa]$

Criterio de falla de Goodman modificado: $\frac{\sigma_a}{S_e} + \frac{\sigma_m}{S_{ut}} = \frac{1}{n_f}$ con $\sigma_{max} = 75 [MPa]$ y $\sigma_{min} = 0 [MPa]$.

Esto implica que $\sigma_m = \sigma_a = 32,5 [MPa]$. Por lo tanto, el factor de seguridad a la fatiga es $n_f = 16,57 [-]$.

6.4.2. Placa empeine

Análogamente al caso de la placa talón se realizan los cálculos para la placa del empeine en base al diagrama de cuerpo libre mostrado en la Figura 6.8

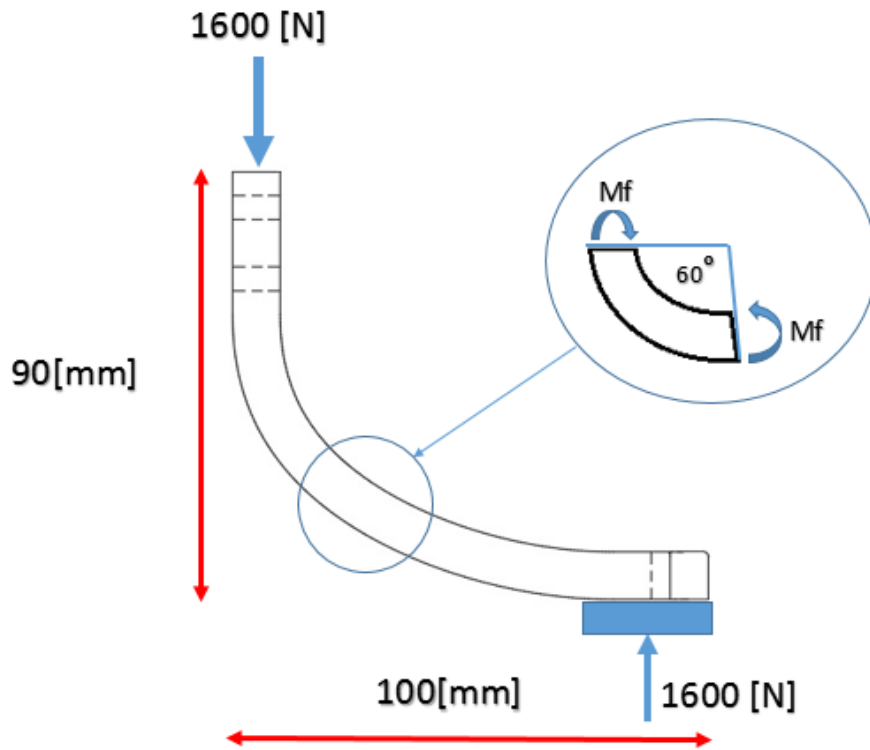


Figura 6.8 Diagrama de cuerpo libre de la placa talón.

Se simula la pieza como una viga curva para su análisis y se utilizan las propiedades mecánicas del software CES Edupack. Se tienen los siguientes datos iniciales:

- Carga P : 1600 [N]
- Ángulo: 60°
- Radio de la fibra interna (r_i): 42,9 [mm]
- Radio de la fibra externa (r_o): 52,9 [mm]
- Perfil rectangular de largo (l): 40 [mm] y ancho w : 10 [mm]
- Brazo del torque ejercido por la componente perpendicular de la fuerza a la pieza: 19 [mm]
- Módulo de elasticidad (E): 129.000 [Mpa]
- Módulo de ruptura en flexión (S_y): 1740 [Mpa]

Con estos datos se realizan los siguientes cálculos:

Área sección transversal $A: 400 [mm^2]$

Radio del eje centroidal: $r_c = r_i + \frac{w}{2} = 47,9 [mm]$

Radio del eje neutro: $r_n = \frac{w}{\ln(r_o/r_i)} = 47,7 [mm]$

Excentricidad: $e = r_c - r_n = 0,2 [mm]$

Distancia desde el eje neutro a la fibra interior: $c_i = r_n - r_i = 4,8 [mm]$

Distancia desde el eje neutro a la fibra exterior: $c_o = r_o - r_n = 5,2 [mm]$

Momento flector: $M = Brazo \cdot F_y = 30560 [N \cdot mm]$

Esfuerzo flector interno: $\sigma_i = \frac{M \cdot c_i}{A \cdot e \cdot r_i} = 42,74 [MPa]$

Esfuerzo flector externo: $\sigma_o = \frac{M \cdot c_o}{A \cdot e \cdot r_o} = 37,55 [MPa]$

Factor de seguridad fibra interna: $n_i = \frac{S_y}{\sigma_i} = 40,71 [-]$

Factor de seguridad fibra externa: $n_o = \frac{S_y}{\sigma_o} = 46,33 [-]$

Deformación máxima (fibra interna): $\varepsilon = \frac{\sigma}{E} = 3,313 \cdot 10^{-4} [-]$

Además se realiza un análisis de fatiga para vida infinita (10^7 ciclos):

Ecuación de Marin: $S_e = k_a \cdot k_b \cdot k_c \cdot k_d \cdot k_e \cdot S_e' [MPa]$

Límite de resistencia a la fatiga en viga rotatoria: $S_e' = 959 [MPa]$

Resistencia mínima a la tensión: $S_{ut} = 1740 [MPa]$

Factor de superficie: $k_a = a \cdot S_{ut}^b$, con $a = 4,45$ y $b = -0,265$ para laminado en frío. Por lo tanto, $k_a = 0,616 [-]$

Factor de tamaño o forma: $k_b = \left(\frac{d}{7,62}\right)^{-0,107}$, con $2,79 \leq d \leq 51 [mm]$. Para formas rectangulares $d_e = 0,808 \sqrt{hb}$, con altura $h = 10 [mm]$ y ancho $b = 40 [mm]$. Por lo tanto, $d_e = 18,1 [mm]$ y $k_b = 0,923$

Factor de carga: $k_c = 1$ para flexión

Factor de temperatura: $k_d = 1$ por falta de información sobre la temperatura durante la carga

Factor de efectos diversos: $k_e = 1$ debido a que los efectos no aplican al material ni condiciones de trabajo

Límite de resistencia a la fatiga del elemento mecánico: $S_e = 545,25 [MPa]$

Criterio de falla de Goodman modificado: $\frac{\sigma_a}{S_e} + \frac{\sigma_m}{S_{ut}} = \frac{1}{n}$ con $\sigma_{max} = 42,74 [MPa]$

$\sigma_{min} = 0[MPa]$. Esto implica que $\sigma_m = \sigma_a = 21,37[MPa]$. Por lo tanto, el factor de seguridad a la fatiga es de $n_f = 19,43[-]$.

6.4.3. Tornillos del adaptador piramidal

Se analizan los cuatro tornillos que se encargan de unir las placas talón y empeine. Debido a que se requiere información de las propiedades de tornillos que no se tiene, se realiza el cálculo con la información tabulada del perno ISO 12.9 (Ver en Anexo C), el cual presenta propiedades mecánicas inferiores a los tornillos seleccionados [25].

Se representan los pernos en el diagrama de cuerpo libre de la Figura 6.9

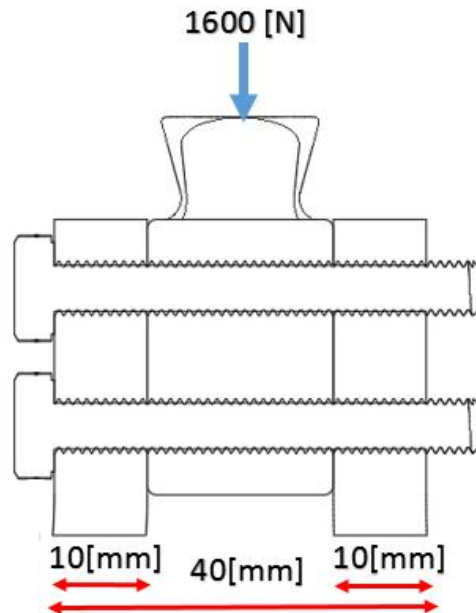


Figura 6.9 Diagrama de cuerpo libre de los tornillos del adaptador piramidal.

Se comienza con los siguientes datos iniciales:

- ♦ Diámetro mayor: $d = 6 [mm]$
- ♦ Largo total del perno: $L = 45 [mm]$
- ♦ Paso: $p = 1 [mm]$
- ♦ Agarre: $l = 40 [mm]$
- ♦ Espesor golilla: $t = 0 [mm]$
- ♦ Numero de pernos: $N = 4[-]$
- ♦ Módulo de elasticidad del material: $(E) = 193.000 [Mpa]$

- Resistencia mínima a la tensión: $(S_u) = 1220 [Mpa]$
- Resistencia mínima a la fluencia: $(S_y) = 1100[Mpa]$
- Resistencia de prueba mínima: $(S_p) = 935 [Mpa]$
- Resistencia a la fatiga corregida: $(S_e) = 190[Mpa]$

Con estos datos se calculan los siguientes parámetros:

$$\text{Longitud roscada: } L_t = 2d + 6 = 18[mm] \text{ para } d \leq 48 [mm] \text{ y } L \leq 125 [mm]$$

$$\text{Longitud de la parte útil sin rosca: } l_d = L - L_t = 28[mm]$$

$$\text{Longitud de la parte roscada de agarre: } l_t = l - l_d = 12[mm]$$

$$\text{Distancia vertical de raíz a cresta: } H = \frac{\sqrt{3}}{2} p = 0,87 [mm]$$

$$\text{Diámetro menor: } d_{min} = d - 1,22869 \cdot p = 4,77131 [mm]$$

$$\text{Diámetro de paso: } d_p = d - 0,649519 \cdot p = 5,350481 [mm]$$

$$\text{Diámetro área de esfuerzo tensión: } d' = \frac{d_{min} + d_p}{2} = 5,060896 [mm]$$

$$\text{Área del diámetro mayor: } A_d = \frac{\pi d^2}{4} = 28,27 [mm^2]$$

$$\text{Área del esfuerzo tensión: } A_t = \frac{\pi d'^2}{4} = 20,12 [mm^2]$$

$$\text{Rigidez efectiva estimada perno: } k_b = \frac{A_d \cdot A_t \cdot E}{A_d \cdot L_t + A_t \cdot l_d} = 102382,844 \left[\frac{N}{mm} \right]$$

Se tienen tres elementos, los cuales corresponden a las placas de talón y empuje (1 y 3) y elemento 2 corresponde al adaptador piramidal, se calcula la rigidez para cada uno de estos elementos:

$$\text{Ancho del elemento: } D_1 = 1,5 \cdot d' = 7,591 [mm]$$

$$\text{Alto del elemento: } t_1 = 10 [mm]$$

$$\text{Módulo de elasticidad del elemento: } E_1 = 146000 [Mpa]$$

$$\text{Rigidez del elemento: } k_1 = \frac{0,577 \cdot \pi \cdot E_1 \cdot d'}{\ln \left[\frac{(1,15 \cdot t_1 + D_1 - d'') \cdot (D_1 + d'')}{(1,15 \cdot t_1 + D_1 + d'') \cdot (D_1 - d'')} \right]} = 1.256.161 \left[\frac{N}{mm} \right]$$

$$\text{Ancho del elemento: } D_2 = 1,5 \cdot d' = 11,39 [mm]$$

$$\text{Alto del elemento: } t_2 = 20 [mm].$$

$$\text{Módulo de elasticidad del elemento: } E_2 = 116000 [Mpa].$$

$$\text{Rigidez del elemento: } k_2 = \frac{0,577 \cdot \pi \cdot E_2 \cdot d'}{\ln \left[\frac{(1,15 \cdot t_2 + D_2 - d'') \cdot (D_2 + d'')}{(1,15 \cdot t_2 + D_2 + d'') \cdot (D_2 - d'')} \right]} = 1.615.515,37 \left[\frac{N}{mm} \right]$$

$$\text{Ancho del elemento: } D_3 = 1,5 \cdot d' = 7,591 [mm]$$

Alto del elemento: $t_3 = 10 \text{ [mm]}$.

Módulo de elasticidad del elemento: $E_3 = 146000 \text{ [Mpa]}$.

$$\text{Rigidez del elemento: } k_3 = \frac{0,577 \cdot \pi \cdot E_3 \cdot d'}{\ln \left[\frac{(1,15 \cdot t_3 + D_3 - d'') \cdot (D_3 + d'')}{(1,15 \cdot t_3 + D_3 + d'') \cdot (D_3 - d'')} \right]} = 1.256.161 \left[\frac{\text{N}}{\text{mm}} \right]$$

$$\text{Rigidez total del elemento: } km = \frac{1}{\frac{1}{k_1} + \frac{1}{k_2} + \frac{1}{k_3}} = 452.253,33 \left[\frac{\text{N}}{\text{mm}} \right]$$

$$\text{Fracción de carga externa soportada por el perno: } C = \frac{kb}{kb + km} = 18,45\%$$

$$\text{Criterio de falla de Goodman: } \frac{\sigma_a}{S_e} + \frac{\sigma_m}{S_u} = 1$$

$$\text{Carga externa de tensión sobre un perno: } P = 400 \text{ [N]}$$

$$\text{Fuerza máxima: } F_{min} = 0,75 \cdot A_t \cdot S_p = 14109,15 \text{ [N]}$$

$$\text{Fuerza máxima: } F_{max} = F_{min} + C \cdot P = 14182,95 \text{ [N]}$$

Despejando la fórmula del criterio de Goodman se obtiene el factor de seguridad a la fatiga:

$$n = \frac{2S_e[A_t S_u - F_{min}]}{CP[S_u + S_e]} = 38,11 \text{ [-]}.$$

6.4.4. Tornillos de la placa base

Análogamente al caso anterior se realizan los cálculos del factor de seguridad a fatiga para los pernos que unen la base con las placas empeine y talón.

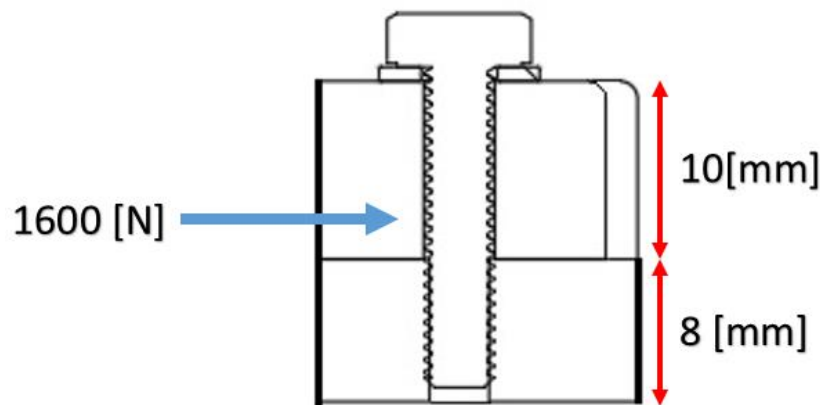


Figura 6.10 Diagrama de cuerpo libre de los tornillos del adaptador piramidal.

Se comienza con los siguientes datos iniciales:

- ♦ Diámetro mayor: $d = 4 \text{ [mm]}$
- ♦ Largo total del perno: $L = 18 \text{ [mm]}$
- ♦ Paso: $p = 0,7 \text{ [mm]}$
- ♦ Agarre: $l = 18,8 \text{ [mm]}$
- ♦ Espesor golilla: $t = 0,8 \text{ [mm]}$
- ♦ Numero de pernos: $N = 2 \text{ [-]}$
- ♦ Módulo de elasticidad del material: $(E) = 193.000 \text{ [Mpa]}$
- ♦ Resistencia mínima a la tensión: $(S_u) = 1220 \text{ [Mpa]}$
- ♦ Resistencia mínima a la fluencia: $(S_y) = 1100 \text{ [Mpa]}$
- ♦ Resistencia de prueba mínima: $(S_p) = 935 \text{ [Mpa]}$
- ♦ Resistencia a la fatiga corregida: $(S_e) = 190 \text{ [Mpa]}$

Con estos datos se calculan los siguientes parámetros:

$$\text{Longitud roscada: } L_t = 2d + 6 = 14 \text{ [mm]} \text{ para } d \leq 48 \text{ [mm]} \text{ y } L \leq 125 \text{ [mm]}$$

$$\text{Longitud de la parte útil sin rosca: } l_d = L - L_t = 4 \text{ [mm]}$$

$$\text{Longitud de la parte roscada de agarre: } l_t = l - l_d = 14,8 \text{ [mm]}$$

$$\text{Distancia vertical de raíz a cresta: } H = \frac{\sqrt{3}}{2} p = 0,6062 \text{ [mm]}$$

$$\text{Diámetro menor: } d_{min} = d - 1,22869 \cdot p = 3,1399 \text{ [mm]}$$

$$\text{Diámetro de paso: } d_p = d - 0,649519 \cdot p = 3,5453 \text{ [mm]}$$

$$\text{Diámetro área de esfuerzo tensión: } d' = \frac{d_{min} + d_p}{2} = 3,3426 \text{ [mm]}$$

$$\text{Área del diámetro mayor: } A_d = \frac{\pi d^2}{4} = 12,566 \text{ [mm}^2\text{]}$$

$$\text{Área del esfuerzo tensión: } A_t = \frac{\pi d'^2}{4} = 8,7754 \text{ [mm}^2\text{]}$$

$$\text{Rigidez efectiva estimada perno: } k_b = \frac{A_d \cdot A_t \cdot E}{A_d \cdot l_t + A_t \cdot l_d} = 100.853 \left[\frac{N}{mm} \right]$$

Se tienen dos elementos los cuales son la placa talón/empeine y la placa base respectivamente

$$\text{Ancho del elemento: } D_1 = 1,5 \cdot d' = 5,014 \text{ [mm]}$$

$$\text{Alto del elemento: } t_1 = 10 \text{ [mm]}$$

$$\text{Módulo de elasticidad del elemento: } E_1 = 146.000 \text{ [Mpa]}$$

$$\text{Rigidez del elemento: } k_1 = \frac{0,577 \cdot \pi \cdot E_1 \cdot d'}{\ln \left[\frac{(1,15 \cdot t_1 + D_1 - d'') \cdot (D_1 + d'')}{(1,15 \cdot t_1 + D_1 + d'') \cdot (D_1 - d'')} \right]} = 737.812 \left[\frac{N}{mm} \right]$$

$$\text{Ancho del elemento: } D_2 = 1,5 \cdot d' = \text{[mm]}$$

$$\text{Alto del elemento: } t_2 = 8 \text{ [mm].}$$

Módulo de elasticidad del elemento: $E_2 = 129.000 \text{ [Mpa]}$.

$$\text{Rigidez del elemento: } k_2 = \frac{0,577 \cdot \pi \cdot E_2 \cdot d'}{\ln \left[\frac{(1,15 \cdot t_2 + D_2 - d') \cdot (D_2 + d'')}{(1,15 \cdot t_2 + D_2 + d'') \cdot (D_2 - d')} \right]} = 691.591 \left[\frac{N}{mm} \right]$$

$$\text{Rigidez total del elemento: } km = \frac{1}{\frac{1}{k_1} + \frac{1}{k_2}} = 356.977 \left[\frac{N}{mm} \right]$$

$$\text{Fracción de carga externa soportada por el perno: } C = \frac{kb}{kb + km} = 0,22$$

$$\text{Criterio de falla de Goodman: } \frac{\sigma_a}{S_e} + \frac{\sigma_m}{S_u} = 1$$

$$\text{Carga externa de tensión sobre un perno: } P = 800 \text{ [N]}$$

$$\text{Fuerza máxima: } F_{min} = 0,75 \cdot A_t \cdot S_p = 6153,75 \text{ [N]}$$

$$\text{Fuerza máxima: } F_{max} = F_{min} + C \cdot P = 6329,75 \text{ [N]}$$

Despejando la fórmula del criterio de Goodman se obtiene el factor de seguridad a la fatiga:

$$n = \frac{2S_e[A_t S_u - F_{min}]}{CP[S_u + S_e]} = 6,97 \text{ [-]}.$$

6.4.5. Deflexión de la placa base

El último punto crítico a analizar corresponde a la placa base debido a la posibilidad de que los tornillos que unen la base con el empeine se suelten al momento de que la placa base se flexione debido a una carga aplicada en la punta de la base. Para analizar este caso se modelará la base como una viga rectangular y se calculará la deflexión en el punto que van ubicados los tornillos [26].

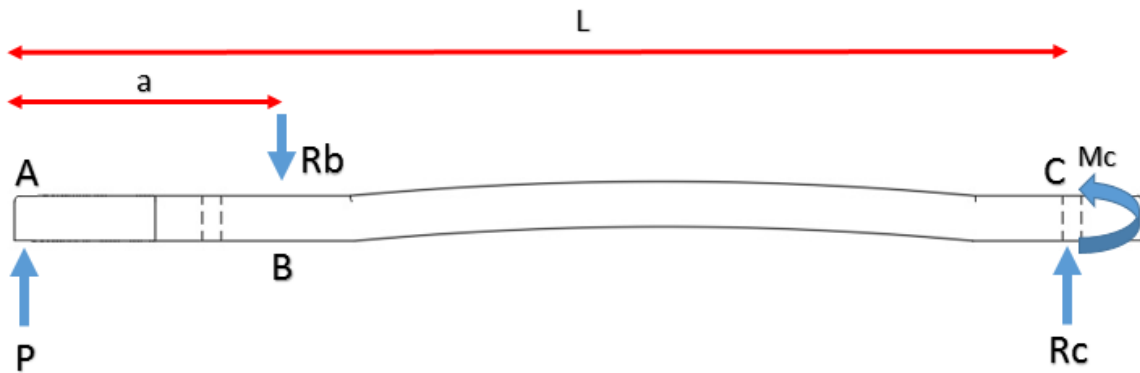


Figura 6.11 Diagrama de cuerpo libre de la placa base.

En la Figura 6.11 se representa la placa base en vista lateral, los puntos A, B y C corresponden a la punta de la base, el punto de contacto con la placa empuje y la unión de los tornillos que unen la placa talón con la base respectivamente, el punto C para el análisis se considera como un empotramiento. Al analizar el diagrama planteado se ve que es un problema estáticamente indeterminado ya que la cantidad de incógnitas es mayor que el número de ecuaciones de equilibrio que puede plantearse, por lo que se utilizará el método de la integración para problemas indeterminados.

Primero se plantean las funciones de singularidad para la fuerza cortante V y el momento flector M :

$$V(x) = P - R_b \langle x - a \rangle^0 \quad (1)$$

$$M(x) = Px - R_b \langle x - a \rangle^1 \quad (2)$$

Luego, se plantea la ecuación de la curva elástica:

$$EI \frac{d^2y}{dx^2} = Px - R_b \langle x - a \rangle^1 \quad (3)$$

Se integra dos veces la ecuación (3):

$$EI \frac{dy}{dx} = EI \cdot \theta = P \frac{x^2}{2} - \frac{R_b}{2} \langle x - a \rangle^2 + C_1 \quad (4)$$

$$EI \cdot y = P \frac{x^3}{6} - \frac{R_b}{6} \langle x - a \rangle^3 + C_1 x + C_2 \quad (5)$$

Para obtener el valor de las constantes y resolver el problema se aplican tres condiciones de frontera a las ecuaciones (4) y (5):

$$[x = a, y = 0] : P \frac{a^3}{6} + C_1 a + C_2 = 0 \quad (6)$$

$$[x = L, y = 0] : P \frac{L^3}{6} - \frac{R_b}{6} (L - a)^3 + C_1 L + C_2 = 0 \quad (7)$$

$$[x = L, \theta = 0] : P \frac{L^2}{2} - \frac{R_b}{2} (L - a)^2 + C_1 = 0 \quad (8)$$

Resolviendo simultáneamente el sistema de ecuaciones, se obtienen los siguientes resultados:

$$C_1 = -\frac{a(a+L)}{4} \quad (9)$$

$$C_2 = \frac{a^2(a+3L)P}{412} \quad (10)$$

$$R_b = \frac{(a+2L)P}{2(L-a)} \quad (11)$$

Con los datos ya conocidos: $P = 1600 [N]$, $L = 187,5 [mm]$, $a = 25 [mm]$ y con las ecuaciones (5), (9), (10) y (11) es posible calcular la deflexión en cualquier punto la placa base, por lo que se calcula la deflexión en $x = 25 [mm]$ que es el punto donde se encuentra los tornillos a evaluar, obteniéndose una deflexión $y = 0,43 [mm]$. Definiendo el desplazamiento máximo admisible como $2 [mm]$, lo cual corresponde a la cuarta parte de la zona roscada que sujeta la placa base, se tiene un factor de seguridad para la deflexión de $4,65 [-]$

6.5. Modelo 3D

Teniendo datos que validan que el modelo propuesto resistirá las fuerzas y cargas requeridas por el usuario se procede a modelar las piezas en el software Autodesk Fusion 360, se muestra el ensamble del pie protésico en la Figura 6.2. En el Anexo D se adjuntan más vistas del ensamble.

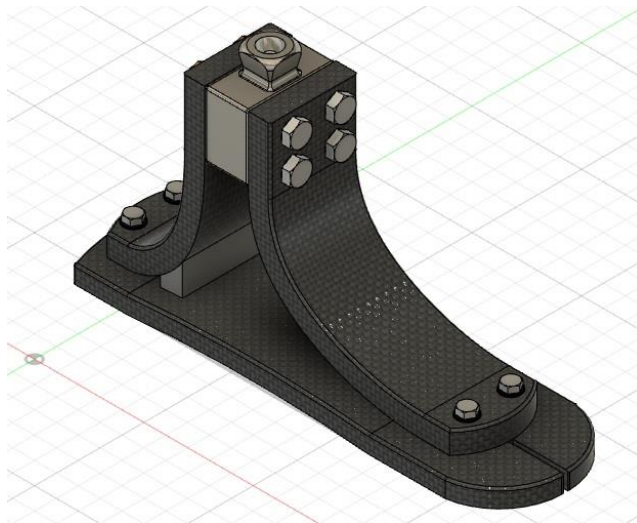


Figura 6.12 Modelo 3D ensamblado en el software Fusion 360.

6.6. Documentos para la fabricación del prototipo

Para la fabricación del prototipo se entregan los siguientes elementos:

6.6.1. Planos de fabricación del adaptador piramidal y placas de fibra de carbono

Corresponden a los planos en los que se indican las cotas y roscas necesarias para fabricar las tres placas de fibra de carbono y el adaptador piramidal. Como ejemplo se muestra el plano del adaptador piramidal en la Figura 6.13

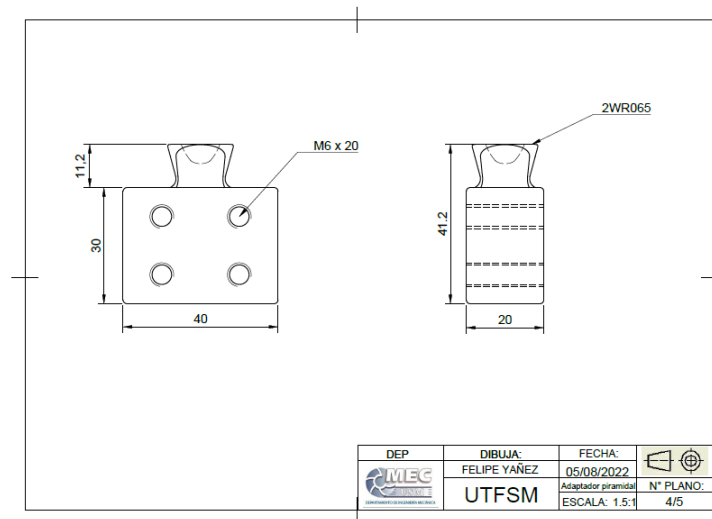


Figura 6.13 Plano de fabricación del Adaptador piramidal.

6.6.2. Archivos STL para cuñas y placas

Un archivo STL es un tipo de archivo que contiene la información de un modelo 3D dibujado en algún software, el cual puede ser cargado a una impresora 3D para ser impreso, se entrega el juego de cuñas en este formato además de los moldes para la fabricación de las placas de fibra de carbono.

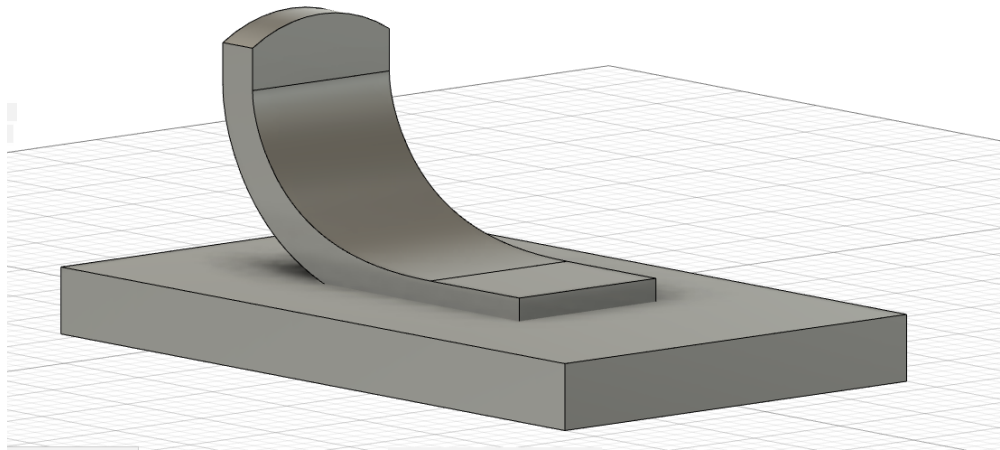


Figura 6.14 Molde para la fabricación de la Placa talón.

6.6.3. Plano explosionado del conjunto.

En el explosionado se entrega la lista de piezas y una guía de como ensamblar el prototipo de pie dinámico diseñado.

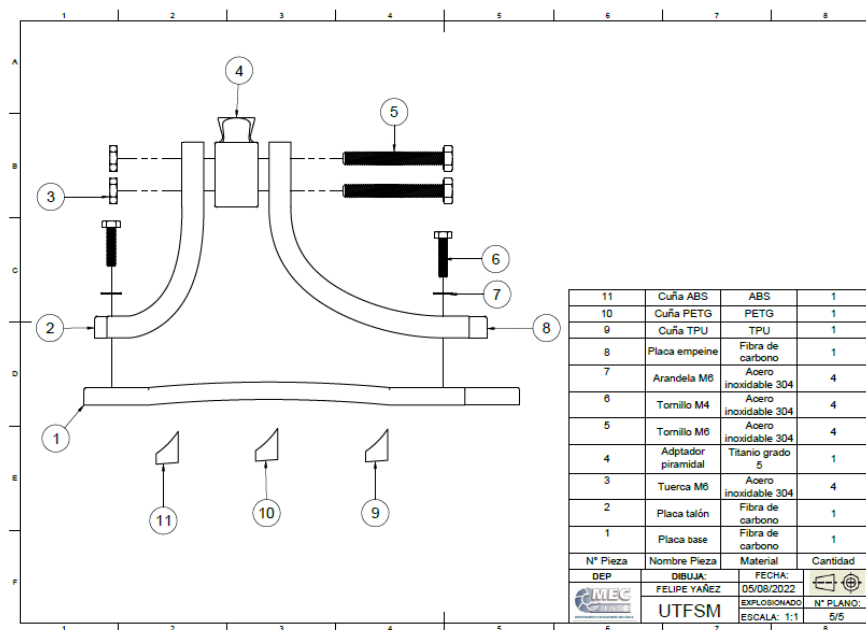


Figura 6.15 Plano explosionado del pie protésico para su ensamble.

Capítulo 7

Conclusiones

Se diseñó un prototipo de pie dinámico para un usuario de moderada actividad física cumpliendo los criterios ergonómicos al poseer dimensiones similares a un pie humano y menores a una zapatilla de talla 40 corresponde al calzado del usuario objetivo, mientras que el criterio estético no se cumplió ya que el prototipo no se parece a un pie real sin embargo el aspecto estético no es importante para el usuario, finalmente el aspecto económico no se evaluó debido a que el pie se encuentra en proceso de prototipado y es probable que se realicen cambios al diseño mas adelante.

Se estudió la anatomía del pie humano investigando sobre los huesos y articulaciones que lo conforman, así como los movimientos que dichas uniones permiten realizar, además del ciclo de la marcha humana y los métodos de estudio con los que se analiza. Por el lado del estado de arte de las prótesis de pie se investigó acerca del origen y evolución de estas y los actuales tipos de pies protésicos que existen en el mercado

Mediante una entrevista con el usuario objetivo de la prótesis se establecieron los requerimientos técnicos del producto, los cuales consideran los atributos y cualidades deseadas para el producto final y también las exigencias técnicas que el pie debe cumplir.

Se diseñaron los componentes necesarios para el prototipo utilizando el software Autodesk Fusion 360, se importaron los modelos de las piezas comerciales a utilizar y también se realizó el ensamble del sistema con todas las piezas necesarias.

Empleando el software CES Edupack se seleccionaron materiales adecuados para las piezas diseñadas los cuales permiten la acumulación y liberación de energía y además materiales amortiguadores de impacto durante actividades físicas moderadas cumpliendo el criterio ergonómico al ser compatible con el cuerpo humano pero no cumpliendo el factor estético.

Se elaboró la documentación necesaria para la fabricación del prototipo, los cuales son los planos de fabricación de las placas de fibra de carbono, el adaptador piramidal y el plano explosionado del sistema, archivos STL que pueden ser cargados en una impresora para la impresión de las cuñas

termoplásticas y los moldes para fabricar las placas de fibra de carbono. Si bien no es posible fabricar la totalidad de la prótesis mediante técnicas de impresión 3D esta se usa auxiliariamente para la fabricación del prototipo en las cuñas y moldes.

Bibliografía

- [1] A. J. Thurston, de *Pare and prosthetics: the early history of artificial limbs*, ANZ Journal of surgery, 2007, pp. 1114-1119.

- [2] BBC Mundo, «BBC News Mundo,» 25 Marzo 2018. [En línea]. Available: <https://www.bbc.com/mundo/noticias-43478384>. [Último acceso: 29 Agosto 2022].

- [3] M. C. Fernández Espinosa, «Caracterización del movimiento de la rodilla y diseño de un mecanismo policéntrico,» Mexico D.F, 2008.

- [4] M. Felpeto Medina, «Diseño de prótesis externa de rodilla,» 2013.

- [5] BBC Mundo, «BBC News Mundo,» 1 Agosto 2016. [En línea]. Available: <https://www.bbc.com/mundo/noticias-36945489#:~:text=Las%20pr%C3%B3tesis%20inteligentes%20dise%C3%B1adas%20por,%2C%20y%20hay%20que%20mejorarla%22..> [Último acceso: 29 Agosto 2022].

- [6] E. N. Marieb, de *Anatomía y Fisiología humana*, Pearson, 2008, pp. 17-19.

- [7] P. B. Prieto, «Los 26 huesos del pie humano (y sus funciones),» 2014. [En línea]. Available: <https://medicoplus.com/medicina-general/huesos-pie-humano>.

- [8] L. Vargas, P. Caicedo y S. A. Salinas, de *Protocolo de Evaluación de un Sistema para Medición de Parámetros de Tiempo de la Marcha Humana*, 2017.

- [9] E. Suárez, «Análisis cinemático y cinético,» *Revista del pie y tobillo*, vol. XVII, n° 1, pp. 29-37, 2033.
- [10] G. Bovi, M. Rabuffeti, M. Mazzoleni y M. Ferrain, «A multiple-task gait analysis approach: kinematic, kinetic and EMG reference data for healthy young and adult subjects,» *Gait & posture*, 33(1), 6–13, 2011.
- [11] A. Villa Moreno, «Consideraciones para el análisis de la marcha humana. Técnicas de videogrametría, electromiografía y dinamometría,» *Ingeniería Biomédica*, pp. 29-43, 2008.
- [12] Mediprax, «Diferencias Entre Pie Articulado, No Articulado Y Dinámico Para Prótesis De Miembro Inferior,» 2020. [En línea]. Available: <https://mediprax.mx/diferencias-entre-pie-articulado-no-articulado-y-dinamico-para-protesis-de-miembro-inferior/#:~:text=Pie%20din%C3%A1mico,del%20pie%2C%20incluso%20los%20dedos..>
- [13] ULMA, «Acero inoxidable propiedades y aplicaciones,» 29 Abril 2020. [En línea]. Available: <https://www.ulmaforge.com/noticia/acero-inoxidable-propiedades-y-aplicaciones/>.
- [14] Impresoras 3D, «ABS y PLA: diferencias, ventajas y desventajas,» 12 Enero 2017. [En línea]. Available: <https://www.impresoras3d.com/abs-y-pla-diferencias-ventajas-y-desventajas/>.
- [15] A. Rodríguez, «ANÁLISIS TÉCNICO – FIBRA DE CARBONO,» 24 Octubre 2014. [En línea]. Available: <https://albrodpulf1.wordpress.com/2014/10/24/analisis-tecnico-fibra-de-carbono/>.
- [16] L. C, «El plástico PETG en la impresión 3D,» 18 Diciembre 2019. [En línea]. Available: <https://www.3dnatives.com/es/el-plastico-petg-en-la-impresion-3d-181220192/#:~:text=El%20pl%C3%A1stico%20PETG%2C%20o%20poli%C3%A9ster,como%20la%20resistencia%20del%20ABS..>

- [17] A. M, «Guía completa: el TPU en la impresión 3D,» 4 Junio 2020. [En línea]. Available: <https://www.3dnatives.com/es/guia-completa-tpu-040620202/>.
- [18] M. Medina, «Diseño de prótesis externa de rodilla,» Santa Clara, 2013.
- [19] Pedro, «¿Como hacer piezas de fibra de carbono?,» 2020. [En línea]. Available: <https://www.fibradecarbono.es/articulos/como-piezas-carbono/>. [Último acceso: 12 Julio 2022].
- [20] Formlabs, «Cómo fabricar piezas de fibra de carbono,» 2022. [En línea]. Available: <https://formlabs.com/latam/blog/laminacion-fibra-carbono-materiales-compuestos/>. [Último acceso: 22 Julio 2022].
- [21] J. Adeva, «Todo lo que debes saber sobre la impresión 3D y sus utilidades,» 13 Mayo 2022. [En línea]. Available: <https://www.adslzone.net/reportajes/tecnologia/impresion-3d/>. [Último acceso: 20 Julio 2022].
- [22] L. Rodríguez Morales, «Diseño: Estrategia y Táctica,» de *Diseño: Estrategia y Táctica*, 2004, pp. 26-28.
- [23] M. Cornet, «CMD Sport,» 7 Noviembre 2018. [En línea]. Available: <https://www.cmdsport.com/running/entrenamiento-running/influye-la-fuerza-reaccion-del-suelo-cuando-corremos/>. [Último acceso: 13 Mayo 2022].
- [24] R. G. Budynas y J. K. Nisbett, «Vigas curvas,» de *Diseño en ingeniería mecánica de Shigley*, Mc Graw Hill, 2012, pp. 112-116.

- [25] R. G. Budynas y J. K. Nisbett, «Pernos,» de *Diseño en ingeniería mecánica de Shigley*, Mc Grill, 2008, pp. 408-427.
- [26] R. C. Hibbeler, «Deflexion de vigas y ejes,» de *Mecánica de materiales*, Octava ed., Pearson, 2011, pp. 569-639.
- [27] T. L. Saaty, *The Analytic Hierarchy Process: Planning, Priority Setting, Resource Allocation*, California: McGraw-Hill, 1980.
- [28] Kit Fibra de Carbono, «¿Como se Fabrica la fibra de carbono?,» 2022. [En línea]. Available: <https://kitfibradecarbono.com/fabricacion/>. [Último acceso: 12 Julio 2022].

Anexo

A. Escala de relativa importancia de Saaty

Para el cálculo de los pesos ponderados se utiliza la escala de relativa importancia de Saaty adaptada para el diseño, esta consiste en asignar un valor como los que se ven en la Tabla 10 a los diferentes atributos deseados para el producto con el fin de ordenar dichos atributos según su importancia por sobre los demás [27].

Tabla 9.1 Valores en la escala de relativa importancia y su descripción.

Valor de la escala	Descripción del valor
1	Igual importancia
3	Importancia moderada una sobre otra
5	Importancia mayor
7	Importancia muy mayor
9	Importancia extrema
2,4,6,8	Valores intermedios
1/n	Comparación inversa

En la Tabla 10.2 se puede ver el cálculo del peso de las 4 categorías en las que se agruparon los atributos deseados para el producto, primero se le asigna un valor a cada categoría, luego se suma el peso de cada fila y este se divide por el peso total, obteniéndose el peso relativo de dicha categoría. Este proceso se realiza también para los atributos contenidos en cada clasificación para obtener el peso relativo de cada uno y ordenarlos según su importancia relativa.

Tabla 9.2 Calculo de pesos ponderados para las clasificaciones de atributos.

Clasificación	Estético	Funcionalidad	Seguridad	Costo	Subtotal	Peso
Estético	1	0,11	0,11	0,14	1,36	0,030
Funcionalidad	9	1	1	7	18	0,394
Seguridad	9	1	1	7	18	0,394
Costo	7	0,14	0,14	1	8,28	0,181
				Total	45,64	1

B. Propiedades de materiales seleccionados

Physical properties

Density	(i)	4.54e3	-	4.55e3	kg/m ³
---------	-----	--------	---	--------	-------------------

Mechanical properties

Young's modulus	(i)	105	-	120	GPa
Specific stiffness	(i)	23.1	-	26.4	MN.m/kg
Yield strength (elastic limit)	(i)	483	-	570	MPa
Tensile strength	(i)	552	-	690	MPa
Specific strength	(i)	106	-	126	kN.m/kg
Elongation	(i)	15	-	25	% strain
Compressive strength	(i)	* 310	-	400	MPa
Flexural modulus	(i)	* 105	-	120	GPa
Flexural strength (modulus of rupture)	(i)	310	-	400	MPa
Shear modulus	(i)	38	-	45	GPa
Bulk modulus	(i)	116	-	154	GPa
Poisson's ratio	(i)	0.35	-	0.37	
Shape factor	(i)	21			
Hardness - Vickers	(i)	275	-	285	HV
Hardness - Brinell	(i)	252	-	278	HB
Elastic stored energy (springs)	(i)	1.03e3	-	1.45e3	kJ/m ³
Fatigue strength at 10 ⁷ cycles	(i)	* 363	-	408	MPa
Fatigue strength model (stress range)	(i)	* 308	-	481	MPa

Figura 0.1 Propiedades mecánicas del Titanio grado 5 obtenidas del software CES Edupack 2019.

Physical properties

Density	①	1.01e3	-	1.05e3	kg/m ³
---------	---	--------	---	--------	-------------------

Mechanical properties

Young's modulus	①	1.1	-	2.41	GPa
Specific stiffness	①	1.07	-	2.34	MN.m/kg
Yield strength (elastic limit)	①	18.5	-	40.7	MPa
Tensile strength	①	30.3	-	43.4	MPa
Specific strength	①	18	-	39.5	kN.m/kg
Elongation	①	5	-	75	% strain
Compressive modulus	①	0.963	-	2.06	GPa
Compressive strength	①	* 31	-	55.2	MPa
Flexural modulus	①	1.23	-	2.58	GPa
Flexural strength (modulus of rupture)	①	37.2	-	75.8	MPa
Shear modulus	①	* 0.366	-	0.856	GPa
Bulk modulus	①	* 2.77	-	2.91	GPa
Poisson's ratio	①	0.399	-	0.419	
Shape factor	①	5.9			
Hardness - Vickers	①	* 6	-	12	HV
Hardness - Rockwell M	①	* 56	-	62	
Hardness - Rockwell R	①	85	-	106	
Elastic stored energy (springs)	①	111	-	481	kJ/m ³
Fatigue strength at 10 ⁷ cycles	①	* 12.1	-	17.4	MPa

Figura 0.2 Propiedades mecánicas del ABS obtenidas del software CES Edupack 2019.

Physical properties

Density	①	1.12e3	-	1.24e3	kg/m ³
---------	---	--------	---	--------	-------------------

Mechanical properties

Young's modulus	①	1.31	-	2.07	GPa
Specific stiffness	①	1.11	-	1.76	MN.m/kg
Yield strength (elastic limit)	①	* 40	-	53.8	MPa
Tensile strength	①	31	-	62	MPa
Specific strength	①	* 33.7	-	46	kN.m/kg
Elongation	①	60	-	550	% strain
Compressive modulus	①	* 1.31	-	2.07	GPa
Compressive strength	①	* 64.6	-	91	MPa
Flexural modulus	①	2.08	-	2.18	GPa
Flexural strength (modulus of rupture)	①	70.3	-	103	MPa
Shear modulus	①	* 0.465	-	0.735	GPa
Bulk modulus	①	* 2.91	-	3.05	GPa
Poisson's ratio	①	* 0.4	-	0.416	
Shape factor	①	4.4			
Hardness - Vickers	①	* 16	-	23	HV
Hardness - Rockwell M	①	46	-	50	
Hardness - Rockwell R	①	100	-	110	
Elastic stored energy (springs)	①	* 463	-	921	kJ/m ³
Fatigue strength at 10 ⁷ cycles	①	* 16	-	20	MPa

Figura 0.3 Propiedades mecánicas del TPU obtenidas del software CES Edupack 2019.

Physical properties

Density	(i)	1.26e3	-	1.28e3	kg/m ³
---------	-----	--------	---	--------	-------------------

Mechanical properties

Young's modulus	(i)	* 2.01	-	2.11	GPa
Specific stiffness	(i)	* 1.58	-	1.66	MN.m/kg
Yield strength (elastic limit)	(i)	47.9	-	52.9	MPa
Tensile strength	(i)	* 60	-	66	MPa
Specific strength	(i)	* 37.7	-	41.7	kN.m/kg
Elongation	(i)	102	-	118	% strain
Compressive modulus	(i)	* 2.01	-	2.11	GPa
Compressive strength	(i)	* 57.5	-	63.5	MPa
Flexural modulus	(i)	2.01	-	2.11	GPa
Flexural strength (modulus of rupture)	(i)	67	-	73.8	MPa
Shear modulus	(i)	* 0.716	-	0.752	GPa
Bulk modulus	(i)	* 3.45	-	3.62	GPa
Poisson's ratio	(i)	* 0.395	-	0.411	
Shape factor	(i)	4.8			
Hardness - Vickers	(i)	* 14	-	16	HV
Hardness - Rockwell M	(i)	* 66	-	72	
Hardness - Rockwell R	(i)	101	-	111	
Elastic stored energy (springs)	(i)	* 557	-	680	kJ/m ³
Fatigue strength at 10 ⁷ cycles	(i)	* 24	-	26	MPa

Figura 0.4 Propiedades mecánicas del PETG obtenidas del software CES Edupack 2019.

C. Información sobre tornillos

Diámetro mayor nominal d , mm	Serie de paso grueso			Serie de paso fino		
	Paso p , mm	Área de esfuerzo de tensión A_t , mm ²	Área del diámetro menor A_r , mm ²	Paso p , mm	Área de esfuerzo de tensión A_t , mm ²	Área del diámetro menor A_r , mm ²
1.6	0.35	1.27	1.07			
2	0.40	2.07	1.79			
2.5	0.45	3.39	2.98			
3	0.5	5.03	4.47			
3.5	0.6	6.78	6.00			
4	0.7	8.78	7.75			
5	0.8	14.2	12.7			
6	1	20.1	17.9			
8	1.25	36.6	32.8	1	39.2	36.0
10	1.5	58.0	52.3	1.25	61.2	56.3
12	1.75	84.3	76.3	1.25	92.1	86.0
14	2	115	104	1.5	125	116
16	2	157	144	1.5	167	157

Figura 0.5 Diámetro nominal y ´paso para tornillos de serie de paso grueso y fino.

Clase de propiedad	Intervalo de tamaños, inclusive	Resistencia de prueba mínima, [†] MPa	Resistencia mínima a la tensión, [†] MPa	Resistencia mínima a la fluencia, [†] MPa	Material	Marca en la cabeza
4.6	M5-M36	225	400	240	Acero de bajo o medio carbono	
4.8	M1.6-M16	310	420	340	Acero de bajo o medio carbono	
5.8	M5-M24	380	520	420	Acero de bajo o medio carbono	
8.8	M16-M36	600	830	660	Acero de medio carbono, T y R	
9.8	M1.6-M16	650	900	720	Acero de medio carbono, T y R	
10.9	M5-M36	830	1 040	940	Acero martensítico de bajo carbono, T y R	
12.9	M1.6-M36	970	1 220	1 100	Acero aleado, T y R	

Figura 0.6 Propiedades mecánicas de tornillos métricos.

Grado o clase	Intervalo de tamaños	Resistencia a la fatiga
SAE 5	$\frac{1}{4}$ a 1 pulg	18.6 kpsi
	$1\frac{1}{8}$ a $1\frac{1}{2}$ pulg	16.3 kpsi
SAE 7	$\frac{1}{4}$ a $1\frac{1}{2}$ pulg	20.6 kpsi
SAE 8	$\frac{1}{4}$ a $1\frac{1}{2}$ pulg	23.2 kpsi
ISO 8.8	M16 a M36	129 MPa
ISO 9.8	M1.6 a M16	140 MPa
ISO 10.9	M5 a M36	162 MPa
ISO 12.9	M1.6 a M36	190 MPa

Figura 0.7 Resistencia a la fatiga de tornillos ISO y SAE.

D. Imágenes del conjunto armado

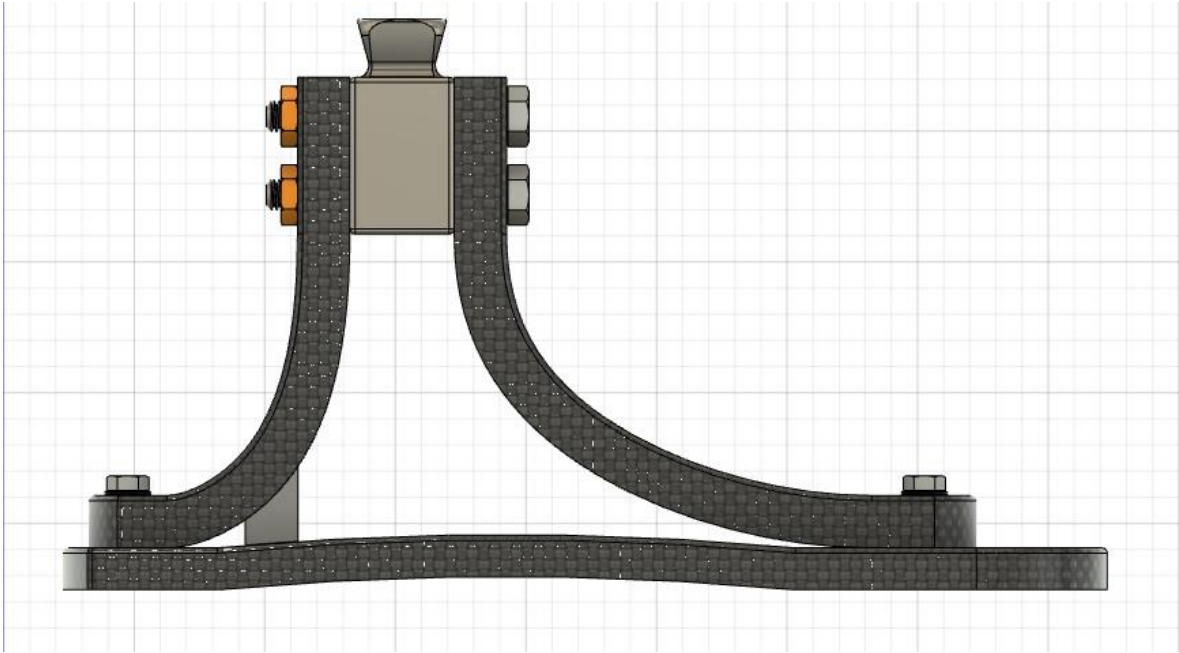


Figura 0.8 Vista lateral del conjunto armado en Fusion 360.

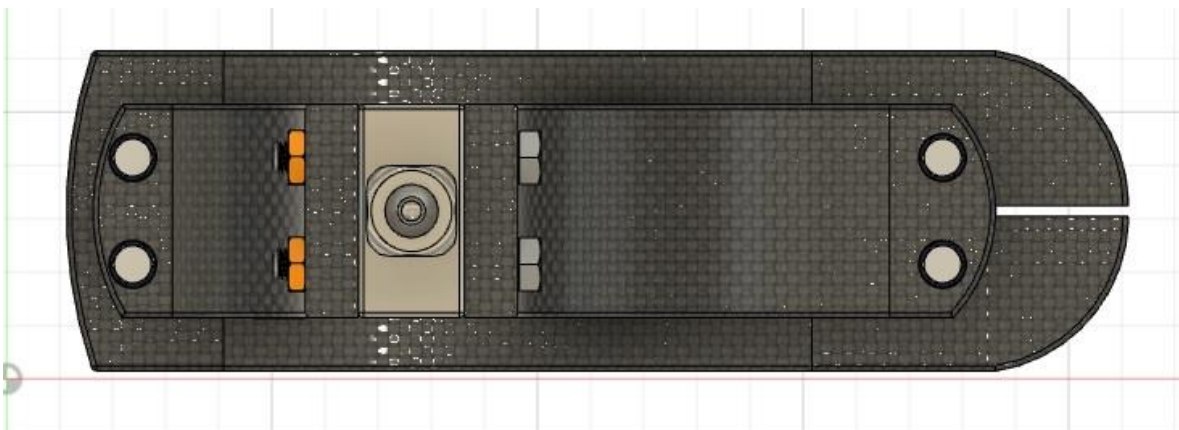


Figura 0.9 Vista superior del conjunto armado en Fusion 360.

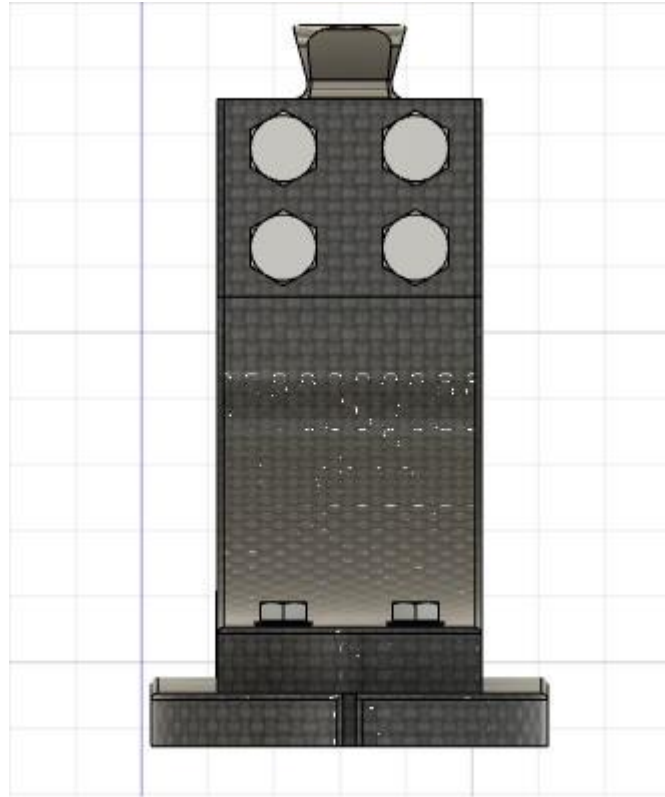


Figura 0.10 Vista frontal del conjunto armado en Fusion 360.

E. Fabricación de fibra de carbono

A continuación se explica el proceso de fabricación de la fibra de carbono, un excelente material que ha revolucionado muchos tipos de industrias.

Es un material nacido a partir del poliacrilonitrilo o PAN que, a través de un proceso de calentamiento, genera una estructura propia de átomos de carbono en forma de anillo. Y se trabaja de dos maneras diferentes, ambas, a muy altas temperaturas [28].

La fabricación por procesos químicos consiste en la realización del hilado de la fibra con un hilo precursor que puede variar en composición según el fabricante. La idea de este sistema es alinear los átomos para mejorar las propiedades del compuesto. Para lograr este objetivo, se utilizan componentes químicos como el metacrilato, el metilmetacrilato, el vinil acetato y el cloruro de vinilo.

A continuación, se somete a una técnica de carbonización, por el cual el hilo precursor se calienta en húmedo hasta eliminar todos los átomos que no son de carbono. Más tarde, las fibras de carbono resultantes pasan a un bobinado que donde recibirán un tratamiento para la mejora de la maleabilidad. De aquí, ya se puede iniciar un proceso de hilado o de tejido para su comercialización.

Este proceso es bastante largo, incluso pueden llegar a pasar meses hasta encontrar la calidad deseada en la fibra y también es bastante caro, debido a los hornos especiales que se necesitarán para introducir los moldes a muy altas temperaturas. El resultado, al menos, aporta unas propiedades muy buenas que dan fama a la fibra de carbono: tejidos de 5 a 10 micrómetros de diámetro con densidades más bajas que el acero pero de propiedades similares.



Figura 0.11 Proceso de hilado para la fabricación de fibra de carbono [28].

La Fabricación en atmósfera de oxidación consiste en calentar los filamentos de poliacrilonitrilo a 300° aproximadamente. De esta manera, se rompen la mayoría de los enlaces de hidrógeno y se oxida el material. El proceso de calentamiento se repite varias veces a distintas temperaturas según las propiedades mecánicas que se deseen en el producto final.

El siguiente paso se realiza entre 1100[°C] - 3000 [°C]. En esta etapa se produce la grafitización, en la cual los átomos de carbono van formando las cadenas de grafeno. En la cual se consiguen estrechas láminas con estructura hexagonal de carbono que se van uniendo para formar filamentos cilíndricos al tratarse con la temperatura adecuada.

La temperatura es un factor importante, ya que cuando ocurre la grafitización se puede conseguir mayor resistencia a la tracción (1500[°C] - 2000[°C]) o aumentar el módulo de elasticidad (2500[°C] - 3000[°C]) según se requiera.



Figura 0.12 Tela de fibra de carbono lista para su uso [28].