

UNIVERSIDAD CATÓLICA SANTO TORIBIO DE MOGROVEJO
FACULTAD DE INGENIERÍA
ESCUELA DE INGENIERÍA MECÁNICA ELÉCTRICA



Diseño de prótesis transtibial utilizando fibra de plátano y resina vinílica para personas con traumatismo óseo mayores de 18 años

**TESIS PARA OPTAR EL TÍTULO DE
INGENIERO MECÁNICO ELÉCTRICO**

AUTOR

Jose Armando Alarcon Vigil

ASESOR

Elmer Rolando Polo Briceño

<https://orcid.org/0000-0002-5831-8818>

Chiclayo, 2025

**Diseño de prótesis transtibial utilizando fibra de plátano y resina
vinílica para personas con traumatismo óseo mayores de 18 años**

PRESENTADA POR

Jose Armando Alarcon Vigil

A la Facultad de Ingeniería de la
Universidad Católica Santo Toribio de Mogrovejo
para optar el título de

INGENIERO MECÁNICO ELÉCTRICO

APROBADA POR

Rodolfo Arturo García Uchofen

PRESIDENTE

Lucio Antonio Llontop Mendoza

SECRETARIO

Elmer Rolando Polo Briceño

VOCAL

DEDICATORIA

Quiero dedicar esta investigación de tesis con todo mi amor a mi familia, tanto a mis padres: Emma Vigil y José Alarcón, como también a mis hermanas Gabriela Belén y Karen Lorena; porque ellos han sido mi inspiración para tomar las fuerzas necesarias y culminar con éxito esta tesis.

JOSÉ ARMANDO ALARCON VIGIL

AGRADECIMIENTOS

En primer lugar, quiero agradecer a mi Padre celestial, por su amor inmenso, por darme la fuerza y habilidad necesaria para terminar satisfactoriamente mi investigación de tesis.

A mi familia por su amor incondicional y su apoyo constante, por enseñarme el valor del esfuerzo y la perseverancia, por sus palabras de ánimo y por hacer de cada logro una celebración compartida. Este trabajo es, en gran medida, fruto de su cariño y respaldo.

Además, quiero dar gracias a mi asesor Elmer Polo, por compartir sus conocimientos, su paciencia, apoyo incondicional y su exigencia que fue lo que me motivó a sacar lo mejor de mí.

A mis amigos de la universidad C.D.D.B y R.H.G.R, quiero expresar mi más sincero agradecimiento. Su apoyo y compañía hicieron que este recorrido fuera no solo un desafío académico, sino también una experiencia llena de risas, aprendizajes compartidos y momentos inolvidables.

JOSÉ ARMANDO ALARCON VIGIL

ALARCONVIGIL_ARMANDO_TESIS2

INFORME DE ORIGINALIDAD



FUENTES PRIMARIAS

1	tesis.usat.edu.pe Fuente de Internet	7%
2	www.researchgate.net Fuente de Internet	1%
3	repositorio.uta.edu.ec Fuente de Internet	1%
4	hdl.handle.net Fuente de Internet	1%
5	es.wikipedia.org Fuente de Internet	<1%
6	qdoc.tips Fuente de Internet	<1%
7	Submitted to Universidad Cesar Vallejo Trabajo del estudiante	<1%
8	www.coursehero.com Fuente de Internet	<1%
9	Submitted to Pontificia Universidad Catolica del Peru	<1%

ÍNDICE

Resumen	12
Abstract	13
1. INTRODUCCIÓN:.....	14
1.1. JUSTIFICACIÓN.....	15
1.2. OBJETIVOS	15
1.2.1. OBJETIVO GENERAL	15
1.2.2. OBJETIVO ESPECIFICO.....	15
1.3. METODOLOGIA DEL DISEÑO	16
1.4. MATRIZ DE CONSISTENCIA.....	17
2. MARCO TEORICO.....	18
2.1. ANTECEDENTES	18
2.2. BASES TEORICO-CIENTIFICAS	19
2.2.1. BIOMECANICA.....	19
2.3. TIPOS DE AMPUTACIÓN	23
2.4. DEFINICIÓN DE TÉRMINOS.....	24
- ANÁLISIS ESTÁTICO	24
- CARGA AXIAL	25
- FALLA POR FATIGA	25
- CRITERIO DE VON MISSES	25
- FATIGA.....	25
- ESFUERZO	27
- ESFUERZO MAXIMO	27
- FLEXIÓN:	28
- DEFORMACIÓN ELÁSTICA:	28
2.5. MATERIALES.....	29
3. METODOLOGÍA	31
3.1. TIPO DE INVESTIGACIÓN	31
3.2. NIVEL	31
3.3. POBLACIÓN Y MUESTRA	31
3.4. OPERACIÓN DE VARIABLES.....	31
3.5. TÉCNICAS E INSTRUMENTOS DE RECOLECCIÓN DE DATOS.....	32
3.6. PROCEDIMIENTO DE RECOLECCIÓN DE DATOS	32
3.7. PROCESAMIENTO Y ANÁLISIS DE DATOS.....	33
4. DESARROLLO Y RESULTADOS	33
4.1. EVALUACIÓN DE PORCENTAJES ESTADISTICOS:.....	36
4.2. DISEÑO CONCEPTUAL:.....	39
4.3. MEDIDAS ANTROPOMETRICAS:.....	52

4.4.	CALCULOS ESTRUCTURALES:	59
4.5.	EVALUACIÓN DE COSTOS:	75
5.	CONCLUSIONES	79
6.	RECOMENDACIONES	80
7.	REFERENCIAS.....	80
8.	ANEXOS	86

Lista de ilustraciones

Ilustración 1 Rangos de movimiento del pie.	20
Ilustración 2 Plano de movimiento.....	20
Ilustración 3 Subfases de marcha.	22
Ilustración 4 Análisis de marcha.	22
Ilustración 5 Ciclo de marcha.....	23
Ilustración 6 Ángulos en la marcha.....	23
Ilustración 7 Corte común para amputación protésica.	24
Ilustración 8 Grafica S-N.	26
Ilustración 9 Comparación de esfuerzos en acero y aluminio.....	27
Ilustración 10 Diagrama cinemático de prótesis.	33
Ilustración 11 Nodos del cuerpo humano.....	34
Ilustración 12 Discapacitados por sexo.	36
Ilustración 13 Tipos de discapacidades.	36
Ilustración 14 Discapacidades por miembros inferiores.	37
Ilustración 15 Procedencia de amputados.	38
Ilustración 16 Nivel de amputación.	38
Ilustración 17 Pasos en el proceso de diseño.	39
Ilustración 18 Escala de selección.....	40
Ilustración 19 Caja negra.....	41
Ilustración 20 Funciones del pie protésico	42
Ilustración 21 Matriz morfológica.....	42
Ilustración 22 Diseño 1.	43
Ilustración 23 Diseño 2.	44
Ilustración 24 Diseño 3.	45
Ilustración 25 Diseño final.	48
Ilustración 26 Portada Ansys Granta EduPack.	49
Ilustración 27 Materiales de Granta EduPack	50
Ilustración 28 Sintetización de materiales 1	50
Ilustración 29 Variaciones de sintetización.....	51
Ilustración 30 Sintetización de materiales 2.....	51
Ilustración 31 Posición de pie y lateral.	53
Ilustración 32 Posición sentado.....	54
Ilustración 33 Posición de pie (lateral y frontal).....	55
Ilustración 34 Vista inferior del pie.....	56
Ilustración 35 Longitudes en la prótesis.....	57
Ilustración 36 Nodos de pie protésico.	59
Ilustración 37 Pie protésico.	61
Ilustración 38 Pílon.	62
Ilustración 39 Socket.....	62
Ilustración 40 Prótesis ensamblada.	63
Ilustración 41 Prótesis en SolidWorks.	63
Ilustración 42 Convergencia de mallas 1.	64

Ilustración 43 Convergencia de mallas 2.	65
Ilustración 44 Mallado en SolidWorks.....	66
Ilustración 45 Esfuerzo por Von Mises y Desplazamientos.	66
Ilustración 46 Deformaciones y Factor de Seguridad.	67
Ilustración 47 Mallado en pie protésico.	67
Ilustración 48 Esfuerzo por Von Mises y Desplazamientos -1.....	68
Ilustración 49 Deformaciones y Factor de seguridad -1	68
Ilustración 50 Mallado del pilón.	69
Ilustración 51 Esfuerzos por Von Mises y Desplazamientos-2.....	69
Ilustración 52 Deformaciones y Factor de seguridad-2.	70
Ilustración 53 Mallado del socket.	71
Ilustración 54 Esfuerzos por Von Mises y Desplazamientos-3.....	71
Ilustración 55 Deformaciones y Factor de seguridad-3.	72
Ilustración 56 Definición de propiedades de fatiga en SolidWorks.....	73
Ilustración 57 Daño acumulado por fatiga.	74
Ilustración 58 Vida total del ensamble.....	74

Lista de tablas

Tabla 1: Matriz de consistencia.....	17
Tabla 2 Complicaciones después de amputación.....	24
Tabla 3 Características del aluminio.....	29
Tabla 4 Propiedades de la resina vinílica.....	29
Tabla 5 Propiedades de fibra de plátano.....	30
Tabla 6 Propiedades de fibra de carbono.....	30
Tabla 7 Variable independiente.....	31
Tabla 8 Variable dependiente.....	32
Tabla 9 Técnicas e Instrumentos.....	32
Tabla 10 Centro de gravedad en el cuerpo.....	34
Tabla 11 Características del paciente.....	35
Tabla 12 Criterio de necesidades para la prótesis.....	40
Tabla 13 Métricas para la prótesis.....	40
Tabla 14 Matriz de necesidades métricas.....	41
Tabla 15 Soluciones de diseño.....	43
Tabla 16 Matriz de selección de conceptos.....	46
Tabla 17 Medios a cumplir las funciones.....	47
Tabla 18 Matriz ponderada.....	47
Tabla 19 Características del material compuesto.....	52
Tabla 20 Medidas antropométricas promedio.....	56
Tabla 21 Medidas antropométricas para prótesis.....	57
Tabla 22 Dimensiones de la prótesis.....	58
Tabla 23 Resultados de cálculos arrojados por Opensees.....	60
Tabla 24 Mallado basado en curvatura.....	64
Tabla 25 Mallado basado en curvatura de combinado.....	65
Tabla 26 Resultados de simulación de ensamble.....	67
Tabla 27 Resultados de simulación de pie protésico.....	68
Tabla 28 Resultados de simulación del pilón.....	70
Tabla 29 Resultados de simulación del socket.....	72
Tabla 30 Procesos de extracción de la fibra de plátano.....	75
Tabla 31 Equipos utilizados durante la fabricación del socket.....	76
Tabla 32. Personal encargado de la fabricación del socket.....	76
Tabla 33. Material utilizado durante la fabricación del socket.....	76
Tabla 34. Costo fabricación del socket.....	76
Tabla 35. Equipos utilizados durante la fabricación del pilón.....	77
Tabla 36 Personal encargado de la fabricación del pilón.....	77
Tabla 37. Material utilizado durante la fabricación del pilón.....	77
Tabla 38. Costo de fabricación del pilón.....	77
Tabla 39. Equipos utilizados durante la fabricación del pie protésico.....	78
Tabla 40. Personal encargado de la fabricación del pie protésico.....	78
Tabla 41. Material utilizado durante la fabricación del pie protésico.....	78
Tabla 42. Costo de fabricación del pie protésico.....	78

Tabla 43. Costo fabricación de la prótesis. 79
Tabla 44 Calculo total. 79

Resumen

En el Perú del 40% de la población sufre de diabetes, según datos del INEI, están en aumento y múltiples de ellos llegan al grado más alto no quedando más alternativa que amputarle alguno de sus miembros inferiores o superiores, esto es alarmante. Los motivos a seguir una amputación de pierna son diversos. Estas pueden deberse a tumores malignos, malformaciones, infecciones, consecuencias de traumatismo, etc. Además de enfermedades como la diabetes, hipertensión arterial, el sobrepeso o la edad avanzada. La tecnología con respecto a las prótesis avanzó de manera exponencial de tal forma que los amputados o pacientes tienen variedad de opciones según sea el caso por tratar. La elección de los materiales ocupa el conocer sus propiedades, aplicaciones, comportamiento mecánico, tanto de piezas como de estructuras. Este trabajo de investigación tendrá como objetivo realizar un estudio estructural a una prótesis transtibial con ayuda del software SolidWorks aplicando distintos materiales como lo son fibra de plátano y resina vinílica con la finalidad de reducir costos promedio de estas prótesis pues se sabe que rondan los 7 000 dólares según el tamaño y necesidades del usuario.

Palabras clave: Aplicaciones, transtibial, SolidWorks, resina vinílica.

Abstract

In Peru, 40% of the population suffers from diabetes, according to data from the INEI, they are increasing and many of them reach the highest degree, leaving no alternative but to amputate one of their lower or upper limbs, this is alarming. The reasons for pursuing a leg amputation are diverse. These may be due to malignant tumors, malformations, infections, consequences of trauma, etc. In addition to diseases such as diabetes, high blood pressure, overweight or advanced age. Technology regarding prostheses has advanced exponentially in such a way that amputees or patients have a variety of options depending on the case to be treated. The choice of materials involves knowing their properties, applications, and mechanical behavior, both of parts and structures. This research work will aim to carry out a structural study of a transtibial prosthesis with the help of SolidWorks software, applying different materials such as banana fiber and vinyl resin with the aim of reducing the average costs of these prostheses since it is known that they are around 7,000 dollars depending on the size and needs of the user.

Keywords: Applications, transtibial, SolidWorks, vinyl resin.

1. INTRODUCCIÓN:

En nuestro país tomando en cuenta el último censo, hay un total de 3 309 261 personas con minusvalía, lo que resulta al 10,29%. Del cual el 44% son del sexo masculino (1 millón 474 mil 844) y el 56% son del sexo femenino (1 millón 877 mil 74). Asimismo, el 48,31% tiene problemas de visión, el 15% tienen problemas para caminar y el 18,51% tienen dos o más discapacidades. Además, el 14,3% son niños, 46,6% son adultos y 40,1% son adultos mayores. [1]

Las causas de amputación son variadas, desde enfermedades vasculares, traumatismos, defectos de nacimiento y diabetes. Al año se estima un aproximado de 16 millones de amputaciones a nivel mundial y de estas más del 50% es responsable la diabetes [2]. Hoy las causas ya mencionadas según la OMS mencionan entre el 40 a 85% de las amputaciones se dan en los miembros inferiores y suelen ser enlazadas en su gran mayoría por dificultades vasculares asociadas a la diabetes. Además, se sabe que la relación de amputaciones en miembros inferiores es un 8 a 1 que las de miembros superiores [3].

A diferencia que en los niños la discapacidad se debe a problemas donde el 60% son por amputación de origen congénito y 40% en enfermedades traumáticas, en los adultos se le agrega la causante diabetes. Las amputaciones en adultos pueden bajar la autoestima, problemas financieros y cuestionamiento de su apariencia [4]. Es complicado de admitir, los adultos requieren ser autosuficientes o autónomos para poder realizar sus actividades diarias. En cualquier situación el amputado hace frente al desafío de recobrar la movilidad física. [5]

La actual problemática de reducir la sucesiva demanda de prótesis transtibial y de dar respuesta oportuna a la condición que afecta el desempeño del paciente implica la incorporación de la medicina en el campo de la ingeniería para aportar soluciones reales y duraderas en la necesidad que lleva el movimiento en todas sus etapas de la vida [6]. Esta investigación consiste en realizar el diseño de la prótesis transtibial a bajo costo con el software SolidWorks, para ello se analizará la matriz morfológica con la intención de abarcar las mejores componentes y el material óptimo para así mejorar la comodidad, estabilidad y permitir el desarrollo de las actividades.

1.1. JUSTIFICACIÓN

Económica:

Se trata del diseño del material compuesta a base de fibra natural para mayores de 18 años a bajo costo. Sus piezas serán comerciales y confiables a prótesis existentes en el mercado, lo que promete poder encontrar sus repuestos de una manera rápida lo que genera ahorro de tiempo y dinero.

Social:

Ya que la prótesis estará basada en la antropometría de los ciudadanos adultos de Perú se tiene en cuenta el nivel de actividad medio alto a diferencia de los niños que por jugar cambian de nivel bajo a alto en un instante. Es por esto que la prótesis está diseñada con materiales ligeros y resistentes.

Ambiental:

Los materiales compuestos son excelentes para la elaboración de prótesis, con estos se tendría mezclas de resistencia y liviano, lo que nos lleva a tener un resultado eficiente y no tendría efecto negativo al medio ambiente.

Tecnológica:

La simulación y el diseño se llevará a cabo en el software SolidWorks donde se utiliza materiales compuestos y la simulación estática estructural donde va a proporcionar conocimiento y tecnología.

1.2. OBJETIVOS

1.2.1. OBJETIVO GENERAL

- ✓ Diseñar una prótesis transtibial utilizando fibra de plátano y resina vinílica aplicando estudio estructural con ayuda del software SolidWorks para personas con traumatismo mayores de 18 años.

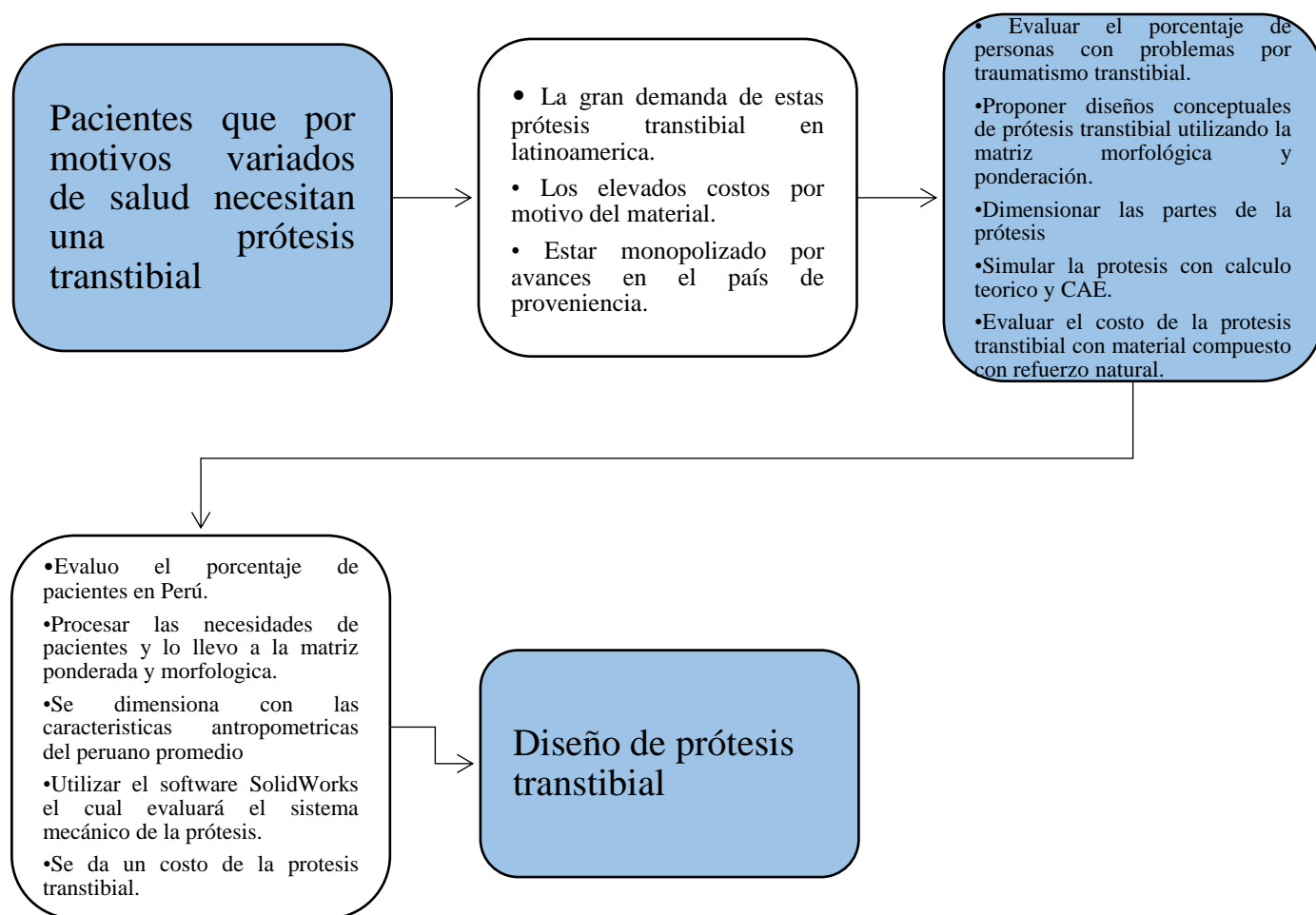
1.2.2. OBJETIVO ESPECIFICO

- ✓ Evaluar el porcentaje de personas mayores de 18 años con altura de 1.65m que tienen problemas de traumatismo óseo en Perú.
- ✓ Aplicar el método de diseño conceptual mediante matriz ponderada y matriz morfológica.
- ✓ Dimensionar las partes de la prótesis transtibial
- ✓ Simular las partes de la prótesis con calculo teórico y análisis CAE.

- ✓ Evaluar el costo de la prótesis transtibial de material compuesto con refuerzo natural.

1.3. METODOLOGIA DEL DISEÑO

Tema: “**Diseño de prótesis transtibial utilizando fibra de plátano y resina vinílica para personas con traumatismo óseo mayores de 18 años**”



1.4. MATRIZ DE CONSISTENCIA

“DISEÑO DE PRÓTESIS TRANSTIBIAL UTILIZANDO FIBRA DE PLATANO Y RESINA VINILICA PARA PERSONAS CON TRAUMATISMO OSEO MAYORES DE 18 AÑOS”				
PROBLEMA	OBJETIVOS	HIPÓTESIS	VARIABLES	METODOLOGÍA
¿El diseño de una prótesis transtibial permitirá y será más económica que las prótesis ya existentes?	GENERAL	GENERAL		DISEÑO DE INVESTIGACIÓN
	Diseñar la prótesis transtibial utilizando fibra de plátano y resina vinilica para personas con traumatismo óseo mayores de 18 años.	Si se diseña una prótesis transtibial utilizando los materiales de fibra natural mencionados dará paso a propiedades con valor favorecedor.		Los resultados se utilizaron para la solución de la problemática de la investigación, es decir, dar una alternativa económica a pacientes que ocupen una prótesis transtibial por motivo de algún trauma óseo en sus miembros inferiores.
	ESPECÍFICOS	ES PECÍFICOS		TÉCNICA: RECOLECCIÓN DE DATOS
	Evaluar el porcentaje de personas mayores de 18 años con altura de 1.65m que tienen problemas de traumatismo óseo en Perú.	Si se evalúa el porcentaje de personas adultas con problemas de traumatismo y listas para acceder a una prótesis transtibial.		En este proyecto se usará la recolección de datos de tesis y observación a través de investigaciones relacionadas sobre prótesis transtibial con la intención de captar los mejores materiales y partes de la prótesis.
	Aplicar el método de diseño conceptual mediante matriz ponderada y matriz morfológica.	Si se aplica el método por matrices pondera y morfológica se consigue un abanico de piezas de distintas prótesis para obtener un acercamiento a esta nueva prótesis.		POBLACIÓN Y MUESTRA
	Dimensionar las partes de la prótesis transtibial.	Si se dimensiona las piezas se toma en cuenta las medidas antropométricas del peruano promedio.		En la unidad de estudio son las prótesis transtibial para personas con traumatismo óseo mayores de 18 años.
	Simular las partes de la prótesis con calculo teórico y análisis CAE.	Si se realiza la simulación en el software se hace aplicando la carga correspondiente al paciente promedio.		La población será las prótesis transtibial a bajo costo ya existentes.
Evaluar el costo de la prótesis transtibial de material compuesto con refuerzo natural.	Si se elabora una evaluación comparativa para la certeza con cual material es más viable la prótesis transtibial.		CRITERIOS DE SELECCIÓN	
				Personas de 18 en adelante

Tabla 1: Matriz de consistencia

2. MARCO TEORICO

2.1. ANTECEDENTES

Una prótesis transtibial es un dispositivo medico diseñado y adaptado para proporcionar el apoyo y la función necesaria a un paciente cuya extremidad inferior amputada a nivel de la tibia y peroné que perdió por completo el tobillo y pie, pero conserva la rodilla y el resto de la pierna. [7]

“Diseño y análisis de esfuerzos de prótesis transfemoral pasiva basada en mecanismo de cuatro barras” [8]

En la presente tesis el autor Ernesto Ocaña Valenzuela en Julio del 2018 en México desarrolló en su trabajo de investigación basándose en el diseño de la prótesis utilizando un mecanismo de 4 barras la cual estaría adaptada para una persona de 120kg y una estatura de 1.75 m que serían características esenciales para tener un aproximado de esfuerzos máximos que debe conseguir para el diseño de la prótesis. Se realizó el diseño en CAD en SolidWorks donde se realizó un análisis de esfuerzos utilizando Von Mises para tener una predicción de falla del posible material pues se tenía aluminio y fibra de carbono y a su vez saber si es posible la fabricación con alguno de estos materiales. Se llegó a la conclusión que el estudio arrojó un peso de 2,2kg de fibra de carbono y 3kg de aluminio, con este se obtiene la cantidad necesaria para la impresión 3D y adicional arroja el tiempo de uso de la prótesis. [8]

“Diseño de prótesis transtibial utilizando fibra de vidrio tipo e y resina poliéster para mejorar estabilidad estática de personas discapacitadas” [9]

El autor Fernando Vásquez Aricoche en 2022 en su tesis cuyo objetivo principal fue demostrar el diseño de una prótesis transtibial utilizando fibra de carbono tipo E y resina poliéster con la intención de mejorar la estabilidad en discapacitados y dar solución a las necesidades de los pacientes amputados. El diseño fue no experimental y se limita a cálculos de esfuerzos, desplazamientos y factor de seguridad en el software SolidWorks por lo que de esta manera se concluye que se logró que la prótesis soporta el peso del paciente, proporciona buena estabilidad y es más económica gracias al uso de la maquinas CNC para la fabricar las piezas. [9]

“Metodología para la fabricación de una prótesis transtibial a base de material compuesto de fibra de carbono y resina epóxica” [10]

Los autores Miriam Siqueiros, Antonio Reyna, Víctor Nuño, María Castañeda y Carlos Huegel inician en el 2018 con este estudio, que tiene como objetivo construir un molde para la

fabricación protésica de un miembro inferior. Se seleccionó un material compuesto de fibra de carbono 3K y resina epóxica entre una amplia variedad de materiales a elegir y se realizó una prueba de carga según norma para obtener una carga máxima de 14,27kN. Estos datos permiten la fabricación del prototipo de prótesis de miembro inferior producida con la técnica propuesta en el estudio. Después de la producción, las pruebas estáticas ISO 10328 validaron los laminados utilizados además de la metodología propuesta, lo que confirmó reducciones significativas en el tiempo de producción, el peso y el costo promedio en comparación con las prótesis disponibles comercialmente. [10]

“Comparación estática estructural y de pandeo de dos materiales compuestos y acero inoxidable en una prótesis de miembro inferior [11]”

Los autores Alejandro Vera Lázaro, Daniel Aguilar y Jesús Campos en el Julio del 2020 desarrollaron un trabajo de investigación que tiene por objetivo llevar a cabo una comparación estructural y pandeo tomando como a dos materiales compuestos que constan de acero inoxidable. En este trabajo de investigación ocupan el uso del software SolidWorks donde se hizo el estudio estructural y de pandeo. Llegando a la conclusión donde el compuesto de Resina Epoxi es el más apropiado pues ocupa entre un 75 y 90% el factor de seguridad, aunque siendo este solo 1 de los factores para escoger este material pues también se pudo hallar los esfuerzos lo que apoyó a seleccionarlo. [11]

“Diseño de una prótesis transtibial graduable para mejorar la marcha normal en niños discapacitados de 6 a 10 años” [12]

El autor Cristian Flores Herrera en 2023 en su trabajo de investigación tuvo como objetivo principal es el diseñar de la prótesis transtibial de forma graduable para mejorar la marcha de niños en un rango de 6 a 10 años. El diseño fue no experimental y se limita a cálculos teóricos con ayuda del SolidWorks mediante la matriz morfológica y de ponderación donde se hace un estimado de la prótesis más óptima a trabajar seguido de este se procede al diseño y termina en la simulación donde arroja un factor de seguridad de 3,64 y esfuerzo máximo de 16,8MPa. [12]

2.2. BASES TEORICO-CIENTIFICAS

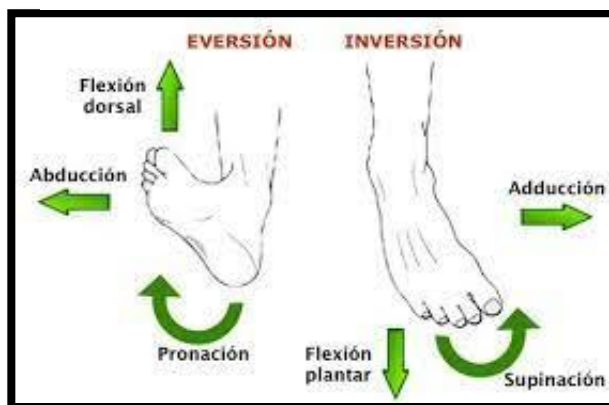
2.2.1. BIOMECANICA

- PIE Y TOBILLO

El pie es la parte principal del cuerpo humano para garantizar una marcha suave y estable. El pie puede soportar una infinidad de cargas repetidas, adaptarse a diferentes superficies y cambiar la velocidad del movimiento. La articulación del tobillo transfiere la carga de las extremidades inferiores al pie y es a su vez responsable de la orientación del pie. [13]

Los términos inversión y eversión se utilizan a menudo para referirse a la supinación y pronación en una pierna protésica. Pero más formalmente, la inversión consiste en cuatro movimientos del hueso del talón: Descenso a flexión, Desplazamiento a aducción, Rotación a supinación y Retracción al astrágalo. [14]

Ilustración 1 Rangos de movimiento del pie.

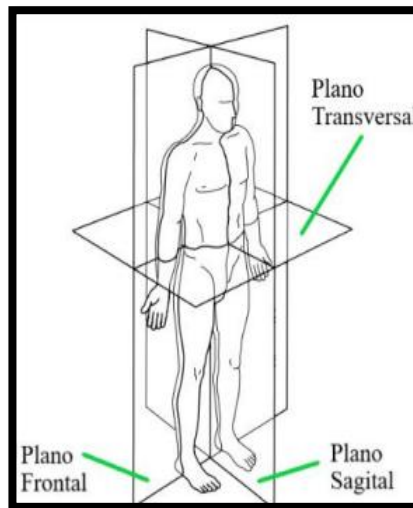


Fuente: [15]

- PLANOS DE MOVIMIENTO DEL CUERPO HUMANO

Para hablar y entender el cuerpo humano, necesitamos reconocer el lado humano. Estos son los planos frontal, transversal y sagital. El plano sagital es el más importante ya que es donde tiene lugar el movimiento hacia adelante. [16]

Ilustración 2 Plano de movimiento.

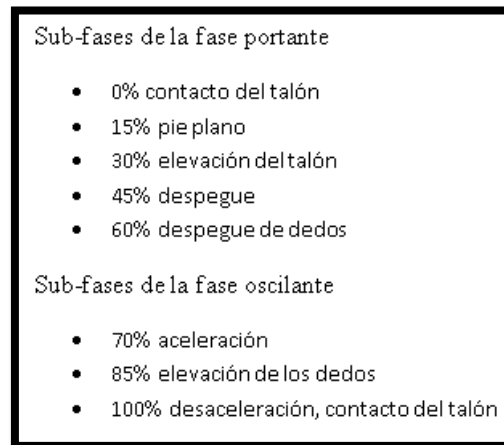


Fuente: [17]

- Fases del ciclo de marcha

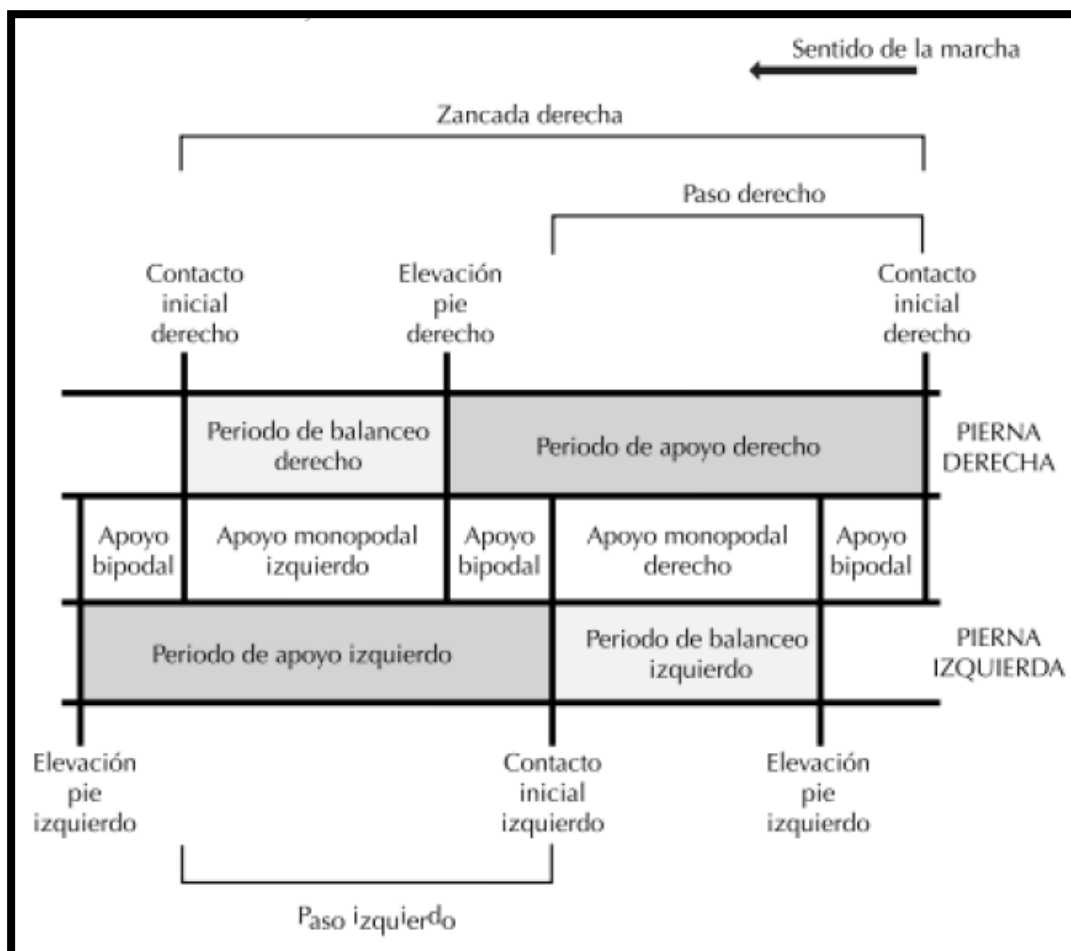
Es el tiempo entre dos acontecimientos aparentemente idénticos; este período pertenece al momento en que toca el suelo por 1ra y 2da vez con el pie, este proceso se llama fase completa. La aparición de marcha ocurre alrededor de los 11-14,5 meses de edad [18]. El ciclo de la marcha consta de uno: la fase de carga, que representa el 62% de todo el ciclo, y la fase de vibración el 38% restante. El primer paso mencionado se clasifica en: contacto del talón, pie plano, despegue del talón, punta y punta. La segunda fase mencionada anteriormente incluye los pasos: acelerar, levantar el dedo y desacelerar [13].

Ilustración 3 Subfases de marcha.



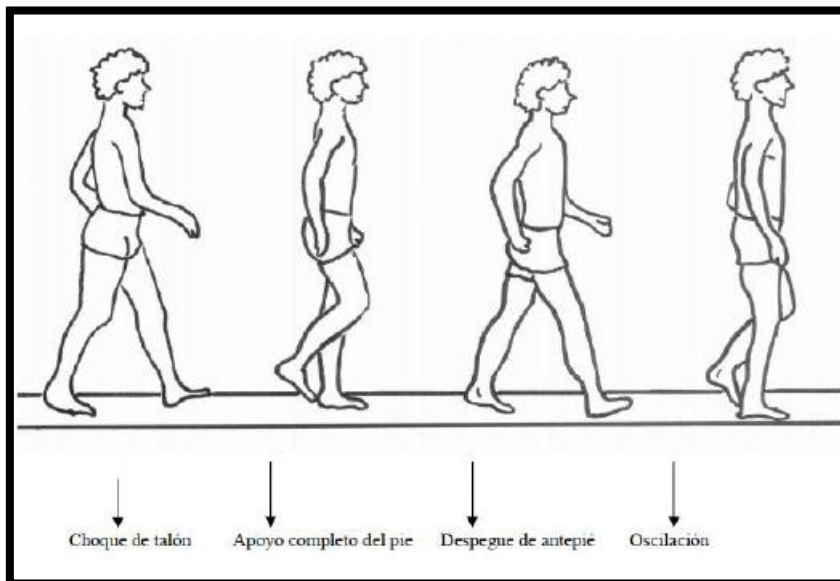
Fuente: Elaboración propia.

Ilustración 4 Análisis de marcha.



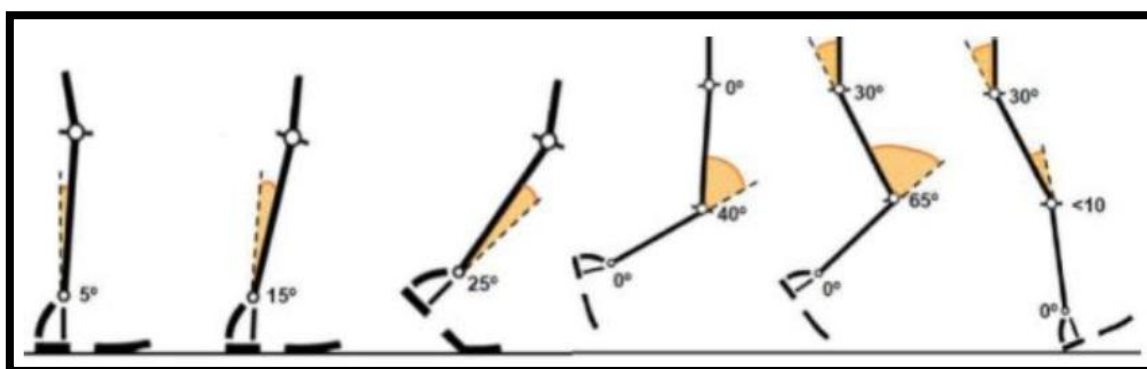
Fuente: [13]

Ilustración 5 Ciclo de marcha.



Fuente 8: [19]

Ilustración 6 Ángulos en la marcha.



Fuente 9: [20]

2.3. TIPOS DE AMPUTACIÓN

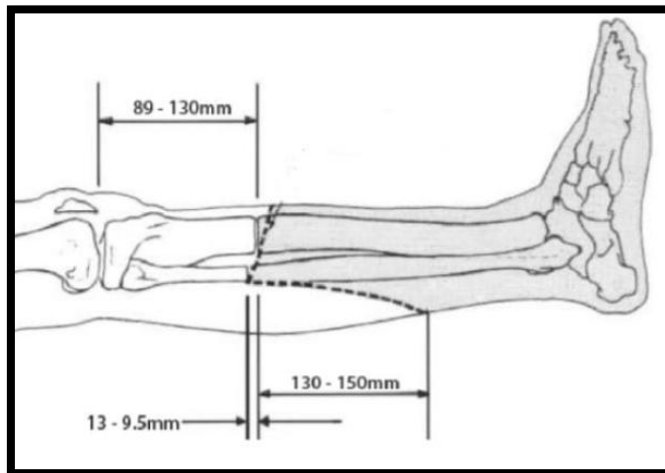
En una amputación por debajo de la rodilla, se extrae una de las piernas al nivel de la tibia y el peroné. Esta es una de las mutilaciones más frecuentes. Cuando un paciente se somete a la amputación de una pierna, pierde la respuesta sensorial sobre la situación de la extremidad, el que dificulta la realización de actividades como caminar, correr o trotar con una prótesis de pierna. [9]

Amputación transtibial muy corta, se retiene menos del 20% de la longitud tibial. [21]

Amputación transtibial estándar, es cuando conserva del 20% a 50% de la longitud de la tibia. Es que se requiere como mínimo 8 cm de tibia por debajo de la rodilla para obtener un encaje perfecto del dispositivo protésico. [21]

Amputación transtibial larga, cuando se retiene más del 50% de toda la tibia [21].

Ilustración 7 Corte común para amputación protésica.



- Después de la amputación surgen ciertas complicaciones

Tabla 2 Complicaciones después de amputación.

COMPLICACIONES DESPUÉS DE AMPUTACIÓN	
Después de la amputación	Hipertensión arterial.
	Estado emocional afectado.
	No existe actividad física.
	Desordenes en el estilo de alimentación.
Con el uso de silla de ruedas	Lesiones en el hombro.
Con el uso de muletas	El paciente gasta mayor energía.
	Movimiento excesivo de la pelvis para el movimiento.
	Fuerza extra en el brazo y abdomen para mantener el equilibrio.

2.4. DEFINICIÓN DE TÉRMINOS

- ANÁLISIS ESTÁTICO

El análisis estático proporciona el cálculo del estado tensional bajo la acción de fuerzas constantes aplicadas al sistema en el tiempo determinado. Este es probablemente el problema más necesario que resolver en el diseño de objetos mecánicos y estructurales. El usuario puede

evaluar la resistencia a la tracción permitida para el proyecto en desarrollo, determinar las mayores deficiencias del proyecto y realizar los cambios necesarios (optimizar) el producto. [22]

- CARGA AXIAL

Las cargas axiales, también llamadas cargas de empuje, son cargas que pueden soportar fuerzas en la misma dirección que el eje. A diferencia de las cargas radiales están hechas para resistir fuerzas perpendiculares a la dirección axial. [23]

- FALLA POR FATIGA

Cuando la tensión real máxima está por abajo de la resistencia última del material e incluso por abajo del límite elástico, se denomina falla por fatiga. [9]

- CRITERIO DE VON MISES

Conocida como energía de distorsión máxima, es utilizado para materiales duros, donde el material analizado en un punto, la energía de distorsión por unidad de volumen se vuelve mayor que la energía de distorsión actual por unidad de volumen en una prueba de estrés. La fórmula matemática es la siguiente [24]

Ecuación 4: Criterio de Von Misses

$$\sqrt{\frac{1}{2}((\sigma_1 - \sigma_2)^2 + (\sigma_1 - \sigma_3)^2 + (\sigma_2 - \sigma_3)^2)} < S_y$$

Donde se cumple que $S_y > 0$ es el límite de fluencia a tracción.

El factor de seguridad se obtiene con:

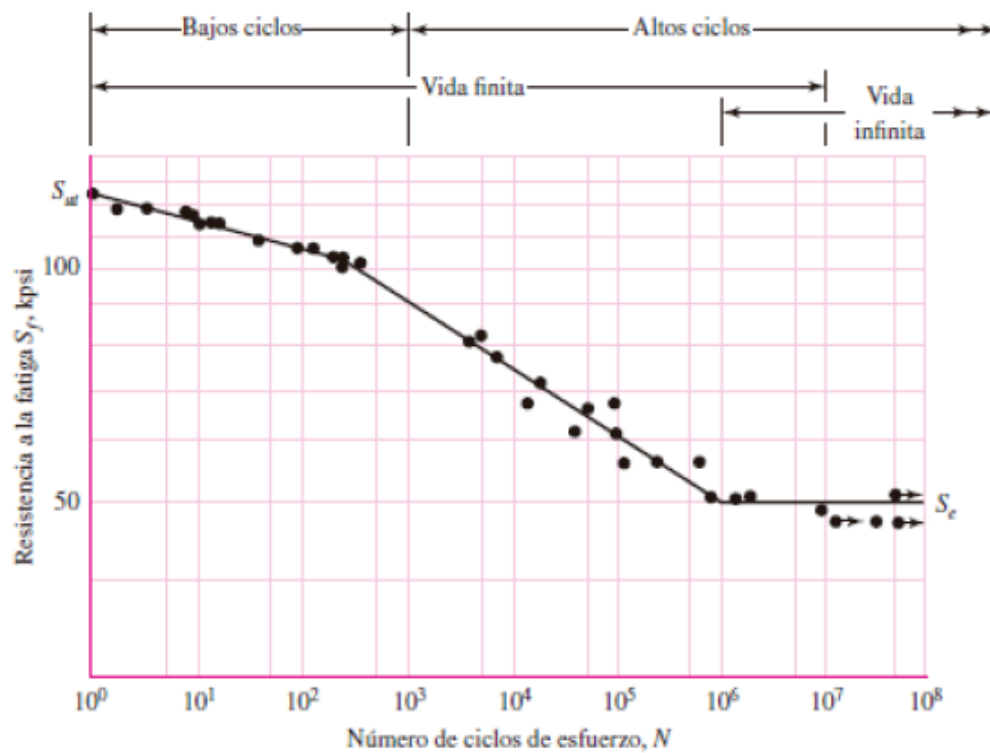
Ecuación 5: Factor de seguridad

$$n_s = \frac{S_y}{\sqrt{\frac{1}{2}((\sigma_1 - \sigma_2)^2 + (\sigma_1 - \sigma_3)^2 + (\sigma_2 - \sigma_3)^2)}}$$

- FATIGA

Es un proceso que conduce a fallas mecánicas localizadas debido a una carga dinámica variable que generalmente es menor que la carga estática que causa la falla [25].

Ilustración 8 Gráfica S-N.



Fuente 4: [26]

Ecuación 6: Número de ciclos a la falla

$$N = \left(\frac{\sigma_a}{a} \right)^{1/b}$$

Ecuación 7: Constantes a y b

$$a = \left(\frac{f S_{ut}}{S_e} \right)^2$$

$$b = -\frac{1}{3} \log \left(\frac{f S_{ut}}{S_e} \right)$$

S_{ut} es la resistencia última del material en unidad (Pa), S_e es el límite a la resistencia a la fatiga corregido en unidad (Pa) y f es una constante.

✓ Factores que modifican el límite de resistencia a la fatiga

Ecuación 8: Límite resistencia a la fatiga corregido

$$S_e = k_a k_b k_c k_d k_e k_f S'_e$$

Definiendo el límite de resistencia a la fatiga corregido como la multiplicación de K_a siendo el factor de modificación de la condición superficial, K_b siendo el factor de modificación del tamaño, K_c siendo el factor de modificación de la carga, K_d siendo el factor de modificación de la temperatura, K_e siendo el factor de confiabilidad, K_f siendo el factor de modificación de efectos varios, S_e siendo el límite de resistencia a la fatiga en la ubicación crítica de una parte de máquina en la geometría y condición de uso y resulta en S'_e siendo el límite de resistencia a la fatiga en viga rotatoria.

- ESFUERZO

Es una fuerza que actúa a una unidad de área que se le aplica. Se caracteriza con el símbolo sigma. Para hallarlo se utiliza la siguiente fórmula [27]

Ecuación 1: Fórmula de esfuerzo

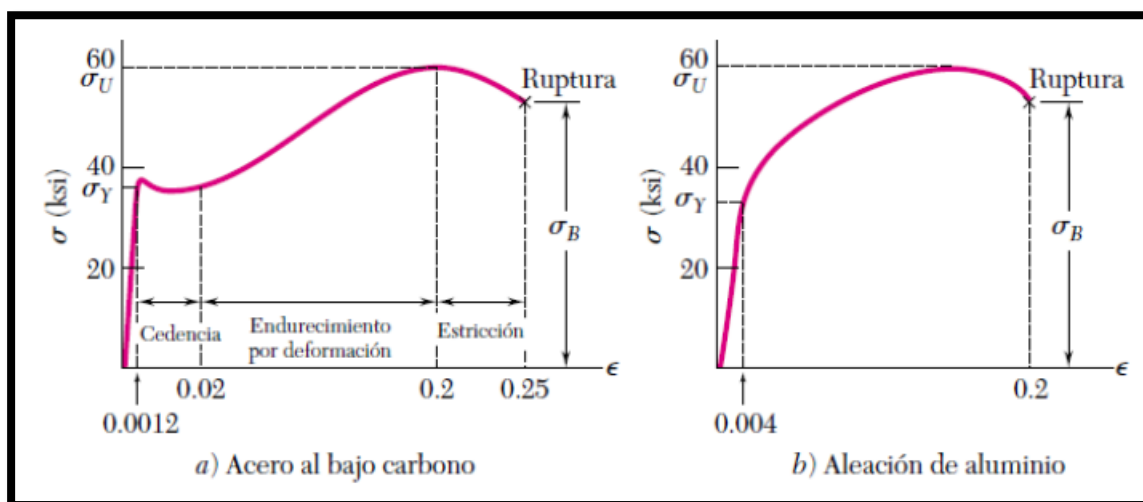
$$\sigma = \frac{P}{A}$$

Definiremos a σ como el esfuerzo mecánico con unidad (Pa), a P como fuerza o carga esperada con unidad en (N) y A como el área de sección transversal en unidad (mm).

- ESFUERZO MAXIMO

O también llamado esfuerzo cortante máximo, es lo máximo que puede soportar un material, para el diseño en ingeniería es muy importante. En la próxima figura se muestra la carga última para material dúctil o frágil. [28]

Ilustración 9 Comparación de esfuerzos en acero y aluminio.



Fuente: [29]

- FLEXIÓN:

Es una deformación perpendicular al eje longitudinal de un elemento estructural alargado. El factor de seguridad es la relación entre la capacidad máxima del sistema y la demanda esperada real. Por tanto, un número mayor que uno indica que el sistema tiene un exceso de capacidad sobre sus requisitos. [30]

Ecuación 2: Factor de seguridad

$$S = \frac{S_Y}{\sigma_1 - \sigma_2}$$

S_Y es el esfuerzo a la fluencia con unidad (Pa) y (σ_1 y σ_2) son los esfuerzos principales con unidad (Pa).

- DEFORMACIÓN ELÁSTICA:

Es un aumento de dimensión debido a una carga mecánica aplicada dentro del límite elástico de un miembro bajo presión, que puede volver a su estado original cuando se retira la fuerza.

Ecuación 3: Fórmula de la deformación elástica

$$\delta = \frac{P \times L}{E \times A}$$

Donde δ es la deformación axial total con unidad (mm), P es la carga más elevada con unidad (N), L es longitud con unidad (mm), E es el módulo de elasticidad con unidad (Pa) y A es área transversal con unidad (mm).

2.5. MATERIALES

✓ Aluminio 7075-T6:

Tabla 3 Características del aluminio.

Nombre	Valor	Unidades
Modulo elástico	72	GPa
Coefficiente de poisson	0,33	
Modulo cortante	331	MPa
Densidad de masa	2 810	cm ²
Límite de tracción	570	MPa
Límite elástico	505	N/mm ²
Coefficiente de expansión térmica	20 a 250	Kelvin
Conductividad térmica	20	W/mK

Fuente: Granta EduPack.

✓ Resina vinílica:

Tabla 4 Propiedades de la resina vinílica.

Nombre	Valor	Unidades
Modulo elástico	2,9-3,4	GPa
Coefficiente de poisson	0,348-0,355	
Modulo cortante	1,08-1,26	MPa
Densidad de masa	1,02-1,1	g/cm ³
Límite de tracción	76-79	MPa
Límite elástico	69-73	GPa
Coefficiente de expansión térmica	51-60	Celsius
Conductividad térmica	0,167-0,173	W/mK

Fuente: Granta EduPack

✓ Fibra de plátano:

Tabla 5 Propiedades de fibra de plátano.

Nombre	Valor	Unidades
Modulo elástico	26-31	GPa
Coefficiente de poisson	0,35-0,36	
Modulo cortante	3-5	GPa
Densidad de masa	1,25-1,3	cm ³
Límite de tracción	670-790	MPa
Límite elástico	670-790	MPa
Coefficiente de expansión térmica	15-30	Celsius
Conductividad térmica	0,3-0,35	W/mK

Fuente: Granta EduPack

✓ Fibra de carbono

Tabla 6 Propiedades de fibra de carbono.

Nombre	Valor	Unidades
Modulo elástico	69-150	GPa
Coefficiente de poisson	0,33	
Modulo cortante		GPa
Densidad de masa	1,5-1,6	cm ³
Límite de tracción	550-1050	MPa
Límite elástico	550-1050	MPa
Coefficiente de expansión térmica	1-4	Celsius
Conductividad térmica	1,28-2,6	W/m°C

Fuente: Granta EduPack.

3. METODOLOGÍA

Un diseño metodológico determina cómo se llevará a cabo un estudio, utilizando un método particular como la observación o la recolección de datos, se aplicará una matriz morfológica y una matriz ponderada para crear un conjunto de propuestas destinadas a describir y analizar las causas de un problema propuesto tomando en cuenta los objetivos y variables. Además, ayuda a examinar los supuestos de investigación y extraer datos de conceptos teóricos elaborados. [32]

3.1. TIPO DE INVESTIGACIÓN

Se utiliza la metodología analítica ya que es trabajar la variable independiente para notar su efecto sobre la variable dependiente. Esto lleva al hecho de que las variables independientes son tratadas en términos asignados por el analizador. [33] Por lo tanto, buscamos analizar el impacto del muñón sobre la prótesis transtibial. [33]

3.2. NIVEL

Los diseños son analíticos.

3.3. POBLACIÓN Y MUESTRA

La población de la investigación son personas con traumatismo óseo mayores de 18 años.

La muestra de la investigación es a nivel nacional.

3.4. OPERACIÓN DE VARIABLES

Operacionalización de variables

Tabla 7 Variable independiente

Variable Independiente	Definición conceptual	Definición operacional	Dimensiones	Indicadores	ITEMS
Diseño de una prótesis transtibial utilizando fibra de plátano y resina vinílica	La prótesis transtibial es un aparato ortopédico que sustituye una pierna amputada que abarca desde debajo de la rodilla. Debido a los altos costos es primordial el diseño de una prótesis con materiales que aporten una reducción en los costos.	La prótesis transtibial se medirá a partir de los miembros inferiores promedio de los peruanos donde una matriz morfológica y ponderada se definirá la más óptima.	Análisis estático	Dimensiones de la prótesis	Criterio del diseñador
				Esfuerzo	m ³
				Factor de seguridad	m

Fuente: Elaboración propia.

Tabla 8 Variable dependiente

Variable dependiente	Definición conceptual	Definición operacional	Dimensiones	Indicadores	ITEMS
Para personas con traumatismo óseo mayores de 18 años	Las personas en Perú tienen mal calidad de vida por lo que se genera múltiples problemas donde enfermedades como la diabetes puede causar amputaciones de miembros inferiores o traumatismos los cuales seguidos de una operación están ligados a usar prótesis transtibial los cuales son de elevados precios.	Teniendo en cuenta los pacientes y el análisis estático se planteará la evaluación económica con los materiales compuestos de refuerzo natural.	Reducción de costos	Costos	Soles

Fuente: Elaboración propia.

3.5. TÉCNICAS E INSTRUMENTOS DE RECOLECCIÓN DE DATOS

En el presente trabajo de investigación se usaron diversas técnicas y herramientas para la recolección de datos, los cuales son:

Tabla 9 Técnicas e Instrumentos

Técnicas	Instrumentos
Análisis y revisión de documentos	Informes y tesis
Observación	Libros y manuales
Simulación	Fichas de observación
Comparación	Software
Comentarios	

Fuente: Elaboración propia.

3.6. PROCEDIMIENTO DE RECOLECCIÓN DE DATOS

Parte desde el análisis y/o revisión de documentos o informes sobre investigaciones de prótesis transtibial, posteriormente observar los aspectos que trae en los parámetros para luego utilizar las metodologías de diseño con la guía de algún manual.

3.7. PROCESAMIENTO Y ANÁLISIS DE DATOS

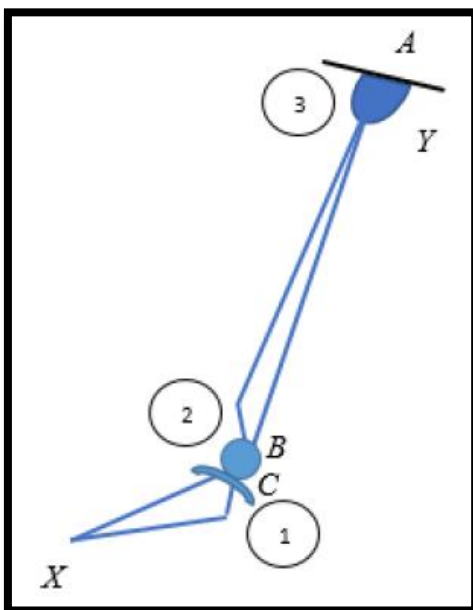
Para procesar los datos se tomará en cuenta los parámetros usados en las prótesis actuales pues serán obtenidas mediante la observación, de los cuales los datos serán llevados al software para el diseño y modelamiento de la prótesis.

4. DESARROLLO Y RESULTADOS

✓ Grados de libertad

La libertad de movimiento (M) de un sistema mecánico se puede definir mediante grados de libertad (GDL). Generalmente es difícil ver el movimiento de las piezas de una máquina en un sistema ensamblado. Para facilitar el análisis del movimiento, los elementos suelen separarse esquemáticamente, de modo que sólo se visualicen las dimensiones relacionadas con el movimiento. Estos diagramas se llaman diagramas cinemáticos. La ecuación de Gruebler se muestra a continuación.

Ilustración 10 Diagrama cinemático de prótesis.



Dónde M representa los grados de libertad, n número total de uniones, jP número total de uniones básicas y j_h Número total de uniones de orden superior.

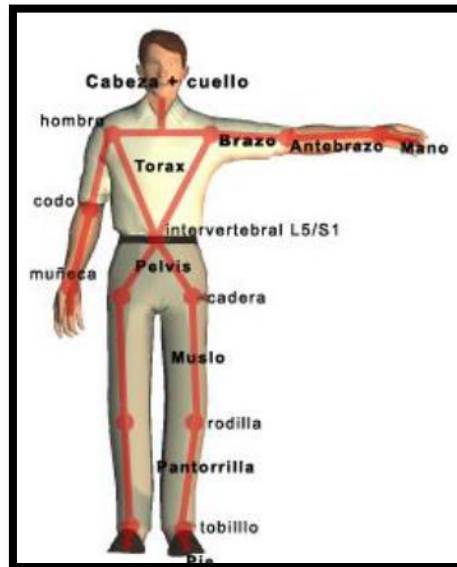
$$M=3(3-1) -2(2) -0=2$$

✓ Centro de gravedad

El centro de masa es una de las consideraciones más importantes; normalmente se analiza el punto en el centro de gravedad del cuerpo. Los objetos que son simétricos en forma y masa tienen su centro de gravedad en el centro geométrico del patrón, mientras que los elementos

asimétricos tienen su centro de gravedad a una distancia más corta del lado más grueso como con una prótesis.

Ilustración 11 Nodos del cuerpo humano.



Centro de gravedad (Damster y Clauser)

Tabla 10 Centro de gravedad en el cuerpo

SEGMENTOS	PESO EN %
CUERPO	100
CABEZA	6,2
CUELLO	2,2
TORAX	21,9
ABDOMEN	14,7
PELVIS	13,4
BRAZO	2,8
ANTEBRAZO	1,7
MANO	0,6
MUSLO	10
PIERNA	4,3
PIE	1,4

Fuente: Elaboración propia.

$$cm = \frac{m_{\text{Pierna}}(l_{\text{Pie}} + 0,561l_{\text{Pierna}}) + 0,571l_{\text{Pie}} * m_{\text{Pie}}}{m_{\text{Pie}} + m_{\text{Pierna}}}$$

El centro de masa lo represento de lo represento en cm, Mpierna es la masa de la pierna Lpierna es la longitud de la pierna, Mpie es la masa del pie y Lpie es la longitud del pie.

Tabla 11 Características del paciente.

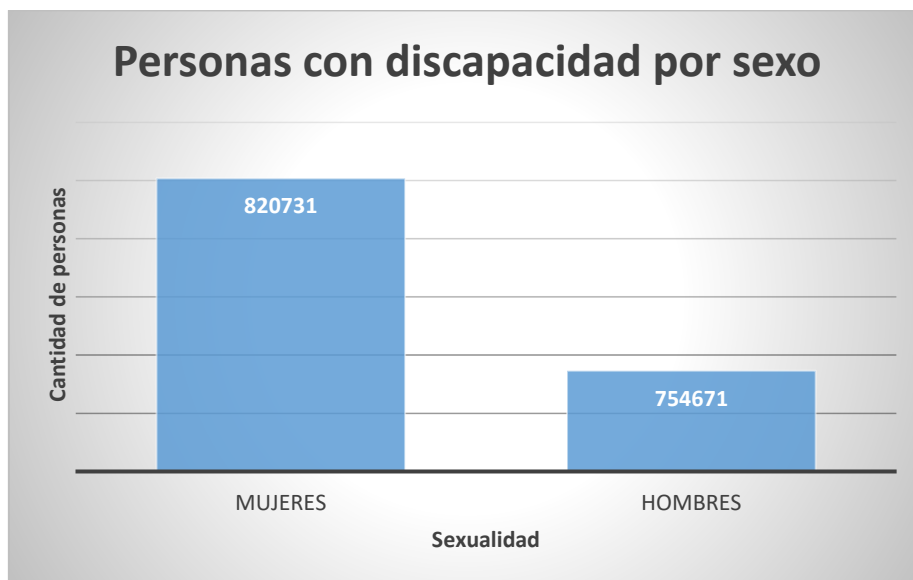
NOMBRE	Paciente tipo
EDAD	30
TALLA(m)	1,68
PESO (kg)	73
LONGITUD DESDE LA RODILLA A PLANTA DEL PIE (cm)	51
LONGITUD DE ARTICULACIÓN (cm)	28
LONGITUD DEL MUÑON RESTANTE (cm)	12
ALTURA DEL PIE (cm)	11
LONGITUD DE LA TIBIA Y PERONÉ (cm)	35

Fuente: Elaboración propia.

4.1. EVALUACIÓN DE PORCENTAJES ESTADÍSTICOS:

Según INEI en 2017 el 5,2% de la población presenta alguna discapacidad (1 millón 575 mil personas) y de ese número el 52% son mujeres que equivale a (820 mil 731) personas y 48% son hombres que equivale a (754 mil 671). [34]

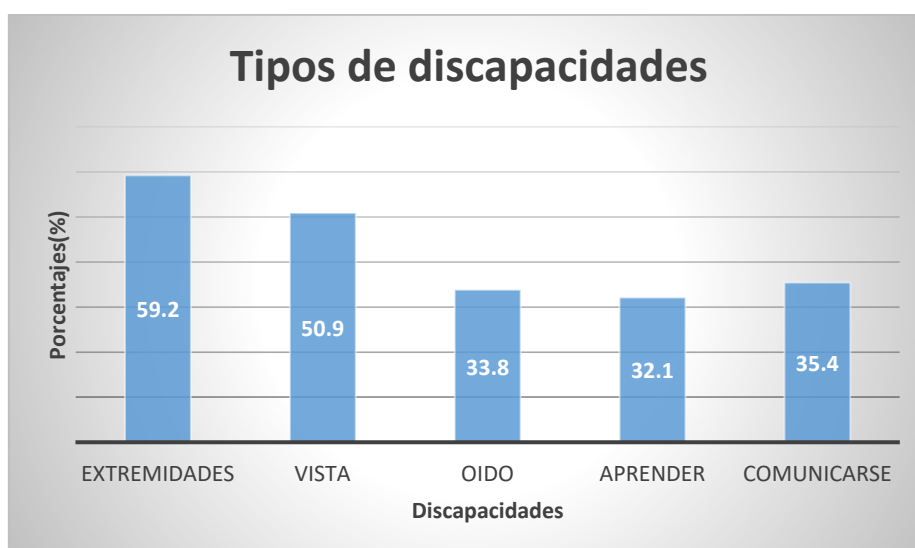
Ilustración 12 Discapacitados por sexo.



Fuente: INEI

El estudio arrojó que en Perú que la dificultad para moverse alcanza una cantidad de (932 mil personas, 59%), dificultad para ver una cantidad del 50,9%, para escuchar del 33,8%, para aprender 32,1% y para comunicarse 35,4%. [34]

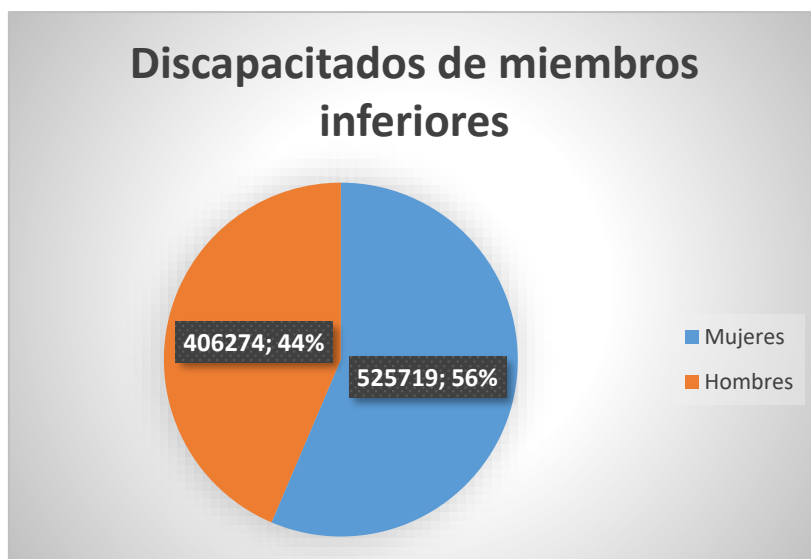
Ilustración 13 Tipos de discapacidades.



Fuente: INEI

En Perú 932 mil personas tienen limitaciones para moverse o caminar, dificultades desde trasladarse a corta y larga distancia como lo haría una persona normal. De esta cantidad de personas resultó que el 56,4% son mujeres con una cantidad de 525 mil 719 personas y hombres con un 43,6% con una cantidad de personas de 406 mil 274 personas [34].

Ilustración 14 Discapacidades por miembros inferiores.



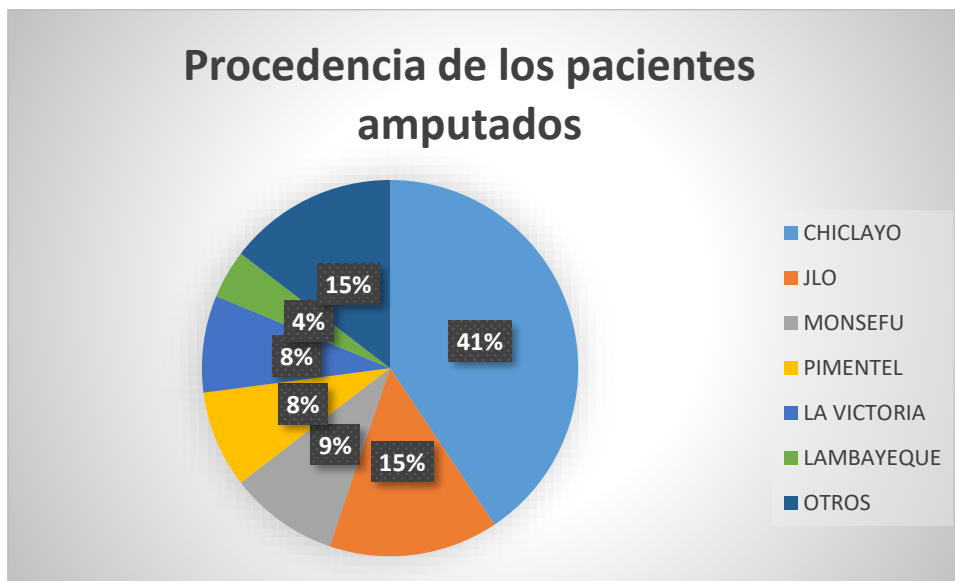
Fuente: INEI

Según [35] hizo una evaluación de pacientes amputados en hospitales del ministerio de salud de Lambayeque. Se tomó a los pacientes del hospital Regional Lambayeque y Hospital Regional Docente Las Mercedes siendo un total de 184 pacientes, de los cuales 25 no viven en el departamento de Lambayeque. Por criterios de inclusión se quedó en 159 pacientes, sin embargo, 19 de estos fallecieron, 13 rechazaron la evaluación, 22 no se los ubicó y 9 no residen en Lambayeque lo que lleva a la encuesta un total de 96 pacientes.

Tomando los 96 pacientes con amputación se obtuvo las siguientes consideraciones.

- Según su procedencia en Lambayeque:

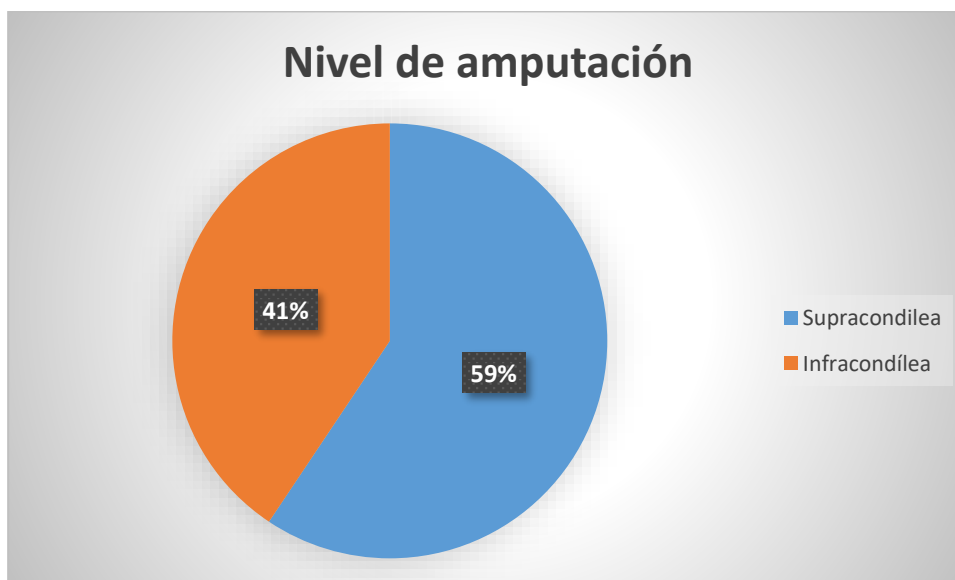
Ilustración 15 Procedencia de amputados.



Fuente: [35]

- Nivel de amputación:
En la siguiente tabla se muestra el porcentaje de amputados en nivel supracondílea (arriba de la rodilla) e infracondílea (debajo de rodilla).

Ilustración 16 Nivel de amputación.

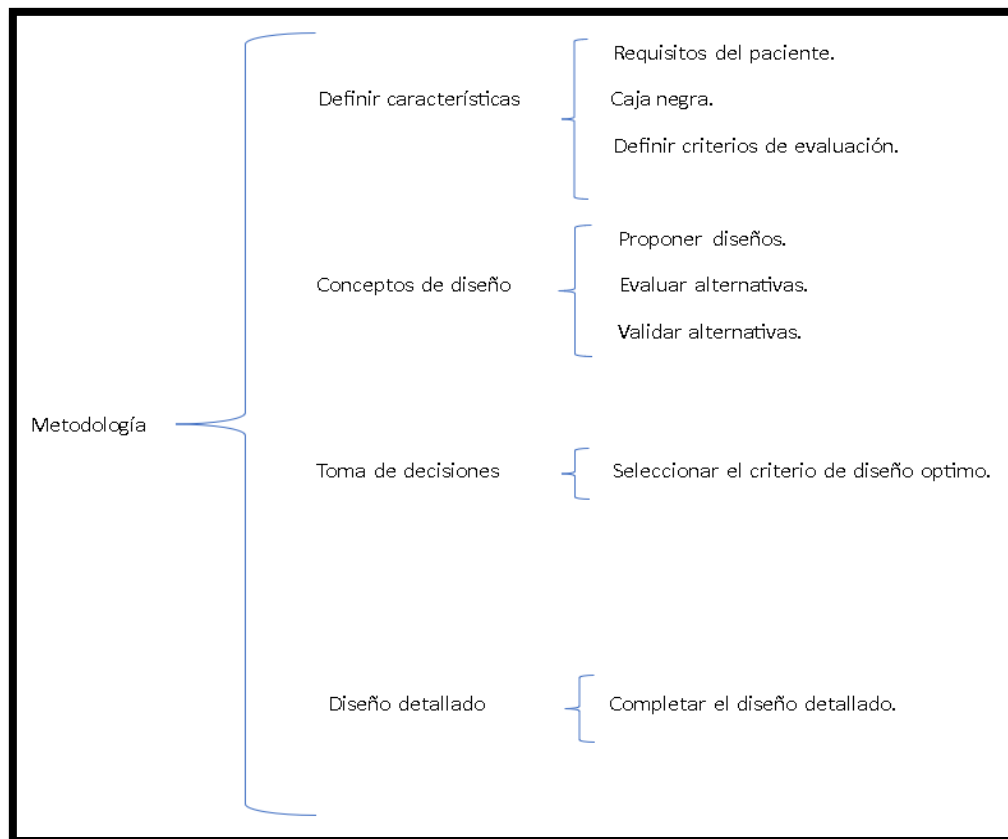


Fuente: [35]

4.2. DISEÑO CONCEPTUAL:

✓ Proceso de diseño

Ilustración 17 Pasos en el proceso de diseño.



Fuente: Elaboración propia.

✓ Lista de necesidades y métricas para la prótesis transtibial.

Se toma en cuenta las necesidades para la prótesis transtibial en relación con el material compuesto que se le aplicará. Cada necesidad está enumerada con un puntaje según los criterios de escala.

Ilustración 18 Escala de selección.

Escala de selección	Calificación
No importante	1
Medianamente importante	2
Importante	3
Muy importante	4
Demasiado importante	5

Fuente: Elaboración propia.

Tabla 12 Criterio de necesidades para la prótesis.

N°	Necesidad	Importancia
1	Material biocompatible con el paciente	5
2	No corrosivo	5
3	Resistencia mecánica	4
4	Durabilidad	4
5	Similitud entre la densidad del material y el hueso	3
6	Económica	4
7	Liviana	5
8	Sencilla fabricación	4

Fuente: Elaboración propia.

Tabla 13 Métricas para la prótesis.

N°	Necesidad	Métrica	Importancia	Unidad
1	1,8	Biocompatibilidad	5	S/N
2	9,2	Durabilidad	5	Años
3	3	Resistencia a la fatiga	4	Mpa
4	5	Montaje	4	S/N

5	6	Costo	3	S/
6	7	Densidad	4	Kg/m ³
7	8,1	Biotolerancia	5	S/N
8	2	Corrosión	4	S/N

Fuente: Elaboración propia.

✓ Matriz de necesidades métricas

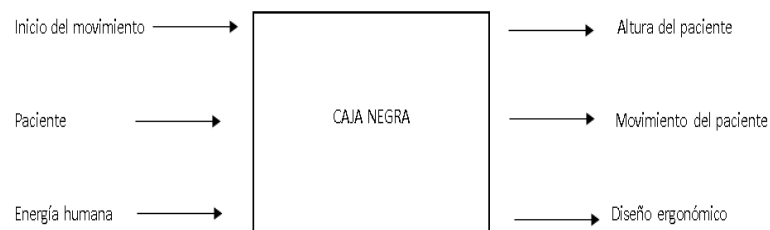
Tabla 14 Matriz de necesidades métricas.

Nº	Métrica Necesidad	1	2	3	4	5	6	7	8
		Biocompatibilidad	Durabilidad	Resistencia a la fatiga	Montaje	Costo	Densidad	Biotolerancia	Corrosión
1	Material biocompatible con el paciente	X							
2	No corrosivo		X						X
3	Resistencia mecánica			X					
4	Durabilidad	X	X						
5	Similitud entre la densidad del material y el hueso						X		
6	Económica					X			
7	Liviana							X	
8	Sencilla fabricación				X				

Fuente: Elaboración propia.

✓ Requisitos del paciente Caja negra

Ilustración 19 Caja negra

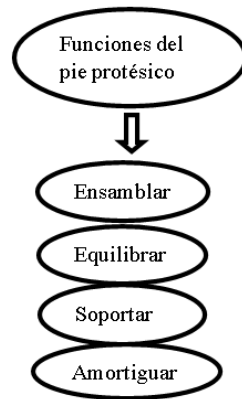


Fuente: Elaboración propia.

✓ Funciones del sistema protésico

Se necesita que el prototipo cumpla con las siguientes condiciones:

Ilustración 20 Funciones del pie protésico



Fuente: Elaboración propia.

✓ Matriz morfológica




Ilustración 21 Matriz morfológica.

MATRIZ MORFOLOGICA			
FUNCIONES	SOLUCIONES		
	1	2	3
Muñon			
Encaje o socket			
Tipo de unión de socket al pilón			
Pilón o regulador de altura			
Tipo de unión al pie protésico			
Pie protésico			
Sellos			

Fuente: Elaboración propia.

✓ Soluciones de la matriz morfológica:

Tabla 15 Soluciones de diseño.

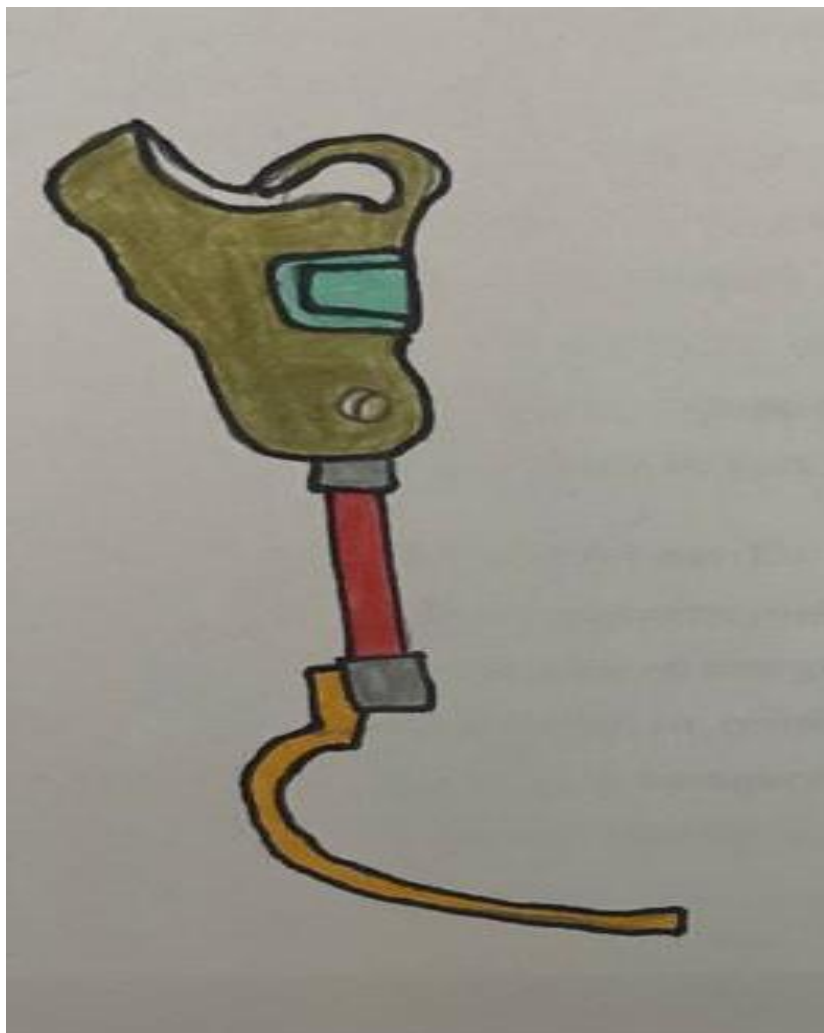
SOLUCIONES DE DISEÑO	
1	
2	
3	

Fuente: Elaboración propia.

✓ Diseño y/o solución conceptual 1:

Socket con ajuste graduable-Tubo de doble cabeza con rosca macho-Pie protésico

Ilustración 22 Diseño 1.

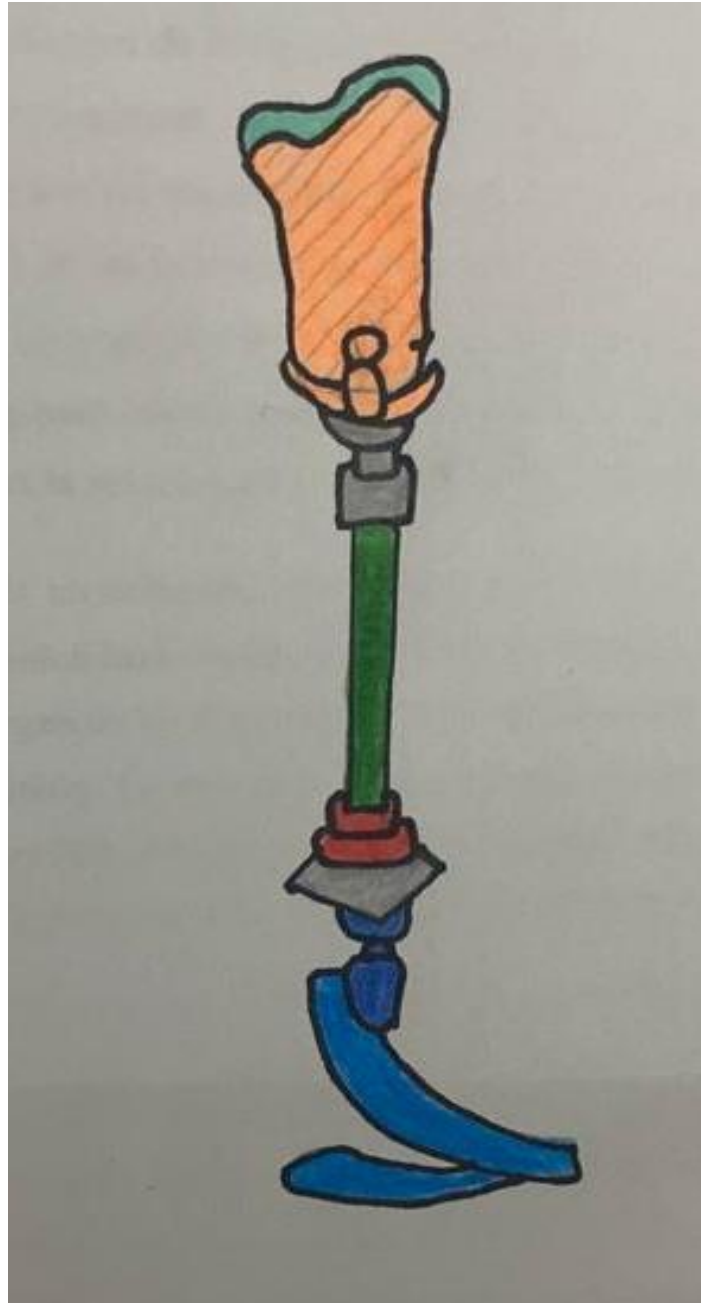


Fuente: Elaboración propia.

✓ Diseño y/o solución conceptual 2:

Socket tipo canastilla con sistema al vacío-Adaptador de 3 espigas-Tubo de cabeza rosca macho-Adaptador cuadrado-Pie protésico Vari Flex

Ilustración 23 Diseño 2.

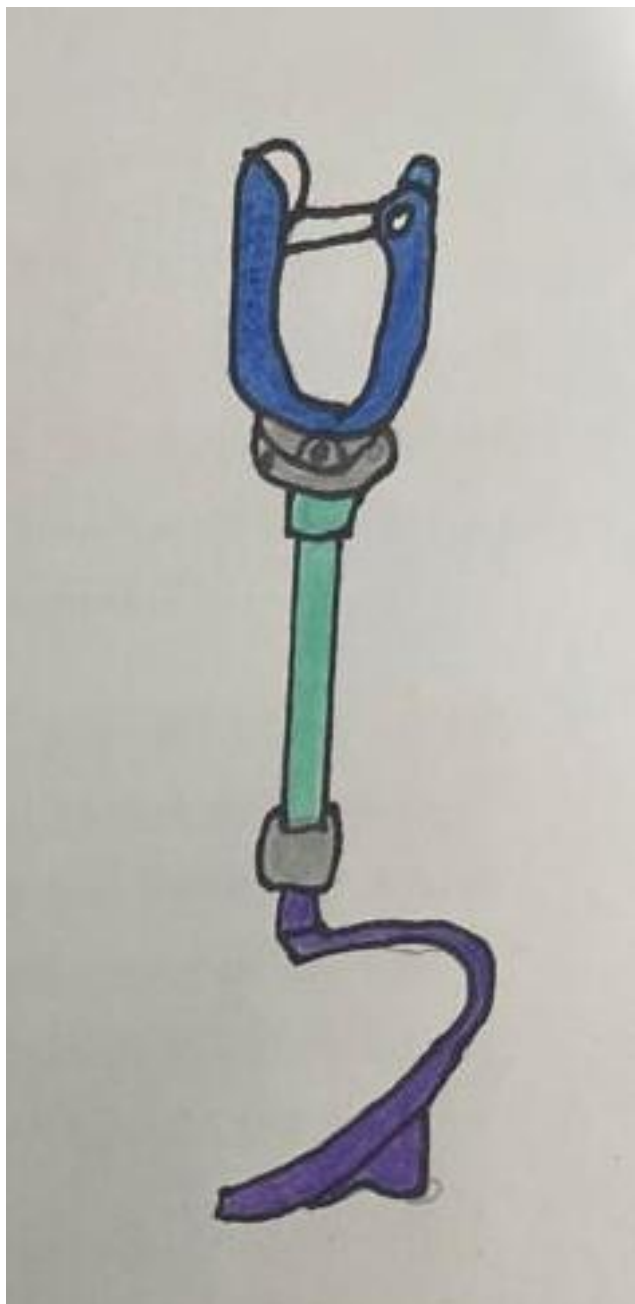


Fuente: Elaboración propia.

✓ Diseño y/o solución conceptual 3:

Socket con ajuste de correa- Adaptador de 4 espigas- Tubo de cabeza rosca hembra-Tubo doble cabeza hembra y macho-Pie protésico con taco.

Ilustración 24 Diseño 3.



Fuente: Elaboración propia.

✓ Matriz de selección de conceptos:

Para la selección de la mejor solución para el diseño de la prótesis transtibial se realiza la siguiente matriz de ponderación de acuerdo con Karl T. Ulrich y Steven D, Eppinger. Para el criterio de selección se aplica 3 ítems donde el “+” aporta 1 punto, el “0” no aporta nada y el “-” resta un punto. Donde la solución que obtenga más puntos es la que será escogida.

Tabla 16 Matriz de selección de conceptos.

SOLUCIONES			
CRITERIOS DE SELECCIÓN	1	2	3
Materiales	+	+	+
Facilidad de armado	+	+	-
Simplicidad de componentes	+	-	0
Facilidad de mantenimiento	+	+	-
Asegura estabilidad	+	+	+
Es estética	0	+	+
Suma +	5	5	3
Suma 0	1	0	1
Suma -	0	1	2
Evaluación final	5	4	1
Continuar	SÍ	SI	NO

Fuente: Elaboración propia.

✓ Descripción de los medios a cumplir las funciones

Tabla 17 Medios a cumplir las funciones.

	Variantes para evaluar	Descripción	Puntaje
1	Sencilla fabricación	Corto tiempo de fabricación	0,2
2	Costo accesible	Costo bajo	0,3
3	Estabilidad del paciente	Buena distribución de fuerzas	0,2
4	Ligera	Poco peso	0,2
5	Estética	Agradable a la vista	0,1

Fuente: Elaboración propia.

✓ Matriz ponderada

Tabla 18 Matriz ponderada.

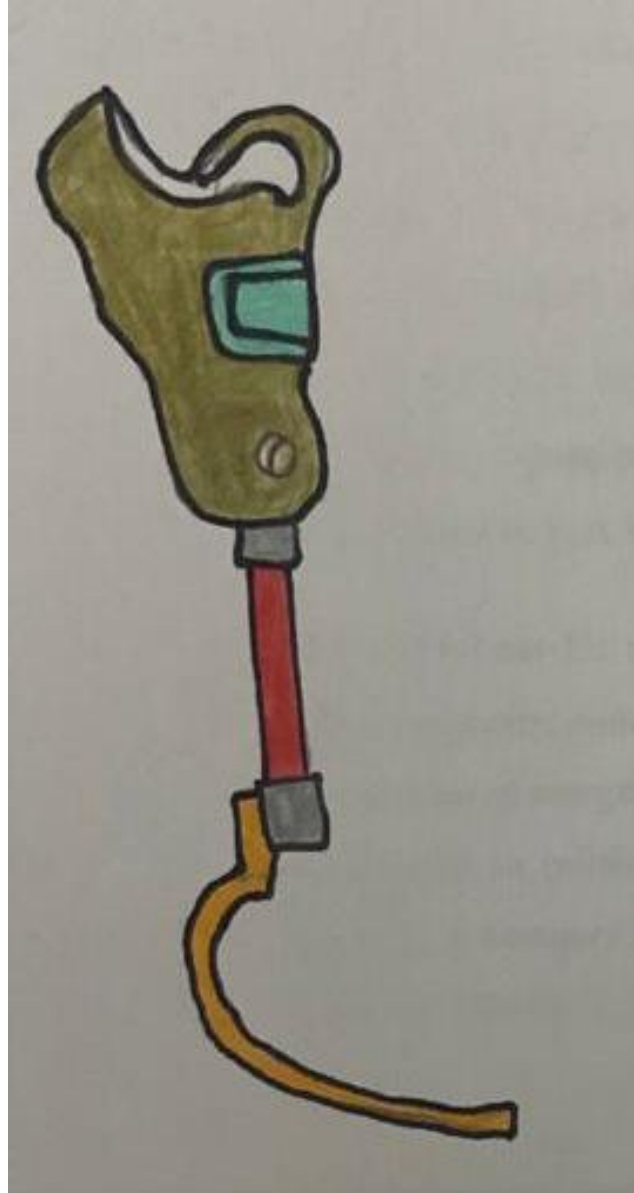
		P1	P2	P3	P4	P5	Suma de puntaje	Valor más alto	Porcentaje
	Estimación	0,2	0,3	0,2	0,2	0,1			
S1	Valor	3	4	3	4	3			
	Puntaje	0,6	1,2	0,6	0,8	0,3	3,5	5	0,7
S2	Valor	3	2	3	3	4			
	Puntaje	0,6	0,6	0,6	0,6	0,4	2,8	5	0,56
S3	Valor	4	2	4	2	1			
	Puntaje	0,8	0,6	0,8	0,4	0,1	2,7	5	0,54

Fuente: Elaboración propia.

Después de evaluar las soluciones, los resultados de la matriz que fueron analizados en la matriz de ponderación resultan en que la 1ra solución es la más viable a llevar para el diseño de la prótesis transtibial utilizando fibra de plátano y resina vinílica.

✓ Diseño final

Ilustración 25 Diseño final.



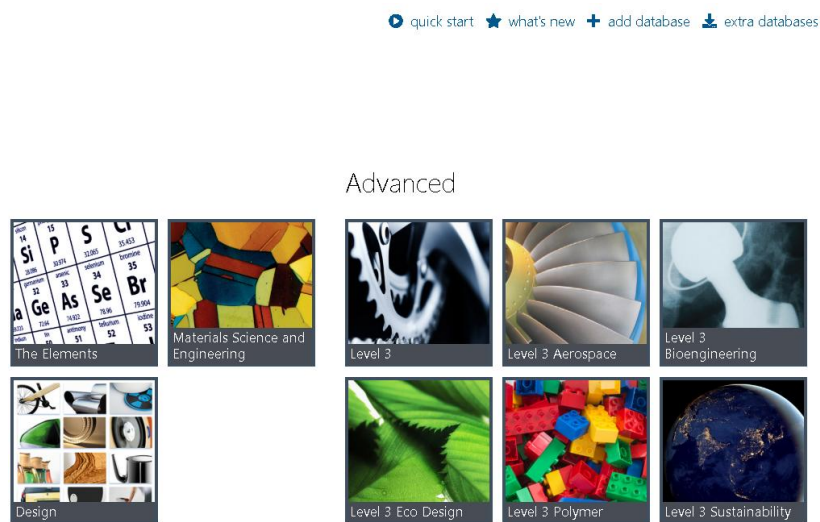
Fuente: Elaboración propia.

✓ Selección del material:

Sabiendo el diseño de la prótesis y teniendo en cuenta que se enfoca en la antropometría del peruano promedio, se realiza la selección del material a considerar para la simulación estática. Para ello, se utilizó el software Granta Edu Pack para obtener los datos característicos de los distintos materiales.

Para la buena selección de materiales, se tiene que cercar la selección de estos por lo que se considera materiales de naturaleza biológica. Se seleccionó bioingeniería para utilizar los materiales ya considerados por defecto en el mismo Software.

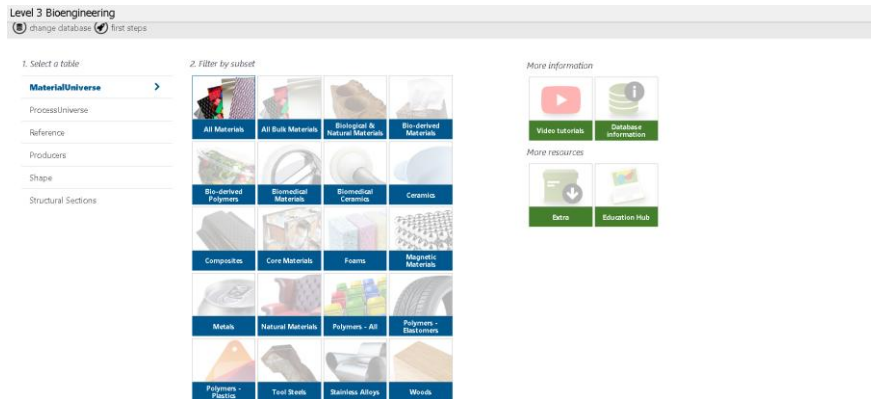
Ilustración 26 Portada Ansys Granta EduPack.



Fuente: Granta EduPack.

De acuerdo con el diseño seleccionado, todas las partes de la prótesis serán usadas con el material compuesto creado por el software.

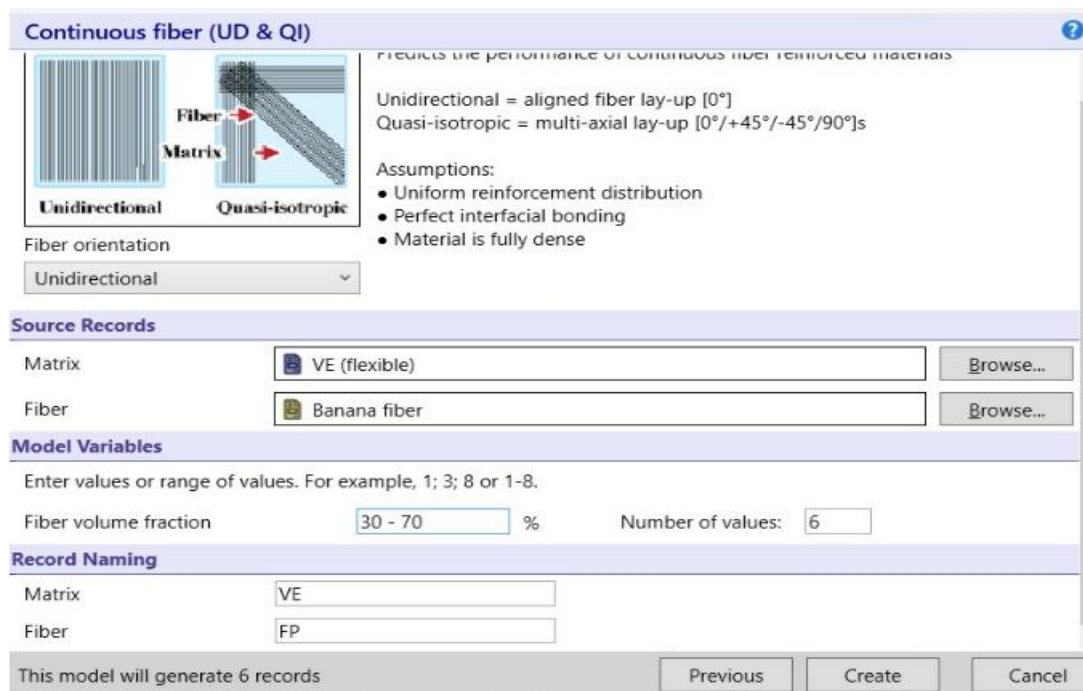
Ilustración 27 Materiales de Granta EduPack



Fuente: Granta EduPack.

Seguido de la figura anterior, se hace la sintetización de los materiales por fibra continua.

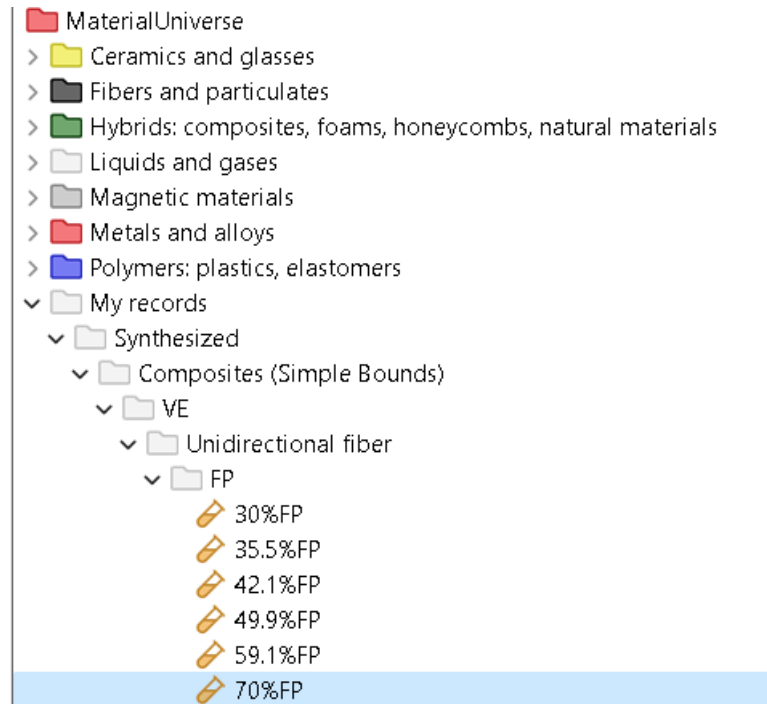
Ilustración 28 Sintetización de materiales 1



Fuente: Granta EduPack

Me arroja 6 combinaciones distintas donde selecciono la más óptima a criterio del autor.

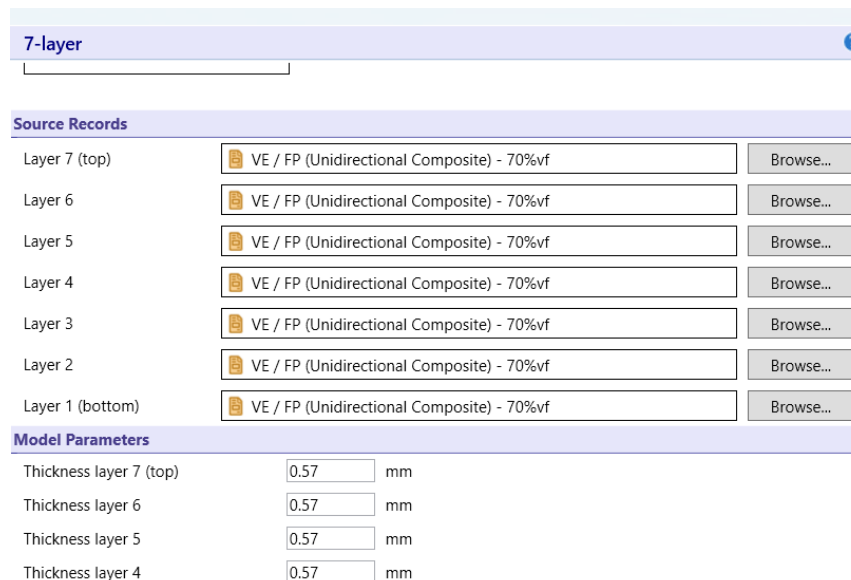
Ilustración 29 Variaciones de sintetización.



Fuente: Granta EduPack.

Seguido de la figura anterior, se hace la sintetización de los materiales por capas(7-layer) donde ocupamos el grosor de capa.

Ilustración 30 Sintetización de materiales 2.



Fuente: Granta EduPack.

Nos arroja las siguientes características:

Tabla 19 Características del material compuesto.

CARACTERISTICAS	VALOR	UNIDAD
Precio	7,56	Soles/kg
Densidad	1 210	Kg/m ³
Módulo de Young	20,8	GPa
Límite elástico	531	MPa
Flexural modulus	23,8	GPa
Flexural strength	404	MPa
Conductividad térmica	0,278	W/m°C
Capacidad calorífica específica	1 340	J/kg°C
Coefficiente térmico de expansión	22,8	°C

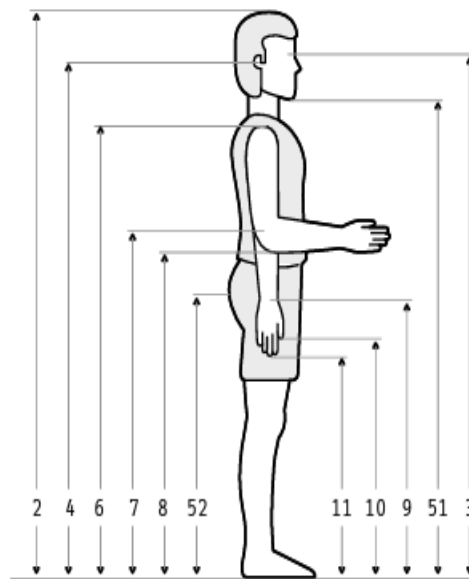
Fuente: Granta EduPack.

4.3. MEDIDAS ANTROPOMETRICAS:

Tomando medidas antropométricas del promedio del Perú en un rango de 18 a 65 años.

- ✓ En posición de pie y lateral

Ilustración 31 Posición de pie y lateral.

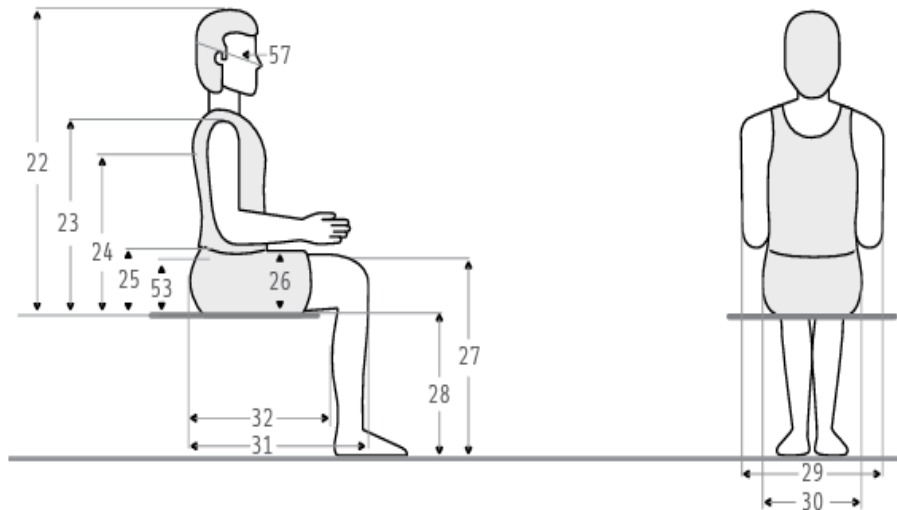


Dimensiones		18 - 65 años (n=396)				
				Percentiles		
		\bar{x}	D.E.	5	50	95
1	Peso (Kg)	73	12.33	55.31	72.10	97.30
2	Estatura	1675	62.80	1576	1668	1780
3	Altura de ojos	1550	61.80	1447	1546	1651
4	Altura oído	1538	63.70	1439	1534	1635
6	Altura hombro	1380	58.49	1281	1377	1477
7	Altura codo	1068	55.02	988	1065	1145
8	Altura codo flexionado	969	40.81	906	969	1046
9	Altura muñeca	825	39.49	757	822	919
10	Altura nudillo	740	43.56	680	740	800
11	Altura dedo medio	639	35.31	584	638	697
33	Diámetro a-p cabeza	198	8.98	182	194	205
51	Altura mentón	1442	61.20	1337	1440	1544
52	Altura trocánter may.	873	44.61	810	872	940

Fuente: [37]

- ✓ En posición sentado.

Ilustración 32 Posición sentado.

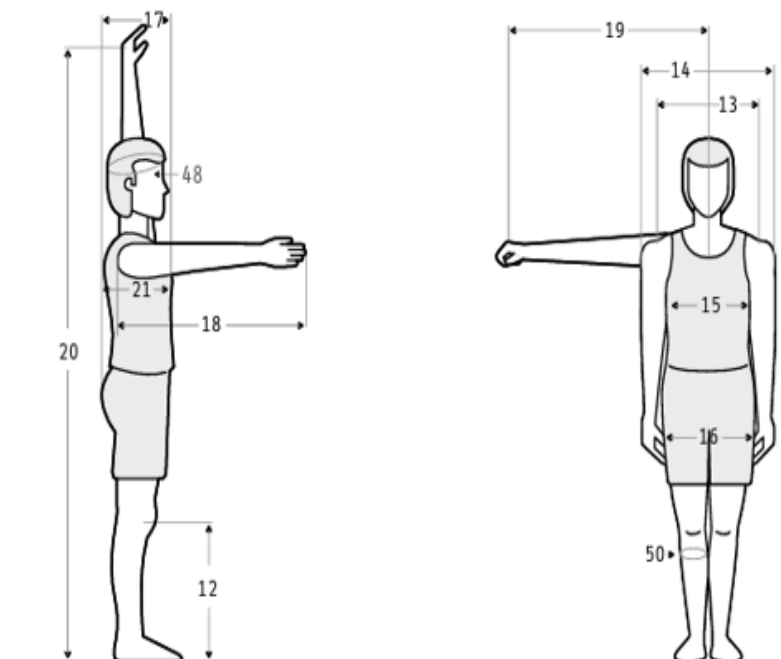


Dimensiones		18 - 65 años (n=396)				
		\bar{x}	D.E.	Percentiles		
				5	50	95
22	Altura normal sentado	876	31.17	825	877	927
23	Altura hombro sentado	581	27.63	535	582	638
24	Altura omoplato	442	27.66	396	443	486
25	Altura codo sentado	246	28.36	201	245	290
53	Altura cresta iliaca	195	19.19	158	198	223
26	Altura máx. muslo	152	18.09	127	150	178
27	Altura rodilla	513	25.79	473	512	556
28	Altura poplitea	412	25.65	374	412	453
29	Anchura codos	531	54.90	443	529	620
30	Anchura cadera sentado	374	31.26	328	372	423
31	Longitud nalga-rodilla	583	33.41	537	582	640
32	Longitud nalga-poplíteo	476	28.92	432	475	526
57	Diámetro a-p cara	222	8.27	207	222	235

Fuente: [37]

✓ Posición de pie lateral y frontal.

Ilustración 33 Posición de pie (lateral y frontal).



Dimensiones		18 - 65 años (n=396)				
		\bar{x}	D.E.	Percentiles		
				5	50	95
12	Altura rodilla	478	28.76	434	476	526
13	Diámetro máx. bideltoideo	478	41.17	422	472	544
14	Anchura máx. cuerpo	523	41.34	455	520	596
15	Diámetro transversal tórax	342	34.12	293	338	398
16	Diámetro bitrocantérico	342	22.69	310	341	387
17	Profundidad máx. cuerpo	275	37.45	219	272	323
18	Alcance brazo frontal	748	37.32	590	648	810
19	Alcance brazo lateral	709	81.50	581	738	818
20	Alcance máx. vertical	2042	113.57	1900	2043	2200
21	Profundidad tórax	238	28.32	196	235	287
48	Perímetro cabeza	569	18.13	540	568	596
50	Perímetro pantorrilla	365	33.78	315	362	420

Fuente: [37]

✓ Vista inferior del pie

Ilustración 34 Vista inferior del pie.



Dimensiones	18 - 65 años (n=396)					
	x̄	D.E.	Percentiles			
			5	50	95	
34 Anchura cabeza	150	8.54	134	151	165	
35 Anchura cuello	110	7.94	97	109	122	
36 Altura cara	127	7.55	114	128	138	
37 Anchura cara	124	9.69	106	124	139	
38 Diámetro interpupilar	57	4.94	49	57	65	
39 Longitud mano	171	8.28	158	170	185	
40 Longitud palma mano	97	4.77	90	97	105	
41 Anchura mano	93	6.83	83	92	103	
42 Anchura palma mano	76	3.56	71	76	82	
43 Diámetro empuñadura	44	3.63	39	45	50	
44 Longitud pie	232	10.13	217	232	250	
46 Anchura pie	90	4.92	83	90	99	
54 Espesor mano	29	3.17	24	30	35	

Fuente: [37]

✓ Medidas antropométricas promedio

Tabla 20 Medidas antropométricas promedio.

MEDIDAS ANTROPOMETRICAS DEL PERUANO PROMEDIO			
DIMENSIONES	X1 en cm	X2 en cm	X en cm
Ancho del pie	9	9,1	9,05
Ancho del talón	6,3	6,3	6,3
Altura de rodilla	48,4	47,8	48,1
Altura del tobillo	7,2	7,2	7,2
Longitud del muñón	10	11	11
Perímetro de muñón superior	36,5	35,5	36
Perímetro de muñón inferior	23	23	23

Fuente: Elaboración propia.

✓ Medidas antropométricas para la prótesis

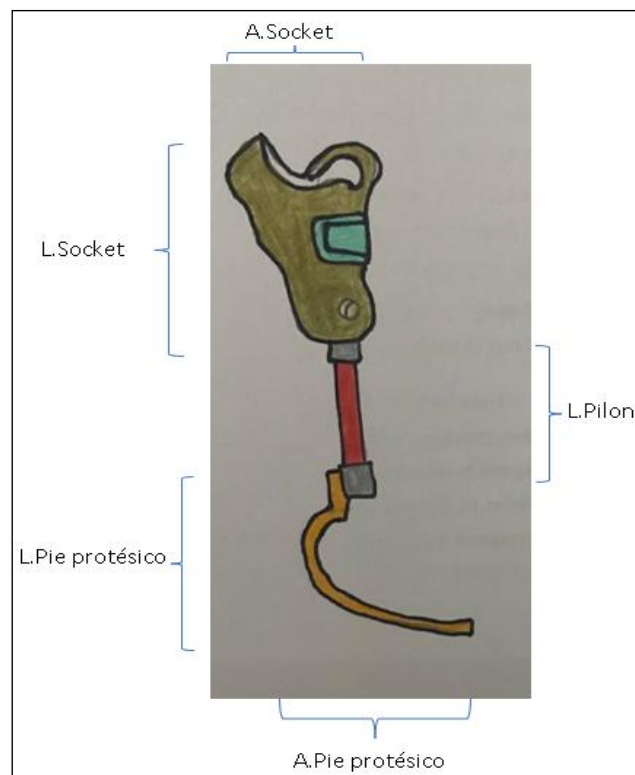
Tabla 21 Medidas antropométricas para prótesis.

Medidas finales	
Dimensiones	cm-kg
Ancho del pie	9.05
Ancho del talón	6.3
Altura de rodilla	48.1
Altura del tobillo	7.2
Longitud del muñón	11
Perímetro de muñón superior	36
Perímetro de muñón inferior	23
Peso	75

Fuente: Elaboración propia.

✓ Medidas de la prótesis

Ilustración 35 Longitudes en la prótesis.



Fuente: Elaboración propia.

Tabla 22 Dimensiones de la prótesis.

Dimensiones de prótesis		
L.Pie protésico	26.69	cm
A. Pie protésico	25.5	
A. Pílon	2.5	
L.Pílon	12	
L.Socket	18.66	
A. Socket	12.2	

Fuente: Elaboración propia.

✓ Grosor del Socket

Para el grosor del socket se utiliza el Volume-Weight Fraction Calculator de COMPOSITES EVOLUTION [38] [39], que es una calculadora que con el siguiente proceso se calcula el grosor por capa:

1ro se obtiene las densidades de los materiales y la fracción volumen peso:

Densidad fibra de plátano: $1,25\text{cm}^2$

Densidad resina vinílica: $1,02\text{cm}^2$

Fracción Volumen peso: 70%

2do se inserta en el siguiente recuadro:

Fibre Density (g/cm^3) g/cm^3 Resin Density (g/cm^3) g/cm^3

Volume / Weight Fraction

Fibre Volume %

3ro nos arroja resultados:

Composite Density: 1.18

Fibre Volume: 70.00% **Resin Volume: 30.00%**

Fibre Weight: 74.09% **Resin Weight: 25.91%**

Fibre Density: $1.25\text{ g}/\text{cm}^3$ **Resin Density: $1.02\text{ g}/\text{cm}^3$**

4to nos vamos a la siguiente calculadora:

Peso superficial Fibras (g/cm^2) $\text{gramos}/\text{cm}^2$

Densidad de la fibra (g/cm^3) $\text{gramos}/\text{cm}^3$ Densidad de la resina (g/cm^3) $\text{gramos}/\text{cm}^3$

Peso Fracción Resina (%) %

5to se llena datos:

El peso superficial de la fibra de plátano: 440 cm^2

Densidad fibra de plátano: $1,25\text{cm}^3$

Densidad resina vinílica: $1,02\text{cm}^3$

Peso fracción resina: 25.91

6to los resultados de capa:

Grosor de la capa: 0,50 milímetros

4.4. CALCULOS ESTRUCTURALES:

Gracias a libros como “Dimensiones antropométricas de la población latina” de Nordin Margareta un adulto tiene un peso promedio de 73 kg y para determinar la fuerza ocupamos la 2da ley de Newton donde tomaremos la aceleración como el valor de la gravedad ($9,81\text{m/s}^2$) de manera que la fuerza queda en:

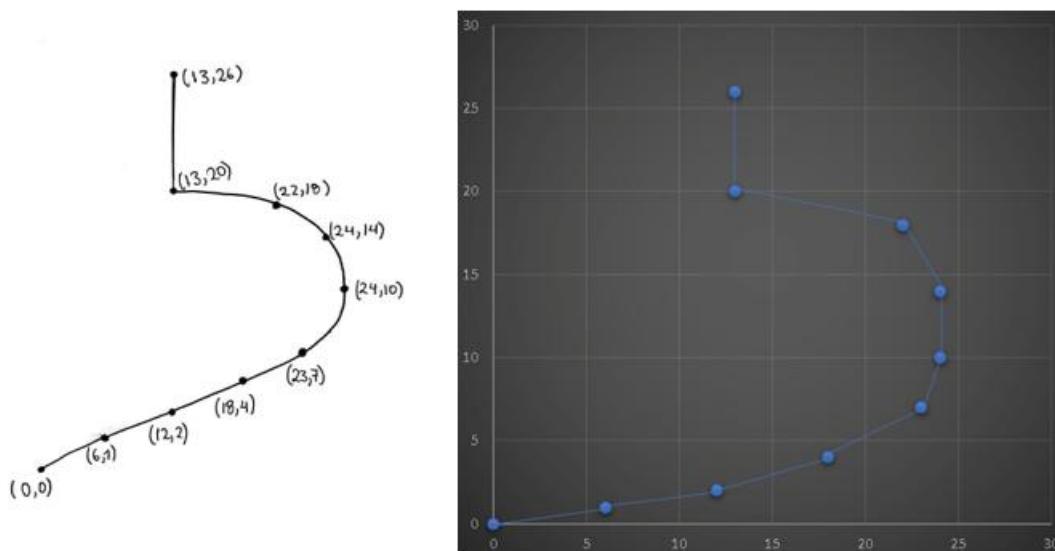
$$F = m * a$$

$$F = 73\text{kg} * 9,81\text{m/s}^2$$

$$F = 717\text{N}$$

Sin embargo, por decisión del autor se consideró cargas de 500-720-950N con la finalidad de someter a una posición más ajustada para conseguir resultados más acordes a situaciones que se desprecia.

Ilustración 36 Nodos de pie protésico.



Fuente: Elaboración propia.

Con el software Opensees se calcula los desplazamientos, cargas puntuales y momentos:

Tabla 23 Resultados de cálculos arrojados por Opensees.

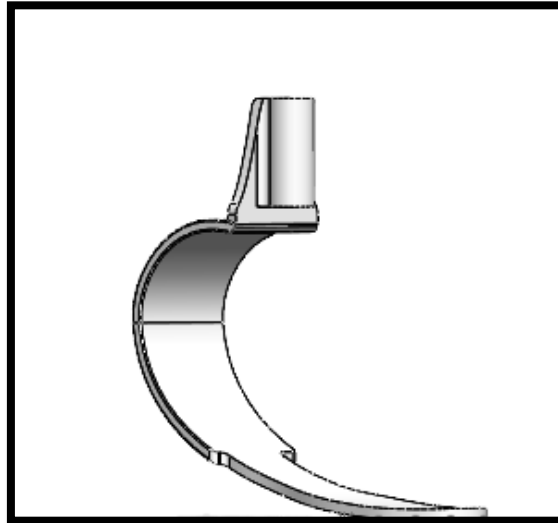
Coordenadas	FUERZAS APLICADAS								
	500N			720N			950N		
	Desplazamientos	Cargas puntuales	Reacciones	Desplazamientos	Cargas puntuales	Reacciones	Desplazamientos	Cargas puntuales	Reacciones
(0, 0)	(-6.59109 10.4645 - 0.565342)	(0,500,0)	(-6.49773e-09 -1.04785e-09 1.03228e-10)	(-9.49116 15.0689 - 0.814092)	(0,720,0)	(3.86565e-09 6.85077e-10 1.29148e-10)	(-12.5231 19.8826 -1.07415)	(0,950,0)	(-1.44195e-09 -2.58524e-10 -5.13865e-11)
(6, 1)	(-6.03005 7.09826 - 0.552445)	(0,0,0)	(4.78258e-09 7.58405e-10 1.02773e-10)	(-8.68327 10.2215 - 0.795521)	(0,0,0)	(1.05036e-08 1.7767e-09 3.10138e-10)	(-11.4571 13.4867 -1.04965)	(0,0,0)	(3.81277e-09 6.86441e-10 5.09317e-11)
(12, 2)	(-5.49481 3.88677 - 0.513754)	(0,0,0)	(3.39516e-09 8.68567e-10 3.54703e-11)	(-7.91253 5.59695 - 0.739805)	(0,0,0)	(-1.9141e-08 - 4.03043e-09 2.78305e-10)	(-10.4401 7.38486 -0.976132)	(0,0,0)	(2.91686e-09 1.30717e-09 1.63709e-11)
(18, 4)	(-4.5299 0.991978 - 0.446705)	(0,0,0)	(-3.74473e-09 -1.82752e-09 3.81988e-11)	(-6.52306 1.42845 - 0.643255)	(0,0,0)	(1.18404e-08 5.81201e-09 7.09406e-11)	(-8.60681 1.88476 -0.848739)	(0,0,0)	(-1.26816e-08 -6.17672e-09 -9.82254e-11)
(23, 7)	(-3.31138 -1.03894 -0.362223)	(0,0,0)	(3.10308e-09 4.06703e-09 -1.63709e-10)	(-4.76839 - 1.49608 - 0.521601)	(0,0,0)	(-7.95239e-09 - 7.56006e-09 - 3.16504e-10)	(-6.29163 - 1.97399 - 0.688224)	(0,0,0)	(4.92929e-09 -3.64719e-09 -3.6016e-10)
(24, 10)	(-2.30295 -1.37512 -0.309701)	(0,0,0)	(-1.03836e-09 -1.61748e-09 -1.6189e-10)	(-3.31624 - 1.98017 - 0.44597)	(0,0,0)	(8.67317e-10 3.63264e-09 - 3.12866e-10)	(-4.3756 -2.61272 -0.588433)	(0,0,0)	(2.37731e-09 1.09601e-08 -1.96451e-10)
(24, 14)	(-1.19984 -1.37515 -0.241853)	(0,0,0)	(1.03512e-10 -1.42091e-09 2.00089e-11)	(-1.72777 - 1.98022 - 0.348268)	(0,0,0)	(-1.09992e-10 - 6.32099e-11 2.91038e-11)	(-2.27969 - 2.61279 -0.45952)	(0,0,0)	(1.57627e-10 -2.91016e-09 8.36735e-11)
(22, 18)	(-0.379909 - 0.965232 - 0.169157)	(0,0,0)	(-1.85423e-10 2.38003e-10 1.09139e-11)	(-0.547069 - 1.38993 - 0.243585)	(0,0,0)	(-4.84192e-10 - 1.16302e-10 - 1.81899e-12)	(-0.721827 - 1.83394 - 0.321397)	(0,0,0)	(-3.19261e-10 9.54969e-11 -1.01863e-10)
(13, 20)	(-0.165381 5.65405e-05 - 0.055127)	(0,0,0)	(8.19114e-11 -1.82467e-11 0)	(-0.238149 8.14183e-05 - 0.0793829)	(0,0,0)	(6.11465e-10 - 1.36424e-10 - 7.27596e-12)	(-0.314224 0.000107427 - 0.104741)	(0,0,0)	(2.47127e-10 -5.6616e-11 0)
(13, 26)	(0, 0, 0)	(0, 0, 0)	(0, -500, 6500)	(0, 0, 0)	(0, 0, 0)	(-9.09495e-13 -720 9360)	(0, 0, 0)	(0, 0, 0)	(1.81899e-12 -950 12350)

Fuente: Elaboración propia.

- ✓ **Diseño:**
- ✓ **Segmento del pie protésico:**

Segmento del pie protésico con unión de pilón. Curvado listo para esfuerzos y con punta de plantilla de pie.

Ilustración 37 Pie protésico.

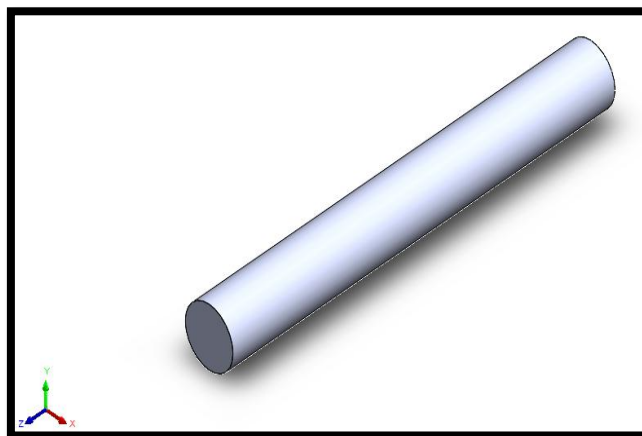


Fuente: Elaboración propia.

- ✓ **Pilón:**

El segmento tibial se compone de un pilón con conexión macho en ambos lados, su función es graduar la altura del paciente.

Ilustración 38 Pílon.

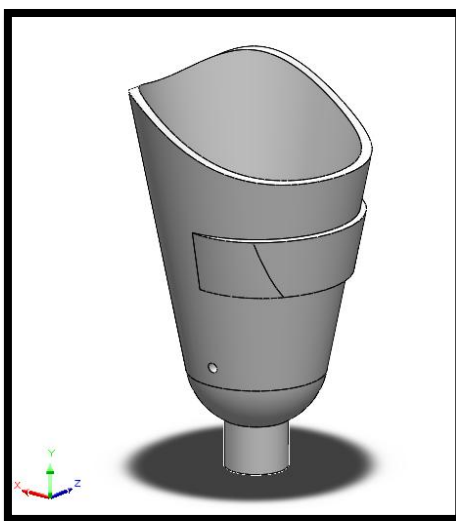


Fuente: Elaboración propia.

✓ Socket:

Es el que recibe el muñón o el restante por debajo de la rodilla que aún se conserva.

Ilustración 39 Socket.

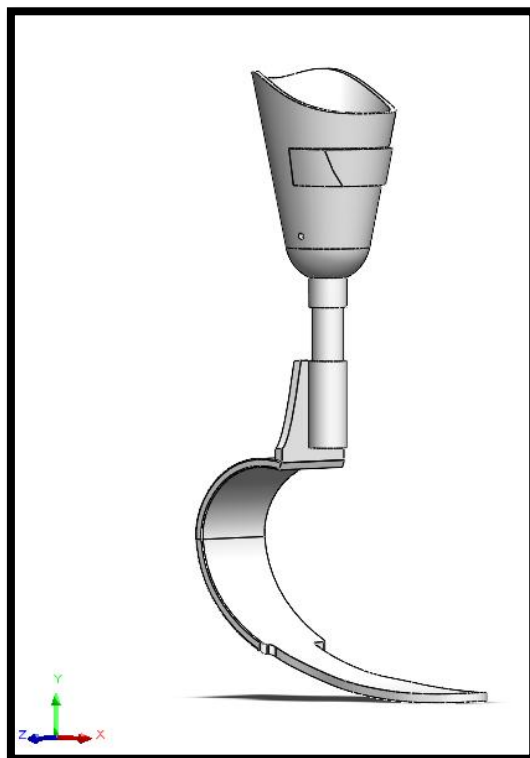


Fuente: Elaboración propia.

- Prótesis ensamblada.

El ensamble de la prótesis consiste en unir todos los componentes y accesorios que se mostraron antes. Por lo tanto, la prótesis queda de la siguiente manera.

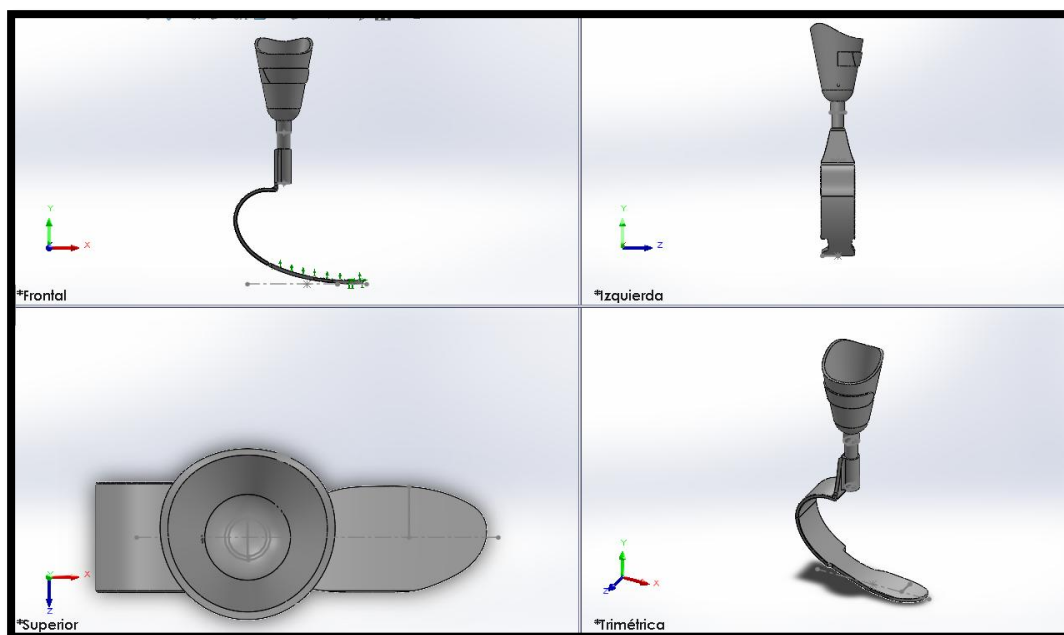
Ilustración 40 Prótesis ensamblada.



Fuente: Elaboración propia.

- ✓ Vista en varios ángulos

Ilustración 41 Prótesis en SolidWorks.



Fuente: SolidWorks.

Mallado:

Malla basada en curvatura:

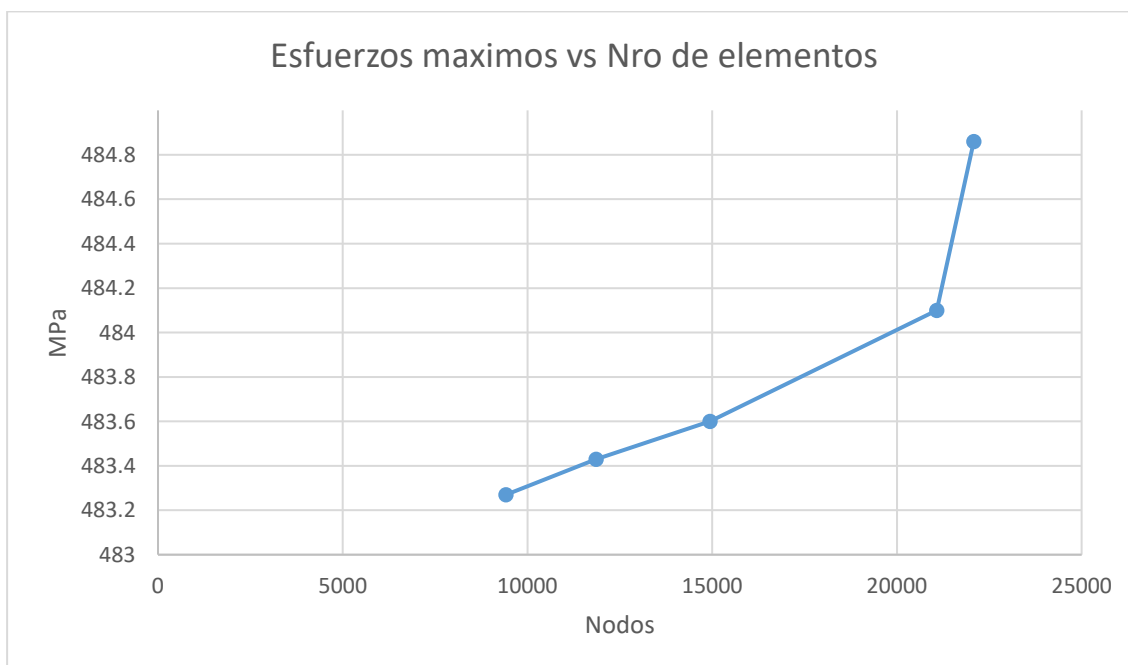
Tabla 24 Mallado basado en curvatura.

Malla basada en curvatura			
Nro. de análisis	Nro. De elementos	Nro. De nodos	Von Misses (Mpa)
1	9 421	17 739	483,27
2	11 860	21 965	483,43
3	14 942	27 294	483,60
4	21 081	37 604	484,10
5	22 081	39 078	484,86

Fuente: Elaboración propia.

Trazado de convergencia

Ilustración 42 Convergencia de mallas 1.



Fuente: Elaboración propia.

Malla basada en curvatura de combinado:

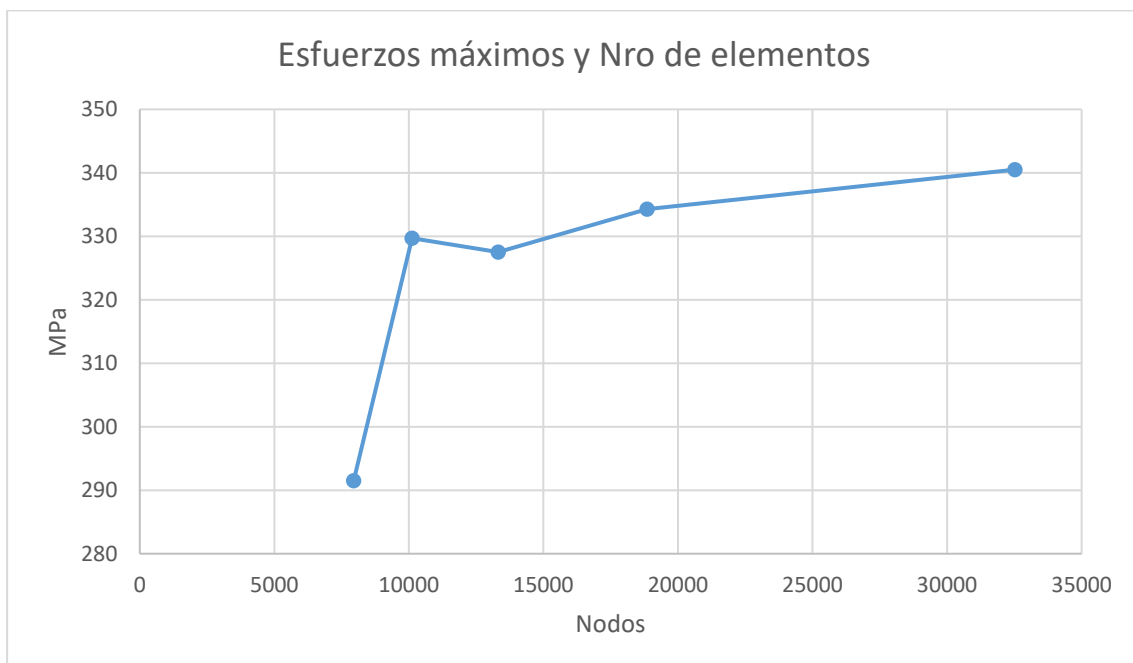
Tabla 25 Mallado basado en curvatura de combinado.

Malla basada en curvatura de combinado			
Nro. de análisis	Nro. De elementos	Nro. De nodos	Von Misses (Mpa)
1	7 949	15 092	291,5
2	10 119	19 076	329,7
3	13 318	24 479	327,5
4	18 852	33 891	334,3
5	32 520	56 673	340,5

Fuente: Elaboración propia.

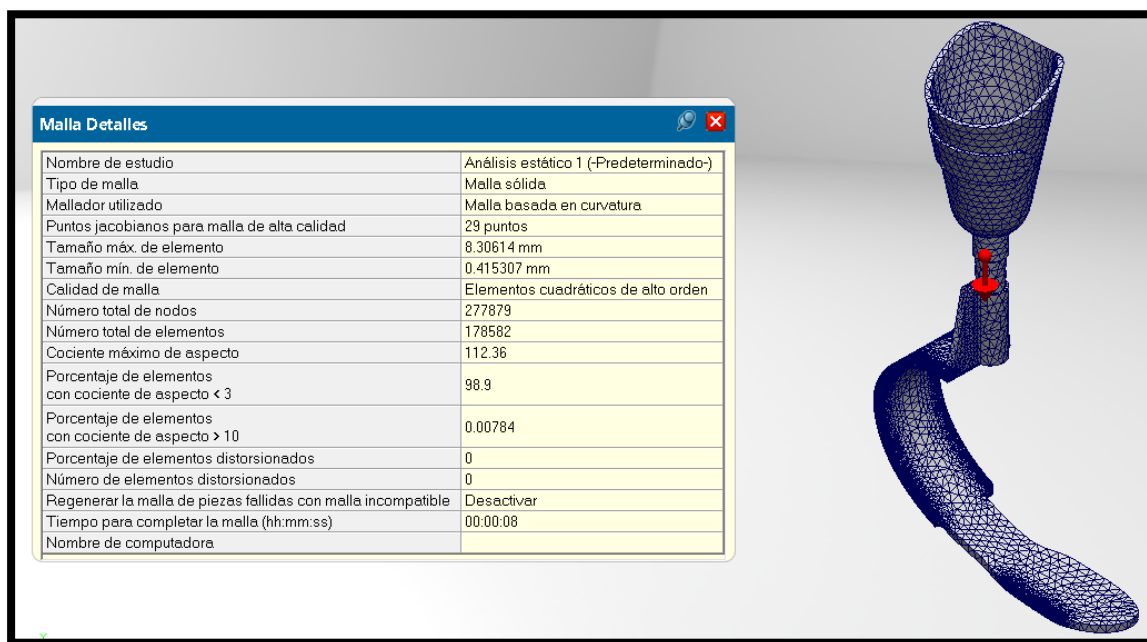
Trazado de convergencia

Ilustración 43 Convergencia de mallas 2.



Fuente: Elaboración propia.

Ilustración 44 Mallado en SolidWorks.

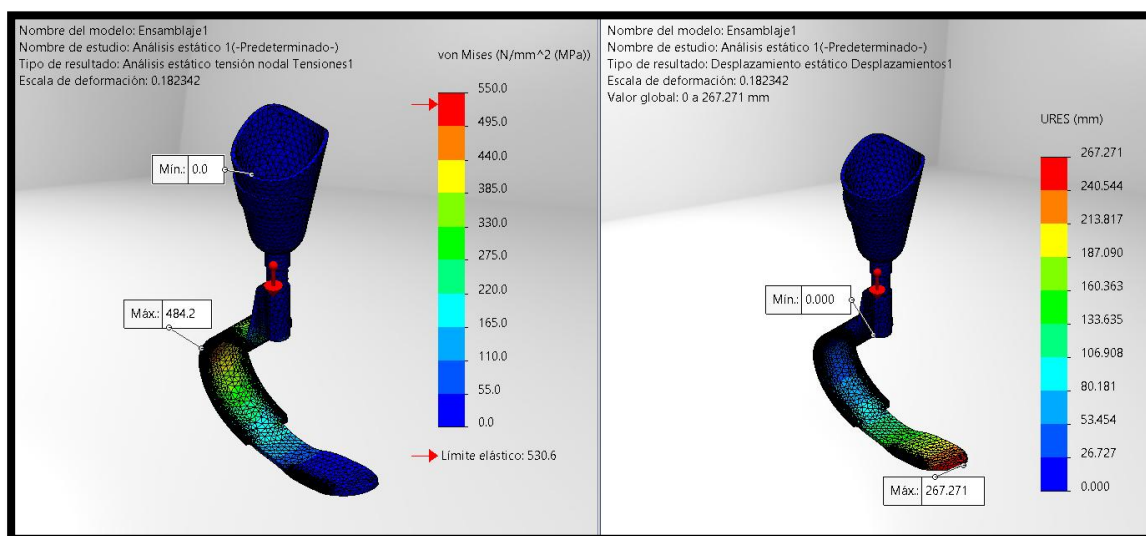


Fuente: Software CAD-CAE SolidWorks

Datos de simulación:

- ✓ Simulación estática:
- ✓ Esfuerzos y Desplazamientos:

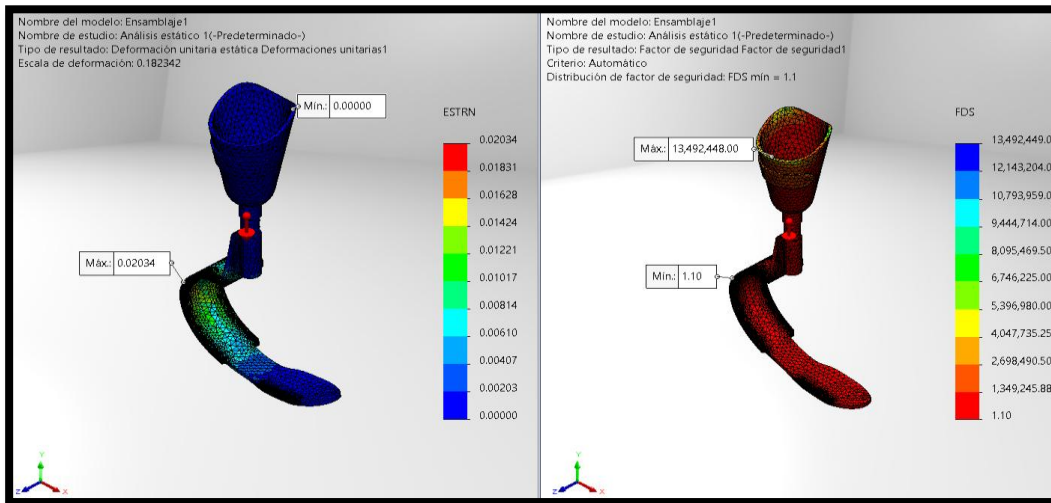
Ilustración 45 Esfuerzo por Von Mises y Desplazamientos.



Fuente: Software CAD-CAE SolidWorks

✓ Deformaciones y Factor de seguridad:

Ilustración 46 Deformaciones y Factor de Seguridad.



Fuente: Software CAD-CAE SolidWorks

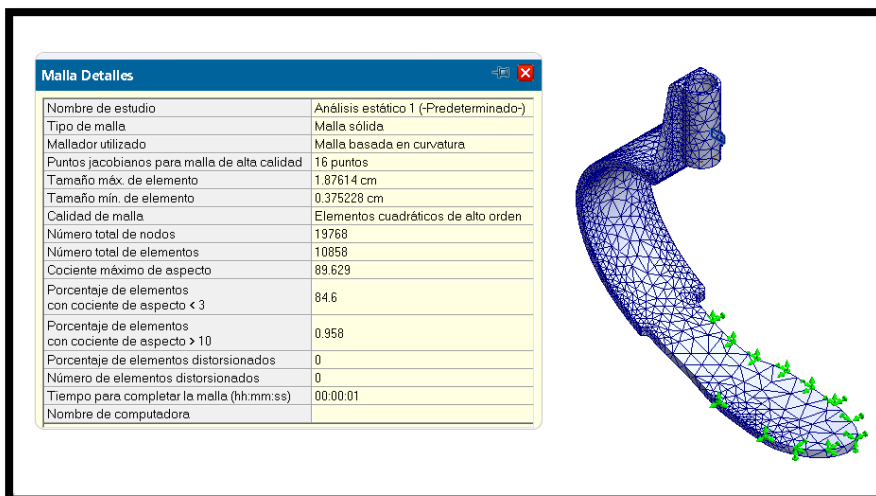
Tabla 26 Resultados de simulación de ensamble.

	Esfuerzo (Mpa)	Desplazamiento (mm)	Deformaciones unitarias (ESTRN)	Factor de seguridad
Máximo	484,2	267,27	0,02034	13492449
Mínimo	3,9e-05	1e-30	2,3871e-09	1,1

Fuente: Elaboración propia.

✓ PIE PROTESICO:

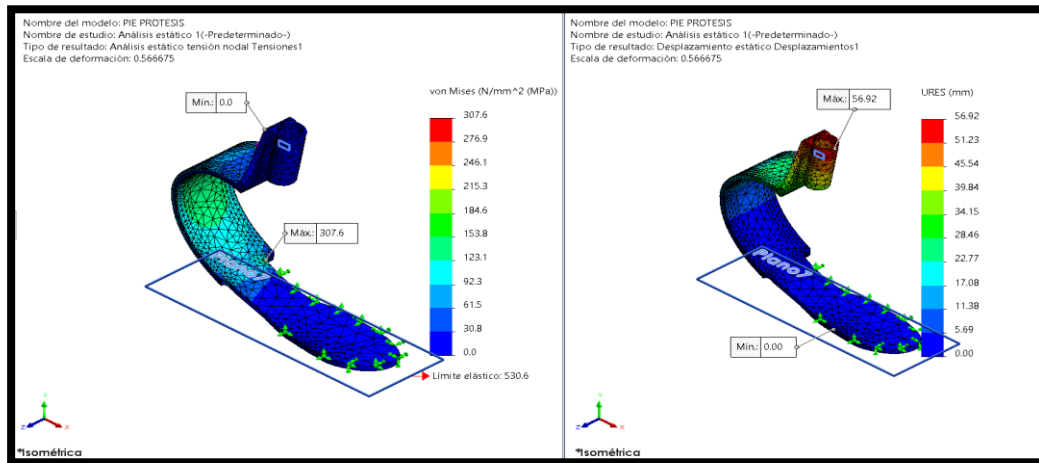
Ilustración 47 Mallado en pie protésico.



Fuente: Software CAD-CAE SolidWorks.

Esfuerzos y Desplazamientos:

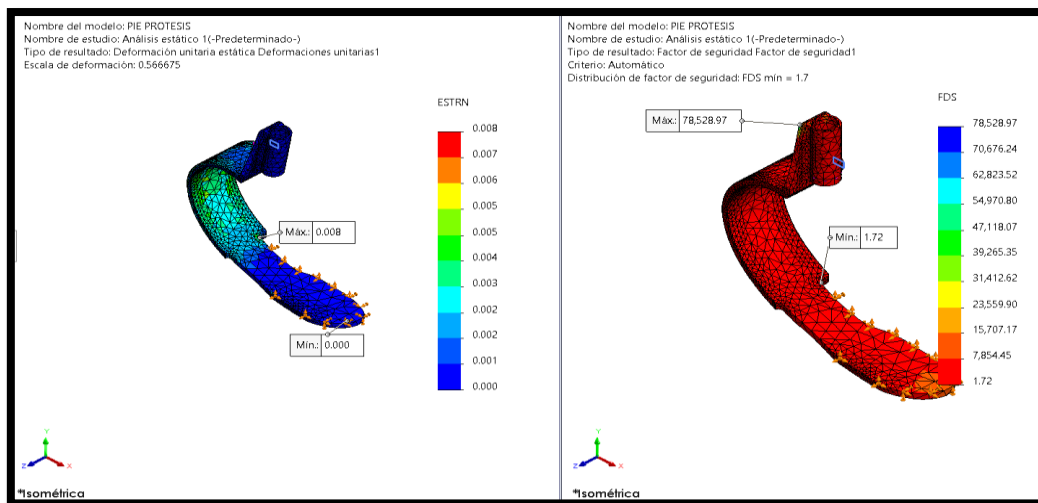
Ilustración 48 Esfuerzo por Von Mises y Desplazamientos -I



Fuente: Software CAD-CAE SolidWorks

Deformaciones unitarias y Factor de seguridad:

Ilustración 49 Deformaciones y Factor de seguridad -I



Fuente: Software CAD-CAE SolidWorks

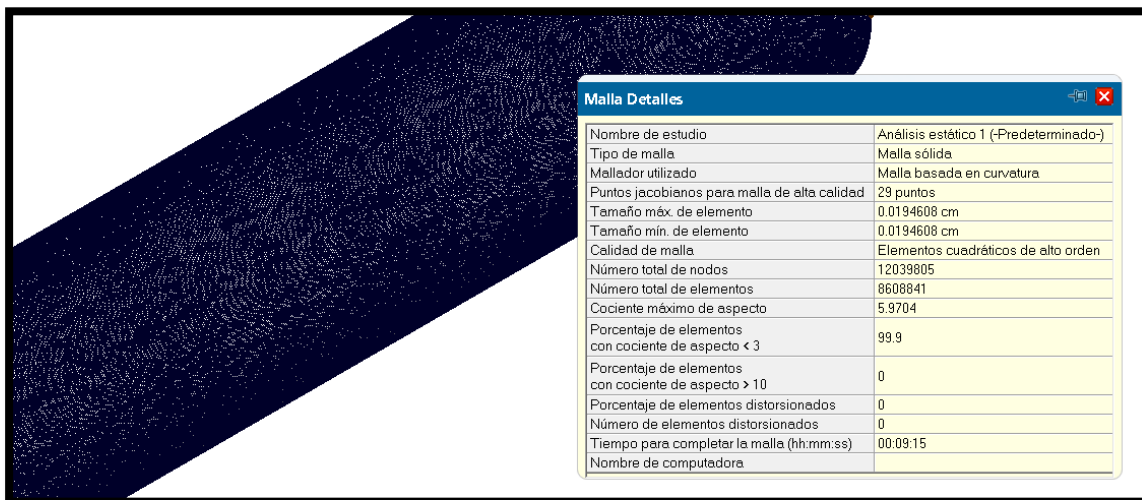
Tabla 27 Resultados de simulación de pie protésico.

	Esfuerzo (Mpa)	Desplazamiento (mm)	Deformaciones unitarias	Factor de seguridad
Máximo	307,6	56,92	0,008	78528,97
Mínimo	0,000	0,00	0,000	1,72

Fuente: Elaboración propia.

✓ PILON

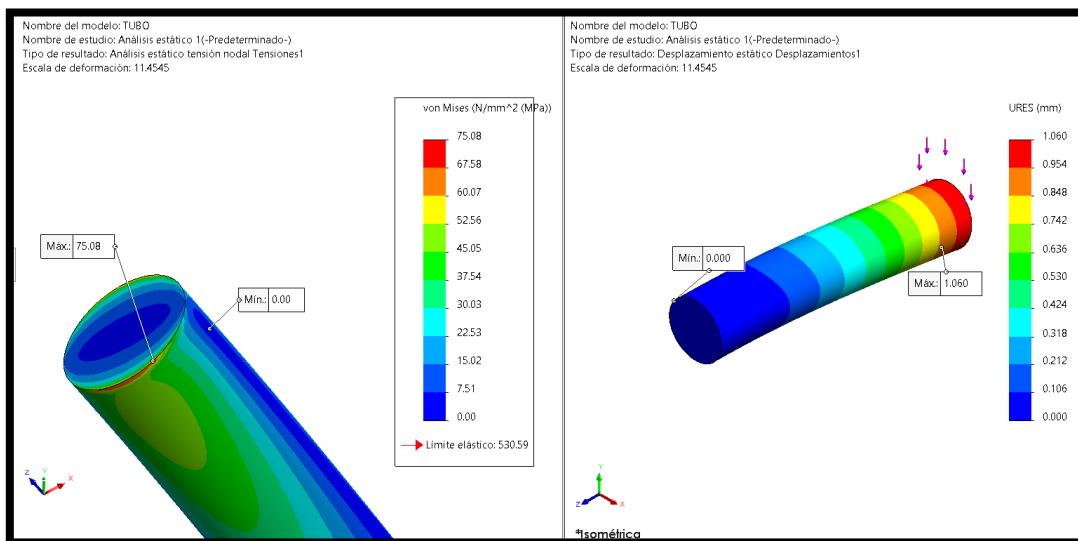
Ilustración 50 Mallado del pilón.



Fuente: Software CAD-CAE SolidWorks

- Esfuerzo y Desplazamientos

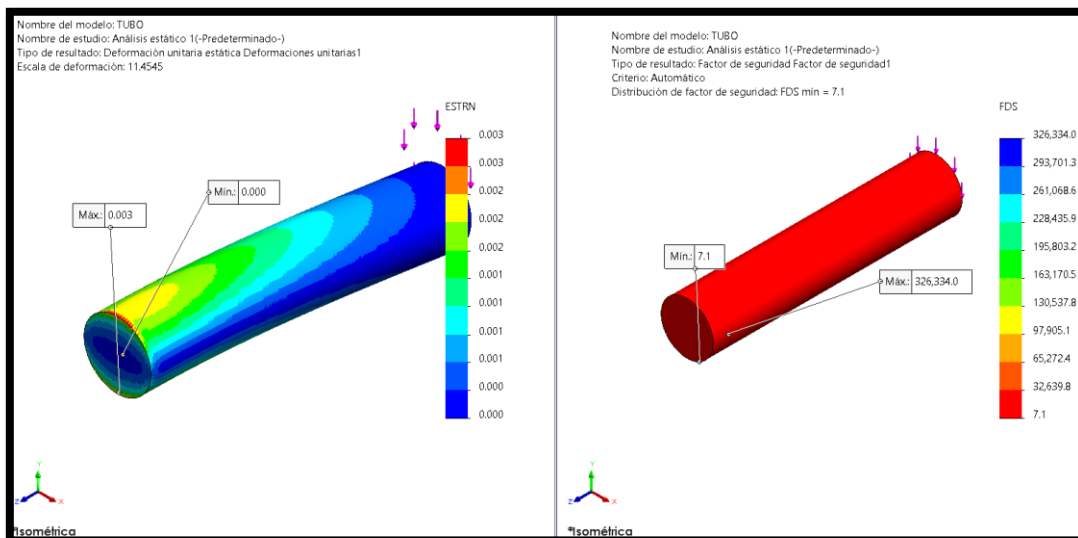
Ilustración 51 Esfuerzos por Von Mises y Desplazamientos-2.



Fuente: Software CAD-CAE SolidWorks

- Deformaciones y Factor de seguridad

Ilustración 52 Deformaciones y Factor de seguridad-2.



Fuente: Software CAD-CAE SolidWorks

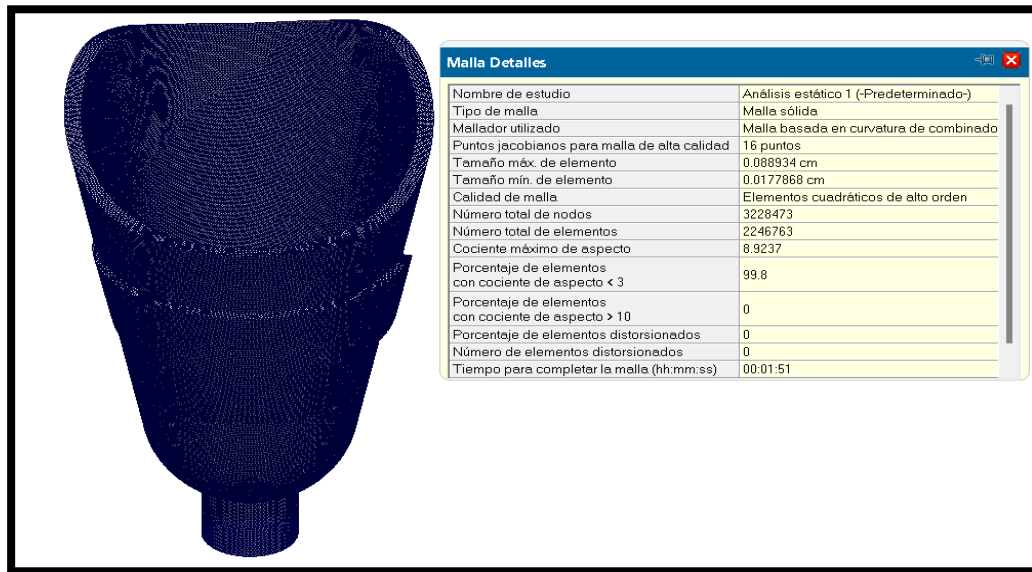
Tabla 28 Resultados de simulación del pilón.

	Esfuerzo (Mpa)	Desplazamiento (mm)	Deformaciones unitarias (ESTRN)	Factor de seguridad
Máximo	75,08	1,06	0,003	326324
Mínimo	0,00	0,00	0,00	7,1

Fuente: Elaboración propia.

✓ SOCKET

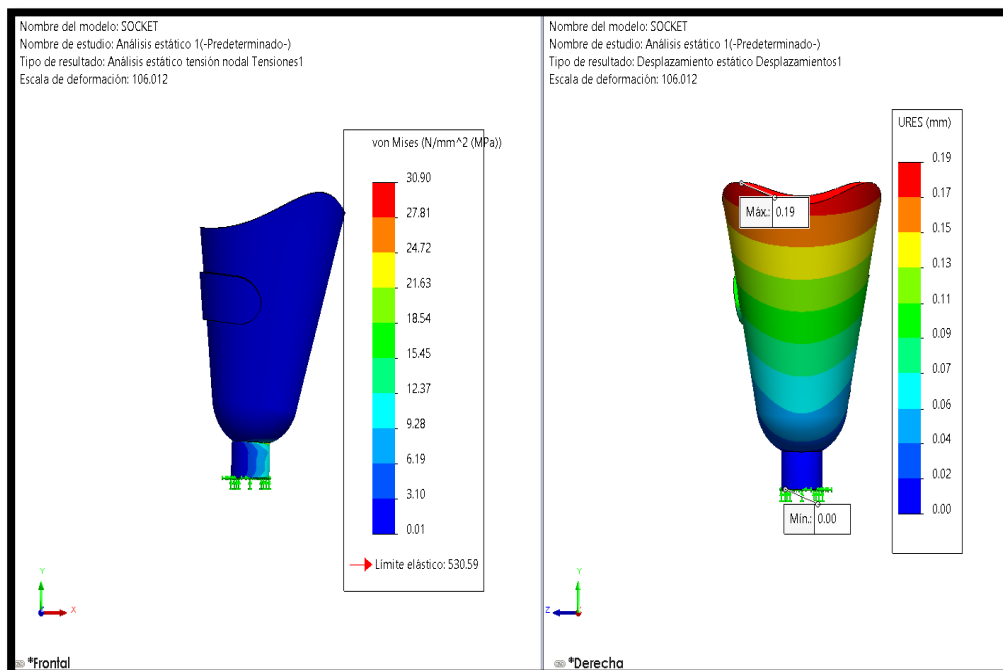
Ilustración 53 Mallado del socket.



Fuente: Software CAD-CAE SolidWorks

- Esfuerzos y desplazamientos

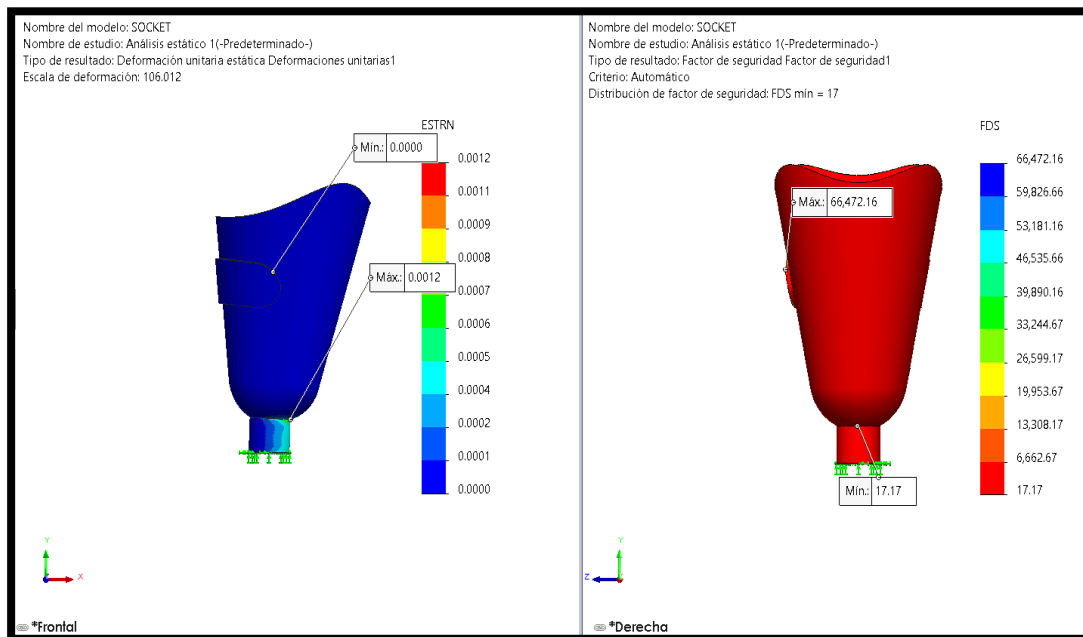
Ilustración 54 Esfuerzos por Von Mises y Desplazamientos-3.



Fuente: Software CAD-CAE SolidWorks

- Deformaciones y Factor de seguridad

Ilustración 55 Deformaciones y Factor de seguridad-3.



Fuente: Software CAD-CAE SolidWorks

Tabla 29 Resultados de simulación del socket.

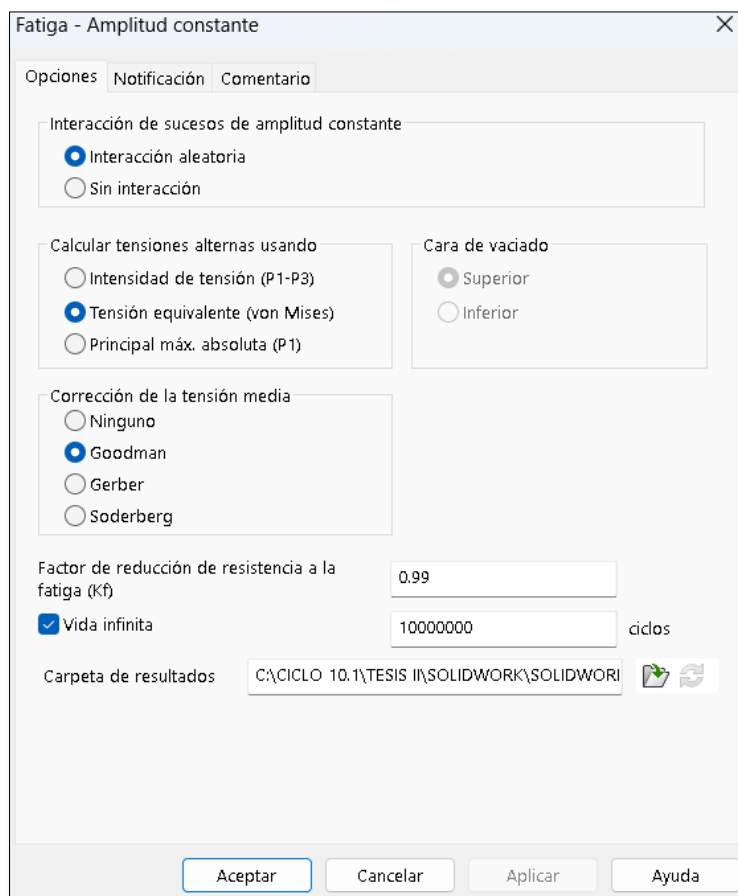
	Esfuerzo (Mpa)	Desplazamiento (mm)	Deformaciones unitarias (ESTRN)	Factor de seguridad
Máximo	30,90	0,19	0,0012	66472,16
Mínimo	0,01	0,00	0,0000	17,17

Fuente: Elaboración propia.

- Análisis de fatiga:

Teniendo los datos del análisis estático, seguimos con los pasos para simular en el estudio por fatiga. A continuación, se muestra las características y variables para dicho estudio.

Para este análisis se puso una carga alternante con los siguientes datos detallados en el estudio estático. El tipo de carga será con base en O (LR=0). Para el factor de resistencia se tomarán los siguientes valores.

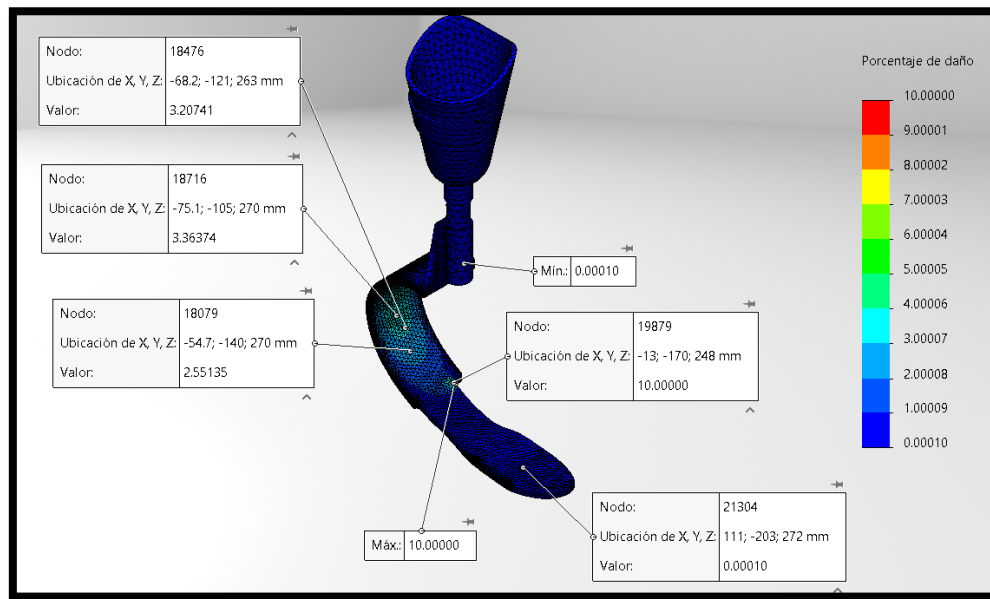
Ilustración 56 Definición de propiedades de fatiga en SolidWorks.

Fuente: Software CAD-CAE SolidWorks

- Daño acumulado:

El factor de daño nos permite visualizar que el acontecimiento especificado consume en promedio un valor de 3,26% de la vida del modelo. En donde el modelo no sufre daño por fatiga aplicando la carga radial de 10^6 ciclos.

Ilustración 57 Daño acumulado por fatiga.

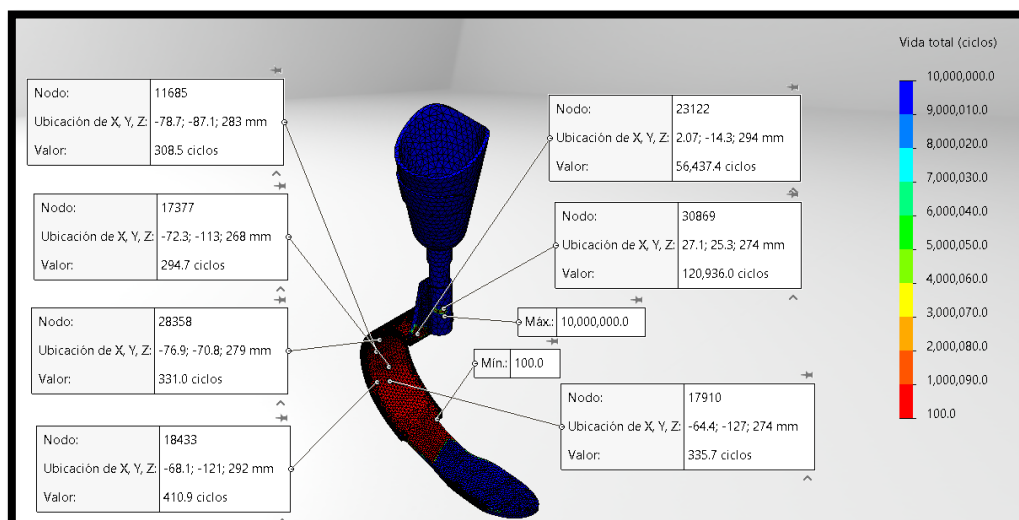


Fuente: Software CAD-CAE SolidWorks

- Vida total:

La influencia de vida para las cargas seleccionadas y el número de ciclos encontrados, donde el daño por fatiga es alto en la zona curvada del pie protésico. En el cual se determina un ciclo de vida de 100 ciclos.

Ilustración 58 Vida total del ensamble.



Fuente: Software CAD-CAE SolidWorks

4.5.EVALUACIÓN DE COSTOS:

- Procesos de extracción de fibra de plátano.

Estas tecnologías en el comercio electrónico requieren una inversión aproximada entre los 1000 y 12000 dólares.

Tabla 30 Procesos de extracción de la fibra de plátano.

Método de extracción	Ventajas	Desventajas	Cantidad de fibra	Duración	Costo(S/)
Decorticado manual	Inversión inicial baja	Alta demanda de mano de obra. Mayor tiempo de extracción	2400kg	1200 días	324230
Decorticado mecánico	Poco tiempo de extracción. Inversión baja en mano de obra.	Alto costo del decorticador.		5 días	15570
Enriado de agua	Inversión baja en mano de obra.	Contaminación del agua. Deterioro de la fibra. Inversión inicial alta.		7-14 días	24512
Enriado químico	Inversión baja en mano de obra.	Contaminación del agua. Deterioro de la fibra. Uso de químicos. Inversión inicial alta.		1-3 días	33970

Fuente: Evaluación de distintos procesos de extracción de la fibra de plátano. [40]

- Análisis de costos unitarios de fabricación de elementos de máquina.

ELEMENTO: Socket

UNIDAD: 1 Pieza

Tabla 31 Equipos utilizados durante la fabricación del socket.

EQUIPOS				
DESCRIPCIÓN	HORAS	TARIFA (HORAS)	COSTO	TOTAL
MOLDEADO(CERRADO Y PRESIÓN)	1	S/ 40.00	S/ 40.00	S/ 40.00
ENFRIAMIENTO	24	S/ 2.00	S/ 48.00	S/ 48.00
PERFORACIÓN	0.2	S/ 15.00	S/ 3.00	S/ 3.00
SUBTOTAL				S/ 91.00

Fuente: Elaboración propia.

Tabla 32. Personal encargado de la fabricación del socket.

PERSONAL			
DESCRIPCIÓN	HORAS	TARIFA (HORAS)	COSTO
OPERARIO (PERFORACIÓN)	0.5	S/ 25.00	S/ 12.50
OPERARIO MOLDEADO	0.5	S/ 20.00	S/ 10.00
SUBTOTAL			S/ 22.50

Fuente: Elaboración propia.

Tabla 33. Material utilizado durante la fabricación del socket.

MATERIAL				
DESCRIPCIÓN	UNIDAD	CANTIDAD	COSTO UNITARIO	COSTO TOTAL
MATERIAL COMPUESTO	Kg	0.25209	S/ 7.56	S/ 1.91

Fuente: Elaboración propia.

Tabla 34. Costo fabricación del socket

TOTAL DE COSTOS DIRECTOS	115.41
IGV (18%)	20.77
PRECIO	136.18

Fuente: Elaboración propia.

ELEMENTO: Pilón
UNIDAD: 1 Pieza

Tabla 35. Equipos utilizados durante la fabricación del pilón.

EQUIPOS				
DESCRIPCIÓN	HORAS	TARIFA (HORAS)	COSTO	TOTAL
MOLDEDADO ABIERTO	1	S/ 40.00	S/ 40.00	S/ 40.00
ENFRIAMIENTO	24	S/ 2.00	S/ 48.00	S/ 48.00
SUBTOTAL				S/ 88.00

Fuente: Elaboración propia.

Tabla 36 Personal encargado de la fabricación del pilón.

PERSONAL			
DESCRIPCIÓN	HORAS	TARIFA (HORAS)	COSTO
OPERARIO (MOLDEO)	1	S/ 25.00	S/ 25.00
SUBTOTAL			S/ 25.00

Fuente: Elaboración propia.

Tabla 37. Material utilizado durante la fabricación del pilón.

MATERIAL				
DESCRIPCIÓN	UNIDAD	CANTIDAD	COSTO UNITARIO	COSTO TOTAL
MATERIAL COMPUESTO	Kg	0.16958	S/ 7.56	S/ 1.28

Fuente: Elaboración propia.

Tabla 38. Costo de fabricación del pilón.

TOTAL DE COSTOS DIRECTOS	114.28
IGV (18%)	20.57
PRECIO	134.85

Fuente: Elaboración propia.

ELEMENTO: Pie protésico
UNIDAD: 1 Pieza

Tabla 39. Equipos utilizados durante la fabricación del pie protésico.

EQUIPOS				
DESCRIPCIÓN	HORAS	TARIFA (HORAS)	COSTO	TOTAL
MOLDEADO	2	S/ 40.00	S/ 80.00	S/ 80.00
ENFRIAMIENTO	24	S/ 2.00	S/ 48.00	S/ 48.00
PERFORACIÓN	0.5	S/ 15.00	S/ 7.50	S/ 7.50
SUBTOTAL				S/ 135.50

Fuente: Elaboración propia.

Tabla 40. Personal encargado de la fabricación del pie protésico.

PERSONAL			
DESCRIPCIÓN	HORAS	TARIFA (HORAS)	COSTO
OPERARIO (PERFORACIÓN)	0.5	S/ 25.00	S/ 12.50
OPERARIO MOLDEADO	0.5	S/ 20.00	S/ 10.00
SUBTOTAL			S/ 22.50

Fuente: Elaboración propia.

Tabla 41. Material utilizado durante la fabricación del pie protésico.

MATERIAL				
DESCRIPCIÓN	UNIDAD	CANTIDAD	COSTO UNITARIO	COSTO TOTAL
MATERIAL COMPUESTO	Kg	0.70686	S/ 7.56	S/ 5.34

Fuente: Elaboración propia.

Tabla 42. Costo de fabricación del pie protésico.

TOTAL DE COSTOS DIRECTOS	163.34
IGV (18%)	29.40
PRECIO	192.75

Fuente: Elaboración propia.

- Análisis del costo total de fabricación de elementos de máquinas.

Tabla 43. Costo fabricación de la prótesis.

ITEM	DESCRIPCIÓN	UNIDAD	CANTIDAD	PRECIO UNITARIO	PRECIO TOTAL
1	SOCKET	UND	1	136.18	136.18
2	PILON	UND	1	134.85	134.85
3	PI PROTESICO	UND	1	192.75	192.75
SUBTOTAL					463.8

Fuente. Elaboración propia.

- Análisis del costo del proyecto.

Tabla 44 Calculo total.

ITEM	DESCRIPCIÓN	CANTIDAD	PRECIO UNITARIO	PRECIO TOTAL
1	DISEÑO DE INGENIERIA	1	500	500
2	MOVILIDAD	1	200	200
3	IMPRESIONES	1	50	50
4	ADQUISICIÓN DEL SOFTWARE	1	500	500
5	COMPRA DE MATERIAL	1	7.56	7.56
6	DIBUJO Y SIMULACIÓN EN SOLIDWORKS	1	300	300
7	COSTO TOTAL DE FABRICACIÓN	1	463.8	463.8
TOTAL				2021.3

Fuente. Elaboración propia.

El costo total de fabricación de la prótesis transtibial es de 2021,30 soles, sumando todos los costos, desde los equipos de fabricación, personal, material, diseño, simulación, etc.

5. CONCLUSIONES

Se evaluó el porcentaje de personas a partir de 18 años que presentan problemas de salud a la zona transtibial siendo un 5,2 % de la población, logrando determinar que las mujeres tienen mayor probabilidad de contraer amputaciones transtibial por múltiples accidentes, sin embargo, en tan solo el departamento de Lambayeque la estadística dicta un mayor porcentaje de hombres con este problema. Además, si lo vemos por edades con mayor incidencia es a partir de los 40 años, siendo la diabetes un factor importante a empezar con estos problemas de amputación transtibial. Por ello, se realizó el diseño conceptual en prótesis transtibial para el peruano promedio.

Se analizó y aplicó el mejor diseño conceptual, siendo la mejor opción la prótesis transtibial con el socket ajustado a presión la cual tiene una correa, el pilón y el pie protésico de alto

desempeño con plantilla. De acuerdo con la matriz morfológica y ponderada este diseño cumple con las necesidades del paciente.

Para dimensionar las partes de la prótesis transtibial se tomó la antropometría del peruano promedio de un rango de 18 a 65 años. Además de tomar las propiedades de nuestros materiales con lo cual podremos definir la dimensión de la capa con ayuda de la calculadora COMPOSITES EVOLUTION la cual nos arroja la medida de cada capa.

Se hizo el cálculo teórico con ayuda del software OPENSEES que nos sirve para modelar la respuesta sísmica de estructuras y OCTAVE que es un software de programación, se les introdujo datos de la estructura en nodos mediante coordenadas y por nodos nos arroja desplazamientos, cargas puntuales, reacciones, fuerza axial, momento cortante y momento flector. Teniendo la prótesis ensamblada en SolidWorks se hace la simulación y nos arrojó los Esfuerzos, Desplazamientos, Deformaciones unitarias y Factor de seguridad

Se evaluó el costo de la prótesis transtibial con material compuesto y refuerzo natural, donde como tal arrojó un monto de 2021,30 soles. Se tuvo en cuenta el costo del material, pagos al diseñador y el proceso de manufactura a partir de fabricantes minoristas, cabe recalcar que el costo está sujeto a que si se produce en masa bajaría el costo final.

6. RECOMENDACIONES

Si bien la fibra de plátano y resina vinílica han tenido un comportamiento a favor para el uso de la prótesis transtibial, sería útil realizar el mismo estudio con fibras naturales que tienen propiedades aptas y actualmente se les está dejando de lado por desconocimiento. Así se podría comprobar si son aptos y darles una utilidad sacándole el mayor provecho.

Si bien la prótesis tiene desplazamientos inferiores a 30 mm con cargas de 950N y en el estudio estático no falla, en el estudio por fatiga el tiempo de vida total tiende a fallar ya que no tiene vida infinita al aplicarse una carga de 10^7 . Se recomienda que a partir del tema de investigación se aplique un estudio experimental de fatiga para el compuesto.

7. REFERENCIAS

- [1] N. d. prensa, «Defensoria del pueblo,» Defensoria del pueblo, 16 10 2021. [En línea]. Available: <https://www.defensoria.gob.pe/defensoria-del-pueblo-estado-peruano-debe-luchar-contr-la-discriminacion-estructural-existente-contr-las-personas-con-discapacidad/#:~:text=De%20acuerdo%20con%20el%20C3%BA%20ultimo,10%20peruanos%20fas%20tiene%20discapacidad..> [Último acceso: 2 9 2023].
- [2] V. T. G. B. M.G., *Características clínicas y epidemiológicas de los pacientes amputados en el Hospital General de Ciego de Ávila*, Cuba: MEDICIEGO, 2017.
- [3] E.V.V.S, *Los amputados y su rehabilitación*, Mexico: Academia Nacional de Medicina, 2016.
- [4] S. Morris, «Los aspectos psicológicos de la amputación.,» AMPUTEE COALITION, 18 09 2008. [En línea]. Available: <https://www.amputee-coalition.org/resources/spanish-psychological-aspects/#:~:text=Es%20posible%20que%20experimente%20una,se%20cuestione%20su%20apariciencia%20f%C3%ADsica..> [Último acceso: 02 09 2023].
- [5] PRIMECARE, «Todo lo que debe saber sobre prótesis pediátricas,» PRIMECARE-ORTHOTICS & PROSTHETICS, 10 04 2023. [En línea]. Available: <https://primecareprosthetics.com/es/blog/everything-you-should-know-about-pediatric-prosthetics.> [Último acceso: 02 09 2023].
- [6] A. Silva, «MODELAMIENTO DE LA MARCHA HUMANA CON PRÓTESIS DE MIEMBRO INFERIOR MEDIANTE HERRAMIENTAS DE SIMULACIÓN DINÁMICA,» Colombia, UNC, 2015, p. 207.
- [7] M. P. d. pierna, «¿Qué es una prótesis transtibial?,» Mi Prótesis de pierna, 2020. [En línea]. Available: <https://miprotesisdepierna.mx/protesis-transtibial/>. [Último acceso: 18 Octubre 2022].
- [8] O. VALENZUELA, «Diseño y Análisis de Esfuerzos de Prótesis Transfemoral Pasiva Basada en Mecanismo de 4 Barras,» CIATEQ, Tabasco-México, 2018.
- [9] F. V. Aricoche, «Diseño de protesis transtibial utilizando fibra de vidrio tipo e y resina poliester para mejorar la estabilidad estatica de personas discapacitadas,» USAT, Chiclayo, 2022.
- [10] S.H.-R.C.-V.N.-M.C.-H.W., «Metodología para la fabricación de una prótesis transtibial a base de material compuesto de fibra de carbono y resina epoxica,» SCIELO, 2018.
- [11] V.L.-D.A.-J.C.-J.C.-A.C.-H.J., «Comparación estático estructural y de pandeo de dos materiales compuestos y acero inoxidable en una protesis de miembro inferior,» USAT, Chiclayo-Lambayeque, 2020.

- [12] C. F. Herrera, «DISEÑO DE UNA PROTESIS TRANSTIBIAL GRADUABLE PARA MEJORAR LA MARCHA NORMAL EN NIÑOS DISCAPACITADOS DE 6 A 10 AÑOS,» Repositorio USAT, Lambayeque, 2023.
- [13] M. Nordin, *Biomecánica Básica del Sistema Musculoesquelético*, New York: MC Graw Hill, 2004.
- [14] S.S.-J.O.-N.N.-N.G-B.O.-R.C., «Bases biomedicas del tobillo,» Canarias Medica y Quirurgica, España, 2011.
- [15] B. S. Pablo, «Prototipo para la asistencia en la rehabilitación de los movimientos de flexión y extensión del pie,» UNC, Cordoba-Argentina, 2018.
- [16] IMPULSO, «Diferentes ejes, planos y movimientos del cuerpo,» Centro Impulso, Entrenamiento y Fisioterapia en Murcia, 3 Abril 2018. [En línea]. Available: <https://centroimpulso.es/ejes-y-ejercicio/>. [Último acceso: 20 Octubre 2022].
- [17] R. d. A. Guaura, «Planos anatómicos y ejes del cuerpo humano,» Lifeder, 6 Abril 2020. [En línea]. Available: <https://www.lifeder.com/planos-anatomicos-ejes/>. [Último acceso: 21 Octubre 2022].
- [18] A. Bonnefoy, «"Normal gait",» 2015, p. 200.
- [19] J. Camara, «Análisis de la marcha: sus fases y variables espaciotemporales,» *Fisiología del ejercicio*, vol. 7, nº 1, p. 162, 2011.
- [20] A. V. Voegelia, «Anatomía funcional y biomecánica del tobillo y el pie,» *Revista española de reumatología*, vol. 30, nº 9, p. 469, 2003.
- [21] B. a. W. Hospital, *Standard of Care: Lower Extremity Amputation*, EE.UU, 2011.
- [22] «AutoFEM,» AutoFEM Analysis, 2018. [En línea]. Available: <https://autofem.com/es/productos/analisis-estatico.html#:~:text=El%20an%C3%A1lisis%20est%C3%A1tico%20proporciona%20el,de%20objetos%20mec%C3%A1nicos%20y%20estructurales..> [Último acceso: 21 Noviembre 2022].
- [23] «Ferrovial,» FERROVIAL-STEM, [En línea]. Available: <https://www.ferrovial.com/es/stem/carga-axial/#:~:text=Las%20cargas%20axiales%20son%20aquellas%20capaces,a%20la%20direcci%C3%B3n%20del%20eje..> [Último acceso: 2022].
- [24] M. Mora, «Criterio de Von Mises,» MECAPEDIA, 29 07 2022. [En línea]. Available: http://www.mecapedia.uji.es/pages/criterio_de_von_Mises.html. [Último acceso: 02 09 2023].

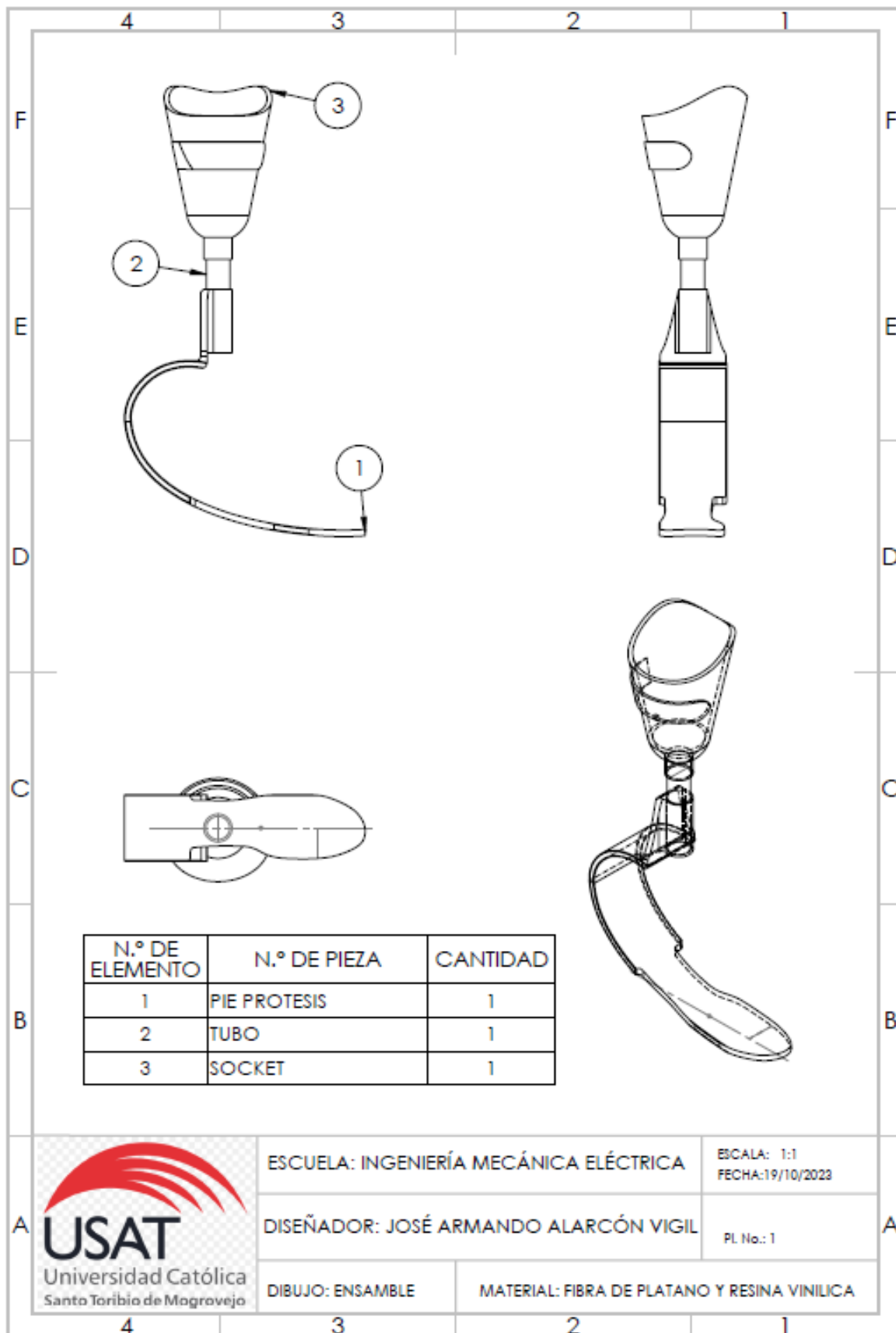
- [25] E. Araujo, «ESSS,» 09 02 2023. [En línea]. Available: <https://www.esss.co/es/blog/ensayo-de-fatiga-como-prevenir-y-eliminar-los-problemas-de-fatiga-en-campo/#:~:text=La%20fatiga%20de%20materiales%20es,que%20conduce%20a%20la%20ruptura..> [Último acceso: 02 09 2023].
- [26] R.G.Budynas, *Diseño en Ingeniería Mecánica-8va edición*, Mexico: Mc Graw Hill, 2008.
- [27] «ESFUERZO Y DEFORMACIÓN,» 3CDCADPORTAL, 18 05 23. [En línea]. Available: <https://www.3dcadportal.com/esfuerzo-y-deformacion.html#:~:text=El%20esfuerzo%20es%20una%20fuerza,dimensi%C3%B3n%20por%20unidad%20de%20longitud..> [Último acceso: 02 09 2023].
- [28] P.B.F, «Mecánica de materiales,» Mexico, Quinta ed., 2010, p. 52.
- [29] R. y. J.K.N., de *Diseño de Ingeniería Mecánica*, México, Novena ed., 2008, p. 204.
- [30] L.M.C.C., «Mecánica de Materiales,» de R. Hibbeler, R. Hibbeler, 1985, p. Octava ed..
- [31] D. C. M. Ruiz, *Nanocompositos Aleación de Aluminio 7075 - Nanopartículas de Plata Recubiertas con Grafito producidos por Aleado Mecánico*, Chihuahua, 2009.
- [32] E. Espinoza, «Metodos e instrumentos de recolección,» UIC FCM UNAH, [En línea]. Available: <chrome-extension://efaidnbmnnnibpcajpcglclefindmkaj/http://www.bvs.hn/Honduras/UICFCM/SaludMental/Metodos.e.instrumentos.de.recoleccion.pdf>. [Último acceso: 22 Octubre 2022].
- [33] J. Murillo, «METODOS DE INVESTIGACIÓN DE ENFOQUE EXPERIMENTAL,» 2019. [En línea]. Available: <chrome-extension://efaidnbmnnnibpcajpcglclefindmkaj/https://www.postgradoune.edu.pe/pdf/documentos-academicos/ciencias-de-la-educacion/10.pdf>. [Último acceso: 2022].
- [34] INEI, «INEI,» 2017. [En línea]. Available: <https://m.inei.gob.pe/prensa/noticias/en-el-peru-1-millon-575-mil-personas-presentan-alg/>. [Último acceso: 10 09 2023].
- [35] K. y. A.Grosso, «EVALUACIÓN DEL ESTADO DE SALUD EN PACIENTES AMPUTADOS POR PIE DIABÉTICO ATENDIDOS EN DOS HOSPITALES DEL MINISTERIO DE SALUD DE LAMBAYEQUE, 2017,» Lambayeque, 2017.
- [36] L. M. Robert, *Diseño de elementos de máquinas*, Mexico, 2006.
- [37] R.A-L.R-E.G, *Dimensiones antropométricas de la población*, Guadalajara, 2018.

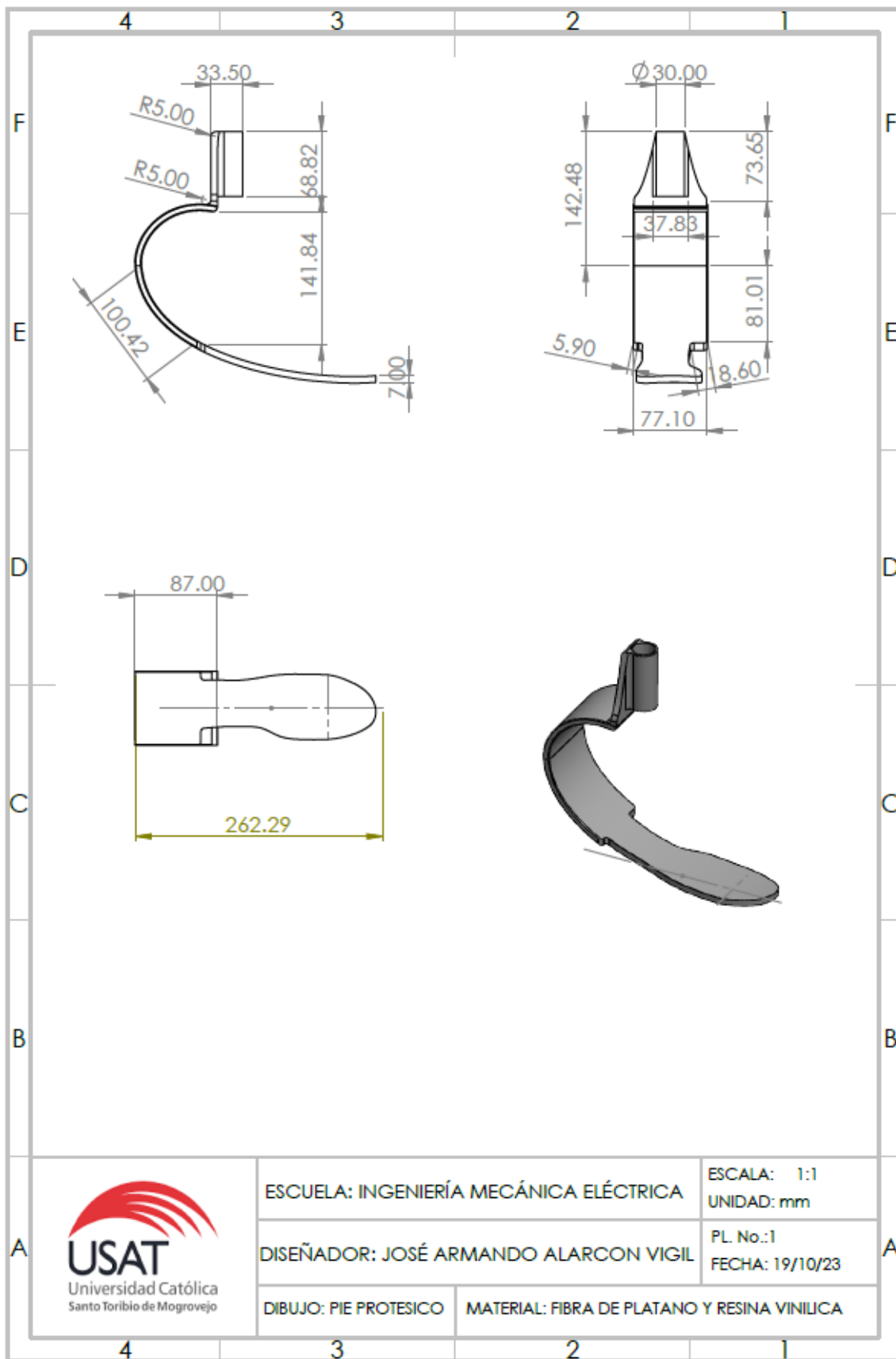
- [38] C. EVOLUTION, «Composites Evolution,» 2018. [En línea]. Available: <https://compositesevolution.com/resources/volume-weight-fraction-calculator/>. [Último acceso: 5 Octubre 2023].
- [39] C. EVOLUTION, «Composites evolution,» 2018. [En línea]. Available: <https://compositesevolution.com/resources/cured-ply-thickness-calculator/>. [Último acceso: 5 Octubre 2023].
- [40] W. C. S.-E. C. Rivera, «PROPUESTA DE APROVECHAMIENTO DE LA FIBRA DE PLÁTANO EN LA REGIÓN DEL ARIARI DEPARTAMENTO DEL META,» Universidad Pontificia Bolivariana, Medellín, 2019.
- [41] O. M. d. I. Salud, «OMS,» 16 Setiembre 2022. [En línea]. Available: <https://www.who.int/es/news-room/fact-sheets/detail/diabetes#:~:text=Datos%20y%20cifras,en%20los%20de%20renta%20elevada..>
- [42] «¿Qué materiales son usados en la medicina en una prótesis o implante?,» RM, 14 Agosto 2022. [En línea]. Available: <https://radiomotul.com.mx/que-materiales-son-usados-en-la-medicina-en-una-protesis-o-implante/>. [Último acceso: 13 Octubre 2022].
- [43] «Historia de la prótesis,» Premier Surgical Prosthetic Center, 6 Febrero 2017. [En línea]. Available: <https://www.premierprosthetic.com/02/history-of-prosthetics/#:~:text=Ancient%20Greece%20and%20Rome%20through,Ages%20saw%20only%20limited%20progress..> [Último acceso: 2022 Octubre 21].
- [44] M.J.C.-M.J.W., «Gender and walking speed effects on plantar pressure distribution for adults aged 20 – 60 years.,» Ergonomics, 2012.
- [45] L.Brockett-Graham.J., «Biomecanica del tobillo,» PMC, USA, 2016.
- [46] QuestionPro, «Investigación experimental: Qué es, tipos y cómo realizarla,» 2022. [En línea]. Available: <https://www.questionpro.com/blog/es/investigacion-experimental/>. [Último acceso: 19 Noviembre 2022].
- [47] E. Camargo, «Respuesta a cargo de una prótesis transtibial con elementos infinitos durante el apoyo y balanceo,» VISION INVESTIGADORA, 2012.
- [48] «INSTITUO NACIONAL DEL CÁNCER,» NIH, [En línea]. Available: <https://www.cancer.gov/espanol/publicaciones/diccionarios/diccionario-cancer/def/amputacion>. [Último acceso: Noviembre 2022].
- [49] F. D. d. Castillo, «Materiales y propiedades,» UNAM, Cuautitlán, 2008.

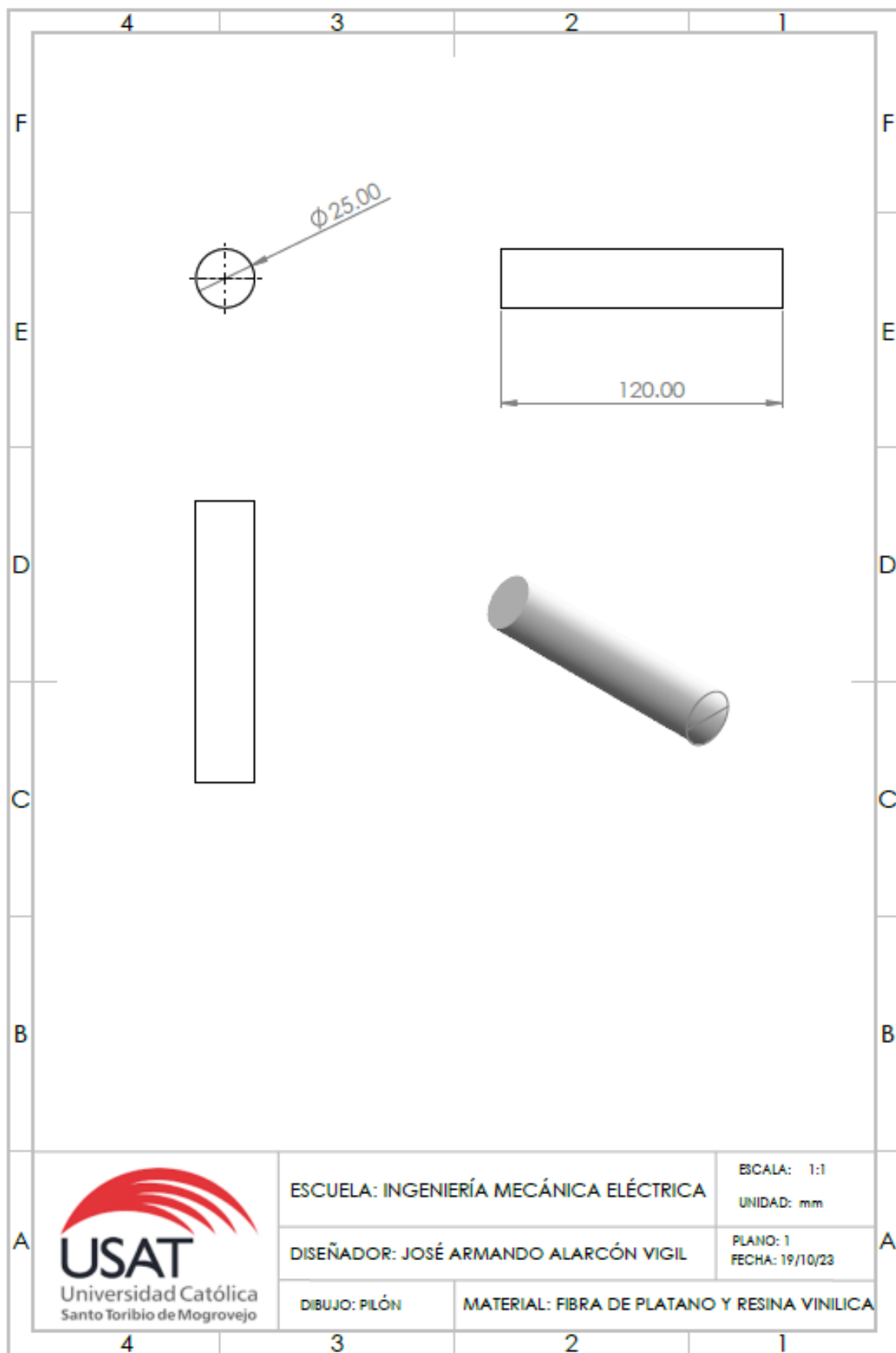
- [50] J. E. Uellendahl, «Materiales usados en la protésica,» AMPUTEE COALITION, Washington, 1998.
- [51] «Amputación traumática,» MedlinePlus, Julio 2020. [En línea]. Available: <https://medlineplus.gov/spanish/ency/article/000006.htm#:~:text=Es%20la%20p%C3%A9rdida%20de%20una,de%20un%20accidente%20o%20lesi%C3%B3n..> [Último acceso: Noviembre 2022].

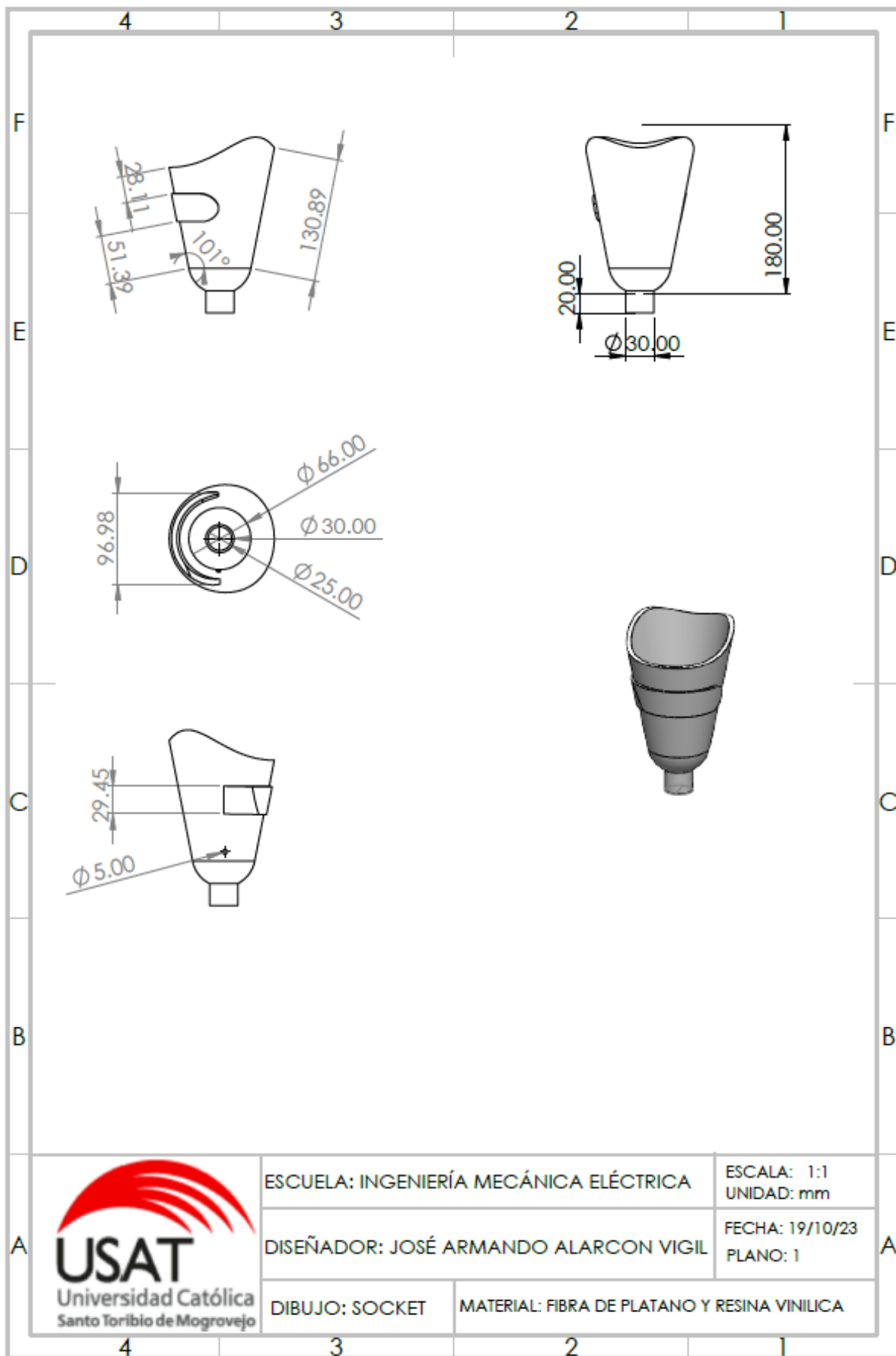
8. ANEXOS

Anexo 1:









ESCUELA: INGENIERÍA MECÁNICA ELÉCTRICA
 DISEÑADOR: JOSÉ ARMANDO ALARCON VIGIL
 DIBUJO: SOCKET

ESCALA: 1:1
 UNIDAD: mm
 FECHA: 19/10/23
 PLANO: 1
 MATERIAL: FIBRA DE PLATANO Y RESINA VINILICA

CODIGO OPENSSEES

```
# definir el tipo de modelo a calcular
    model basic -ndm 2 -ndf 3;
# definir los nudos del problema
source Nodos.tcl;

# definir la transformación de coordenadas
    geomTransf Linear 1;

# definir nuestras barras

source Elementos.tcl;

#ingreso de restricciones
# fix | numNudo | desplX | desplY | rotacion
    fix 10 1 1 1;

# establecer una serie de tiempo
    timeSeries Linear 101;

# patron de cargas
    pattern Plain 201 101 {
        load 1 0 950 0;
    }

# grabando resultados en archivos
    recorder Node -file nodeReact.out -time -node -dof 1 2 3 reaction;

# Resolución del modelo
    constraints Plain;
    numberer Plain;
    system FullGeneral;
    test NormDispIncr 1e-12 100;
    algorithm Newton;
    integrator LoadControl 1.0;
    analysis Static;
    analyze 1;

    print -file resultados 950.out;
```