

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



**Diseño de una prótesis transtibial graduable en niños discapacitados de 6 a 10 años para mejorar la rigidez y pandeo**

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

**AUTOR**

**Cristian Flores Herrera**

**ASESOR**

**Elmer Rolando Polo Briceño**

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

**Chiclayo, 2023**

**Diseño de una prótesis transtibial graduable en niños  
discapacitados de 6 a 10 años para mejorar la rigidez y pandeo**

PRESENTADA POR

**Cristian Flores Herrera**

A la facultad de ingeniería  
de la Universidad Católica Santo Toribio de Mogrovejo  
Para optar el título de

**INGENIERO MECÁNICO ELÉCTRICO**

APROBADA POR

Lucio Antonio LLontop Mendoza  
PRESIDENTE

Alejandro Segundo Vera Lazaro  
SECRETARIO

Elmer Rolando Polo Briceño  
VOCAL

## **DEDICATORIA**

Este trabajo va dedicado primeramente a Dios, por darme la vida, la salud y la sabiduría para hacer realidad dicha investigación.

A mis padres por su apoyo incondicional en mis momentos difíciles, por sus consejos, por su enseñanza de los buenos valores y por su amor verdadero.

A mis hermanos por estar siempre apoyándome en cada paso de mi vida, porque más que hermanos ellos son mis mejores amigos.

## **AGRADECIMIENTOS**

Mi agradecimiento al ser perfecto por haberme dado la vida y por guiarme por el camino correcto, a Dios, el que a cada instante está ayudándome a ser una mejor persona.

Agradezco a mis padres y hermanos por su apoyo incondicional, por ayudarme a cumplir uno de mis más apreciados objetivos.

También agradezco a mis maestros que han contribuido en el paso a paso de este trabajo de investigación.

INFORME DE ORIGINALIDAD

20%

INDICE DE SIMILITUD

19%

FUENTES DE INTERNET

2%

PUBLICACIONES

6%

TRABAJOS DEL  
ESTUDIANTE

FUENTES PRIMARIAS

1	<a href="http://hdl.handle.net">hdl.handle.net</a> Fuente de Internet	3%
2	<a href="http://docplayer.es">docplayer.es</a> Fuente de Internet	3%
3	<a href="http://www.scielo.org.pe">www.scielo.org.pe</a> Fuente de Internet	2%
4	<a href="http://tesis.usat.edu.pe">tesis.usat.edu.pe</a> Fuente de Internet	1%
5	<a href="http://www.scribd.com">www.scribd.com</a> Fuente de Internet	1%
6	<a href="http://repositorio.utc.edu.ec">repositorio.utc.edu.ec</a> Fuente de Internet	<1%
7	<a href="http://bdigital.unal.edu.co">bdigital.unal.edu.co</a> Fuente de Internet	<1%
8	<a href="http://dspace.esPOCH.edu.ec">dspace.esPOCH.edu.ec</a> Fuente de Internet	<1%

## ÍNDICE

RESUMEN .....	10
ABSTRACT .....	11
I INTRODUCCIÓN .....	12
1.1 JUSTIFICACIÓN .....	14
- Económica .....	14
- Social .....	14
- Ambiental.....	14
- Tecnológico .....	14
1.2 OBJETIVOS.....	15
- Objetivo general.....	15
- Objetivos Específicos .....	15
1.3 METODOLOGÍA DE DISEÑO .....	16
1.4 MATRIZ DE CONSISTENCIA .....	17
II MARCO TEÓRICO .....	18
2.1 ANTECEDENTES .....	18
2.2 BASES TEÓRICAS .....	19
- Esfuerzo .....	19
- Esfuerzo máximo .....	20
Flexión.....	20
- Deformación elástica .....	21
- Análisis estático lineal .....	21
- Criterio Von Mises.....	22
- Fatiga .....	22
2.3 DEFINICIÓN DE TÉRMINOS BÁSICOS .....	24
- Pie y tobillo durante la marcha .....	24
- Planos de referencia anatómicos .....	24
- Fases del ciclo de la marcha .....	25
- Amputación transtibial.....	27
- Fuerzas de reacción con el suelo durante la marcha .....	27
- Prótesis existentes en el mercado actual .....	28
- Materiales.....	35
III DESARROLLO Y RESULTADOS .....	36

3.1 Grados de Libertad .....	36
3.2 Centro de gravedad.....	37
3.3 Selección del material del sistema protésico .....	39
- Pílon y adaptadores .....	39
- Material de la Goma .....	39
3.4 Centro de masa de la prótesis diseñada .....	40
3.5 Identificación de las medidas antropométricas .....	41
3.6 Selección de las medidas antropométricas a utilizar .....	48
- Alturas antropométricas .....	48
- Longitudes antropométricas.....	48
- Alineación del pie protésico .....	49
3.7 Proceso de diseño del dispositivo.....	51
Requerimientos del cliente .....	52
- Requisitos del diseño .....	53
- Funciones del sistema protésico .....	53
- Matriz morfológica .....	54
- Descripciones de los medios para cumplir las funciones.....	58
- Valor económico .....	59
- Selección del concepto de solución óptimo .....	59
3.8 Cálculos Teóricos .....	60
- Diseño en Solidworks .....	74
- Datos de simulación.....	79
- Resultados de simulación para la goma.....	84
- Resultados del estudio a fatiga .....	85
IV CONCLUSIONES .....	89
V RECOMENDACIONES .....	89
VI BIBLIOGRAFÍA.....	91
VII ANEXOS .....	94

## LISTA DE TABLAS

Tabla 1: Matriz de consistencia.....	17
Tabla 2: Piezas de la Prótesis Vari-flex.....	29
Tabla 3: Piezas de la Prótesis Vari Flex Modular .....	30
Tabla 4: Piezas de la Prótesis Talux.....	31
Tabla 5: Piezas de la Prótesis Re-Flex Rotate .....	32
Tabla 6: Piezas de la Prótesis LP Vari Flex.....	32
Tabla 7: Piezas de la Prótesis Flex Foot Assure.....	33
Tabla 8: Piezas de Prótesis Flex Symes.....	34
Tabla 9 Propiedades del aluminio 7075-T6.....	36
Tabla 10 Fibra de carbono tipo/ thornel mat VMA .....	36
Tabla 11 Porcentajes de segmentos corporales según Damster y Clauser. ....	38
Tabla 12: Selección del material del Pílon .....	39
Tabla 13: Selección del material de la goma.....	39
Tabla 14: Selección del material del pie.....	40
Tabla 15: Centro de masa de la Prótesis con los materiales elegidos.....	41
Tabla 16: Valor promedio(X),desviación estándar(DE) y según percentiles de la estatura(m). ....	41
Tabla 17: Valorización nutricional antropométrica para niños de sexo masculino de 6 a 10 años. ....	42
Tabla 18: Medidas antropométricas en posición de pie .....	44
Tabla 19: Altura del tobillo en posición de pie .....	45
Tabla 20: Altura de la rodilla en posición sentado .....	46
Tabla 21: Dimensiones del pie de niños de 6-8 años .....	47
Tabla 22: Selección de medidas antropométricas en niños .....	48
Tabla 24: Requerimientos del cliente .....	52
Tabla 25: Matriz Morfológica .....	54
Tabla 26: Variantes y ponderación de los criterios .....	58
Tabla 27 Selección de la solución óptima .....	58
Tabla 28: Costo aproximado - Valor Económico.....	59
Tabla 29: Valor técnico - Económico.....	59
Tabla 30: condiciones iniciales .....	66
Tabla 31: Tipos de acabado superficial .....	67
Tabla 32: Área $A_{0,95\%a}$ de perfiles estructurales no rotativos.....	68
Tabla 33: Factores de confiabilidad.....	69

## LISTA DE FIGURAS

Figura 1: Barra sometida a esfuerzo .....	20
Figura 2: Comparación de material acero bajo carbono y aleación de aluminio. ....	20
Figura 3: Representación Análisis estático lineal.....	22
Figura 4: Gráfica S-N a partir de resultados de ensayos a fatiga plenamente invertidos. ....	23
Figura 5: Los tres ejes del movimiento del pie.....	24
Figura 6: Planos de referencia anatómicos .....	25
Figura 7: Análisis de la marcha y su ciclo.....	26
Figura 8: Ciclo de la marcha. ....	26
Figura 9: Proceso del ciclo de la marcha. ....	27
Figura 10: Fuerzas de reacción del piso durante la marcha. Distribución de fuerzas en el pie .....	28
Figura 11: Prótesis Vari FLEX.....	29
Figura 12: Prótesis Vari Flex Modular .....	30
Figura 13: Prótesis Talux.....	31
Figura 14: Prótesis Re- Flex Rotate.....	31
Figura 15: Prótesis LP Vari Flex .....	32
Figura 16 Prótesis Flex Foot Assure. ....	33
Figura 17 Prótesis Flex Symes .....	34
Figura 18 Prótesis Equilibrium foot. ....	35
Figura 19 Prótesis Walking PM. ....	35
Figura 20: Diagrama cinemático de la prótesis .....	37
Figura 21: Segmentos del modelo humano .....	38
Figura 22: Medidas antropométricas para un niño de 6 años. ....	43
Figura 23: En posición de pie escolares sexo masculino 6 a 8 años .....	44
Figura 24: En posición de pie escolares sexo masculino 6 a 8 años .....	45
Figura 25: En posición sentado escolares sexo masculino 6 a 8 años.....	46
Figura 26: Cabeza, pie, mano escolares sexo masculino 6 a 8 años.....	47
Figura 27: Alturas y longitudes antropométricas .....	49
Figura 28: Alineación del pie .....	49
Figura 29: Eje neutro según norma ISO 22675. ....	50
Figura 30. Pasos en el proceso de diseño .....	51
Figura 31: Caja negra .....	53
Figura 32: Concepto de solución óptimo.....	59
Figura 33: Despegue del pie durante la marcha. ....	60
Figura 34: Diagrama de cuerpo libre.....	61
Figura 35: Sensibilidad a la muesca(q) para elementos a flexión .....	64
Figura 36: Sensibilidad a la muesca(q) para elementos a torsión.....	64
Figura 37: Pílon graduable y medidas de cada segmento.....	67
Figura 38: Factor Kt para un elemento sometido a flexión .....	69
Figura 39 Fracción de resistencia a la fatiga .....	71
Figura 40: Condiciones de los extremos de la columna .....	73
Figura 41: Pie protésico de fibra de carbono.....	74

Figura 42: Pedal.....	74
Figura 43: Goma.....	75
Figura 44: Pílon deslizable interior y exterior.....	75
Figura 45: Abrazadera de apriete con perno.....	75
Figura 46: Accesorios para encaje de la prótesis. (2) Adaptador piramidal hembra. (3) Adaptador piramidal doble hembra con abrazadera. ....	76
Figura 47: Adaptador 1.....	76
Figura 48: Adaptador 4.....	76
Figura 49: Prótesis con ajuste de altura.....	77
Figura 50: Vista explosionada de la prótesis graduable.....	78
Figura 51: Análisis estático de tensiones.....	79
Figura 52: Desplazamientos.....	80
Figura 53: Deformaciones unitarias.....	80
Figura 54: Factor de seguridad.....	81
Figura 55: Geometría fija y sentido de la carga.....	81
Figura 56: Magnitud de las cargas en tres dimensiones.....	82
Figura 57: Esfuerzo máximo y mínimo.....	82
Figura 58: Desplazamiento máximo en el pílón.....	83
Figura 59: Deformación unitaria en el pílón.....	83
Figura 60: Factor de seguridad.....	84
Figura 61: Tensión máxima Von mises para el etileno-propileno.....	84
Figura 62: Desplazamientos para movimientos bruscos.....	85
Figura 63: Diagrama S-N para el aluminio 7075-T6.....	86
Figura 64: Daño acumulado.....	86
Figura 65: Vida total en ciclos.....	87

## RESUMEN

En esta investigación se diseñó una prótesis transtibial graduable en niños discapacitados de 6 a 10 años para mejorar para mejorar la rigidez y el pandeo, enfocada en los respectivos cambios que se debe realizar dependiendo del crecimiento del infante, dado que, a discrepancia de los dispositivos protésicos para adultos, estas están elaboradas según sus requerimientos de los niños, además de que se entienden que son personas en pleno crecimiento acelerado, por lo que están diseñadas para adaptarse constantemente a sus medidas, haciendo que la necesidad de comprar nuevas prótesis sean menores. La presente investigación ha conseguido un dispositivo protésico de fibra de carbono que almacena y devuelve energía mejorando la movilidad y la funcionalidad de los amputados.

Se elaboró los requerimientos de acorde a los objetivos del diseño y también mediante una conceptualización se obtuvo las funciones que debe cumplir para un buen funcionamiento. Se elaboró las funciones que se reemplazaron por probables soluciones que y fueron mostradas en una matriz morfológica. Se identificaron las cargas presentes para realizar las simulaciones y poder predecir el comportamiento de la prótesis. Se elaboró un diseño y se eligió un material para crearlo; seguidamente, se realizó las pruebas de simulación en el software Solidworks CAD-CAE. Como resultado, el factor de seguridad para la mayoría de los componentes fue aproximadamente 3,64, y la vida del diseño fue de 40 000 000 de ciclos.

**PALABRAS CLAVE:** Diseño, Prótesis transtibial, Fibra de carbono, CAD, CAE.

## ABSTRACT

In this investigation, an adjustable transtibial prosthesis was developed in disabled children from 6 to 10 years of age to improve stiffness and buckling, focused on the changes that must be made depending on the growth of the infant, given that, unlike prosthetic devices for adults, these are made according to their children's requirements, in addition to the fact that they are people in full accelerated growth, so they are designed to constantly adapt to their measurements, making the need to buy new prostheses less. This research has achieved a carbon fiber prosthetic device that stores and returns energy, improving the mobility and functionality of amputees.

The requirements were elaborated according to the objectives of the design and also through a conceptualization the functions that must be fulfilled for a good operation were obtained. The functions that were replaced by probable solutions were elaborated and were shown in a morphological matrix. The loads present were identified to carry out the simulations and to be able to predict the behavior of the prosthesis. A design was drawn up and a material was chosen to create it; Next, the simulation tests were carried out in the Solidworks CAD-CAE software. As a result, the safety factor for most components was approximately 3.64, and the design life was 40,000,000 cycles.

**KEYWORDS:** Design, Transtibial prosthesis, Carbon fiber, CAD, CAE

## I INTRODUCCIÓN

En nuestro país, 3 millones 351 mil 919 peruanos viven con algún tipo de discapacidad, lo cual es equivalente a 10.3% de la población peruana. Del cual el 56.7% representa al número de personas del sexo femenino 1 millón 991 mil 220 individuos y 43,3% son del sexo masculino (1 millón 450 mil 699). Así mismo, el Perú muestra una cifra de 932 mil personas que padecen limitaciones para desplazarse o andar y/o para emplear parte de sus extremidades superiores e inferiores (brazos, piernas). Es decir, tienen impedimento para andar o desplazarse en espacios pequeños o grandes, no tienen estabilidad, no tienen capacidad para moverse o presentan problemas para caminar en el interior del hogar; y no poder emplear los pies ni piernas para realizar sus actividades, entre estas personas se encuentra los amputados [1].

Las causas de las amputaciones son diversas entre ellas están inmersas la diabetes mellitus y la enfermedad periférica arterial(EAP). Existen aproximadamente 200 millones de individuos con EAP. De toda la tierra se estima cerca de 16 millones de amputaciones cada año, de las cuales superan el 50% de casos diabéticos [2]. Hoy en día la cantidad de pacientes amputados en el mundo occidental aumenta cada año esto se debe principalmente al incremento de edad de la población, esto trae consigo síntomas crónicos, como diabetes y enfermedad vascular periférica. Según la OMS y la OPS mencionan que el 40 y 85% de las amputaciones de los miembros inferiores están enlazadas con dificultades vasculares asociadas con la diabetes [3].

A demás, se sabe que las amputaciones de miembros inferiores son habituales en siete u ocho veces más que las de los miembros superiores. Los niños no son la excepción de este tipo de discapacidad, de los cuales un 60% representa una amputación de origen congénito y un 40% simboliza a enfermedades adquiridas (traumáticas y enfermedad) [4]. Aunque es complicado de admitir, los infantes requieren ser autosuficientes. Eso no solo favorece su crecimiento normal, sino incluso mejora su autoestima. Al poder realizar actividades y deberes, captan importantes ocupaciones que se suman a su existo en un cierto tiempo. Así mismo, serán autónomos por toda su vida. En cualquiera de estas realidades el amputado afronta un desafío para recobrar la movilidad física [5].

La problemática de amortizar la progresiva demanda de servicios en rehabilitación y de dar respuesta acertada y oportuna a las condiciones que afectan el desempeño motor, implica la integración de diversas disciplinas clínicas y de ingeniería para aportar soluciones integrales y en lo posible, duraderas a la compleja necesidad que lleva inmersa el movimiento humano en todas las etapas de la vida y en todas las modalidades de función [6]. En esta presente investigación se diseñó una prótesis transtibial graduable en niños discapacitados de 6 a 10 años para mejorar para mejorar la rigidez y el pandeo, el objetivo del ajuste de altura de la prótesis abarca mejorar la comodidad, la estabilidad al estar de pie y caminar, y permitir el desarrollo de varias actividades diarias.

## 1.1 JUSTIFICACIÓN

### - **Económica**

Se trata del diseño de una prótesis transtibial graduable para niños de 6 a 10 años. La mayoría de sus piezas son estándares y adaptables a prótesis existentes en el mercado actual, lo que garantiza poder adquirirlos y cambiarlos de una manera más rápida ahorrando tiempo y dinero.

### - **Social**

A diferencia de las personas adultas, los infantiles que están en desarrollo se desenvuelven el mayor tiempo con un nivel de actividad alto, ya que, al estar descubriendo nuevas cosas se desplazan de una forma inquieta, para estar en todos lados buscando todo el tiempo jugar; sin tener limitaciones de la amputación. Para esto la prótesis está diseñada con materiales ligeros y resistentes, para que no pierdan ni un minuto de su desarrollo psicosocial.

### - **Ambiental**

Los materiales compuestos son ideales para la elaboración de la prótesis, con ello se lograría un resultado muy eficiente y no tendría ningún efecto negativo sobre el medio ambiente.

### - **Tecnológico**

La Simulación y el diseño de la prótesis se realizará a través de un análisis estático utilizando SolidWorks con materiales compuestos, proporcionando de esta manera conocimiento y tecnología para el desarrollo social.

## 1.2 OBJETIVOS

### - **Objetivo general**

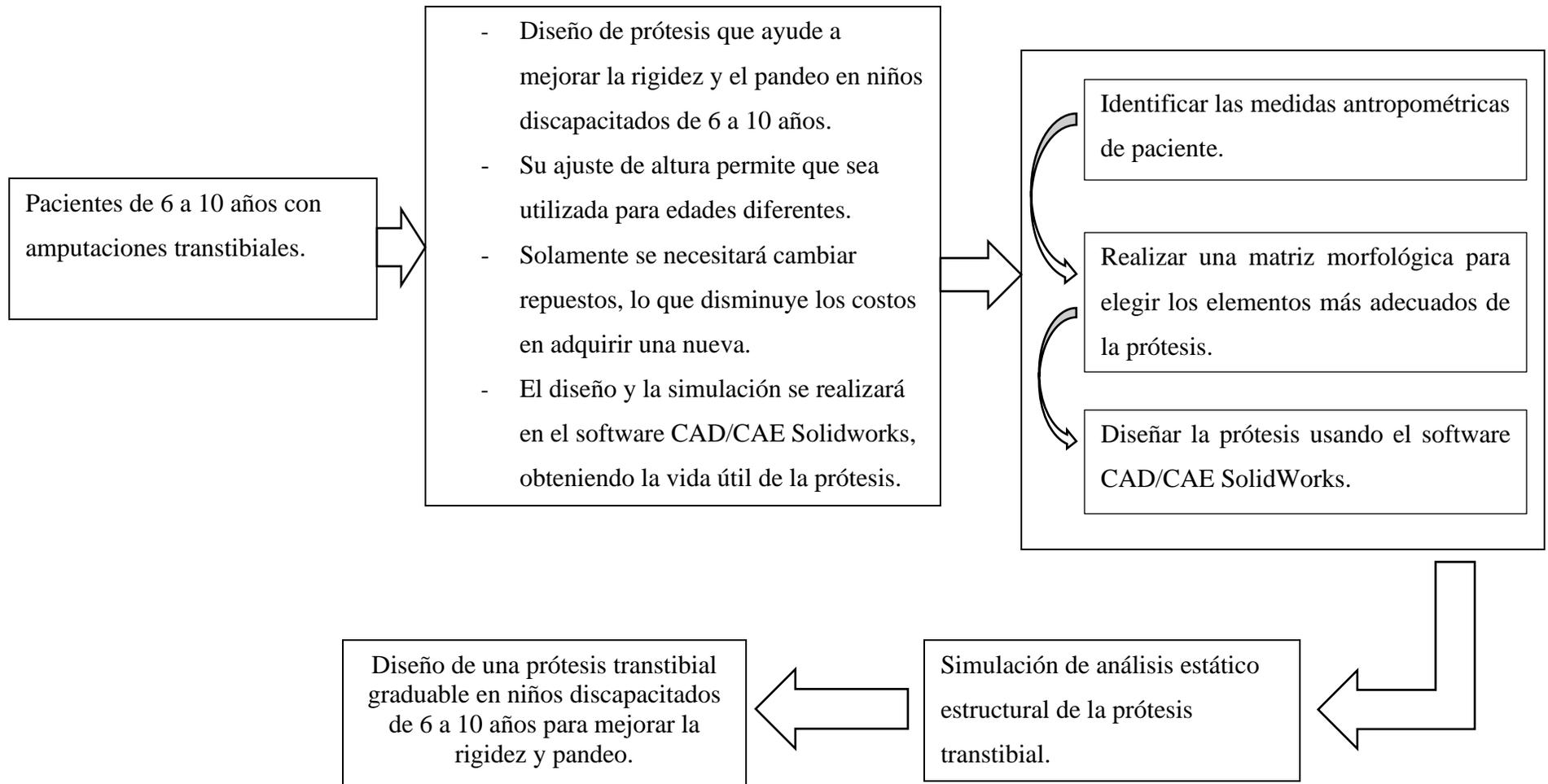
Diseñar una prótesis transtibial graduable en niños discapacitados de 6 a 10 años para mejorar la rigidez y pandeo

### - **Objetivos Específicos**

1. Determinar las medidas antropométricas y niveles de actividad de los infantes en estudio.
2. Seleccionar los componentes de la prótesis transtibial infantil a través de una matriz morfológica.
3. Diseñar una prótesis transtibial bajo las condiciones establecidas, grado de movilidad y antropometría del paciente utilizando software CAD.
4. Simular el diseño de prótesis de fibra de carbono tipo Thornel mat VMA, a través de un análisis estático utilizando software CAE.

### 1.3 METODOLOGÍA DE DISEÑO

Tema: DISEÑO DE UNA PRÓTESIS TRANSTIBIAL GRADUABLE EN NIÑOS DE 6 A 10 AÑOS PARA MEJORAR LA RIGIDEZ Y PANDEO



## 1.4 MATRIZ DE CONSISTENCIA

Tabla 1: Matriz de consistencia

PROBLEMA	OBJETIVOS	HIPÓTESIS	VARIABLES	METODOLOGÍA	
¿Cómo es el diseño de una prótesis transtibial graduable en niños discapacitados de 6 a 10 años para mejorar la rigidez el pando?	<b>GENERAL</b>	<b>GENERAL</b>	<p><b>VARIABLE INDEPENDIENTE</b> Diseñar una prótesis transtibial graduable</p> <p><b>Indicadores:</b> Factor de seguridad Esfuerzos Desplazamiento Deformación</p> <p><b>VARIABLE DEPENDIENTE</b> Mejorar la rigidez y pando.</p> <p><b>Indicadores:</b> Procesamiento de datos</p>	<p><b>Tipo y diseño de investigación</b> Tipo de investigación: Aplicada Diseño de investigación: Experimental</p> <p><b>Técnica de recolección de datos</b> Se usará la observación, entrevistas y encuestas.</p> <p><b>Población y muestra</b> Población y Muestra Niños de 6 a 10 años con crecimiento deficiente (P5%), normal (P50%) y sobre crecimiento (P95). No tiene muestra, porque se podrá utilizar por cualquier paciente entre 6 y 10 años de edad.</p> <p><b>Criterios de selección</b> Niños de 6 a 10 años con amputación transtibial</p>	
	Diseñar una prótesis transtibial graduable en niños discapacitados de 6 a 10 años para mejorar la rigidez y pando.	Si se diseña una prótesis transtibial graduable, entonces, mejorará la rigidez el pando.			<b>ESPECÍFICOS</b>
	<b>ESPECÍFICOS</b>	<b>ESPECÍFICOS</b>			
	1.-Determinar las medidas antropométricas y niveles de actividad de los infantes en estudio.	1.-Si se determina las medidas antropométricas y niveles de actividad de los infantes en estudio, entonces, se logrará conocer las restricciones del amputado.			
	2.- Seleccionar los componentes de la prótesis transtibial infantil a través de una matriz morfológica.	2.-Si se seleccionan los componentes de la prótesis transtibial infantil a través de una matriz morfológica, entonces, se logrará elegir una prótesis de acuerdo a los requerimientos de los infantes en estudio.			
3.-Diseñar una prótesis transtibial bajo las condiciones establecidas, grado de movilidad y antropometría del paciente utilizando software CAD.	3.-Si se diseña una prótesis transtibial bajo las condiciones médicas, grado de movilidad y antropometría del paciente, entonces, se brindará una mejor libertad a los amputados.				
4.-Simular el diseño de prótesis de fibra de carbono tipo Thornel mat VMA, a través de un análisis estático utilizando software CAE.	4.-Si se simula el diseño de prótesis de fibra de carbono tipo Thornel mat VMA, a través de un análisis estático utilizando software CAE, entonces, se mejorará la marcha normal en niños discapacitados de 6 a 10 años.				

## II MARCO TEÓRICO

### 2.1 ANTECEDENTES

En el trabajo de investigación “Diseño de una prótesis Transtibial infantil y validación a través de pruebas del usuario” se diseñó una prótesis para que el usuario pueda marchar con fluidez y atienda a los requerimientos de ergonomía, estética y económica. Para la elección de la prótesis se utilizó una matriz morfológica el cual, dio camino para la elección del dispositivo deseado y a su vez se validó con pruebas del amputado [7].

En el trabajo de investigación “Diseño de una prótesis transtibial amortiguada”, se diseñó una prótesis transtibial con amortiguación dinámica para una persona de 90 kg y 1.76m de estatura se utilizó el principio de los amortiguadores magnetoreológicos con un 40% de limadura de hierro y lo restante para el 100% utilizo aceite de transmisión automática. Se realizó como primer paso una investigación de las prótesis relacionadas, se describió la anatomía, tanto fisiológica como biomecánica del sistema pie/pierna para conocer su peso, centro de masa y tipos de esfuerzos, se diseñó el amortiguador y el circuito de control y finalmente se realizó una comparación de precios con una marca de prótesis comercial en México [8].

En el trabajo de investigación “Modelo de alineación estática para prótesis transtibiales”, se determinó una ubicación angular de encaje con el fin de proporcionar estabilidad y confort, distribución de fuerza en los pies y ubicación del centro de presión, los cuales influyen en la comodidad del amputado cuando está en posición bipedestada estática. Como primer paso, se construye un protocolo de medición de parámetros biomecánicos, establecer la matriz de datos a usar en el modelo a través de un modelo estadístico de los datos cuantitativos, plantear y desarrollar un modelo para un sujeto con amputación transtibial, comparar los datos arrojados en el estudio con los del modelo [9].

En la tesis titulada “Diseño de una prótesis robótica para miembros inferiores con tecnología arduino monitoreadas mediante conexión bluetooth desde una PC” Se ha tenido en consideración los movimientos de dorsiflexión y los movimientos de la rodilla para realizar el análisis de los movimientos reales y mediante eso diseñar una prótesis robótica. Se trabajó con fluidos magnetoreológicos, ya que son materiales capaces de variar la

viscosidad según los requerimientos o también para minimizar la flexión y fricción, también se utilizó un circuito integrado arduino que mediante variables de entrada y salida obedece a la orden que se le da mediante bluetooth desde una computadora, de esa manera se busca optimizar la prótesis hasta en un 70% [10].

En el trabajo de investigación “Diseño mecánico de una prótesis activa Transfemoral” se diseñó una prótesis transfemoral, para la previa selección de sus componentes se utilizó una matriz morfológica; en la cual se colocó las funciones y conceptos de solución los cuales son posibles soluciones para cumplir con las funciones requeridas, para ello también se tuvo en cuenta las exigencias que necesitamos lograr con el dispositivo. Se generaron varias propuestas de solución donde fue seleccionada la más adecuada para los fines establecidos [11].

En la tesis titulada “Diseño de una prótesis transtibial regulable en pacientes de 8 a 12 años para la rutina de marcha normal a bajo costo” se diseñó una prótesis transtibial para infantiles, se adecua al crecimiento de las edades mencionadas, fabricada de aluminio 6061, se debe a que tiene propiedades adecuadas para su fin, el diseño se elaboró ayudándose de una matriz morfológica. Finalmente realizó un análisis estático estructural y de fatiga [12].

## 2.2 BASES TEÓRICAS

### - Esfuerzo

Lo denominamos esfuerzo mecánico a la carga aplicada por unidad de área, o la cantidad de fuerzas debidamente distribuidas a través de una sección. Se caracteriza por el símbolo (sigma). Es esfuerzo es un elemento con área transversal. Para determinarlo utilizamos la siguiente fórmula [13].

*Ecuación 1: Fórmula de esfuerzo mecánico.*

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

Definiremos a  $\sigma(pa)$  como el esfuerzo mecánico en, a  $P(N)$  como la carga esperada más elevada y  $A(mm)$  como el área de la sección transversal.

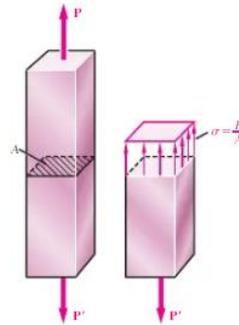


Figura 1: Barra sometida a esfuerzo

Fuente 1: [13]

### - Esfuerzo máximo

Se puede definir como la carga más elevada que el material puede soportar, también lo denominamos resistencia última, es decir es un parámetro de mucha importancia en el diseño de ingeniería, en la siguiente figura se visualiza la carga última tanto para materiales dúctiles y frágiles [14].

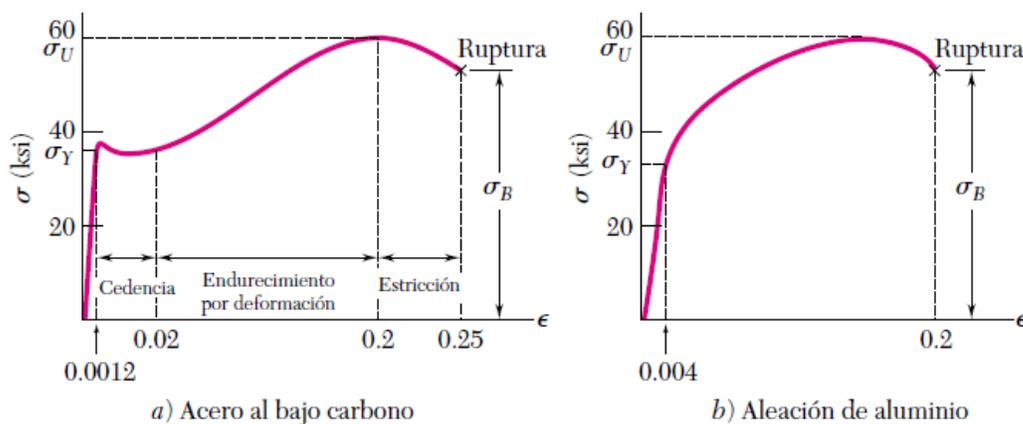


Figura 2: Comparación de material acero bajo carbono y aleación de aluminio.

Fuente 2: [15]

### Flexión

Las tablas de trampolín de una piscina son un claro ejemplo de flexión, es decir es un tipo de deformación que sufre los materiales, la cual se da en forma perpendicular a su eje longitudinal. En el siguiente gráfico podemos visualizar un ejemplo representativo, donde al aplicarse la fuerza a lo largo de la viga, esta tiende a curvar mientras que los costados posteriores permanecen en su lugar. Al producirse este efecto las partículas en la parte superior tienden a separarse y en la parte superior a unirse.

El coeficiente de seguridad (también conocido como factor de seguridad) es el cociente entre el valor calculado de la capacidad máxima de un sistema y el valor del requerimiento esperado real a que se verá sometido. Por este motivo es un número mayor que uno, que indica la capacidad en exceso que tiene el sistema por sobre sus requerimientos [16].

*Ecuación 2: Factor de seguridad.*

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

$S_Y(Pa)$  representa el esfuerzo a la fluencia,  $\sigma_1$  y  $\sigma_2$  son los esfuerzos principales en pascales.

#### - **Deformación elástica**

Es el aumento de longitud producto de una carga mecánica aplicada dentro del límite elástico de un elemento bajo presión, esta puede volver a su estado original cuando la fuerza sea eliminada [13].

*Ecuación 3: Fórmula de la deformación elástica.*

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

$\delta(mm)$  es la deformación axial total,  $P(N)$  carga más elevada,  $L(mm)$  longitud,  $E(pa)$  módulo de elasticidad y  $A(mm)$  área transversal.

#### - **Análisis estático lineal**

El análisis estático lineal es en el cual permanece una relación entre las cargas aplicadas y los desplazamientos. En la ejecución, esto es aplicable a temas estructurales con las siguientes características [17].

- ✓ La estructura vuelve a su forma original
- ✓ Pequeños cambios en la rigidez de la forma
- ✓ Sin cambios en la dirección o magnitud de la carga
- ✓ Las propiedades del material no cambian
- ✓ Pequeña deformación y tensión.

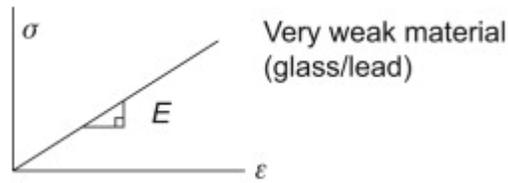


Figura 3: Representación Análisis estático lineal

Fuente 3: [17]

### - Criterio Von Mises

También es conocido como máxima energía de distorsión, es un criterio de resistencia estática, utilizado para materiales dúctiles, según el mismo, el material en el punto analizado siempre que la energía de distorsión por unidad de volumen llegue a ser mayor que la energía de distorsión por unidad de volumen que se produce en el momento de la fluencia en el ensayo de tracción. La fórmula matemática es la siguiente [15].

Ecuación 4: Criterio Von Mises

$$\sigma' = \left[ \frac{(\sigma_1 - \sigma_2)^2 + (\sigma_2 - \sigma_3)^2 + (\sigma_3 - \sigma_1)^2}{2} \right]^{1/2}$$

Donde  $S_y > 0$  es el límite de fluencia a tracción

El factor de seguridad en el punto que se analice, según el criterio de Von Mises se obtiene con la siguiente ecuación:

Ecuación 5: Factor de seguridad

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

### - Fatiga

Es una transformación que lleva a una falla mecánica local, ocasionada por cargas alternadas y variables. La falla por fatiga generalmente inicia en una discontinuidad local como una muesca, grieta o una sección de concentración de esfuerzo. Cuando el esfuerzo en la discontinuidad supera el límite elástico, se produce la deformación plástica. Para que ocurra una falla por fatiga es inevitable la presencia de deformaciones plásticas cíclicas [18].

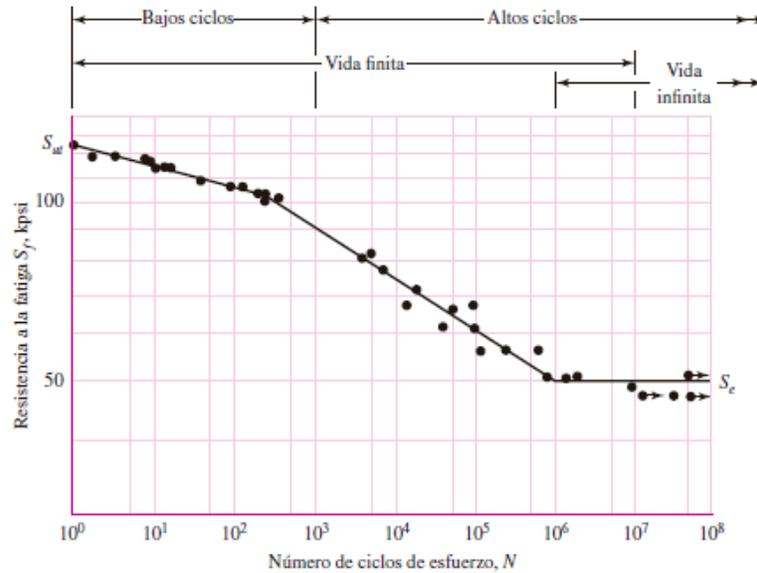


Figura 4: Gráfica S-N a partir de resultados de ensayos a fatiga plenamente invertidos.

Fuente 4: [19]

Ecuación 6: Número de ciclos a la falla

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

Ecuación 7: Constantes a y b

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

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

$S_{ut}(pa)$  representa la resistencia última del material,  $S_e(pa)$  límite de resistencia a la fatiga corregido y  $f$  es una constante.

➤ **Factores que modifican el límite de resistencia a la fatiga**

Ecuación 8: Límite resistencia a la fatiga corregido.

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

$k_a$  = factor de modificación de la condición superficial

$k_b$  = factor de modificación del tamaño

$k_c$  = factor de modificación de la carga

$k_d$  = factor de modificación de la temperatura

$k_e$  = factor de confiabilidad

$k_f$  = factor de modificación de efectos varios

$S'_e$  = límite de resistencia a la fatiga en viga rotatoria

$S_e$  = límite de resistencia a la fatiga en la ubicación crítica de una parte de máquina en la geometría y condición de uso.

## 2.3 DEFINICIÓN DE TÉRMINOS BÁSICOS

### - Pie y tobillo durante la marcha

El pie es el elemento del cuerpo humano fundamental para una marcha blanda y firme. El pie es capaz de soportar una infinidad de cargas repetitivas, ajustarse a distintos tipos de superficies y cambiar las velocidades de locomoción. El tobillo transmite la carga de la extremidad inferior al pie y a su vez es el encargado de la orientación del pie [20].

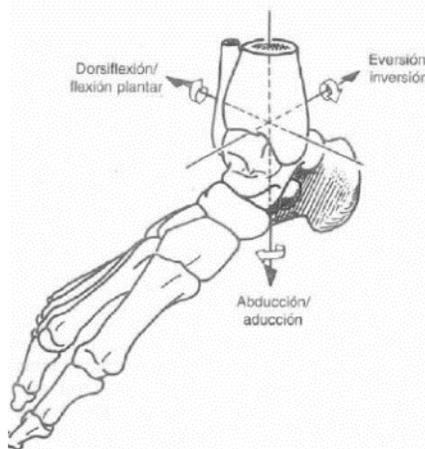


Figura 5: Los tres ejes del movimiento del pie.

Fuente 5: [20]

### - Planos de referencia anatómicos

Son tres los planos imaginarios que bisecan la parte del cuerpo en tres dimensiones. El plano sagital o plano anteroposterior(AP), corta al cuerpo verticalmente en derecha e izquierda. El plano frontal o coronal, secciona el cuerpo de una forma vertical en delantera y trasera. El plano horizontal o transversal, corta el cuerpo en la parte superior e inferior. Cuando la persona está de pie, los tres planos cardinales se cruzan en un solo punto formando el punto imaginario del centro de masa del cuerpo [21].

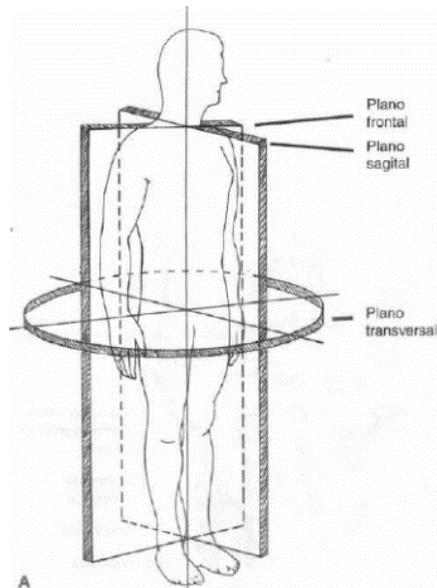


Figura 6: Planos de referencia anatómicos

Fuente 6: [20]

#### - Fases del ciclo de la marcha

Es el espacio de tiempo entre dos eventos que son aparentemente idénticos, este periodo de tiempo pertenece al instante en el que un pie hace contacto con el suelo y finaliza cuando el mismo pie hace contacto con el piso; a este proceso se le denomina paso completo. El inicio de la marcha aproximadamente se da entre los 11 y 14.5 meses [22]. El ciclo de la marcha está compuesto por una: La fase portante la cual comprende un 62% de todo el ciclo y la fase de oscilación envuelve el restante 38%. La primera fase mencionada se clasifica en: contacto del talón, pie plano, despegue del talón, despegue y despegue de los dedos. La segunda fase antes mencionada abarca las fases: aceleración, elevación de los dedos y la desaceleración [20].

#### Sub fases de la fase portante

- 0% contacto del talón
- 15% pie plano
- 30% elevación del talón
- 45% despegue
- 60% despegue de dedos

#### Sub fases de la fase oscilante

- 70% aceleración
- 85% elevación de los dedos

- 100% desaceleración, contacto del talón

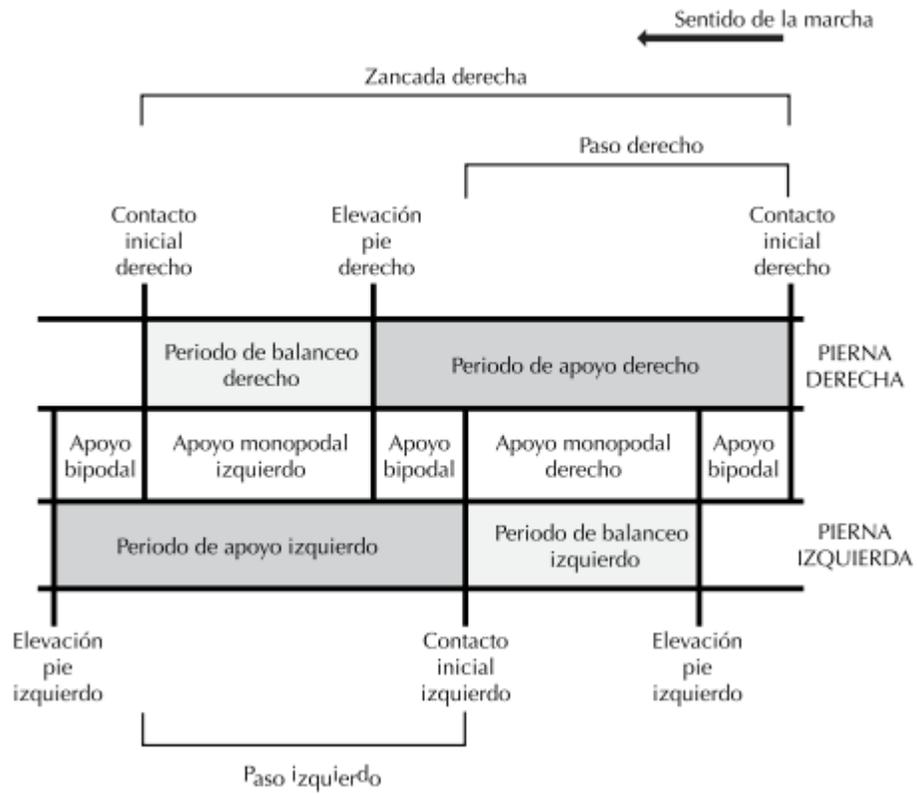


Figura 7: Análisis de la marcha y su ciclo.

Fuente 7: [20]

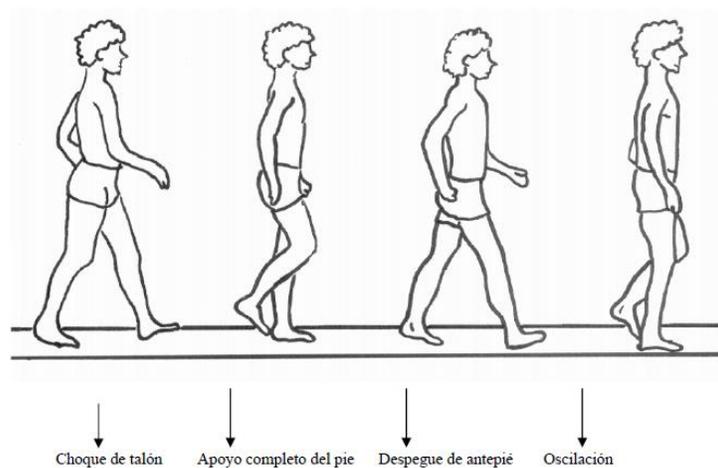


Figura 8: Ciclo de la marcha.

Fuente 8 : [23]

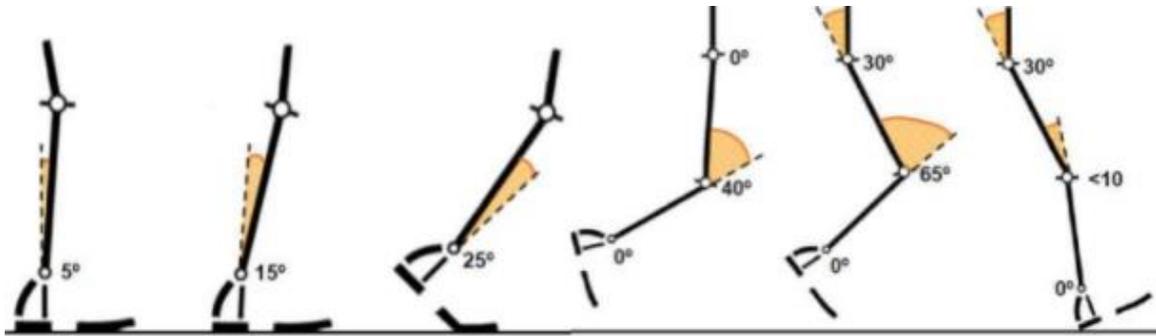


Figura 9: Proceso del ciclo de la marcha.

Fuente 9: [24]

## - Amputación transtibial

### ➤ Tipos de amputación transtibial

Amputación transtibial muy corta, este tipo de amputación ocurre cuando se retiene menos del 20% de la longitud tibial. Esto generalmente suele darse por traumatismos y no es un procedimiento efectivo. Es por ello que como resultado se tiene un brazo de diminuto momento, lo que complica la extensión de la rodilla [25].

Amputación transtibial estándar, esto es cuando conserva del 20% a 50% de la longitud de la tibia. Es decir, se requiere como mínimo 8 cm de tibia por debajo de la rodilla para obtener un encaje perfecto del dispositivo protésico [25].

La imputación transtibial larga, es cuando se retiene más del 50% de toda la tibia, pero no es muy recomendable en consecuencia al suministro de sangre ineficiente a la parte distal de la pierna [25].

## - Fuerzas de reacción con el suelo durante la marcha

### ➤ Plataforma Dinamométrica

La plataforma dinamométrica es una superficie plana que permite medir las fuerzas de reacción del suelo durante el contacto del pie, carrera o salto. Este sistema encuentra su principio en la tercera ley de Newton (acción-reacción), la fuerza detectada por la plataforma envía como respuesta una señal, la cual indica una fuerza igual a la fuerza aplicada y se proyecta en los tres ejes del espacio (x, y, z) [26].

El patrón sostenido durante el contacto con el suelo varía durante la carrera. Los factores que influyen son la velocidad, el ángulo de flexión de la rodilla al contacto, longitud de la zancada, fatiga, calzado, rigidez de la superficie, suavidad de la superficie, intensidad de la luz y grado [21]. Las Fuerzas de reacción al momento del contacto del pie con el piso se presentan en los sentidos anterior, medial y vertical. El punto más alto de la fuerza vertical oscila por el 120% del peso de la persona en la caminata y cuando se entra en carrera alcanza un 275%. Según la gráfica el componente vertical consta de dos picos, el primero pertenece al contacto inicial y el siguiente al apoyo medio [20].

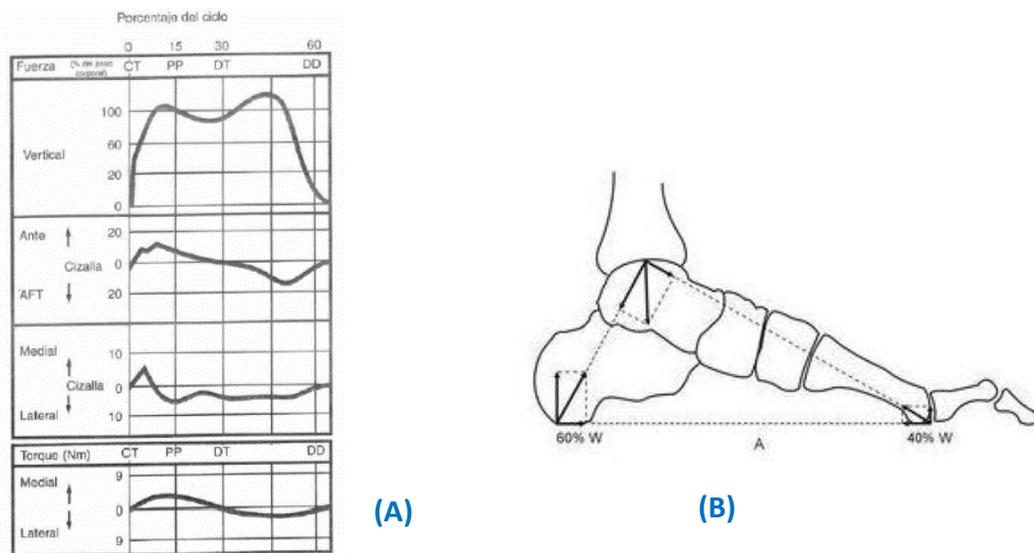


Figura 10: Fuerzas de reacción del piso durante la marcha. Distribución de fuerzas en el pie

Fuente 10: [20]

## - Prótesis existentes en el mercado actual

### ➤ Vari-flex®

Es un modelo de prótesis dinámica que aporta confort al amputado, es decir combina confianza, seguridad, marcha natural y una gran cantidad de actividades. Es rápido, sencillo de montar y puede ser utilizado por personas con niveles de actividad desde el nivel bajo a nivel alto, por lo tanto, cumple con los requisitos de simple, robusta y ligera. Retorna la mayor cantidad de energía, evitando los sobreesfuerzos al mitigar la fatiga. En este modelo según el rango del peso del paciente puede soportar una carga de 166 kg y

tiene un peso de 700 g. El tamaño del pie es de (22-42) y tiene una altura de 170 mm, pudiendo variar la altura del talón 10 y 15 mm [27].



Figura 11: Prótesis Vari FLEX

Fuente 11: [27]

Tabla 2: Piezas de la Prótesis Vari-flex

	Descripción
1	Módulo del pie y módulo del talón
2	Talón
3	Kit de tubo de fibra de carbono 30 mm
4	Cuña de alineación para kit de tubo
5	Refuerzo interior para tubo
6	Kit de cuñas
7	Adaptador pirámide macho

Fuente 12: [27]

### ➤ Vari Flex Modular

Es una prótesis que se caracteriza por su nivel de durabilidad y ofrece almacenamiento retorno de energía generada por el movimiento del amputado, además es un pie rápido, suave y continuo en el ciclo de la marcha, ya que está fabricado de fibra de carbono. Los pacientes con un nivel de actividad alto aprovecharán su durabilidad y los menos activos aprovecharán su peso liviano. Está destinado para pacientes con niveles de actividad bajo, medio y alto. Puede resistir cargas de 227 kg, el beneficio es que la medida no es una limitación se puede fabricar para cualquier talla, pero, la talla reconocida en el mercado es de 22 a 40. Este sistema artificial tiene un peso de 855 g aproximadamente, con alturas de 182 a 394 mm y el talón mide 10 mm [27].

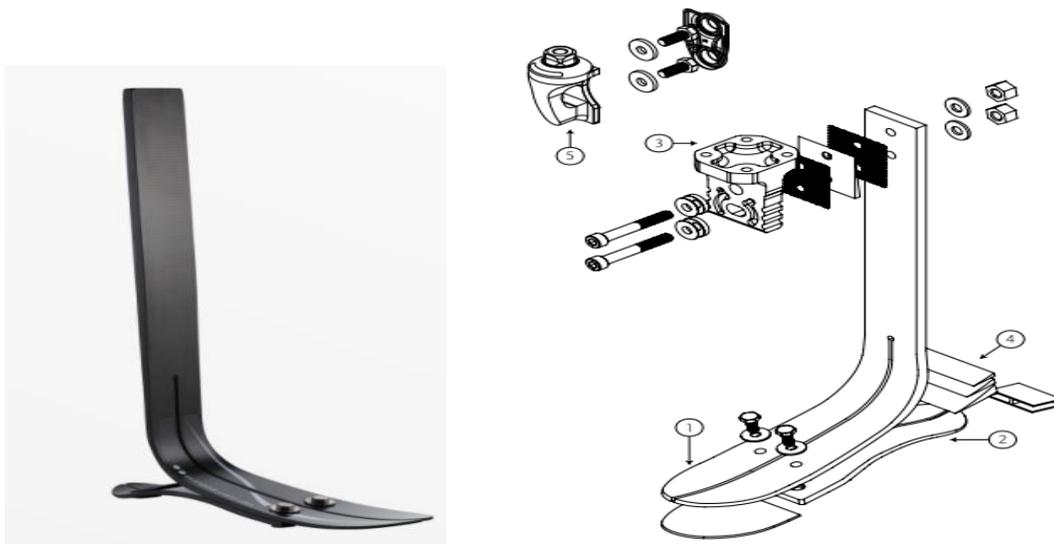


Figura 12: Prótesis Vari Flex Modular

Fuente 13: [27]

Tabla 3: Piezas de la Prótesis Vari Flex Modular

	Descripción
1	Kit módulo del pie
2	Talón
3	Pieza T en aluminio
4	Kit de cuñas
5	Adaptador Pirámide macho con tornillos

Fuente 14: [27]

### ➤ Talux

Se caracteriza por ser un sistema artificial de pie multiaxial que ofrece una marcha dinámica suave y cómoda. Proporciona agilidad y equilibrio al paciente, es decir imita la marcha normal de la persona humana, realizando movimientos fluidos y normales en diferentes espacios. Diseñada principalmente para amputados de niveles bajo y moderado, con tallas de 23 a 40, los cuales tienen un peso no mayor a 147 kg, altura máxima de la prótesis 229 mm y una altura de talón 10mm [27].

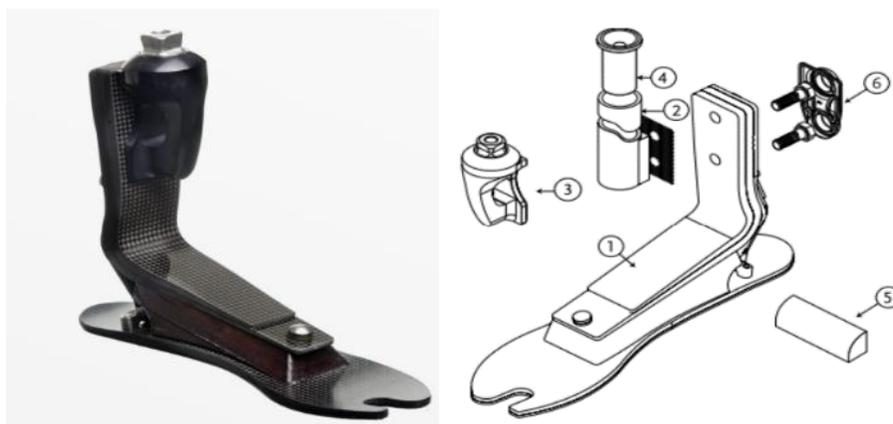


Figura 13: Prótesis Talux

Fuente 15: [27]

Tabla 4: Piezas de la Prótesis Talux

	Descripción
1	Módulo del pie
2	Kit de tubo de fibra de carbono 30 mm
3	Pirámide macho
4	Refuerzo interior para tubo
5	Kit de cuñas para Talux
6	Cobertura Plástica
7	Adaptador Quick-Align

Fuente 16: [27]

### ➤ **Re-flex rotate™**

A diferencia de los otros dispositivos seleccionados este sistema de prótesis ofrece absorción de impactos vertical y rotacional, además de ser un pie duradero. Permite a los pacientes una vida cotidiana más cómoda ya que combina la absorción de impactos y un retorno dinámico de energía con bienestar. Está diseñado para para personas con niveles de actividad bajo, medio y alto, puede soportar 147 kg con toda normalidad, para tallas de 22 a 42 [27].

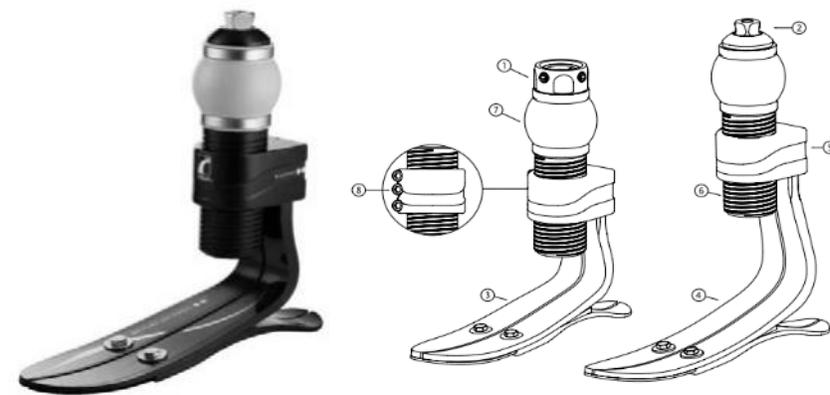


Figura 14: Prótesis Re-Flex Rotate

Fuente 17: [27]

Tabla 5: Piezas de la Prótesis Re-Flex Rotate

	Descripción
1	Pirámide hembra
2	Pirámide macho
3	Kit de módulo de pie perfil estándar
4	Kit de módulo de pie perfil alto
5	Kit de abrazadera de fijación
6	Tubo exterior roscado
7	Célula de torsión de poliuretano
8	Tornillos de fijación

Fuente 18: [27]

### ➤ LP Vari Flex

Este dispositivo está dirigido a personas con miembros residuales largos, que necesitan opciones de perfiles más bajos, es decir, para personas que la prótesis Vari Flex es muy grande. Este sistema va dirigido a pacientes de niveles de actividad bajo, moderado y alto, con un peso de 540 g y la carga que puede soportar es de 166 kg. Para personas con tallas de 22 hasta 42, tiene alturas de 73 y 83 mm y la altura del talón es de 10 mm [27].



Figura 15: Prótesis LP Vari Flex

Fuente: [27]

Tabla 6: Piezas de la Prótesis LP Vari Flex

	Descripción
1	Módulo del pie
2	Talón
3	Tornillos
4	Kit de cuñas
5	Adaptador para laminación
6	Pirámide macho

Fuente 19: [27]

### ➤ Flex Foot Assure

Sistema artificial protésico destinado a pacientes con nivel de actividad bajo, eso será lo ideal según su fin de diseño. Tiene un talón activo que sirve para cuidar la extremidad sana ya que es una extremidad vulnerable a sufrir una malformación. Destinado para soportar cargas de 136 kg, su peso es de 620 g. para personas con tallas de 22 a 40, alturas máximas de 119 a 124 mm y una altura del talón 10 mm [27].



Figura 16 Prótesis Flex Foot Assure.

Fuente 20: [27]

Tabla 7: Piezas de la Prótesis Flex Foot Assure

	Descripción
1	Kit módulo del pie
2	Goma de talón
3	Kit de tubo de 30 mm de fibra de vidrio
4	Refuerzo interior para tubo
5	Kit para alineación del tubo de 30 mm
6	Pirámide macho
7	Piezas de fijación

Fuente 21: [27]

### ➤ Flex Symes

Diseño recomendado para pacientes con amputaciones transtibiales con muñones grandes, ya que tiene una altura muy baja, posee un talón activo. El adaptador de regulación mejorado ofrece angulación. Lo pueden usar personas con pesos menores a 166 kg. Tiene

un peso de 528 g, para personas con niveles de actividad bajo, moderado y alto y tallas de 22 a 42, la altura de la prótesis es de 60 mm, posee un talón de 10 mm [27].



Figura 17 Prótesis Flex Symes

Fuente 22: [27]

Tabla 8: Piezas de Prótesis Flex Symes

	Descripción
1	Módulo del pie
2	Talón
3	Kit de montaje del talón
4	Adaptador de encaje
5	Kit de cuñas de alineación
6	Tornillos céntricos
7	Kit de tornillos antirotación
8	Divisor de tacón

Fuente 23: [27]

### ➤ **Equilibrium foot**

Este diseño utiliza dos resortes que generan un momento de tobillo, el resorte posterior absorbe la energía durante el contacto del talón, la cual es liberada y absorbida por el otro resorte mediante la marcha continua. Va dirigido a personas de cualquier tipo de amputación de miembros inferiores. Tiene un nivel de actividad del tipo 2, el cual es un nivel medio o moderado [28].



Figura 18 Prótesis Equilibrium foot.

Fuente: <https://www.roadrunnerfoot.com/product/equilibrium/>

### ➤ Walking MP

Este dispositivo artificial compuesto por láminas asegura el confort y la dinámica. Es una prótesis liviana y de pocos elementos que lo conforman, ofrece una flexión de 10 mm aproximadamente durante la marcha. Obedece estrictamente la normativa ISO 10328 y está fabricada de fibra de carbono y titanio de grado 5. Se adapta perfectamente según las tallas de los clientes, existe en cinco tallas diferentes, las cuales oscilan entre 22 a 28 cm, con un nivel de actividad medio o moderado. El peso que puede soportar es de 110 kg [28].



Figura 19 Prótesis Walking PM.

Fuente 24: <https://ar.pinterest.com/pin/443252788295954518/>

### - Materiales

#### ➤ Aluminio 7075-T6

Aleación de elevada resistencia. Alto límite elástico, idóneo para piezas sometidas a grandes fatigas. Su aplicación está en la construcción de troqueles, moldes de soplado, matrices, maquinaria, herramientas, armamento, blindajes, industria del automóvil, piezas estampadas, tornillería, bastones de esquí, accesorios ortopédicos, cañas de pesca, arcos y flechas, raquetas de tenis, remaches, aplicaciones nucleares [29].

Tabla 9 Propiedades del aluminio 7075-T6

Nombre	Valor	Unidades
Módulo elástico	72	GPa
Coefficiente de Poisson	0,33	
Módulo cortante	331	Mpa
Densidad de masa	2,8	g/cm <sup>3</sup>
Límite de tracción	520	MPa
Límite elástico	360	N/mm <sup>2</sup>
Coefficiente de expansión térmica	20-250	Kelvin
Conductividad térmica	20	W/m K

Fuente 25: SolidWorks

### - Plantilla

#### ➤ Fibra de carbono tipo / thornel mat VMA

Tabla 10 Fibra de carbono tipo/ thornel mat VMA

Nombre	Valor	Unidades
Módulo elástico	170	GPa
Coefficiente de Poisson	0,25	
Densidad de masa	2000	kg/m <sup>3</sup>
Límite de tracción	1400	MPa
Coefficiente de expansión térmica	256	kelvin
Conductividad térmica	0,410	W/m-K

Fuente 26: SolidWorks

## III DESARROLLO Y RESULTADOS

### 3.1 Grados de Libertad

La libertad de movimiento que tiene un sistema mecánico (M) se puede determinar mediante los grados de libertad (GDL). Generalmente es complejo ver el movimiento de las piezas de una máquina en un sistema ensamblado. Para poder analizar el movimiento de una manera más fácil se suele separar los elementos de una manera esquemática, de

manera que solamente se visualice las dimensiones que tienen que ver con el movimiento. Dichos diagramas son conocidos como diagramas cinemáticos. Seguidamente se muestra la ecuación de Gruebler [30].

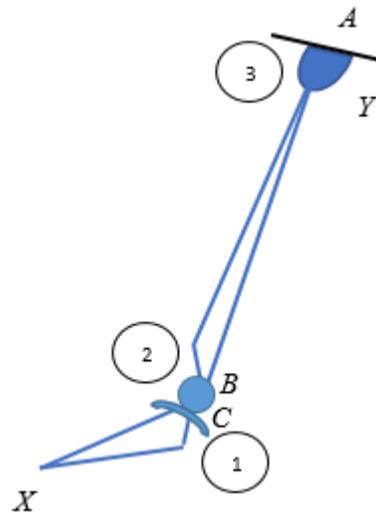


Figura 20: Diagrama cinemático de la prótesis

Fuente 27: Elaboración Propia

$$M = 3(n - 1) - 2j_p - j_h \quad (1)$$

Dónde M representa los grados de libertad, n número total de eslabones,  $j_p$  número total de uniones principales (uniones de pernos o de correderas) y  $j_h$  Número total de uniones de orden superior (uniones de levas o engranes).

Reemplazando en la ecuación(1)

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

### 3.2 Centro de gravedad

El centro de masa es uno de los puntos sustanciales a tener en cuenta, dicho de una forma general es el punto que se encuentra en el centro de gravedad del cuerpo analizado. En cuerpos simétricos masa y forma, su centro de gravedad está ubicado en el centro geométrico de la figura, pero en elementos asimétricos su centro de gravedad estará ubicado a una distancia menor al lado más voluminoso, lo mismo ocurre en prótesis.

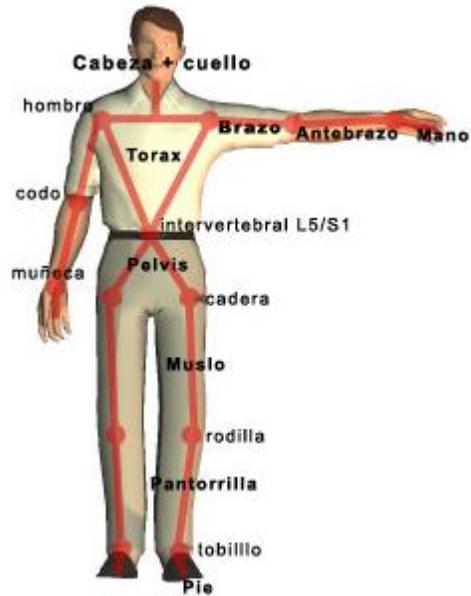


Figura 21: Segmentos del modelo humano

Fuente 28: [31]

#### - Centro de gravedad (Damster y clausler)

Tabla 11 Porcentajes de segmentos corporales según Damster y Clauser.

Segmento	% Masa
Cuerpo	100, 00%
Cabeza	6, 20%
Cuello	2, 20%
Tórax	21, 90%
Abdomen	14, 70%
Pelvis	13, 40%
Brazo	2, 80%
Antebrazo	1, 70%
Mano	0, 60%
Muslo	10, 00%
Pierna	4, 30%
Pie	1, 40%

Fuente 29: [31]

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

El centro de masa está representado por  $c.m$ ,  $m_{ierna}$  es la masa de la pierna,  $l_{pierna}$ : longitud de la pierna en el plano sagital,  $m_{pie}$ : masa del pie,  $l_{pie}$ : longitud del pie en el plano sagital.

Un niño de 6 años tiene una masa de 20,5 kg y las medidas tanto del pie y pierna son 6,2 cm y 25,7 cm respectivamente [32]. Reemplazando en la fórmula se tiene.

$$c.m = \frac{0,9 \text{ kg}(6,2 \text{ cm} + 0,561 * 25,7) + 0,571 * 6,2 * 0,287 \text{ kg}}{0,287 + 0,9} = 16,5 \text{ cm}$$

Para este ejemplo el centro de masa se encuentra a 16,5 cm, tomando como referencia la planta del pie.

### 3.3 Selección del material del sistema protésico

#### - Pílon y adaptadores

Entre los materiales más usados en prótesis destacan el aluminio 7075, titanio de grado 5 y el AISI 304. Se elige el aluminio 7075-T6 por ser un material que se ajusta a los requerimientos del diseño.

Tabla 12: Selección del material del Pílon

Evaluación: Selección del material										
P: Puntaje										
1=Importante 2 = Significativamente importante 3 = Excesivamente importante										
Pc: Ponderación de criterio										
Variantes a evaluar			AISI 304		Titanio grado 5		Aluminio 7075-T6		Material ideal	
Nº	Criterio de Evaluación	Pc	P	Pc	P	Pc	P	Pc	P	Pc
1	Densidad	0,18	2	0,36	4	0,72	5	0,9	5	0,9
2	Esfuerzo a fluencia	0,18	3	0,54	4	0,72	4	0,72	5	0,9
3	Fabricabilidad	0,14	3	0,42	3	0,42	4	0,56	5	0,7
4	Resistencia a la corrosión	0,19	4	0,76	4	0,76	4	0,76	5	0,95
5	Costo del material	0,15	3	0,45	2	0,45	5	0,75	5	0,75
6	Disponibilidad en el mercado	0,18	3	0,54	2	0,36	3	0,54	5	0,9
	Puntaje	1	18	3,07	19	3,43	25	4,23	30	5
	Orden de selección		3		2		1			

Fuente 30: Elaboración Propia

#### - Material de la Goma

El material candidato debe presentar alta resistencia a la compresión, al desgarrar, a la tracción, a la abrasión y resistencia al agrietamiento por temperatura. Los cauchos se destacan por tener estas características.

Tabla 13: Selección del material de la goma

Evaluación: Selección del material										
P: Puntaje										
1=Importante 2 = Significativamente importante 3 = Excesivamente importante										
Pc: Ponderación de criterio										
Variantes a evaluar			Caucho natural		Butyl		Etileno propileno		Material ideal	
N°	Criterio de Evaluación	Pc	P	Pc	P	Pc	P	Pc	P	Pc
1	Densidad	0,18	4	0,72	4	0,72	4	0,72	5	0,9
2	Esfuerzo a fluencia	0,18	2	0,36	2	0,36	4	0,72	5	0,9
3	Fabricabilidad	0,14	4	0,56	4	0,56	4	0,72	5	0,7
4	Resistente al agrietamiento	0,19	3	0,57	3	0,57	4	0,76	5	0,95
5	Costo del material	0,15	4	0,60	4	0,45	4	0,60	5	0,75
6	Resistente al desgarro	0,18	4	0,72	2	0,36	4	0,36	5	0,9
	Puntaje	1	21	3,53	19	3,17	24	3,88	30	5
	Orden de selección		2		3		1			

Fuente 31: Elaboración Propia

### - Material del pie

Tabla 14: Selección del material del pie

Evaluación: Selección del material										
P: Puntaje										
1=Importante 2 = Significativamente importante 3 = Excesivamente importante										
Pc: Ponderación de criterio										
Variantes a evaluar			Fibra de carbono		Fibra de Vidrio		Goma espuma		Material ideal	
N°	Criterio de Evaluación	Pc	P	Pc	P	Pc	P	Pc	P	Pc
1	Densidad	0,21	5	1,01	2	0,42	5	1,01	5	1,05
2	Resistencia	0,26	5	1,3	4	1,04	1	0,26	5	1,3
3	Fabricabilidad	0,17	4	0,68	4	0,68	4	0,68	5	0,85
4	Flexibilidad	0,26	5	1,3	4	1,04	5	1,3	5	1,3
5	Costo del material	0,11	3	0,22	5	0,55	4	0,44	5	0,55
	Puntaje	1	22	4,51	18	3,73	19	3,69	30	5
	Orden de selección		1		3		2			

### 3.4 Centro de masa de la prótesis diseñada

Para establecer una relación directa de la pierna real y la prótesis diseñada se obtiene el centro de masa según las dimensiones del diseño. El centro de masa calculado utilizando las masas y dimensiones del diseño propuesto, está muy relacionado al miembro inferior real.

Tabla 15: Centro de masa de la Prótesis con los materiales elegidos

Masa pierna (kg)	0, 87
Longitud de la pierna (cm)	25, 7
Masa del pie (kg)	0, 287
Longitud del pie (cm)	4, 7
cm	16, 6611

Fuente 32 Elaboración Propia.

### 3.5 Identificación de las medidas antropométricas

La antropometría es la ciencia del estudio de la medición del cuerpo humano en cuanto a las medidas de los huesos, muslos y adiposo(grasa) del tejido. El término antropometría deriva de la palabra griega antropo, que quiere decir ser humano y metron, que quiere decir medida [33].

La estatura teniendo en cuenta los percentiles y datos promedios de las medidas en la tabla 16. Se puede visualizar que las personas del sexo femenino pueden alcanzar más estatura en las edades de 6, 7 y 9 años en paralelo a hombres de igual edad [34].

Tabla 16: Valor promedio(X), desviación estándar(DE) y según percentiles de la estatura(m).

Edad	P5 <sup>0</sup>	P10 <sup>0</sup>	P25 <sup>0</sup>	P50 <sup>0</sup>	P75 <sup>0</sup>	P90 <sup>0</sup>	P95 <sup>0</sup>	X	DE	P
Niños (n=394)										
6	1,07	1,08	1,11	1,14	1,16	1,23	1,26	1,14 <sup>0</sup>	0,05	NS
7	1,09	1,12	1,13	1,17	1,2	1,24	1,26	1,18 <sup>0</sup>	0,05	0,05
8	1,13	1,20	1,22	1,24	1,28	1,32	1,33	1,25 <sup>0</sup>	0,05	0,05
9	1,19	1,23	1,24	1,27	1,31	1,34	1,34	1,28 <sup>0</sup>	0,04	0,05
10	1,24	1,27	1,32	1,36	1,41	1,45	1,46	1,36 <sup>0</sup>	0,07	0,05
11	1,31	1,35	1,40	1,41	1,47	1,50	1,51	1,43 <sup>0</sup>	0,06	0,05
Niñas (n=401)										
6	1,09	1,12	1,15	1,20	1,22	1,26	1,26	1,19 <sup>0</sup>	0,05	0,05
7	1,15	1,18	1,19	1,22	1,27	1,27	1,3	1,23 <sup>0</sup>	0,04	0,05
8	1,15	1,18	1,21	1,25	1,31	1,33	1,39	1,26 <sup>0</sup>	0,06	0,05
9	1,17	1,24	1,27	1,34	1,37	1,38	1,39	1,32 <sup>0</sup>	0,06	NS
10	1,30	1,32	1,38	1,39	1,46	1,47	1,49	1,40 <sup>0</sup>	0,06	0,05
11	1,33	1,39	1,40	1,43	1,48	1,50	1,54	1,44 <sup>0</sup>	0,05	0,05

Fuente 33: [34]

Tabla 17: Valorización nutricional antropométrica para niños de sexo masculino de 6 a 10 años.

INDICE DE MASA CORPORAL PARA EDAD						
ED AD( años )	IMC=Peso(kg)/Talla(m)/Talla(m)					
	Delgadez		NORMAL			Obesidad
	-P5	≥ P5	≥ P10	< P85	≥ P85	≥ P95
6		13,7	14	16,9	17	18,4
7		13,7	14	17,3	17,4	19,1
8		13,7	14,1	17,8	17,9	20
9		13,9	14,3	18,5	18,6	21
10		14,2	14,6	19,2	19,3	22,1

Fuente 34: [35]

Para definir las dimensiones del dispositivo a diseñar, es de vital importancia hacer mediciones tanto de la pierna sana como del miembro residual, donde el principal objetivo es obtener relaciones directas entre el sistema protésico y las dimensiones geométricas de la extremidad amputada.

Se debe recordar que estamos frente a niños que están en pleno desarrollo, por ello las dimensiones se han obtenido para cada edad. Al estar frente a un diseño para utilizarla de varias edades, se va tomar en consideración los percentiles, decir diseñar una prótesis con los valores máximos.

En este apartado se seleccionarán las dimensiones antropométricas que se debe tener en cuenta para el dimensionamiento del elemento protésico, para posteriormente sea plasmado en un modelo CAD. La prótesis está dirigida a personas del sexo masculino que oscilan entre 6 y 10 años de edad. Es para todos los niveles de amputación transtibial, ya que consta de un sistema de graduación de altura. Para obtener las medidas requeridas para el diseño se emplearon dos libros como fuente: “Dimensiones Antropométricas de la población Latinoamericana” [32] y “Las medidas del hombre y de la mujer” [36].

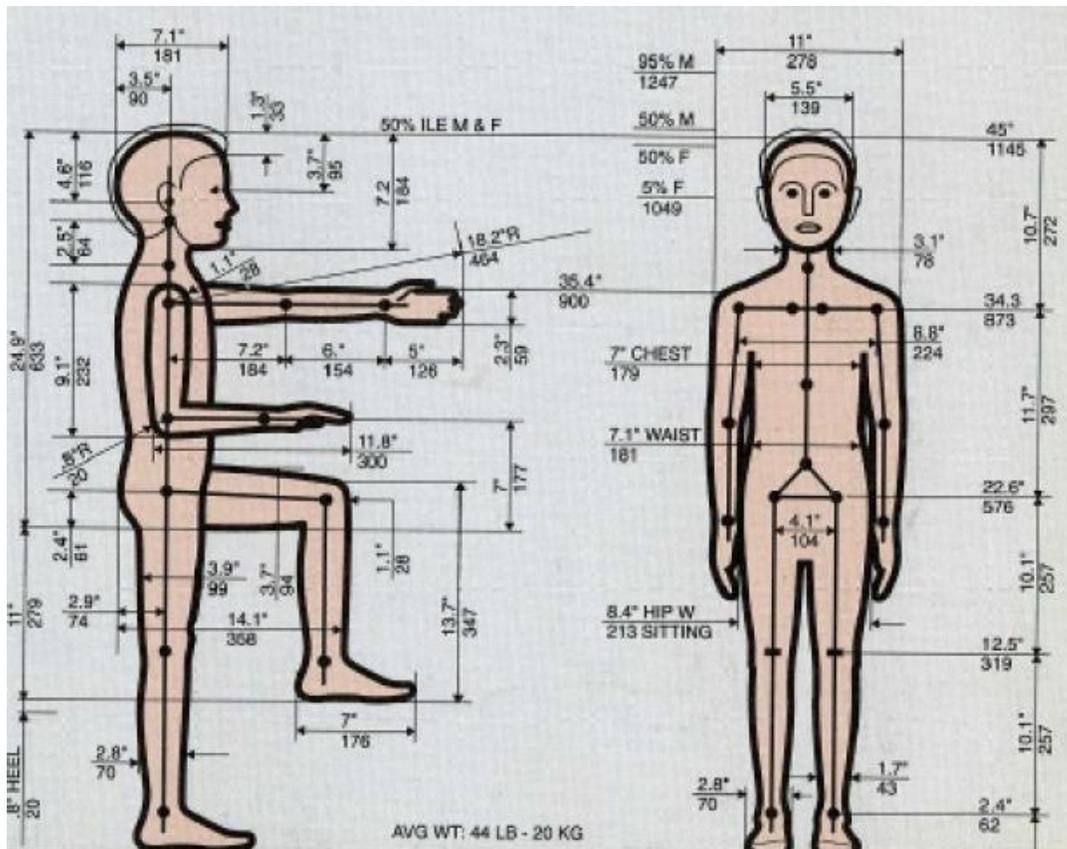


Figura 22: Medidas antropométricas para un niño de 6 años.

Fuente 35. [36]

Hay dos formas de obtener las medidas del cuerpo, esto según los fines para lo que se requieran. Antropometría estática es la obtención de medidas del cuerpo en posición fija y determinada. Por otra parte, la antropometría dinámica está asociada a las medidas tomadas en movimiento asociada a actividades [37].

Para este estudio se tomarán medidas obtenidas mediante antropometría estática, y normalizadas de pie y sentado.

En este conjunto de datos, los valores más posibles son los que están más adyacentes a la media y a medida que nos alejamos de dicho valor, las posibilidades van disminuyendo.

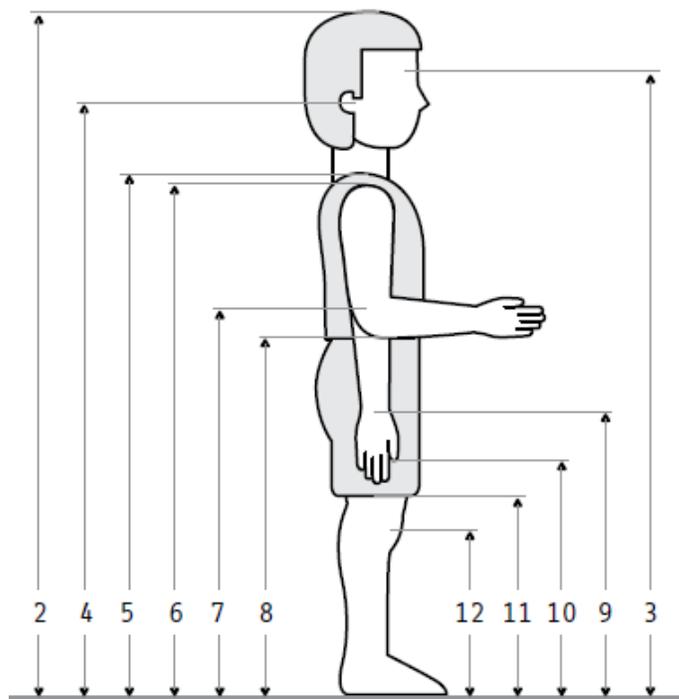


Figura 23: En posición de pie escolares sexo masculino 6 a 8 años

Tabla 18: Medidas antropométricas en posición de pie

Dimensiones	6 años (n=384)					7 años (n=405)					8 años (n=375)					
	$\hat{x}$	D.E.	Percentiles			$\hat{x}$	D.E.	Percentiles			$\hat{x}$	D.E.	Percentiles			
			5	50	95			5	50	95			5	50	95	
2	Estatura	117	54	108	117	126	122	57	113	1225	132	127	46	118	127	1373
		5		6	5	4	8		4		2	9		5	4	
3	Altura al ojo	106	54	978	106	115	112	55	102	1118	121	117	57	107	116	1265
		7			7	6	0		9		1	1		7	4	
4	Altura al oído	104	53	961	104	113	109	55	100	1096	118	115	57	105	114	1244
		8			6	5	8		7		9	0		6	7	
5	Altura vertiente humeral	940	48	861	939	101	990	51	906	986	107	103	52	951	103	1123
						9					4	7			4	
6	Altura hombro	912	78	833	911	991	963	79	882	960	104	100	52	922	100	1094
											4	8		5		
7	Altura codo	713	38	649	711	776	749	40	689	746	815	785	42	716	780	854
8	Altura codo flexionado	689	42	620	690	758	725	38	662	724	788	760	72	691	755	829
9	Altura muñeca	546	34	490	545	602	575	34	519	574	631	604	36	545	604	663
10	Altura nudillo	488	32	435	487	541	512	32	459	511	536	536	35	878	515	594
11	Altura dedo medio	415	30	366	413	454	439	29	391	436	487	460	31	402	406	511
12	Altura rodilla	320	22	284	320	356	335	22	299	333	371	354	23	315	354	392

Fuente 36: [32]

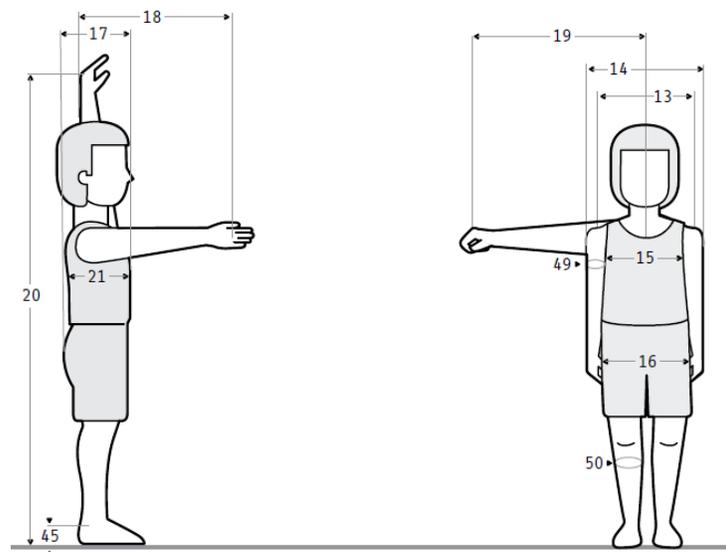


Figura 24: En posición de pie escolares sexo masculino 6 a 8 años

Tabla 19: Altura del tobillo en posición de pie

Dimensiones	6 años (n=384)					7 años (n=405)					8 años (n=375)					
	$\hat{x}$	D.E.	Percentiles			$\hat{x}$	D.E.	Percentiles			$\hat{x}$	D.E.	Percentiles			
13	Diámetro máx. Bideltoideo	297	25	256	295	339	308	26	265	305	351	324	29	276	319	372
14	Anchura máx. del cuerpo	324	28	278	321	370	338	30	288	335	388	351	33	297	349	406
15	Diámetro transversal tórax	210	20	177	207	243	216	20	183	213	249	223	20	190	221	256
16	Diámetro bitrocantérico	206	25	163	210	247	217	24	173	218	257	226	28	180	225	272
17	Profundidad máx. cuerpo	192	24	152	189	232	198	24	158	195	238	207	27	164	204	251
18	Alcance brazo frontal	443	34	387	442	499	471	36	412	468	530	500	40	434	494	566
19	Alcance brazo lateral	513	30	463	512	562	537	32	484	535	590	564	33	509	562	618
20	Alcance máx. vertical	139	74	127	139	152	147	102	130	146	163	155	94	140	155	618
		8		6	5	0	1		3	5	9	8		3	3	
21	Profundidad tórax	147	12	127	146	167	152	14	129	150	175	157	14	134	155	180
														3		
45	Altura tobillo	57	6	47	58	67	58	7	46	57	69	59	7	47	59	71
49	Perímetro brazo	177	21	142	58	212	183	21	148	180	218	194	26	151	190	237
50	Perímetro pantorrilla	236	22	200	235	272	247	24	207	242	287	259	27	214	255	303

Fuente 37: [32]

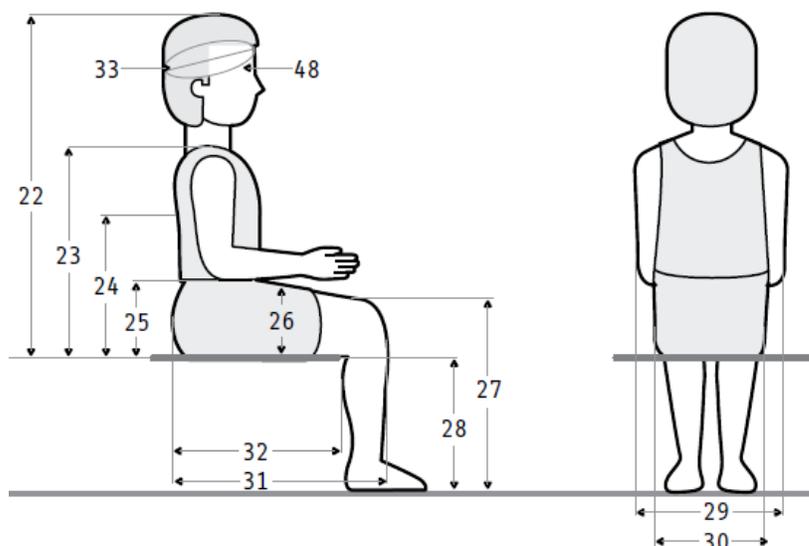


Figura 25: En posición sentado escolares sexo masculino 6 a 8 años

Tabla 20: Altura de la rodilla en posición sentado

Dimensiones	6 años (n=384)					7 años (n=405)					8 años (n=375)					
	$\hat{x}$	D.E.	Percentiles			$\hat{x}$	D.E.	Percentiles			$\hat{x}$	D.E.	Percentiles			
22	Altura normal sentado	633	30	584	634	682	654	29	606	655	702	676	31	625	675	727
23	Altura hombro sentado	385	26	342	385	428	403	26	360	403	446	421	27	376	420	466
24	Altura omoplato	304	22	268	304	340	316	25	275	315	357	325	25	284	324	366
25	Altura codo sentado	161	23	123	162	199	164	23	124	163	202	169	27	126	167	214
26	Altura máx. muslo	97	13	76	96	118	102	14	79	100	125	108	14	85	107	131
27	Altura rodilla sentado	350	22	314	351	386	370	25	329	368	412	389	25	348	389	431
28	Altura poplítea	296	18	266	297	326	312	20	279	312	345	328	19	297	326	360
29	Anchura codos	333	37	272	332	394	348	41	281	348	416	363	40	297	356	429
30	Anchura cadera sentado	238	24	198	235	278	248	29	201	244	296	262	32	209	256	315
31	Longitud nalga-rodilla	384	26	341	382	427	409	26	366	406	452	429	27	385	427	474
32	Longitud nalga-poplíteo	314	24	274	314	354	335	24	295	333	375	352	25	311	350	394
33	Diámetro a-p cabeza	175	8	162	176	188	177	7	165	177	188	178	7	166	179	189
48	Perímetro cabeza	514	18	484	515	544	518	15	493	520	543	522	16	496	520	548

Fuente 38: [9]

Para el caso del segmento del pie cuenta con un adaptador estándar para adaptarse a diferentes tallas, por lo que no es necesario que el pie sea graduable. Para el presente diseño la prótesis cuenta con un pie elaborado utilizando las medidas de un niño de 6 años.

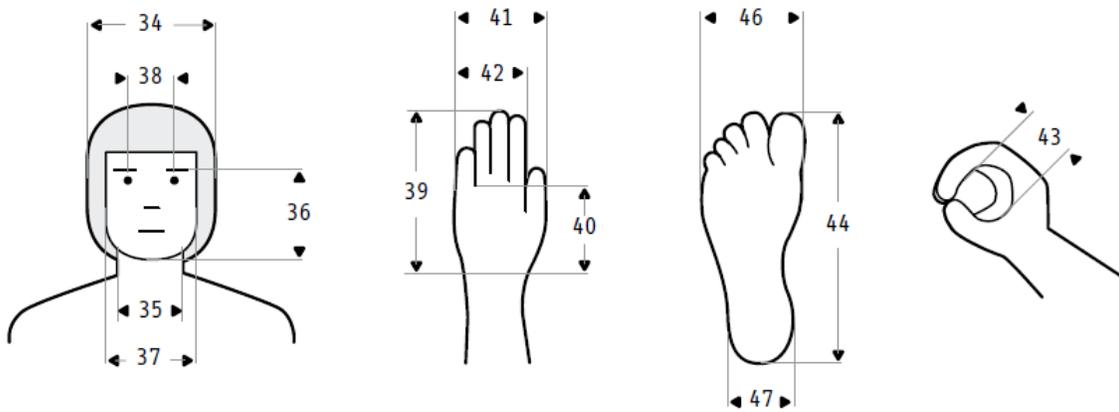


Figura 26: Cabeza, pie, mano escolares sexo masculino 6 a 8 años

Tabla 21: Dimensiones del pie de niños de 6-8 años

Dimensiones	6 años (n=384)						7 años (n=405)						8 años (n=375)					
	Percentiles																	
	$\hat{x}$	D.E.	5	50	95	$\hat{x}$	D.E.	5	50	95	$\hat{x}$	D.E.	5	50	95			
34	Anchura cabeza	145	6	135	145	155	146	7	134	146	157	146	6	136	147	160		
35	Anchura cuello	85	7	73	85	96	88	7	76	88	99	91	8	78	91	160		
36	Altura cara	108	8	95	108	121	111	8	98	110	124	112	7	101	112	126		
37	Anchura cara	116	8	103	116	129	117	8	104	117	130	120	8	107	120	133		
38	Diámetro interpupilar	47	6	37	47	57	48	6	38	49	58	50	5	42	50	58		
39	Longitud de la mano	130	8	117	130	143	135	7	124	135	146	141	9	126	141	156		
40	Longitud palma mano	73	5	64	74	81	77	5	69	76	85	80	5	72	80	88		
41	Anchura de la mano	72	5	64	72	80	75	5	67	75	83	79	6	69	78	89		
42	Anchura palma mano	60	4	53	60	67	62	4	55	62	69	64	4	57	64	71		
43	Diámetro empuñadura	26	2	23	27	29	28	3	23	28	33	29	2	25	29	32		
44	Longitud del pie	185	11	167	185	203	193	11	175	194	211	203	13	181	201	224		
46	Anchura del pie	74	5	66	74	82	76	5	68	76	84	79	6	69	79	89		
47	Anchura talón	52	6	42	52	62	54	5	46	55	62	56	5	48	55	64		

Fuente 39: [32]

El término percentil es muy utilizado ya que permite abreviar cuando hacemos referencia a un porcentaje de individuos que se va tener en cuenta para el diseño. El percentil 5, 50 y 95 hace referencia al porcentaje de población con tales características. Percentil 5, se

refiere a un 5% de la población, mientras que percentil 95, quiere decir un 95% de la población. [37].

Se tomaron las medidas que están entre el percentil 5 y 95, lo que permite que la prótesis pueda proyectarse para la mayoría de personas, es decir el pilón se gradúa de 165 mm a 323 mm, obteniendo un rango de trabajo de 158 mm [32]. Se trabajaron con estas medidas ya que la medida estándar para una amputación consiste en dejar de 20% a 50% de la tibia para lograr un encaje adecuado. Así mismo, la prótesis está diseñada para personas cuyo peso está de 22 a 32 kg.

### 3.6 Selección de las medidas antropométricas a utilizar

Para elaborar el modelo CAD, es necesario tener en cuenta las dimensiones que son necesarias. Para ello se elaborará una tabla donde se enumeran las dimensiones que posteriormente se plasmarán en el modelamiento.

Las medidas corporales del sexo masculino son mayores que las del sexo femenino del mismo grupo, la diferencia puede ser hasta de un 20% [37].

Tabla 22: Selección de medidas antropométricas en niños

Nº	Dimensión	Unidad	Edad				
			6 años	7 años	8 años	9 años	10 años
1	Estatura	mm	1175	1225	1274	1335	1377
2	Altura rodilla	mm	320	333	354	374	411
3	Altura tobillo	mm	47	57	59	61	65
4	Altura rodilla sentado	mm	351	368	389	412	450
5	Longitud del pie	mm	185	192	201	211	228
6	Anchura del pie	mm	74	76	79	81	87

Fuente 40: Elaboración propia

#### - Alturas antropométricas

Las alturas A1 Y A2 define la distancia desde la base del pie hasta el encaje del miembro residual con el socket, se tomó como como referencia el tipo de amputación 1/3 superior de la tibia(T1). Figura 27 (A).

Para A3 se tuvo en cuenta la distancia desde la base del pie hasta la base inferior de la tibia, la cual resulta muy útil para el modelamiento del elemento protésico. Figura 27 (D).

#### - Longitudes antropométricas

Esta medida (L1) se toma desde el extremo del dedo pulgar hasta la parte inferior del talón a esta variable se denomina largura de la planta del pie. Figura 27 (B).

Finalmente, L2 viene hacer la anchura del pie y L3 es la anchura del talón. Para este trabajo sólo fue considerada la anchura mayor en este caso L2. Figura 23 (C).

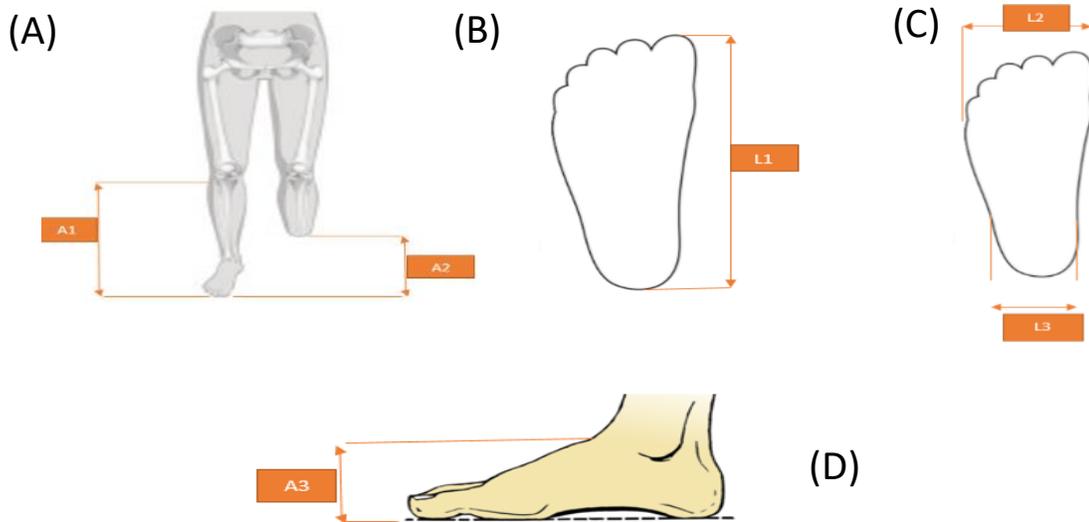


Figura 27: Alturas y longitudes antropométricas

Fuente 41: Elaboración propia

#### - Alineación del pie protésico

El pie, según Lely 2016, es un elemento mecánico integrante del miembro inferior de inferior de una persona, ejecuta un trabajo tanto dinámico como estático, permite el apoyo para que una persona permanezca en posición erguido y aporta una función muy importante en el desarrollo de diversas actividades de una manera natural [38].

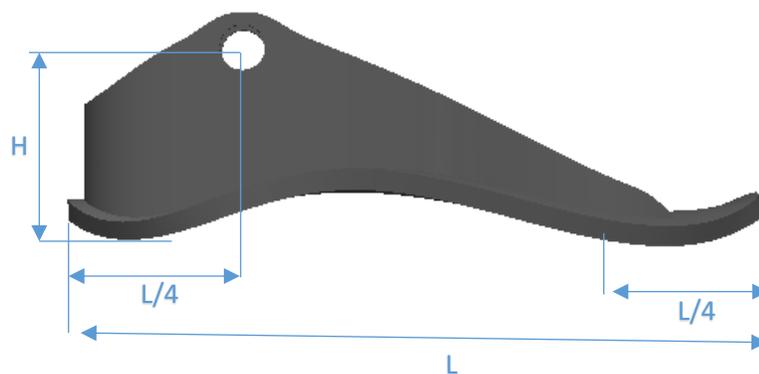


Figura 28: Alineación del pie

Fuente 42: [39]

Para determinar la alineación del pie protésico se utilizó la norma ISO 22675. La norma menciona que el eje longitudinal del pie debe cruzar dos puntos conocidos, el punto

ubicado en el centro de la parte más ancha del pie y el segundo en el centro de la región del tobillo, el cual se ubica a un veinticinco por ciento del pie midiendo desde el lado posterior. Si en caso fuera necesario realizar una prueba la línea central sería el eje neutro [39]. Figura 29.

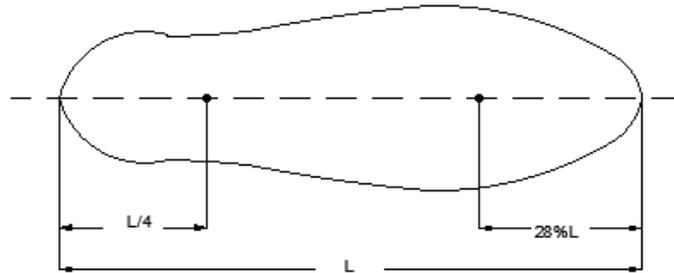


Figura 29: Eje neutro según norma ISO 22675.

Fuente 43: [39]

### 3.7 Proceso de diseño del dispositivo

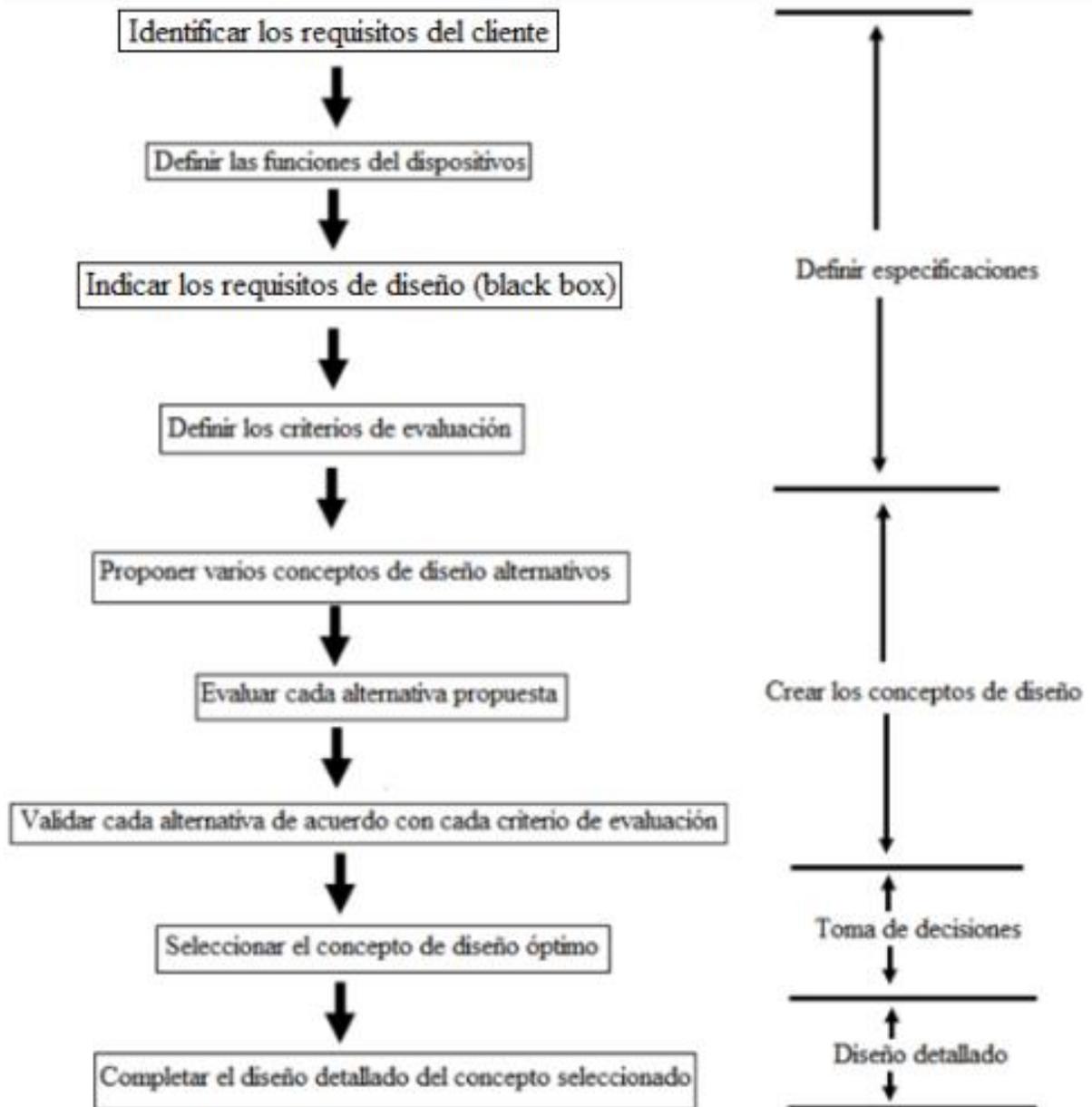


Figura 30. Pasos en el proceso de diseño

Fuente 44: [13]

## Requerimientos del cliente

Tabla 23: Requerimientos del cliente

EXIGENCIA/DESEOS	DEFINICIÓN
E	<b>FUNCIÓN PRINCIPAL</b> La prótesis es graduable
E	<b>GENERAR ENERGÍA</b> Caminar con el menor esfuerzo posible.
D	<b>PESO</b> Que tenga un peso no mayor a 540 g
E	<b>VELOCIDAD Y ÁNGULOS</b> <b>Marcha:</b> Velocidad promedio 2 m/s Ángulos Articulaciones: dorsiflexión: 7 <sup>0</sup> , 25 <sup>0</sup> flexión plantar: 20 <sup>0</sup>
E	<b>CARGA A SOPORTAR</b> La carga máxima a soportar 950 N
D	<b>ENSAMBLAJE</b> 30 minutos
D	<b>PROCESOS</b> 4 procesos de manufactura
D	<b>CANTIDAD DE ELEMENTOS</b> 6 piezas
E	<b>DISEÑO SEGURO</b> Se basa en norma: ISO 22675
E	<b>CONDICIONES CLIMÁTICAS</b> Temperatura -10C <sup>0</sup> a 60 <sup>0</sup>
E	<b>GRADOS DE LIBERTAD</b> 2 grados de libertad(consta de 3 eslabones)
E	<b>ERGONOMÍA</b> Normas: ISO 6385 ISO 12100

## - Requisitos del diseño

### Caja Negra



*Figura 31: Caja negra*

*Fuente 46: Elaboración Propia*

## - Funciones del sistema protésico

Es necesario que el dispositivo protésico cumpla con las siguientes funciones para su correcto funcionamiento.

### a. Ensamblar

Proceso que consiste en unir los elementos y asegurar los mismos.

### b. Graduar

Medio por el cual se realiza el ajuste de altura para una altura deseada.

### c. Soportar

Distribución de fuerzas, es decir, transferir fuerzas al tobillo y afirmar pie y tobillo.

### d. Equilibrar

Sostener y repartir las fuerzas.

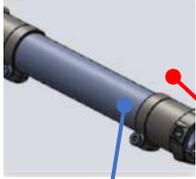
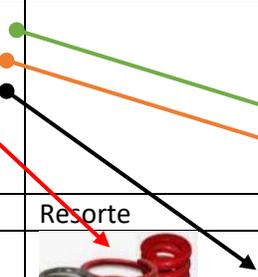
### e. Amortiguar

Mitigar el impacto en las extremidades de la persona.

- **Matriz morfológica**

Tabla 24: Matriz Morfológica

Función	Medio 1	Medio 2	Medio 3	Medio 4
Graduar la altura	Tipo pasador con pin	Perno de altura ajustable y perno prisionero	Perno prisionero	
				
Almacenar Energía para tobillo	Resortes	Fibra de carbono	Resorte de torsión	Espuma de poliuretano
				
conectar	Adaptador hembra	Adaptador pirámide	Adaptador hembra roscado	Adaptador doble hembra
				

Soportar carga en el segmento tibial				
Amortiguar	Goma 	Resorte 	Espuma de poliuretano 	Amortecedor 

Línea	Concepto de solución
	1
	2
	3
	4

### - **Sistema de solución 1**

Esta prótesis utiliza un adaptador tipo hembra, que cumple la función de unir el pilón con el socket. Así mismo, para conectar el pie protésico emplea una rosca de 1,5 mm. Para la regulación se utilizan dos tubos roscados huecos, el tubo exterior, el tubo exterior consta de un adaptador tipo hembra, el cual tiene una abrazadera para dar mayor seguridad. Esta prótesis se caracteriza por tener un resorte de polímero elástico en el contacto del pie y pilón. Una adecuada ubicación del mismo, garantiza el almacenamiento de energía mecánica para simular la dorsiflexión y flexión plantar.

Además, es un pie de un nivel de actividad medio, suave y continuo en el ciclo de la marcha. Está fabricado de aluminio 7075-T6 y fibra de carbono. Los pacientes con un nivel de actividad medio aprovecharán su durabilidad y los menos activos aprovecharán su peso liviano.

### - **Sistema de solución 2**

Esta prótesis utiliza un adaptador tipo hembra, que cumple la función de unir el pilón con el socket. Así mismo, para conectar el pie protésico emplea una rosca de 1,5 mm. Para la regulación se utilizan dos tubos roscados huecos, el tubo exterior consta de un adaptador tipo hembra, el cual utiliza pernos prisioneros para ajustar la altura. Esta prótesis se caracteriza por tener un pie de fibra de carbono. Una adecuada ubicación de la misma, garantiza el almacenamiento de energía mecánica para simular la dorsiflexión y flexión plantar.

Además, es un pie de un nivel de actividad alto, medio, suave y continuo en el ciclo de la marcha. Cumple con los requisitos de simple, robusta y ligera.

### - **Sistema de solución 3**

Esta prótesis utiliza un adaptador tipo hembra, que cumple la función de unir el pilón con el socket. Así mismo, para conectar el pie protésico emplea una rosca de 1,5 mm. Para la regulación se utilizan dos tubos roscados huecos, el tubo exterior consta de un adaptador tipo hembra, el cual utiliza pernos prisioneros para ajustar la altura y el interior es un tubo muleteado. Esta prótesis se caracteriza por tener dos resortes de polímero elástico. Una

adecuada ubicación de los mismos, garantiza el almacenamiento de energía mecánica para simular la dorsiflexión y flexión plantar.

Además, es un pie de un nivel de actividad medio, suave y continuo en el ciclo de la marcha. Está fabricado de aluminio 7075 T6. Los pacientes con un nivel de actividad medio aprovecharán su durabilidad y los menos activos aprovecharán su peso liviano.

#### - **Sistema de solución 4**

Esta prótesis utiliza un adaptador muy corto tipo hembra, que cumple la función de unir el pilón con el socket. Así mismo, para conectar el pie protésico emplea un adaptador tipo pirámide invertida. Para la regulación se utilizan dos tubos roscados huecos, el tubo exterior consta de un adaptador tipo hembra, el cual tiene una abrazadera para dar mayor seguridad. Esta prótesis se caracteriza por tener un pie de espuma de poliuretano. Lo que garantiza un desplazamiento suave.

Además, es un pie de un nivel de actividad medio, suave y continuo en el ciclo de la marcha. Está fabricado de aluminio 7075 T6 y espuma de poliuretano. Los pacientes con un nivel de actividad medio aprovecharán su durabilidad y los menos activos aprovecharán su peso liviano.

#### - **Sistema de solución 5**

Esta prótesis utiliza un adaptador tipo hembra, que cumple la función de unir el pilón con el socket. Así mismo, para conectar el pie protésico emplea un adaptador piramidal macho. Para la regulación se utilizan dos tubos huecos, el tubo exterior consta de un adaptador tipo hembra, el cual utiliza pernos prisioneros para ajustar la altura. Esta prótesis se caracteriza por tener dos resortes a compresión y torsión. Una adecuada ubicación de los mismos, garantiza el almacenamiento de energía mecánica para simular la dorsiflexión y flexión plantar.

Es un pie de un nivel de actividad medio, suave y continuo en el ciclo de la marcha. Está fabricado de fibra de vidrio. Los pacientes con un nivel de actividad medio aprovecharán su durabilidad y los menos activos aprovecharán su peso liviano.

- **Descripciones de los medios para cumplir las funciones**

Tabla 25: Variantes y ponderación de los criterios

	Variantes a evaluar	Descripción	Ponderación del criterio
1	Fácil fabricación	- Tiempo empleado para realizar la fabricación - Número de procesos	0, 25
2	Asegura la estabilidad del paciente	- Distribución uniforme de cargas.	0, 25
3	Prótesis liviana	- Peso de la prótesis	0, 10
4	Almacena energía mecánica	- Almacenar energía mecánica para un desplazamiento más suave.	0, 15
5	Es estética	- Llamativa al ojo humano	0, 15
6	Bajo costo	- Debe tener un costo razonable, accesible a la mayoría de personas.	0, 10

Fuente 47: Elaboración Propia

Tabla 26 Selección de la solución óptima

		F1	F2	F3	F4	F5	F6	SUMA DE PUNTAJE	VALOR MÁS ALTO	PORCENTAJE
	Estimación	0,25	0,25	0,1	0,15	0,15	0,1			
CS1	Valor	3	4	3	4	3	4			
	Puntaje	0,75	1	0,3	0,6	0,45	0,4	3,5	5	0,7
CS2	Valor	4	4	4	3	2	3			
	Puntaje	1	1	0,4	0,45	0,3	0,3	3,45	5	0,69
CS3	Valor	2	2	3	2	4	3			
	Puntaje	0,5	0,5	0,3	0,3	0,6	0,3	2,5	5	0,5
CS4	Valor	4	4	4	3	2	3			
	Puntaje	1	1	0,4	0,45	0,3	0,3	3,45	5	0,69
CS5	Valor	3	3	3	2	4	2			
	Puntaje	0,75	0,75	0,3	0,3	0,6	0,2	2,9	5	0,58

Fuente 48: Elaboración Propia.

### - Valor económico

Precio admisible = S/. 3500

Precio ideal =  $0,7 * \text{Precio admisible} = \text{S}/. 2450$

Valor económico = Precio ideal / costo aproximado

Tabla 27: Costo aproximado - Valor Económico

	SC1	SC2	SC3	SC4	SC5
Costo aproximado	2500	2963, 12	2580	2585, 32	2570
Valor económico	0, 98	0, 83	0, 95	0, 95	0, 95

Fuente 49: Elaboración Propia

Tabla 28: Valor técnico - Económico

	SC1	SC2	SC3	SC4	SC5
Costo aproximado	0, 7	0, 69	0, 5	0, 69	0, 58
Valor económico	0, 98	0, 83	0, 95	0, 95	0, 95

Fuente 50: Elaboración Propia

### - Selección del concepto de solución óptimo

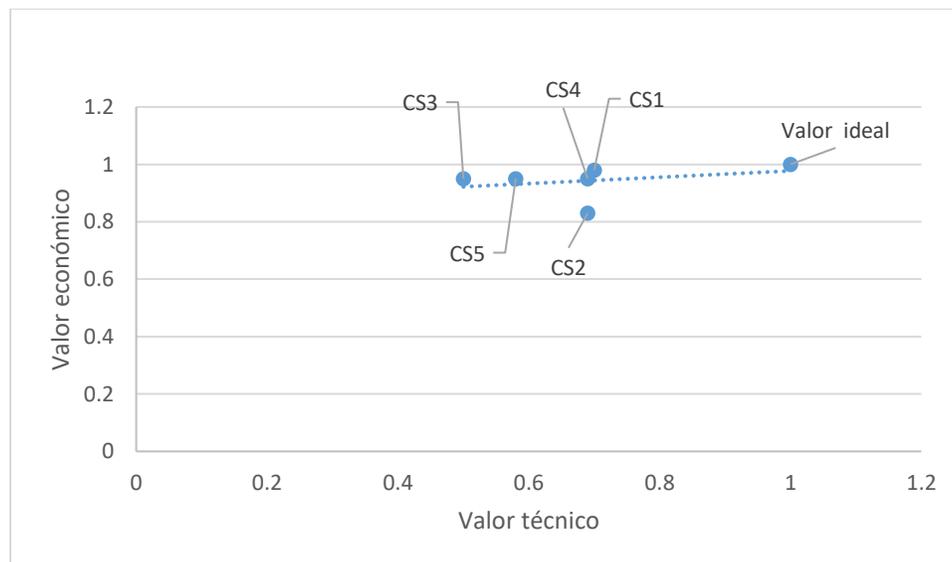


Figura 32: Concepto de solución óptimo

Fuente 51: Elaboración propia

Una vez ya establecido cada una de las alternativas para satisfacer los requerimientos del cliente y haberlo evaluado mediante un matriz de ponderación se procedió a realizar la figura

28 y la Tabla 19. A partir de esta información podemos determinar que el concepto de solución más cercano a las expectativas es el concepto de solución uno, por lo tanto, viene hacer nuestra solución óptima.

### 3.8 Cálculos Teóricos

La posición en la que se encuentra la prótesis es importante, por lo que se tomó la fase de despegue o también denominada fase de impulso, por lo que la persona en este momento genera un impulso hacia arriba. Se muestra los ángulos tobillo, rodilla y cadera. El despegue inicia en la separación del talón con el piso y finaliza cuando los dedos se apartan del mismo. Figura 10 A.

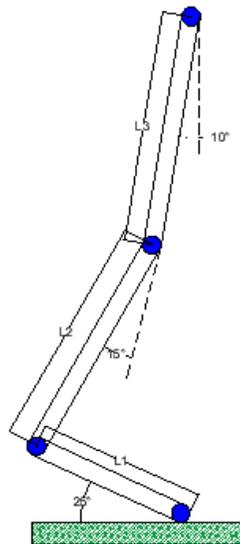


Figura 33: Despegue del pie durante la marcha.

Fuente 52: Elaboración Propia

Para determinar las cargas vertical, sagital y coronal se emplearon las fuerzas de reacción del suelo que actúan sobre el pie durante el ciclo de la marcha. Utilizando dos libros como ayuda: “Biomecánica Básica del sistema Musculoesquelético” [20] y “Dimensiones antropométricas de la población latinoamericana” de Nordin Margareta y Julius Panero. Se utilizó un torque de 3000 N mm y una fuerza vertical de 300% el peso de la persona.

Según la tabla 17, un niño de la edad de 10 años tiene un peso inferior a 32 kg. Para determinar la fuerza, se usó la segunda ley de Newton, donde la aceleración es directamente proporcional a la aceleración de la gravedad de  $9,81 \frac{m}{s^2}$ , de manera que la fuerza neta está dada por:

$$F = m * a$$

$$F = 3 * (32kg * \frac{9,81m}{s^2})$$

$$F = 950 N$$

$$T = 3000 Nmm$$

Seguidamente, se presenta el diagrama de cuerpo libre de la prótesis en una posición en la que la persona hace mayor esfuerzo o pasión crítica. Para los cálculos siguientes se tomaron en consideración la fuerza vertical y el torque tanto en el eje "X" y "Y" figura 34.

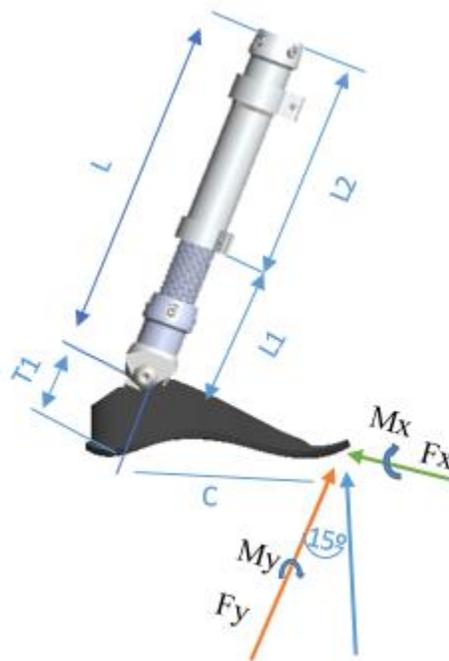


Figura 34: Diagrama de cuerpo libre

Fuente 53: Elaboración Propia

Ahora descomponemos las fuerzas y calculamos su valor.

$$F_x = F * \text{sen}(15) = 917,63 N$$

$$F_y = F * \text{cos}(15) = 245,88 N$$

Teniendo el torque, se pudo calcular los momentos en los tres ejes. Donde **C** pertenece a la distancia de **133, 65 mm** y **T1 =47, 3 mm**, **Mz** se denomina momento flector producido por **F** y gira alrededor del eje **Z**.

$$M_x = T * \text{sen}(15) = 776,45 \text{ Nmm}$$

$$M_y = F * \text{cos}(15) = 2897,77 \text{ Nmm}$$

$$M_z = F_y * T1 - F_x * C = 111011,15 \text{ Nmm}$$

Luego tomando en consideración el cambio de sección, es donde las cargas y esfuerzos provocan mayores consecuencias. Teniendo en cuenta este punto podemos notar un momento flector provocado por **Fx** y **L1=138 mm**. Este momento se expresa como **M0**. Así mismo, se añadieron los demás momentos en el eje Z y se efectuó la suma vectorial dando como resultado **MR**.

$$M_0 = F_x * L_1 = 33931,18 \text{ Nmm}$$

$$M = M_z - M_0 = 77079,97 \text{ Nmm}$$

$$M_R = \sqrt{M^2 + M_x^2} = 77083,88 \text{ Nmm}$$

Para este modelo no se tomaron en cuenta los efectos que provoca la fuerza cortante **Fx**. Procedemos a calcular los momentos y esfuerzos teniendo en cuenta el diámetro menor del pión graduable **da =22, 96 mm**. Además, determinamos el área (A), la distancia al eje neutro (c), la inercia (I) y el momento polar (J).

$$A = \frac{\pi}{4} (d_a)^2 = 414,032 \text{ mm}^2$$

$$C = \frac{d_a}{2} = 11,48 \text{ mm}$$

$$I = \frac{\pi}{64} (d_a)^4 = 13641,35 \text{ mm}^4$$

$$J = 2 * I = \frac{\pi}{32} (d_a)^4 = 27282,7 \text{ mm}^4$$

$$\sigma_{MR} = \frac{M_R * C}{I} = 64,87 \text{ Mpa}$$

$$\sigma_{FY} = \frac{F_y}{A} = 2,22 \text{ Mpa}$$

$$\tau_{MY} = \frac{M_y * d_a}{A} = 1,22 \text{ Mpa}$$

El sistema tiene dos diámetros diferentes donde encontramos concentradores de esfuerzos, los cuales se calcularon con los siguientes diámetros  $r/da=0,15$  y  $da/db=1,13$  en este caso  $r$  es el radio de filete del pión,  $da=22,96$  mm es el diámetro del pión menor y  $db=26$  mm es el diámetro del pión exterior. Con ayuda de los gráficos de factores teóricos de concentradores de esfuerzos del Anexo 14, 15 y 16. Se obtuvo  $kt=1,7$  = eje redondo a tensión,  $kts=1,3$  = eje redondo a torsión y  $kf=1,6$  = eje redondo a flexión.

$$\tau_{XY} = K_{ts} * \tau_{MY} = 1,58 \text{ Mpa}$$

$$\sigma_y = K_t * \sigma_{FY} + K_{kf} * \sigma_{MR} = 107,56 \text{ Mpa}$$

Esfuerzos principales

$$\sigma_1 = \frac{\sigma_y}{2} + \sqrt{\left(\frac{\sigma_y}{2}\right)^2 - (\tau_{XY})^2}$$

$$\sigma_2 = \frac{\sigma_y}{2} - \sqrt{\left(\frac{\sigma_y}{2}\right)^2 - (\tau_{XY})^2}$$

Utilizando el criterio de Tresca y teniendo la resistencia a la fluencia del material  $S_Y=460$  Mpa. Se procedió a determinar el factor de seguridad. Se puede notar que el factor de seguridad es satisfactorio, es un número que representa el 200% del peso de la persona.

$$S = \frac{S_Y}{\sigma_1 - \sigma_2} = 2,14$$

➤ **Determinar el factor de seguridad a fatiga, para ello utilizar el criterio de Soderberg y tener en cuenta el modelo de combinaciones de modo de carga.**

Seguidamente, se muestra como se realizó los cálculos. Se empezó por determinar los esfuerzos equivalentes alternante y medio. Se estableció los concentradores de esfuerzo a tensión ( $kf=1,7$ ), flexión ( $kfs=1,6$ ) y torsión ( $kts=1,3$ ), teniendo en cuenta que el radio de muesca es  $r=3$ ,  $q=0,81$  y utilizando las figuras 35 y 36. Seguidamente se los esfuerzos Von Mises,  $\sigma'_a$  y  $\sigma'_m$ . Por último, se calculó el límite de resistencia a la fatiga y el factor de seguridad utilizando el criterio antes mencionado. Para ello se

utilizó los factores que modifican el límite de resistencia a la fatiga. El factor de carga ( $k_c$ ), no se aplicó por lo que se utilizó para determinar el esfuerzo Von Mises.

$$k_f = 1 + q * (k_t - 1) = 1,567$$

$$k_{fs} = 1 + q * (k_{tf} - 1) = 1,48$$

$$k_{ts} = 1 + q_{cortante} * (k_{ts} - 1) = 1,1267$$

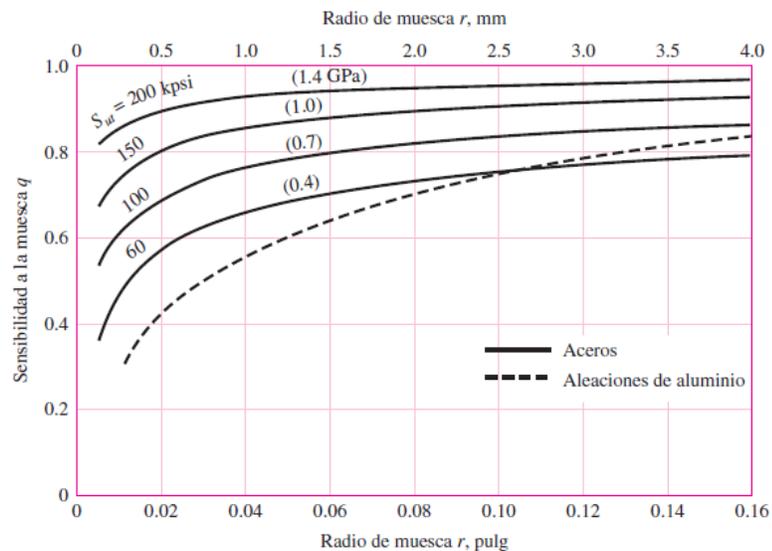


Figura 35: Sensibilidad a la muesca( $q$ ) para elementos a flexión

Fuente 54: [19]

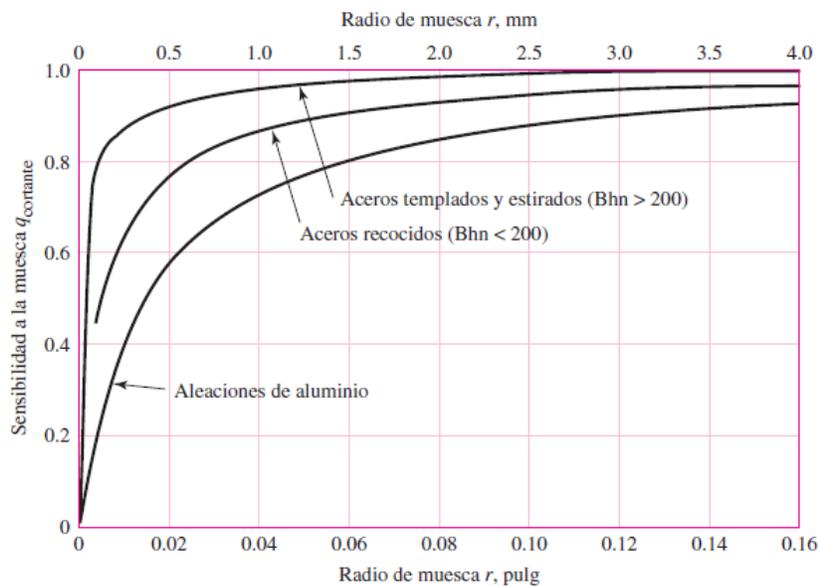


Figura 36: Sensibilidad a la muesca( $q$ ) para elementos a torsión

Fuente 55: [19]

Cálculo del esfuerzo a flexión  $(\sigma_a)_{flexión}$ , axial  $(\sigma_a)_{axial}$  y torsión  $(\tau_a)$ . Reemplazando en las fórmulas siguientes tenemos:

$$(\sigma_a)_{flexión} = \frac{\sigma_{MR}}{2} = \frac{70,087 \text{ Mpa}}{2} = 32,44 \text{ Mpa}$$

$$(\sigma_a)_{axial} = \frac{\sigma_{FY}}{2} = \frac{1,635 \text{ Mpa}}{2} = 1,12 \text{ Mpa}$$

$$\tau_a = \frac{\tau_{MY}}{2} = \frac{2,152 \text{ Mpa}}{2} = 0,61 \text{ Mpa}$$

Ya que el esfuerzo mínimo es 0, podemos afirmar que:

$$\begin{aligned}(\sigma_a)_{flexión} &= (\sigma_m)_{flexión} \\ (\sigma_a)_{axial} &= (\sigma_m)_{axial} \\ \tau_a &= \tau_m\end{aligned}$$

Remplazando en la fórmula para hallar los esfuerzos equivalentes esfuerzo,  $\sigma'_a =$  Esfuerzo alternante y  $\sigma'_m =$  Esfuerzo medio

$$\sigma'_a = \left\{ \left[ (k_f)_{flexión} (\sigma_a)_{flexión} + (k_f)_{axial} \frac{(\sigma_a)_{axial}}{0,85} \right]^2 + 3 \left[ (k_{fs})_{torsión} (\tau_a)_{torsión} \right]^2 \right\}^{1/2} = 52,62 \text{ Mpa}$$

$$\sigma'_m = \left\{ \left[ (k_f)_{flexión} (\sigma_m)_{flexión} + (k_f)_{axial} (\sigma_m)_{axial} \right]^2 + 3 \left[ (k_{fs})_{torsión} (\tau_m)_{torsión} \right]^2 \right\}^{1/2} = 52,51 \text{ Mpa}$$

### ➤ Límite de resistencia a la fatiga

Se muestra la fórmula para determinar el límite de resistencia a la fatiga. El límite de resistencia a la fatiga para materiales forjados con esfuerzo último ( $S_{ut}$ ), menores a 1400 Mpa, es  $0,5S_{ut}$  [19]. Los factores  $k_d$  y  $k_f$  se tomaron como la unidad y el factor  $k_c$  no se utilizará, puesto que con ello se ha calculado el esfuerzo Von mises.

$$S'_e = 0,5S_{ut} = 0,5(570 \text{ Mpa}) = 285 \text{ Mpa}$$

Para hallar el factor superficie se usó la tabla 31. Se asumió que el material tiene un acabado superficial, maquinado o laminado en frío.

$$k_a = a * S_{ut}^b = 0,92$$

El factor de tamaño se determinó mediante la tabla 32. Se tomó como una estructura no rotativa. Utilizando el diámetro menor tal como lo menciona la fórmula, tenemos:

$$k_b = \left(\frac{9,62}{7,62}\right)^{-0,107} = 0,975$$

El factor confiabilidad se calculó utilizando la tabla 33 y asumió una confiabilidad del 90%

$$k_e = 1 - 0,08z_a = 0,8$$

De la ecuación 8, el límite de resistencia a la fatiga modificado es:

$$S_e = 106,24 \text{ Mpa}$$

Como la fórmula de Soderberg está dada de la siguiente manera, el factor seguridad ( $n$ ) por falla de fatiga es:

$$\frac{\sigma'_a}{S_e} + \frac{\sigma'_m}{S_{ut}} = \frac{1}{n}$$

$$n = \frac{1}{\frac{\sigma'_a}{S_e} + \frac{\sigma'_m}{S_y}} = \frac{1}{\frac{52,62 \text{ Mpa}}{106,24 \text{ Mpa}} + \frac{52,51 \text{ Mpa}}{570 \text{ Mpa}}} = 1,7$$

➤ **Determinar el número de ciclos que puede operar la prótesis**

El tramo crítico del mecanismo es el cambio de sección entre el pilón y eje roscado graduable (Tramo  $\overline{DE}$ ), ya que, según Richard G. Budynas menciona: Para que una sección sea más propensa a fallar es necesario que haya un factor de concentración de esfuerzos mayor, se produzca un momento flexionante mayor y tenga una sección transversal menor. Lo dicho anteriormente se cumple en el tramo  $\overline{DE}$ . Seguidamente, se procedió a calcular el número necesario de ciclos que puede operar la prótesis antes de sufrir una ruptura [19].

Tabla 29: condiciones iniciales

Módulo de elasticidad( $E$ )	72000000000	Pa
Resistencia última( $\sigma_{ut}$ )	570000000	Pa
Límite Elástico( $\sigma_e$ )	555000000	Pa
Diámetro ( $d_1$ )	0,026	m
Diámetro ( $d_2$ )	0,02904	m

Fuente 56: Elaboración Propia

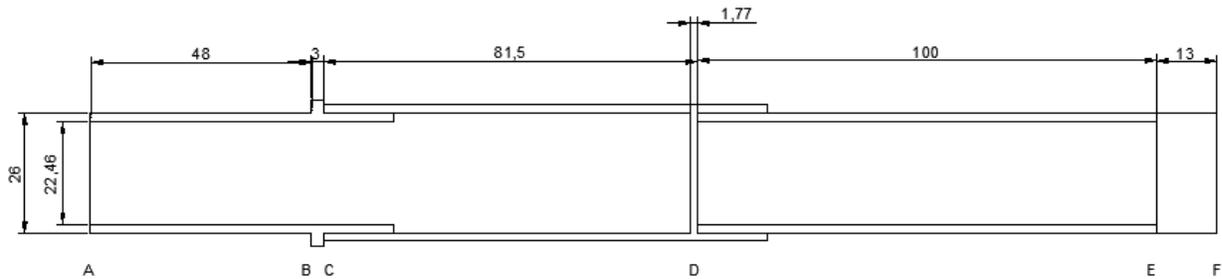


Figura 37: Pión graduable y medidas de cada segmento

Fuente 57: Elaboración Propia

Para el cálculo del límite de resistencia la fatiga se tomó el 35% del esfuerzo último

$$S_n' = 0,35 * S_{ut} = 0,35 * 570 \text{ Mpa} = 149,5 \text{ Mpa}$$

Ahora se procede a calcular los factores que modifican el límite de resistencia a la fatiga:

➤ **Factor de superficie ( $k_a$ )**

El material utilizado tiene una resistencia última de 570 Mpa. Por lo tanto, utilizando la tabla 31 calculamos el factor de superficie.

Tabla 30: Tipos de acabado superficial

Acabado superficial	Factor a		Exponente b
	Sut, kpsi	Sut, Mpa	
Esmerilado	1,34	1,58	-0,085
Maquinado o laminado en frio	2,70	4,51	-0,265
Laminado en caliente	14,4	57,7	-0,718
Como sale de la forja	39,9	272	-0,995

Fuente 58: [19]

$$k_a = aS_{ut}^b$$

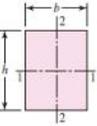
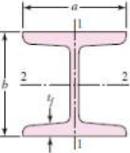
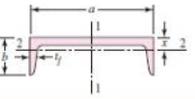
Reemplazando en la ecuación se tiene:

$$k_a = 0,839$$

➤ **Factor de tamaño ( $k_b$ )**

Para determinar el factor de tamaño se utilizó la tabla 32 y cada uno de los diámetros de la sección. Se asume que la sección analizada es un elemento no rotativo.

Tabla 31: Área  $A_{0,95\%a}$  de perfiles estructurales no rotativos

	$A_{0,95\sigma} = 0.01046d^2$ $d_e = 0.370d$
	$A_{0,95\sigma} = 0.05hb$ $d_e = 0.808\sqrt{hb}$
	$A_{0,95\sigma} = \begin{cases} 0.10at_f & \text{eje 1-1} \\ 0.05b\alpha & t_f > 0.025\alpha \text{ eje 2-2} \end{cases}$
	$A_{0,95\sigma} = \begin{cases} 0.05ab & \text{eje 1-1} \\ 0.052x\alpha + 0.1t_f(b-x) & \text{eje 2-2} \end{cases}$

Fuente 59: [19]

$$d_e = 0,37 * (26\text{mm}) = 9,62 \text{ mm}$$

$$k_b = \left(\frac{9,62}{7,62}\right)^{-0,107} = 0,975$$

#### ➤ Factor de temperatura ( $k_c$ )

Se consideró como la unidad, porque el elemento analizado no sufre los efectos de flexión rotatoria.

$$k_c = 1$$

Factor de temperatura no aplica, porque la temperatura de fusión del material es mucho más elevada que la temperatura ambiente. Así mismo, el factor de efectos varios se tomó como la unidad ( $k_d = k_f = 1$ ).

#### ➤ Factor confiabilidad ( $k_e$ )

Se define con un 90% de confiabilidad y utilizando la tabla 25 se obtiene un el factor confiabilidad.

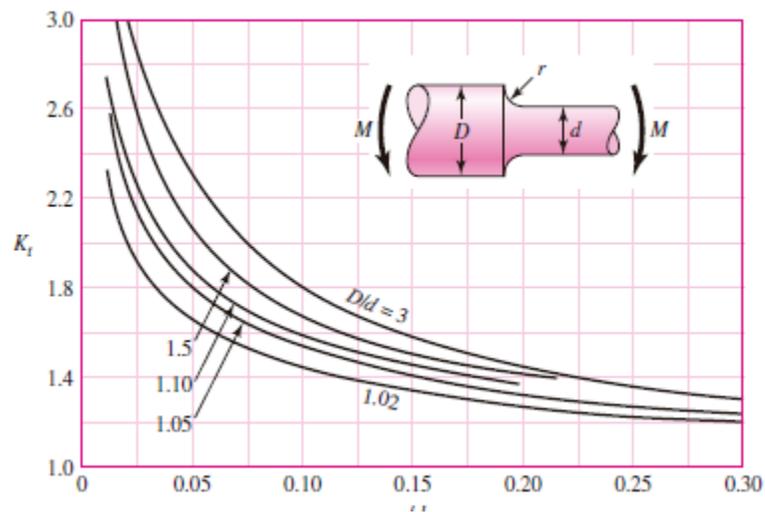
Tabla 32: Factores de confiabilidad

Confiabilidad, %	Variación de transformación $z_\alpha$	Factor de confiabilidad $k_e$
50	0	1,000
90	1,288	0,897
95	1,645	0,868
99	2,326	0,814
99,9	3,091	0,753
99,99	3,719	0,702
99,999	4,265	0,659
99,9999	4,753	0,620

Fuente 60: [19]

$$k_e = 1 - 0,08z_\alpha$$

$$k_e = 0,897$$

Figura 38: Factor  $K_t$  para un elemento sometido a flexión

Fuente 61: [19]

$$\frac{D}{d} = \frac{0,02904 \text{ mm}}{0,026 \text{ mm}} = 1,116$$

$$K_t = 3$$

Ecuación de Neuber, está dada de la siguiente manera

$$K_f = 1 + \frac{K_t - 1}{1 + \sqrt{\frac{a}{r}}}$$

$$\sqrt{a} = 0,245799 - 0,307794 * 10^{-2}(82,6) + 0,1508 F * 10^{-4}(82,6) - 0,266978 * 10^{-7}(82,6)^3$$

Donde: 82,6 Mpa, es la resistencia última en el sistema inglés

$$\sqrt{a} = 0,08013\sqrt{pulg}$$

$$a = 6,42 * 10^{-3} pulg = 0,163 mm$$

$$\sqrt{a} = 0,40038\sqrt{mm}$$

Reemplazando en la ecuación:

$$c = 1 + \frac{3 - 1}{1 + \frac{\sqrt{0,4038}}{\sqrt{1}}}$$

$$K_f = 2,22$$

$$I = \frac{\pi}{4}(0,02)^4 - \frac{\pi}{4}(0,024)^4 = 0,142 * 10^6 mm^4$$

$$C = 13 mm$$

$$\frac{I}{C} = 10\,923 mm^3 = 1,07 \times 10^{-5} m^3$$

La ecuación de esfuerzo reversible es:

$M_B$  = Momento rotativo de la pieza,  $K_f$  = constante.

$$\sigma = K_f * \frac{M_B}{\frac{I}{C}}$$

$$M_B = 217,7 Nmm$$

$$\sigma_a = 2,22 \left( \frac{214,4 Nm}{1,07 \times 10^{-5} m^3} \right) = 44,545,233 Pa$$

$$\sigma_{Reversible} = 44,54 Mpa$$

De la ecuación 8, el límite de resistencia a la fatiga modificado es:

$$S_e = 128,88 Mpa$$

El procedimiento para determinar ( $f$ ) puede usarse para varias resistencias últimas. En la figura 39 presenta una gráfica de ( $f$ ) para  $70 \leq (\sigma_{ut}) \leq 200 \text{ kpsi}$ . Con la intención de hacer un análisis conservador, para  $\sigma_{ut} < 1000 \text{ psi}$ ,  $f = 0,85$ .

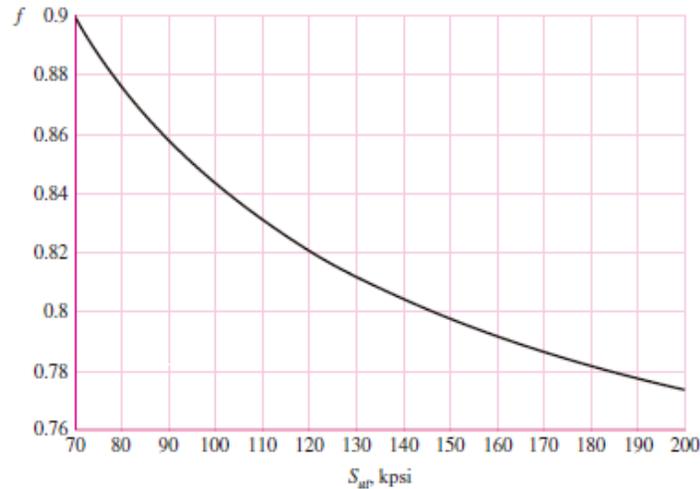


Figura 39 Fracción de resistencia a la fatiga

Fuente 62: [19]

$$\sigma_{ut} = 82,6 \text{ Ksi}$$

Ahora a partir de la ecuación mostrada y reemplazando las variables obtenidas a es.

$$a = \frac{f(\sigma_{ut})^2}{S_e}$$

$$a = \frac{0,85(570 \text{ Mpa})^2}{128,88 \text{ Mpa}} = 2144,138$$

Para calcular b, se sustituye la resistencia última del material y límite de resistencia a la fatiga modificado,  $\sigma_{ut}$ ,  $S_e$ , correspondientemente, en la siguiente ecuación y se obtiene b.

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

$$b = \frac{1}{3} \log \left( \frac{0,85(570 \text{ Mpa})}{128,88 \text{ Mpa}} \right) = -0,191$$

Si existe un esfuerzo totalmente invertido, el número de ciclos a la falla se escribe como:  
Dónde:  $N = \text{Número de ciclos}$ ,  $\sigma_a = \text{Esfuerzo reversible}$ .

$$N = \left( \frac{\sigma_a}{a} \right)^{\frac{1}{b}} = \left( \frac{44,54}{2144,138} \right)^{-\frac{1}{0,191}}$$

$$N = 644 \times 10^6 \text{ ciclos}$$

- **Determinar la máxima carga que puede soportar el pilón graduable antes de sufrir el efecto de pandeo, y a su vez determinar si se comporta como columna corta o larga.**

Calculamos el área del pilón conformado por dos tubos, pilón deslizante de diámetros  $d1 = 0,02296$  m y  $d2 = 0,026$  m, el pilón fijo de diámetros mayor  $d3 = 0,026$  y  $d4 = 0,02904$  m. Además, determinamos el momento de inercia (**I**) y el radio de giro (**r**).

$$A_1 = \frac{\pi}{4}(d2)^2 - \frac{\pi}{4}(d1)^2 = 1,1689 * 10^{-4} \text{ m}^2$$

$$A_2 = \frac{\pi}{4}(d4)^2 - \frac{\pi}{4}(d3)^2 = 1,3141 * 10^{-4} \text{ m}^2$$

$$I_1 = \frac{\pi}{64}(d2)^2 - \frac{\pi}{64}(d1)^2 = 7,306087 * 10^{-6} \text{ m}^4$$

$$I_2 = \frac{\pi}{64}(d4)^2 - \frac{\pi}{64}(d3)^2 = 8,213379 * 10^{-6} \text{ m}^4$$

$$r_1 = \sqrt{\frac{I_1}{A_1}} = 0,250007 \text{ m}$$

$$r_2 = \sqrt{\frac{I_2}{A_2}} = 0,250003 \text{ m}$$

Utilizando figura 40, para el pilón fijo o de diámetro menor se asumió como extremo empotrado - articulado y para el pilón fijo se asumió empotrado - empotrado. La constante de extremos fijos  $C = k$ . Las longitudes de los tubos fijo, deslizante son  $L1 = 0,173$  m y  $L2 = 0,0815$  m.

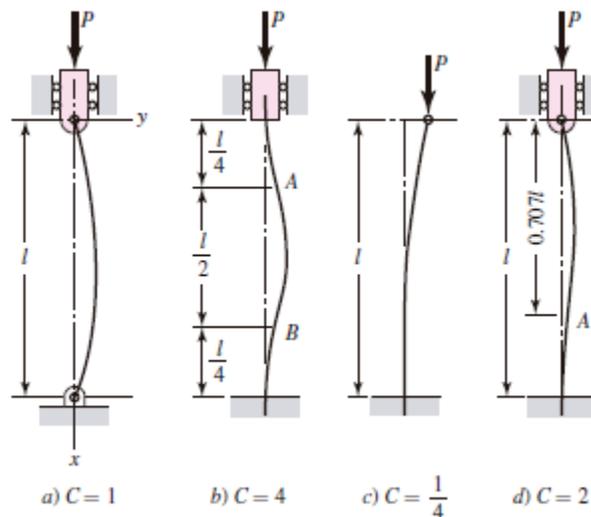


Figura 40: Condiciones de los extremos de la columna

Fuente 63: [19]

Empotrado- articulado

$$\text{Longitud efectiva}(Le1) = \frac{k_1 * L_1}{r_1} = 0,553584 \text{ m}$$

Empotrado - Empotrado

$$\text{Longitud efectiva}(Le2) = \frac{k_2 * L_2}{r_2} = 0,211897 \text{ m}$$

$$\text{Relación de esbeltez 1} = \frac{\text{Longitud efectiva}(Le1)}{r_1} = 2,214274 \text{ m}$$

$$\text{Relación de esbeltez 2} = \frac{\text{Longitud efectiva}(Le2)}{r_2} = 0,847577 \text{ m}$$

$$\text{Constante de columna}(Cc) = \sqrt{\frac{2\pi * E}{SY}} = 32,3$$

A continuación, se determinó si son columnas cortas o largas. Para ello se comparó la relación de esbeltez y la constante de columna.

*Relación de esbeltez*

> *Constante de columna(Cc) quiere decir que es columna larga*

*Relación de esbeltez*

< *Constante de columna(Cc) quiere decir que es columna corta*

Por lo tanto, estamos frente a columnas cortas. Esto se debe a que la carga real es menor a carga crítica. Por ende, tenemos un buen diseño. Reemplazando en la ecuación para columnas cortas se tiene la carga crítica( $P_{cr}$ ) y la carga admisible( $P_a$ ).

$$P_{cr} = A * SY * \left[ 1 - \frac{SY * \left(\frac{k L}{r}\right)^2}{4 * \pi^2 * E} \right]$$

$$P_{cr1} = 54000,4901 \text{ N}$$

$$P_{cr2} = 60710,7488 \text{ N}$$

$$P_{a1} = \frac{P_{cr}}{N} = 18000,1633 \text{ N}$$

$$P_{a1} = \frac{P_{cr}}{N} = 20236,9162 \text{ N}$$

## - Diseño en Solidworks

### ➤ Segmento del pie

El segmento del pie y falanges están hechos de un material flexible y hecho con perfiles. Esto con el propósito de reducir el peso de cada sección. El diseño geométrico se modeló en el software SolidWorks. La figura siguiente muestra el elemento con una sección cilíndrica en la parte posterior, pues es donde posa la goma para simular el movimiento del tobillo, y las demás especificaciones se muestran en anexos.



Figura 41: Pie protésico de fibra de carbono

### ➤ Pedal

Para la dorsiflexión y flexión plantar, se requirió de un elemento que limite el ángulo entre el pie y la pierna para reducir o aumentar. Este modelo resulta muy útil en este caso, pues para aportar movimientos que se ajustan al tipo de suelo y, de la misma manera la junta pueda emplear poco espacio.

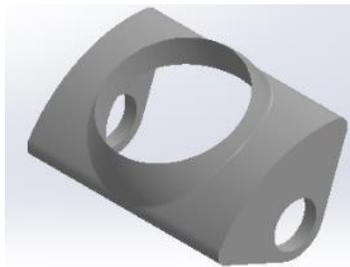


Figura 42: Pedal

### ➤ Goma

Emplea una goma, lo que conlleva regresar a su estado original al levantar el pie. La goma es de etileno propileno, para que así tenga una flexión en la parte del tobillo de la prótesis. En la Figura 43 se muestra el modelo.

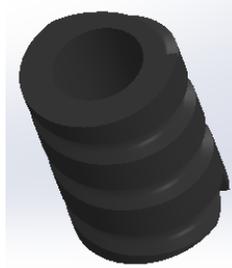


Figura 43: Goma

### ➤ **Pilón deslizable interior y exterior**

El segmento tibial se compone de dos pilones roscados un interior y otro exterior, cuya función es graduar la altura dependiendo la edad del usuario.

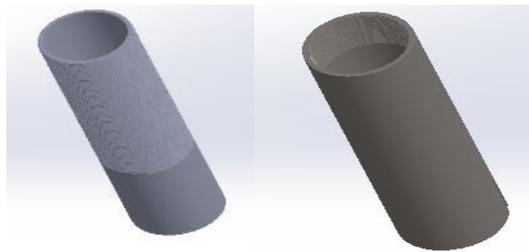


Figura 44: Pilón deslizable interior y exterior

### ➤ **Abrazadera**

El segmento de la tibia contiene una abrazadera. Esto con la finalidad de brindar un mejor ajuste al acople en el pilón.

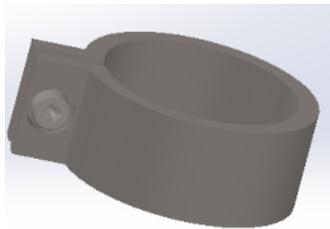


Figura 45: Abrazadera de apriete con perno

### ➤ **Adaptadores estándar 1 y 2**

El acople de la prótesis interactúa con dos accesorios necesarios para su funcionamiento.

El accesorio (2) utilizado para la unión entre el encaje del pie y la sección tibial lo hace con el adaptador que incluye una abrazadera. Los adaptadores se componen de dos partes: hembra, hembra. En la parte superior se unen con pernos prisioneros y en la parte inferior lo hacen con abrazadera.

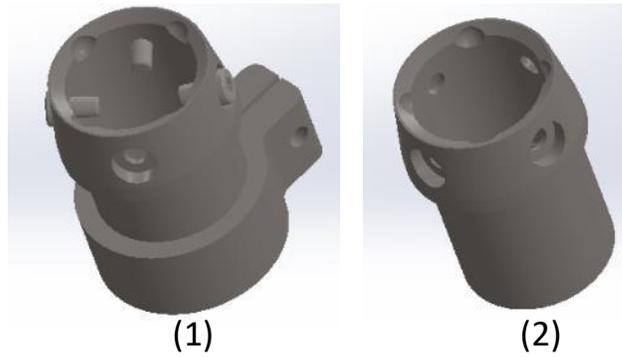


Figura 46: Accesorios para encaje de la prótesis. (2) Adaptador piramidal hembra. (3) Adaptador piramidal doble hembra con abrazadera.

### ➤ Adaptador 3

El adaptador es roscado para unir la goma con el adaptador (1) ver Figura 46 (2). En la parte inferior tiene una base para posar la goma de etileno propileno. El adaptador estará elaborado de aluminio 7075-T6. La Figura 47 muestra el esquema del modelo.

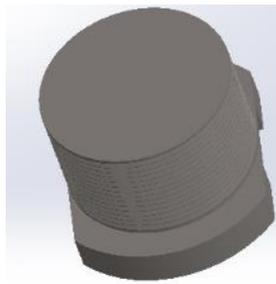


Figura 47: Adaptador 1

### Adaptador 4

El adaptador que forma parte de la prótesis en la parte superior ver Figura 48, permite un mejor encaje y mayor altura de la prótesis. Este es el adaptador que une el adaptador del socket y el pilón.

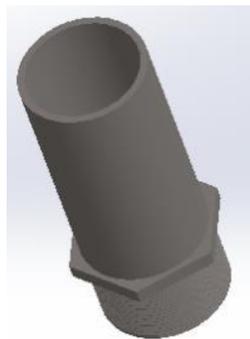


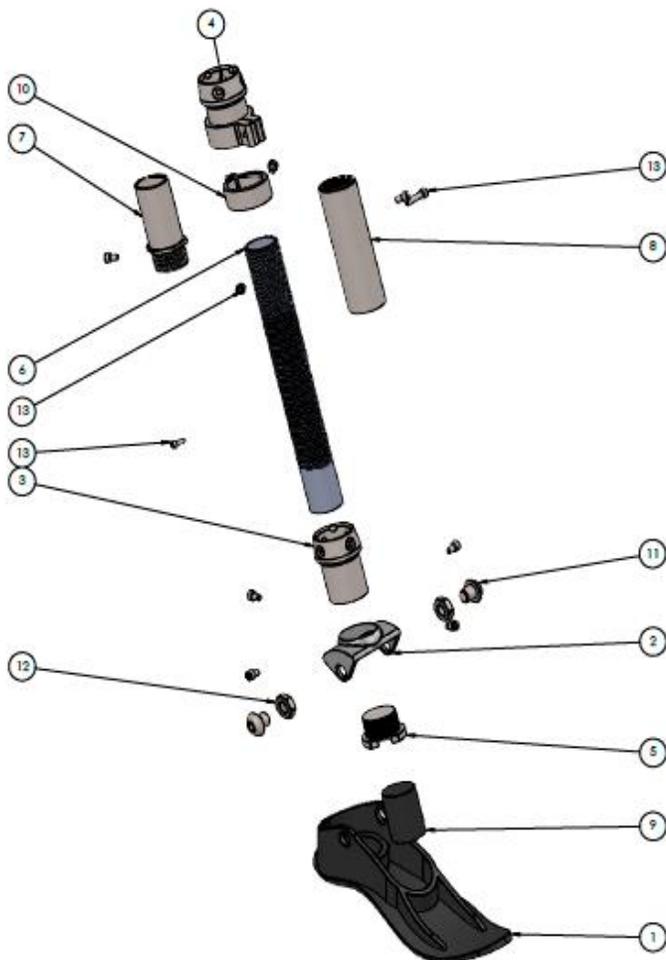
Figura 48: Adaptador 4

➤ **Prótesis ensamblada**

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



*Figura 49: Prótesis con ajuste de altura*



N° DE ELEMENTO	NOMBRE DE PIEZA	MATERIAL	CANTIDAD
1	Pie	Fibra de carbono tipo/ thomel mat VMA	1
2	Pedal	Fibra de carbono tipo/ thomel mat VMA	1
3	Adaptador Estandar 2	Aluminio 7075-T6	1
4	Adaptador Estandar 1	Aluminio 7075-T6	1
5	Adaptador 3	Aluminio 7075-T6	1
6	Pilon A	Aluminio 7075-T6	1
7	Adaptador 4	Aluminio 7075-T6	1
8	Pilon B	Aluminio 7075-T6	1
9	Goma	Caucho de etileno-propileno	1
10	Collar 1	Aluminio 7075-T6	1
11	Tornillo tipo boton cabeza hueca hexagonal M - 10 x 1.5 x 10	Aluminio 7075-T6	2
12	Tuerca hexagonal M10 x 1.5 espesor de 16mm	Aluminio 7075-T6	2
13	B18.3.1M - 4 x 0.7 x 16 Hex SHCS -- 16NHX	Aluminio 7075-T6	10

Figura 50: Vista explosionada de la prótesis graduable

- **Datos de simulación**

➤ **Simulación estática**

A continuación, realizaremos una simulación al segmento del pie.

Identificando el cilindro donde posa la goma está sufriendo la mayor cantidad de esfuerzo, por lo que la carga es transmitida a través de la rosca. El máximo esfuerzo es 687 Mpa que justamente está concentrado en los bordes de la pieza cilíndrica y transferido parte a la plantilla.

La teoría de Von Mises o también llamada teoría de distorsión máxima, nos menciona que cuando se trata de materiales dúctiles, estos comienzan a ser flexibles cuando llega al límite elástico, como podemos ver, nuestro límite elástico es muy superior al esfuerzo máximo.

$$S_y = 1400 \text{ Mpa}$$

$$S_y > 687 \text{ Mpa}$$

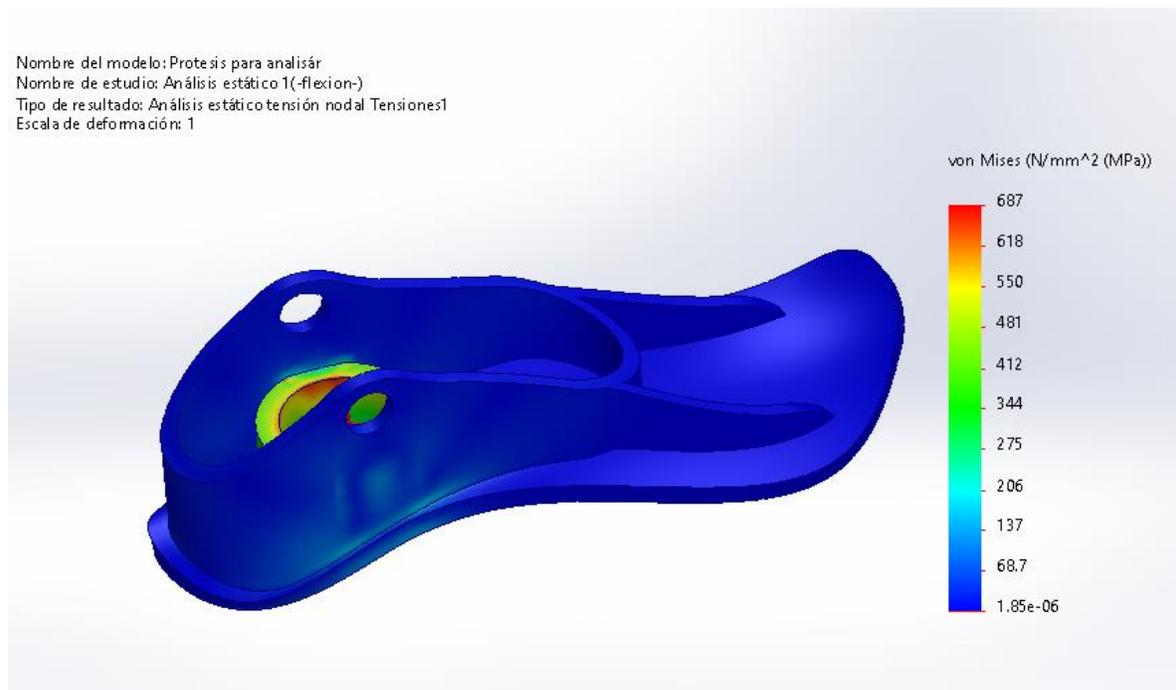


Figura 51: Análisis estático de tensiones

Indicando que el desplazamiento máximo vendría siendo en el pilar del ensamblaje, con una desviación de 0,0202 mm, notando también el desplazamiento que genera el balanceo en el soporte de la goma.

Nombre del modelo: Prótesis para análisis  
 Nombre de estudio: Análisis estático 1(-flexion-)  
 Tipo de resultado: Desplazamiento estático Desplazamientos1  
 Escala de deformación: 1

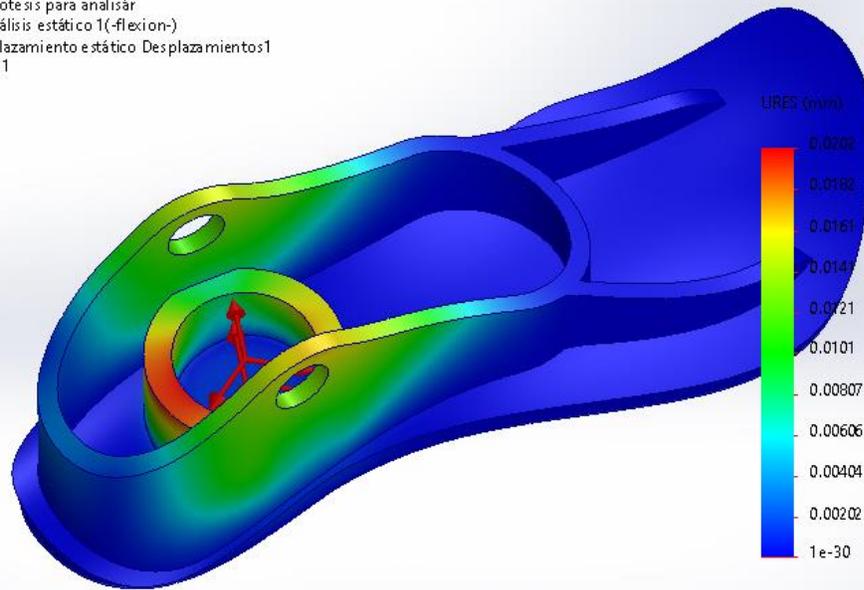


Figura 52: Desplazamientos

En el caso de las deformaciones unitarias, se puede apreciar que se cuenta con una deformación máxima de 0.000682, por lo tanto, se puede decir que la fibra de carbono es un material muy bueno para el uso que se le está dando.

Nombre del modelo: Prótesis para análisis  
 Nombre de estudio: Análisis estático 1(-flexion-)  
 Tipo de resultado: Deformación unitaria estática Deformaciones unitarias1  
 Escala de deformación: 1

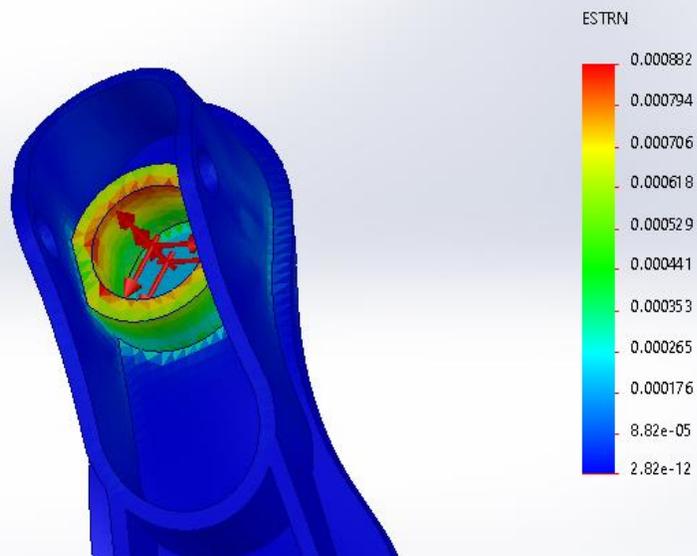


Figura 53: Deformaciones unitarias

El pie se puede visualizar que tiene un factor de seguridad muy satisfactorio, porque lo que el material utilizado sería un material adecuado para el efecto seleccionado. La carga que afecta es de 3 veces el peso del niño.

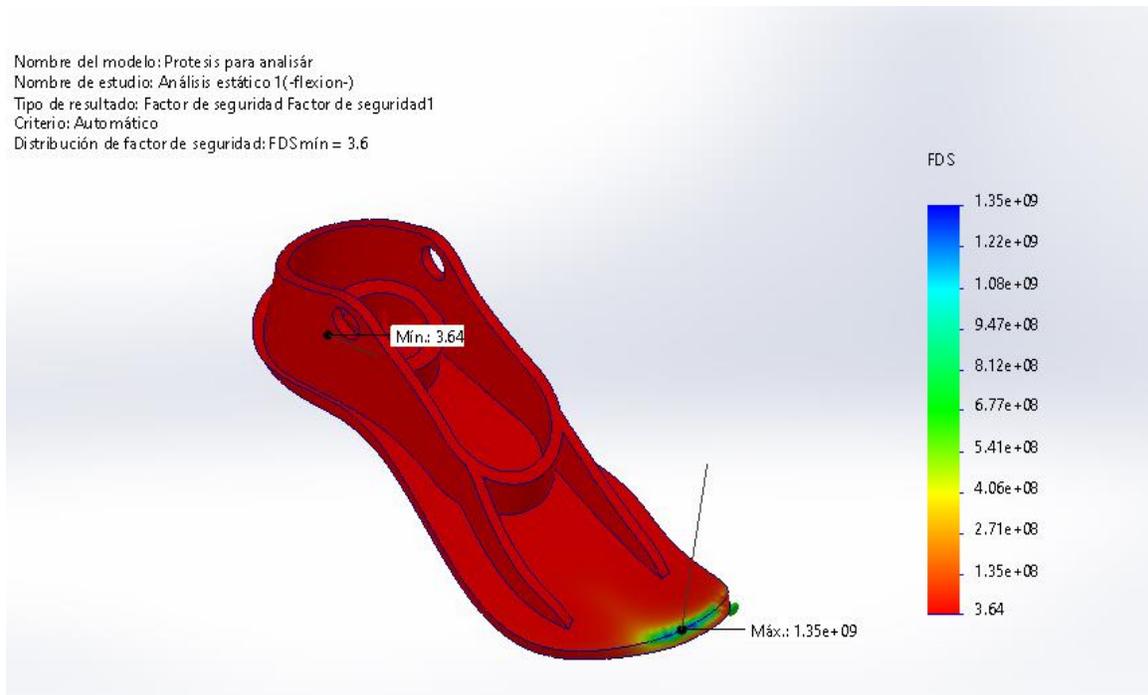


Figura 54: Factor de seguridad

Se fija el Pílon en la parte inferior y se aplica la carga en la dirección señalada.



Figura 55: Geometría fija y sentido de la carga

Fuente 64: SolidWorks

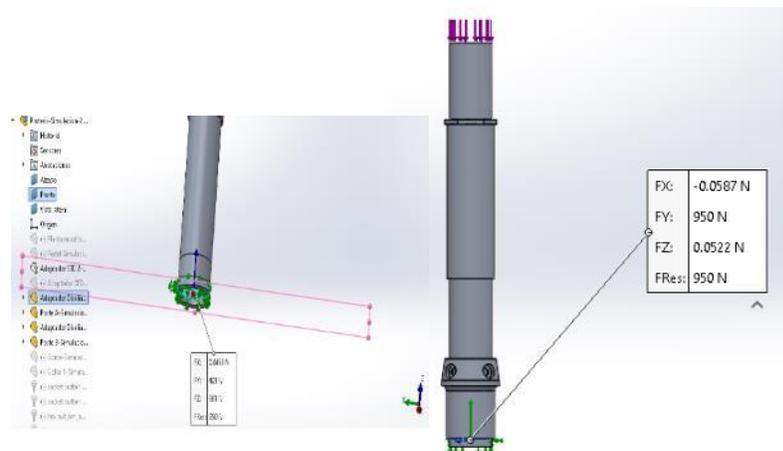


Figura 56: Magnitud de las cargas en tres dimensiones

Con el eje de coordenadas previamente señalado, se generó una carga, la cual simulará el peso de la persona que va desde la rodilla hasta la base del mecanismo. Esto permitirá un análisis estático por la fuerza normal, y también notando el comportamiento de la goma. Los esfuerzos máximos y mínimos son de 16,8 y 0,0606 Mpa respectivamente.

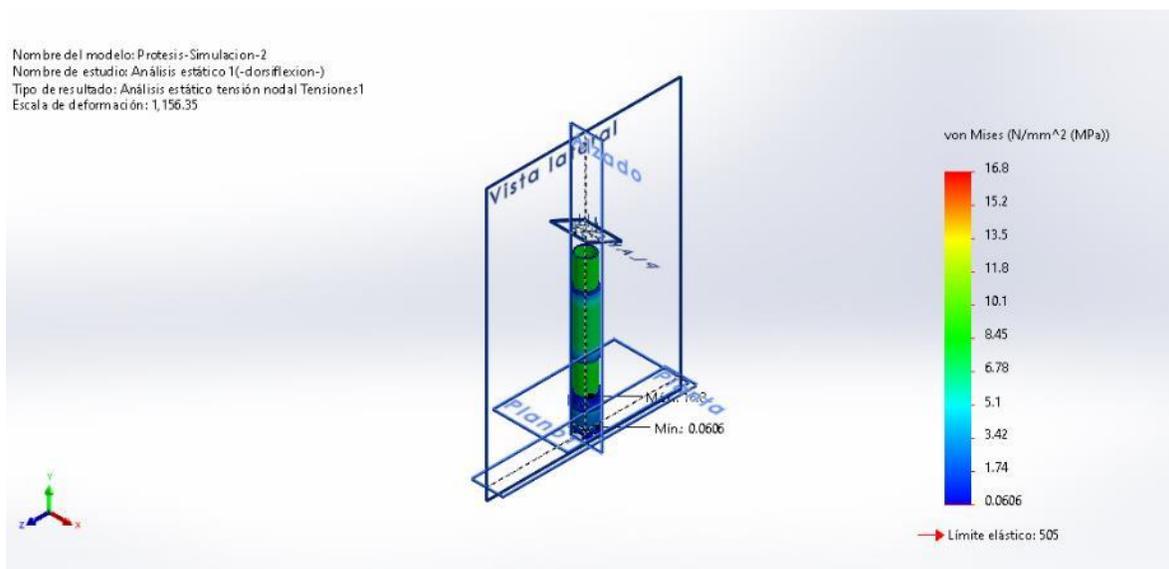


Figura 57: Esfuerzo máximo y mínimo

Se cuenta con un desplazamiento máximo de 0,0218 mm, es decir, cuando la persona está corriendo, saltando o haciendo movimientos bruscos.

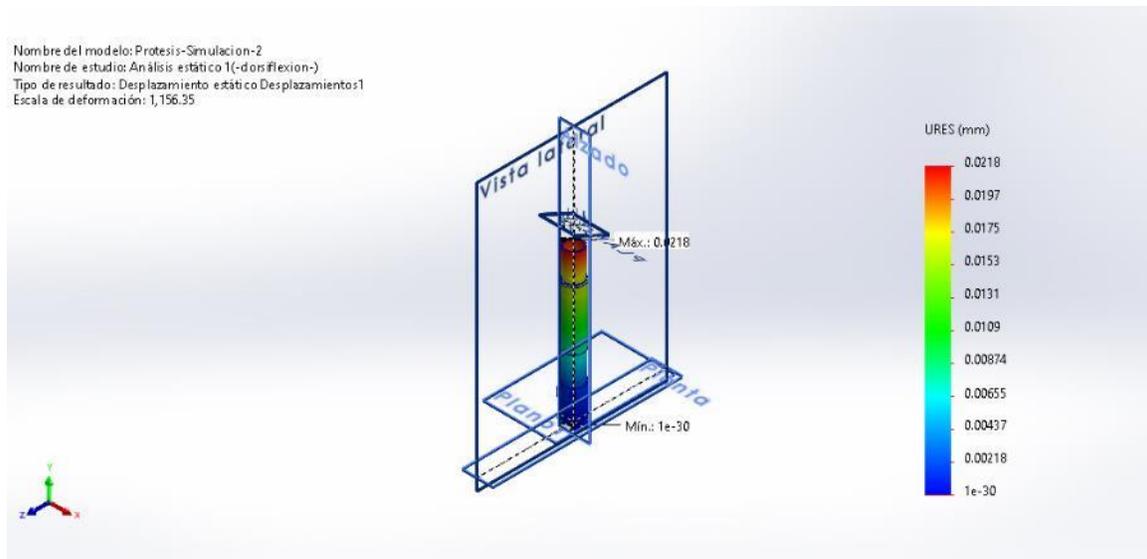


Figura 58: Desplazamiento máximo en el pilón

Y de la misma forma podemos precisar detalladamente en qué puntos de nuestro elemento, el material sufrirá deformaciones máximas y mínimas. Para esta pieza la deformación unitaria máxima y mínima se muestra en la Figura 59.

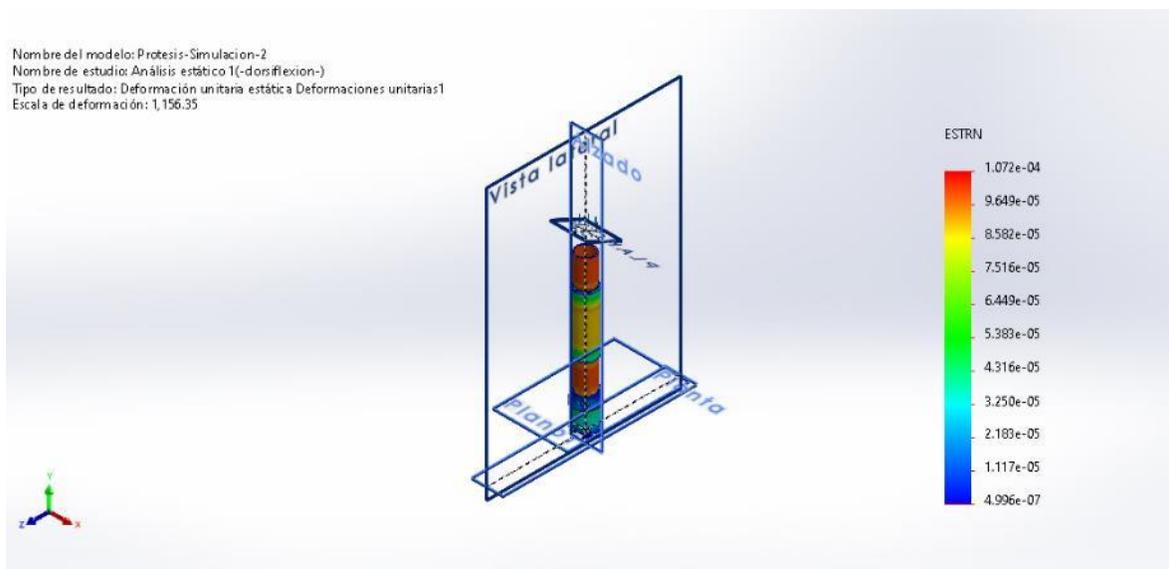


Figura 59: Deformación unitaria en el pilón

Nombre del modelo: Prótesis-Simulación-2  
 Nombre de estudio: Análisis estático 1(-dorsiflexion-)  
 Tipo de resultado: Factor de seguridad Factor de seguridad1  
 Criterio: Automático  
 Distribución de factor de seguridad: FDS mín = 3

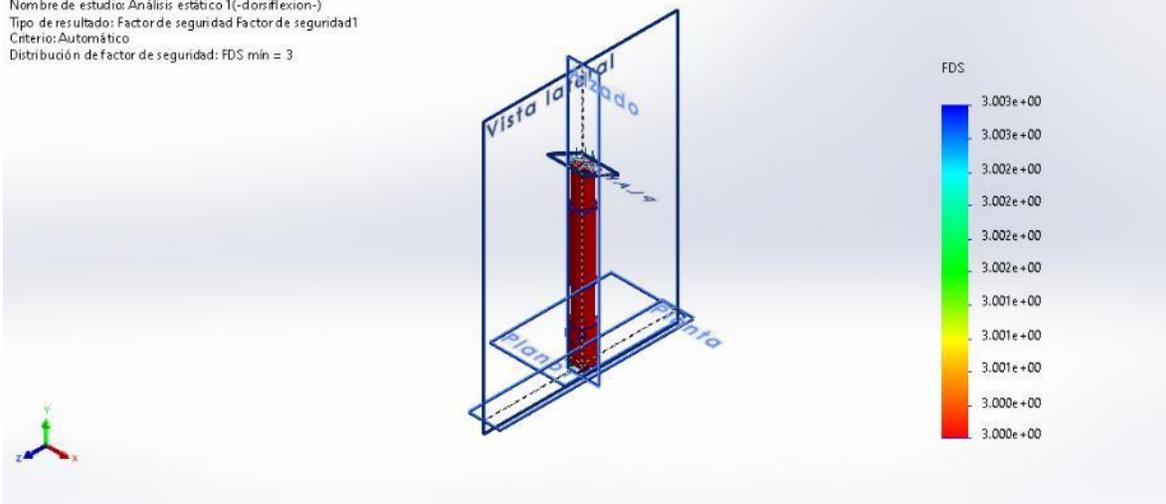


Figura 60: Factor de seguridad

### - Resultados de simulación para la goma

A continuación, realizamos la simulación a la pieza que representa una goma flexible para brindar una marcha suave y aplicando la carga tenemos los siguientes resultados.

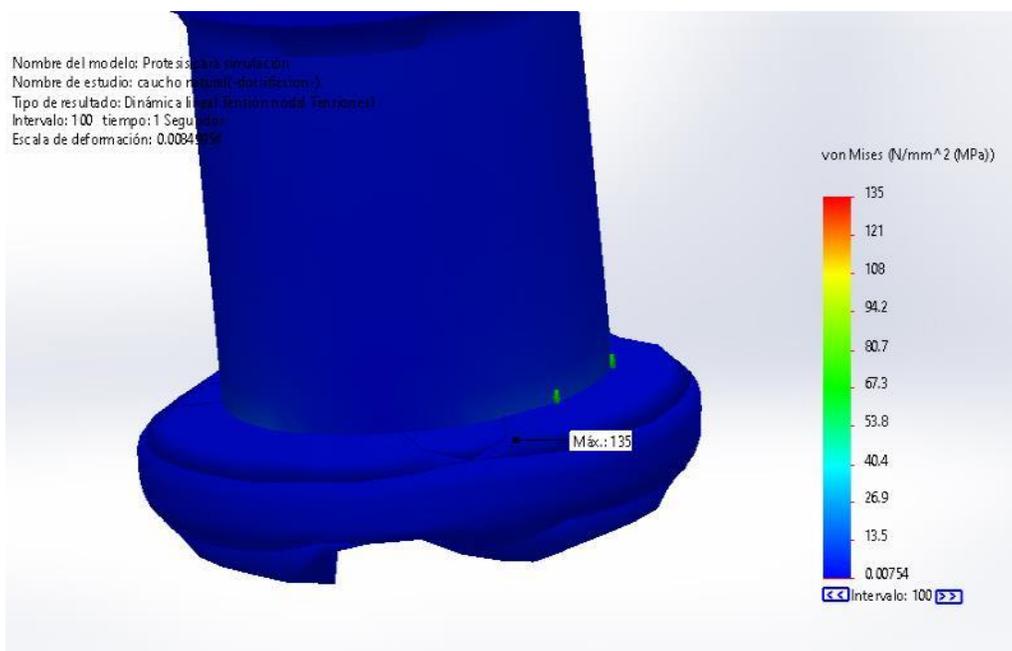


Figura 61: Tensión máxima Von mises para el etileno-propileno

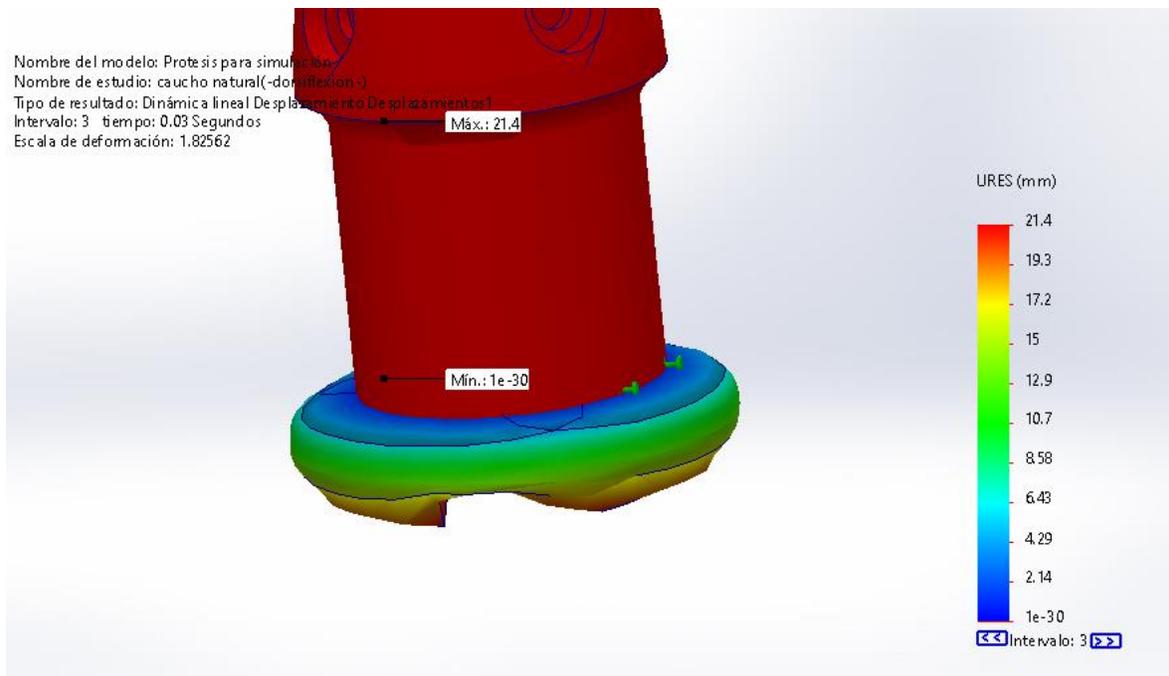


Figura 62: Desplazamientos para movimientos bruscos.

$$S_y = 21 \text{ Mpa}$$

$$S_y < 135 \text{ Mpa}$$

Seguidamente podemos determinar que esta pieza sufrirá deformaciones reversibles, es decir, volverá a su estado inicial. Se debe a que esta es la función de dicha pieza, ya que el factor de seguridad, el desplazamiento y la deformación son satisfactorias para el uso que se le está dando. Para el caso del desplazamiento ha excedido, es por lo mismo que la carga empleada es el triple del peso normal.

También podemos decir que el límite elástico de la goma es inferior a (135 Mpa), por lo mismo podemos decir que esta pieza en específico se caracteriza por tener un límite elástico bajo, debido a las funciones que debe cumplir.

#### - **Resultados del estudio a fatiga**

Teniendo el diseño en SolidWorks, el material para nuestra pieza, empezamos a realizar la simulación por fatiga. El elemento a analizar debe tener vida infinita, es decir, el número de ciclos  $N > 10^6$ .

El resultado se obtiene mediante la gráfica S-N, donde las amplitudes de las tensiones generadas debido a las cargas se muestran en el eje vertical (S), y los valores del logaritmo de la cantidad de ciclos lo podemos visualizar en el eje horizontal.

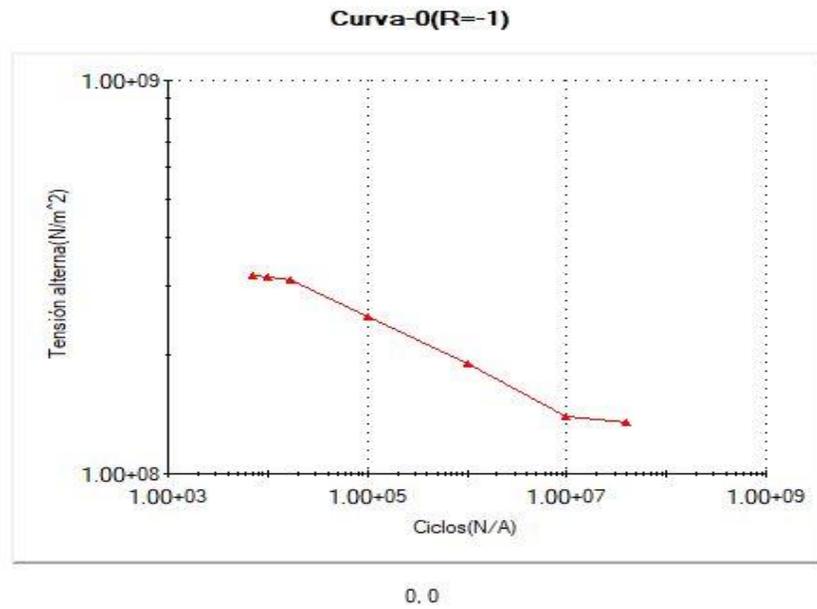


Figura 63: Diagrama S-N para el aluminio 7075-T6.

El elemento no fallará por fatiga, puesto que la carga no es suficientemente grande como para causar el 1% del daño en el material.

Nombre del modelo: Prótesis-Simulación-2  
 Nombre de estudio: Fatiga 1(-dorsiflexion-)  
 Tipo de resultado: Fatiga(Daño) Resultados1

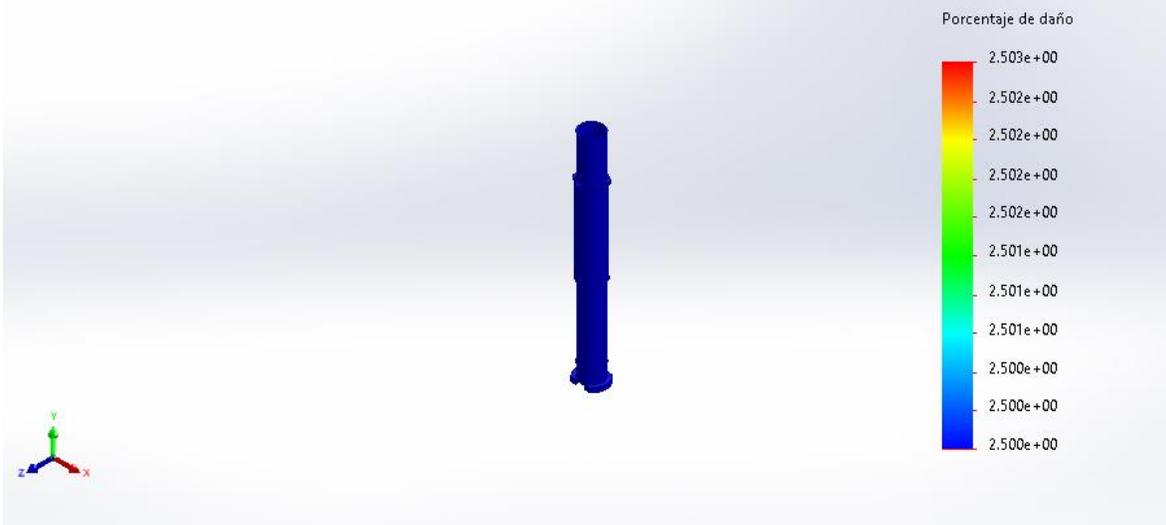


Figura 64: Daño acumulado

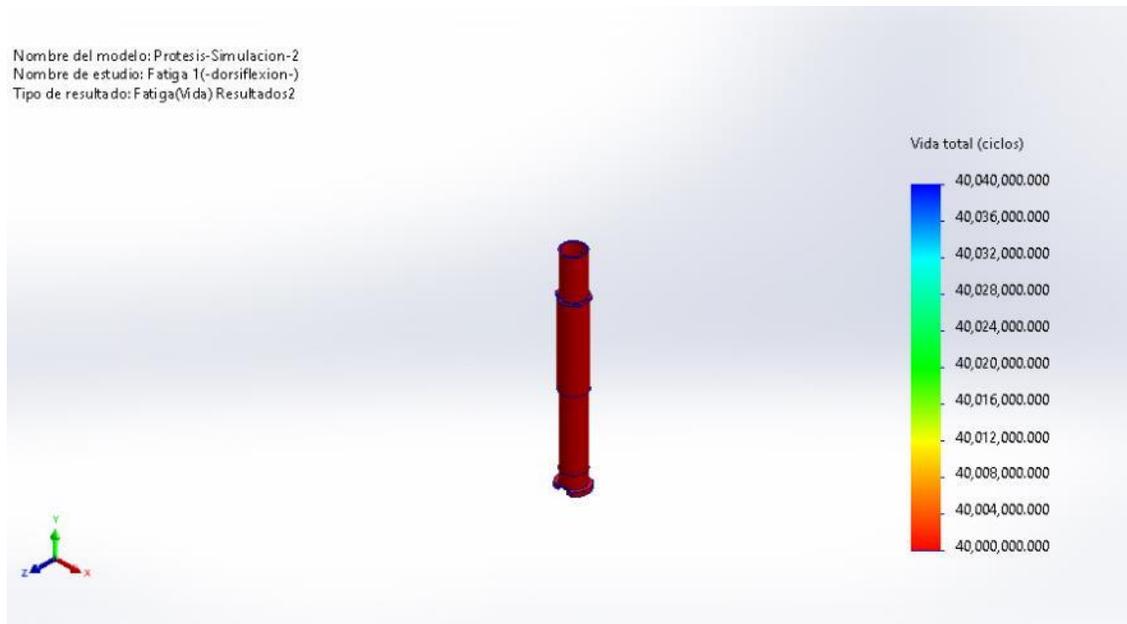


Figura 65: Vida total en ciclos

La prótesis no fallará por fatiga a pesar de que la carga en el análisis estático es más elevada cercana a los 150 Mpa, Se sometió a este estudio de fatiga y como resultado no se encontró daño por fatiga en una vida de más de 40 millones de ciclos, lo que puede tomarse como infinita, la carga es demasiado pequeña como para representar algún riesgo de ruptura de más del 1% de daño en el elemento sometido a fatiga.

#### - Curvas de fatiga para tres materiales diferentes

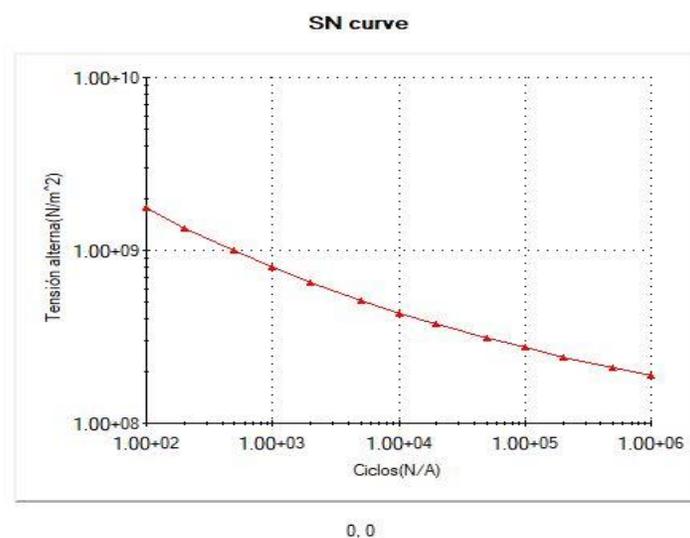


Figura 66: Diagrama S-N para el AISI 304.

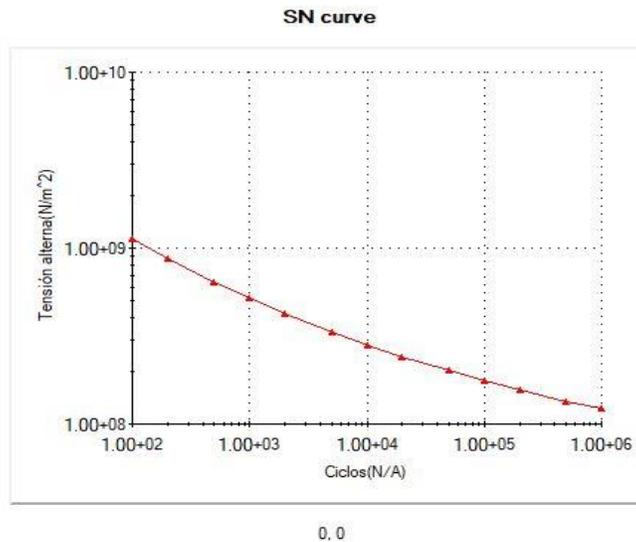
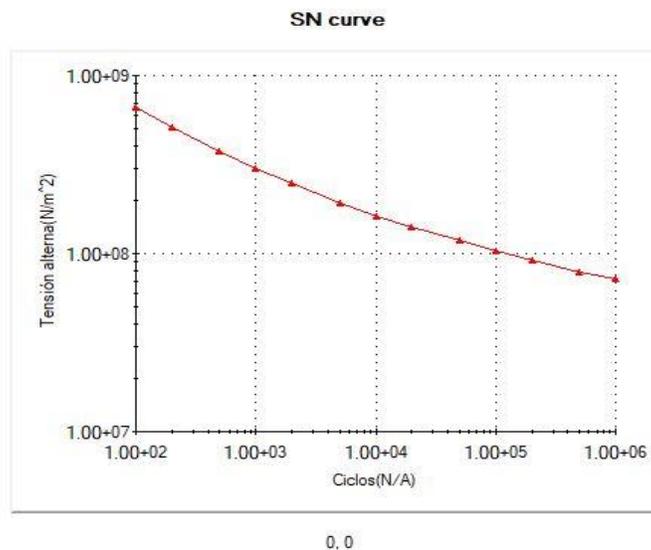


Figura 67: Diagrama S-N para el Titanio de grado 5.



Fuente 65: Diagrama S-N para el Aluminio 7075 T6.

Se presentan las curvas S-N obtenidas para el Aluminio 7075 T6, AISI 304 y Titanio de grado 5. Los valores de estas curvas se obtuvieron en el análisis de fatiga. Según estas gráficas se observa que el Titanio de grado 5 y el AISI 304 se comportan mejor que la aleación de Aluminio 7075 T6. Como en el caso anterior, en los anexos 17, 18 y 19 se proporciona las curvas teóricas S-N de los tres materiales seleccionados.

#### IV CONCLUSIONES

- Se determinó las medidas antropométricas de los infantes de 6 a 10 años como son: la altura de la rodilla en posición de pie oscila entre 320 a 411 mm, la altura a la rodilla en posición sentado 351 a 450 mm, la altura del tobillo está entre 47 a 65 mm, la longitud del pie va desde 185 a 228 mm, la anchura del pie mide de 74 a 87 mm, se tomó el peso mayor 32 kg correspondiente a un niño de 10 años. Así mismo, se definió los niveles de actividad de los niños de las edades mencionadas que son de nivel medio y alto. Para el caso de las alturas se tomó como referencia el piso.
- Mediante una matriz morfológica se seleccionaron los adaptadores, el pilón, la goma y el pie protésico. La prótesis se compone de materiales flexibles, elásticos, resistentes y con una baja densidad, por lo que su peso global no supera los 600 g.
- Se diseñó el sistema protésico, para garantizar el correcto funcionamiento de la prótesis y la resistencia de cada una de sus piezas a la acción de la carga de 950 N. Así mismo, se logró obtener una prótesis con una altura mínima de 165,2 mm y crece hasta 323 mm.
- Según los resultados obtenidos en la simulación y cálculos teóricos, la prótesis tendrá un factor de seguridad alrededor de 3,64, un esfuerzo máximo de 16,8 Mpa, un desplazamiento máximo de 0,0218 mm y una deformación unitaria de 0,0001072 mm. La simulación por fatiga demostró que la prótesis, al ser expuesta a la carga de 950 N, el sistema no fallará por fatiga, pues dicha carga no es suficientemente grande como para causar el 1% de daño en el material. Según los resultados del software, la prótesis fallará cuando haya superado 40 millones de ciclos.

#### V RECOMENDACIONES

- Se recomienda utilizar las plataformas dinamométricas para hacer un análisis más exacto de las fuerzas que el pie ejecuta en el lugar de apoyo durante la marcha, la carrera o el salto. Esto permite el uso de telemétricos multicanales que ayudan al paciente a realizar una marcha cómoda, de tal manera que es posible registrar sincrónicamente el movimiento de diversos músculos para luego sea mostrada la información cinética y cinemática en todo su proceso del ciclo de la marcha.

- Es necesario proponer un diseño para pacientes con movimientos más bruscos y para momentos distintos tales como correr o saltar, por ende, las cargas y esfuerzos podrían resultar más complejos.
- Finalmente, considerando que la investigación presentada tiene en cuenta solamente la simulación mediante un software, se recomienda validar mediante pruebas en un paciente.

## VI BIBLIOGRAFÍA

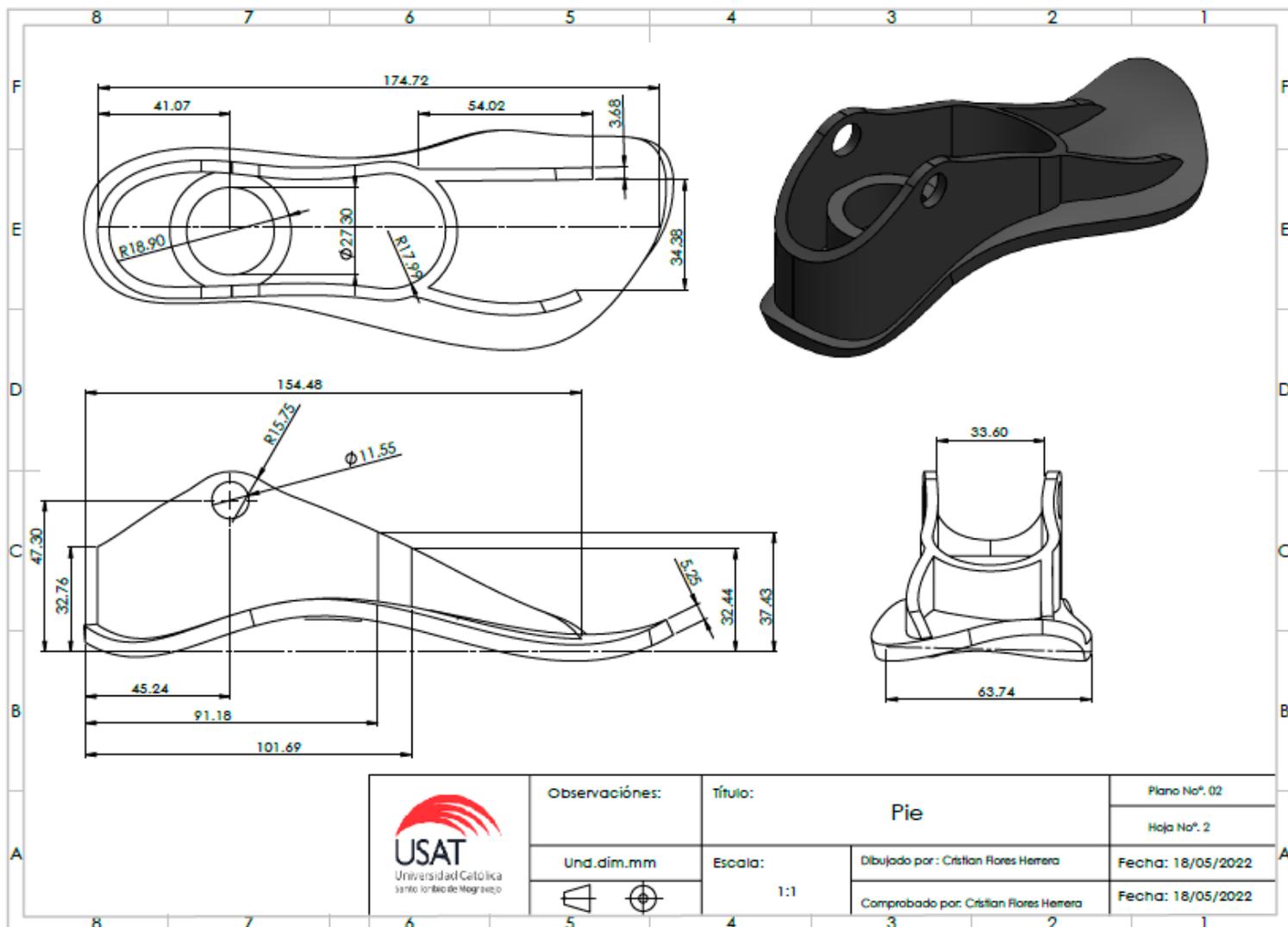
- [1] INEI, "Notas de prensa," 2020. [Online]. Available: <https://m.inei.gob.pe/prensa/noticias/en-el-peru-1-millon-575-mil-personas-presentan-alg/>. [Accessed 10 2 2022].
- [2] T. T. G. M. B. P. M. G. Vega GR, "Características clínicas y epidemiológicas de los pacientes amputados en el Hospital General de Ciego de Avila," Cuba, 2017.
- [3] A. N. d. Medicina, Los amputados y su rehabilitación, E. V. V. Sánchez, Ed., México, 2016, p. 27.
- [4] Y. G. Bacallao, "Protocolo de actuación en la rehabilitación de pacientes amputados de miembro inferior," *Revista Cubana de Medicina Física y Rehabilitación*, vol. 8, no. 1, p. 34, 2016.
- [5] P. C. O. y. prosthetics, "Prime Care Orthotics y prosthetics," [Online]. Available: <https://primecareprosthetics.com/es/blog/everything-you-should-know-about-pediatric-prosthetics>. [Accessed 02 05 2023].
- [6] C. S. Catellanos, "Modelamiento de la marcha humana con prótesis de miembro inferior," Colombia, 2018.
- [7] E. M. F. Berbesi, "Diseño de una prótesis y validación a través de pruebas del usuario," Medellín, 2009.
- [8] M. J. A. Garcia, "Diseño de una prótesis transtibial amortiguada," México, 2012.
- [9] L. A. L. Contreras, "Modelo de alineación estática para prótesis transtibiales," Bogotá, 2016.
- [10] J. A. D. Aza, "Diseño de una prótesis robótica para miembros inferiores con tecnología arduino monitoreadas mediante conexión bluetooth desde una PC," Puno, 2017.
- [11] B. S. Medina, "Diseño mecánico de una prótesis activa Transfemoral," Lima, 2017.
- [12] E. N. E. Uyacu, "Diseño de una prótesis transtibial regulable en pacientes de 8 a 12 años para la rutina de marcha normal a bajo costo," Chiclayo, 2021.
- [13] L. M. Robert, Diseño de elementos de máquinas, cuarta edición ed., P. M. G. Rosas, Ed., México: Pearson, 2006.
- [14] P. B. Ferdinand, Mecánica de Materiales, Quinta ed., P. E. R. Vázquez, Ed., México, México: McGraw, 2010, p. 52.
- [15] R. G. B. y. J. K. Nisbet, Diseño de Ingeniería Mecánica, novena ed., P. E. R. Vázquez, Ed., México, México: Mc Graw Hill, 2008, p. 204.
- [16] R. Hibbeler, Mecánica de Materiales, Octava ed., L. M. C. Castillo, Ed., Pearson, 1985.

- [17] A. L. A. wood, "Linear Analysis," 2019. [Online]. Available: <https://www.sciencedirect.com/topics/engineering/linear-analysis>. [Accessed 5 marzo 2022].
- [18] R. G. Diseño de Ingeniería Mecánica, Novena ed., P. E. R. Vázquez, Ed., México, México: Mc Graw Hill, 2008, p. 268.
- [19] R. G. Budynas, Diseño en Ingeniería Mecánica, Octava ed., P. E. R. Vázquez, Ed., México: Octava, 2008.
- [20] M. Nordin, Biomecánica Básica del Sistema Musculoesquelético, Tercera ed., New York, New York: MC Graw Hill, 2004, p. 256.
- [21] S. J. Hall, Basic biomechanics, Sexta ed., New York: McGraw-Hill, 2012.
- [22] A. Bonnefoy, "Normal gait," p. 200, 2015.
- [23] J. Camara, "Análisis de la marcha: sus fases y variables espaciotemporales," *Fisiología del ejercicio*, vol. 7, no. 1, p. 162, junio 2011.
- [24] A. V. Voegelia, "Anatomía funcional y biomecánica del tobillo y el pie," *Revista española de reumatología*, vol. 30, no. 9, p. 469, Noviembre 2003.
- [25] B. a. W. Hospital, "Standard of Care: Lower Extremity Amputation," EE.UU, 2011.
- [26] S. C. Vasquez, "Plataformas dinamométricas aplicaciones," *Revista de la facultad ciencias de la salud*, vol. 3, p. 5, Diciembre 2005.
- [27] OSSUR, "OSSUR," Diciembre 2016. [Online]. Available: <https://www.ossur.com/es-es>.
- [28] R. E. S.R.L, "Roadrunnerfoot Engineering S.R.L," 2020. [Online]. Available: <https://www.roadrunnerfoot.com/>.
- [29] D. C. M. Ruiz, "Nanocompositos Aleación de Aluminio 7075 - Nanopartículas de Plata Recubiertas con Grafito producidos por Aleado Mecánico," Chihuahua, 2009.
- [30] D. H. Myszka, Máquinas y Mecanismos, Cuarta Edición ed., M. Contreras, Ed., México: Pearson Educación, 2012, p. 18.
- [31] U. P. d. Valencia, "Ergonautas," Universitat Politècnica de Valencia, 2015. [Online]. Available: <https://www.ergonautas.upv.es/metodos/biomecanica/biomecanica-ayuda.php>. [Accessed 5 5 2020].
- [32] R. A. Chaurand, Dimensiones antropométricas de la población latinoamericana, México, 2007.

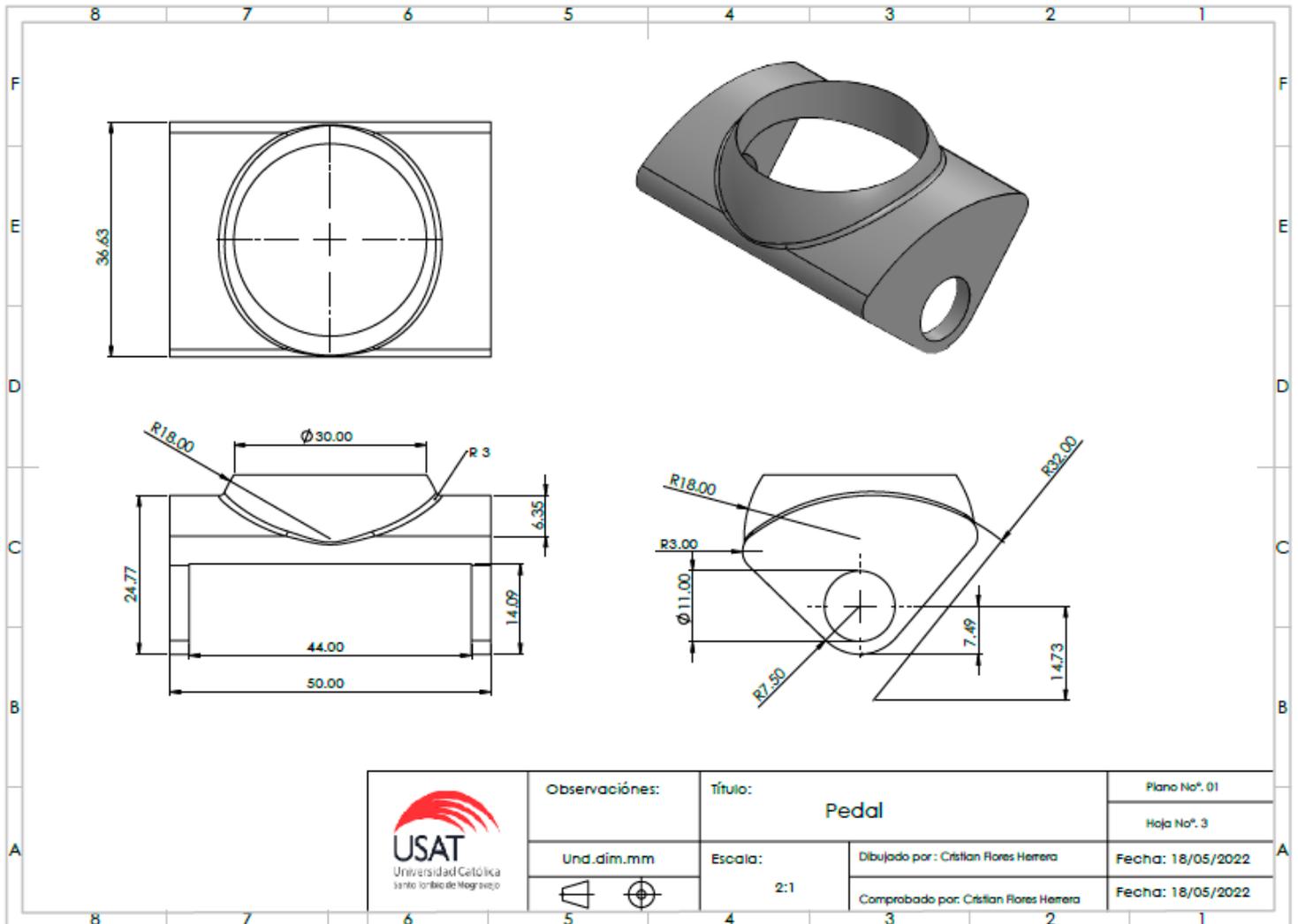
- [33] R. N. Lescay, "Antropometría, Análisis comparativo de las tecnologías para la captación de las dimensiones antropométricas," *Revista EIA, ISSN 1794-1237*, vol. 13, no. 26, p. 49, 2016.
- [34] M. C. Bolaños, "Parámetros del crecimiento de niños que viven a moderada altitud," *Revista Médica Herediana*, vol. 23, no. 2, p. 1, junio 2012.
- [35] M. C. Rojas, "Valoración Nutricional Antropometría - Varones (5 a 19 años)," Lima, 2012.
- [36] A. R. TILLEY, "The measure of man and woman," New york, 1993.
- [37] E. V. Cabello, "Antropometría," Instituto Nacional de seguridad e higiene en el trabajo, Madrid.
- [38] L. A. L. C, "Determinación de tipo de pie mediante el procesamiento de imágenes," *Foot Type Measurement System by Image Processing*, vol. 34, p. 1, 2016.
- [39] S. I. C. International, "ISO International Standard ISO 22675," 2002.
- [40] F. d. e. d. CC.OO, "Tipos de esfuerzos físicos," 2011.
- [41] A. M. Borque, "Materiales compuestos," Mexico, 2007.
- [42] A. Lopez, "La educación en fisioterapia hacia una convergencia Europea," *Revista Iberoamericana de Fisioterapia y Kinesiología*, vol. 6, no. 1, p. 1, 2003.
- [43] S. C. Vasquez, "Análisis de la marcha humana con plataformas dinamométricas. influencia del transporte de carga," Madrid, 2002.
- [44] V. H. Brankel, *Biomecánica Básica del sistema musculoesquelético*, Madrid: Mc Graw Hill, 2004.
- [45] OTTOBOCK. [Online]. Available: <https://www.ottobock.com/es-es/inicio>.
- [46] O. A. U. Gutiérrez, "Desarrollo de un sistema de alineación dinámico para una prótesis transtibial," Colombia, 2017.
- [47] D. A. D, *Diseño de Máquinas*, México: Continental S. A.
- [48] J. V. Duque, "Aportaciones metodológicas para el diseño y fabricación de dispositivos protésicos," Colombia, 2018.
- [49] E. M. López, "Cálculo de resortes helicoidales de comprensión," Cartagena, 2013.
- [50] E. M. Esteban, "Metodología para el análisis a fatiga mediante el código pro engineer: Aplicación a un eje ferroviario," España, 2010.

VII ANEXOS

PLANO 01

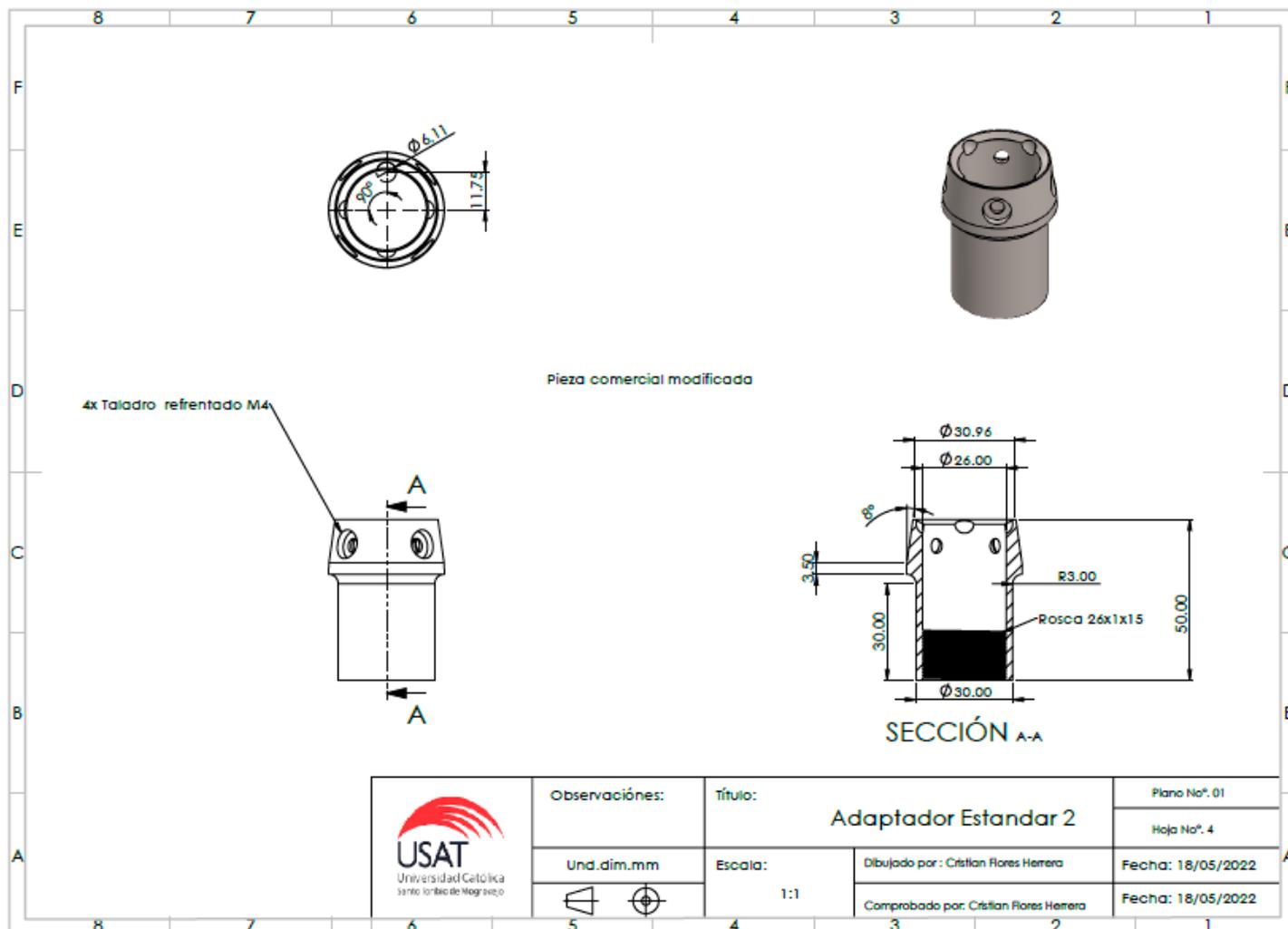


PLANO 02



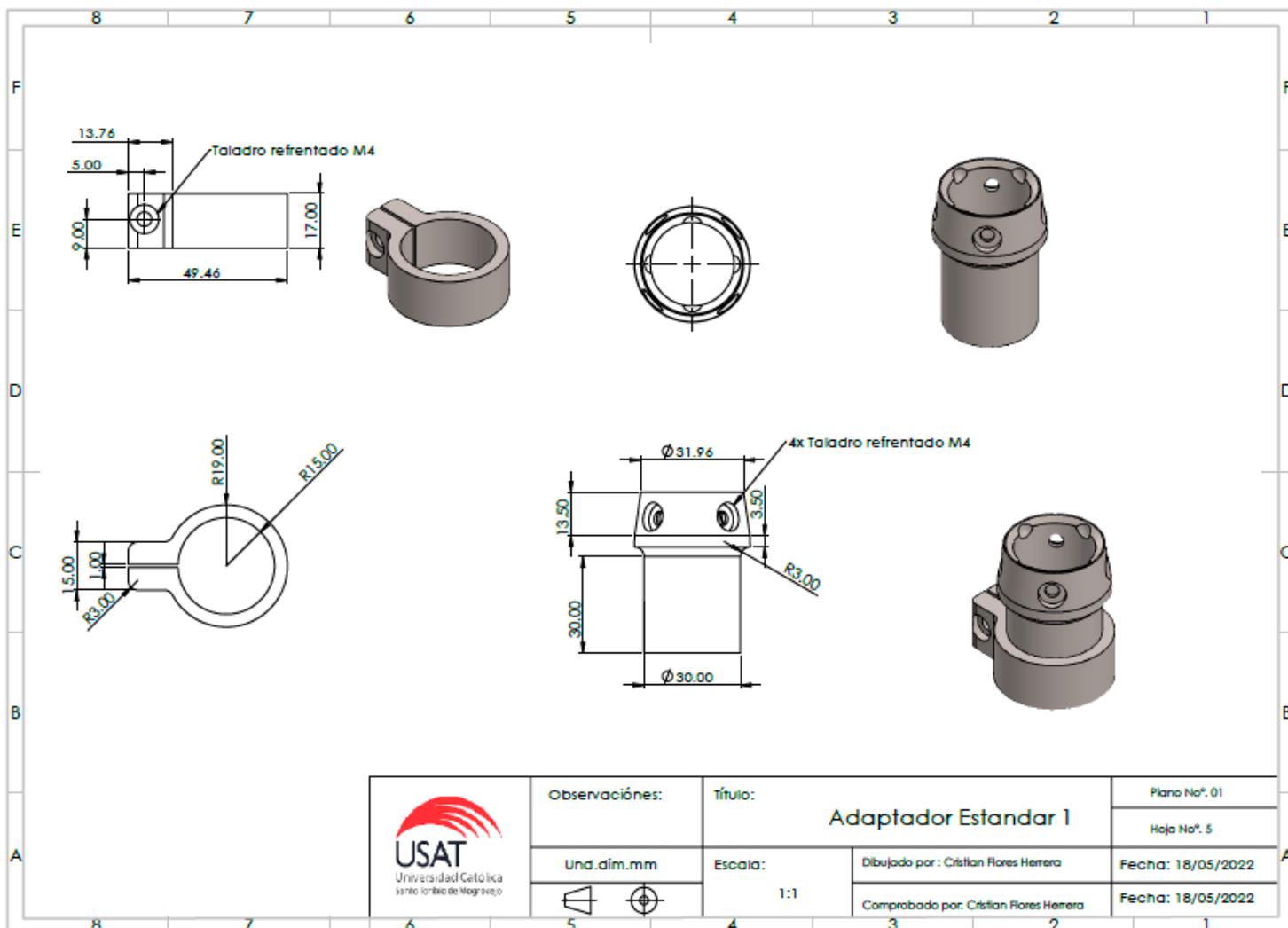
 <p>USAT Universidad Católica santo Isidro de Nececezo</p>	Observaciones:	Título: <b>Pedal</b>		Plano No°. 01
	Und. dim. mm	Escala: 2:1	Dibujado por: Cristian Flores Herrera	Hoja No°. 3
	 		Comprobado por: Cristian Flores Herrera	Fecha: 18/05/2022
				Fecha: 18/05/2022

PLANO 03



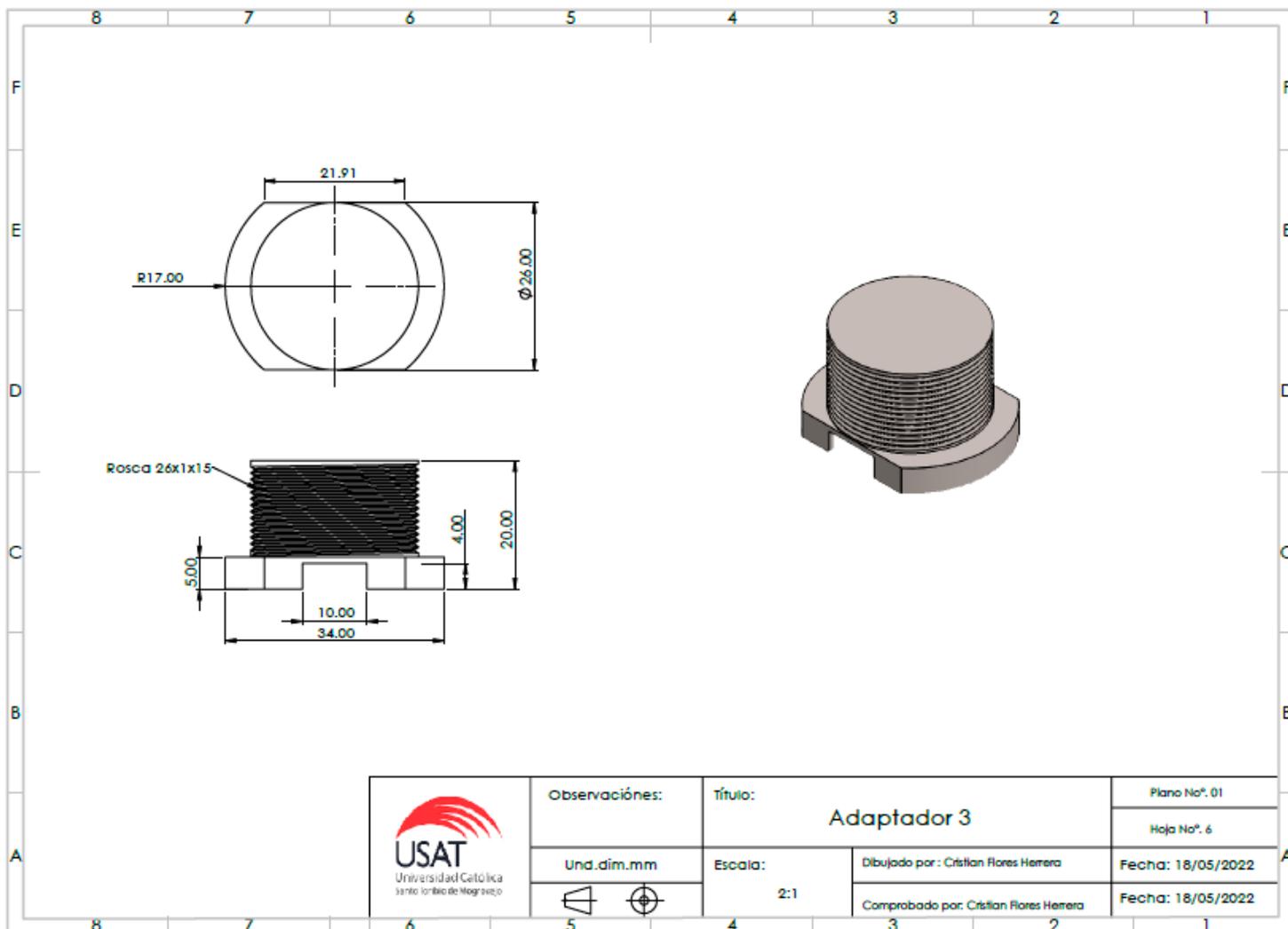
	Observaciones:	Título:		Plano No. 01
	Und. dim. mm	Adaptador Estandar 2		Hoja No. 4
	 	Escala:	Dibujado por: Cristian Flores Herrera	Fecha: 18/05/2022
		1:1	Comprobado por: Cristian Flores Herrera	Fecha: 18/05/2022

PLANO 04

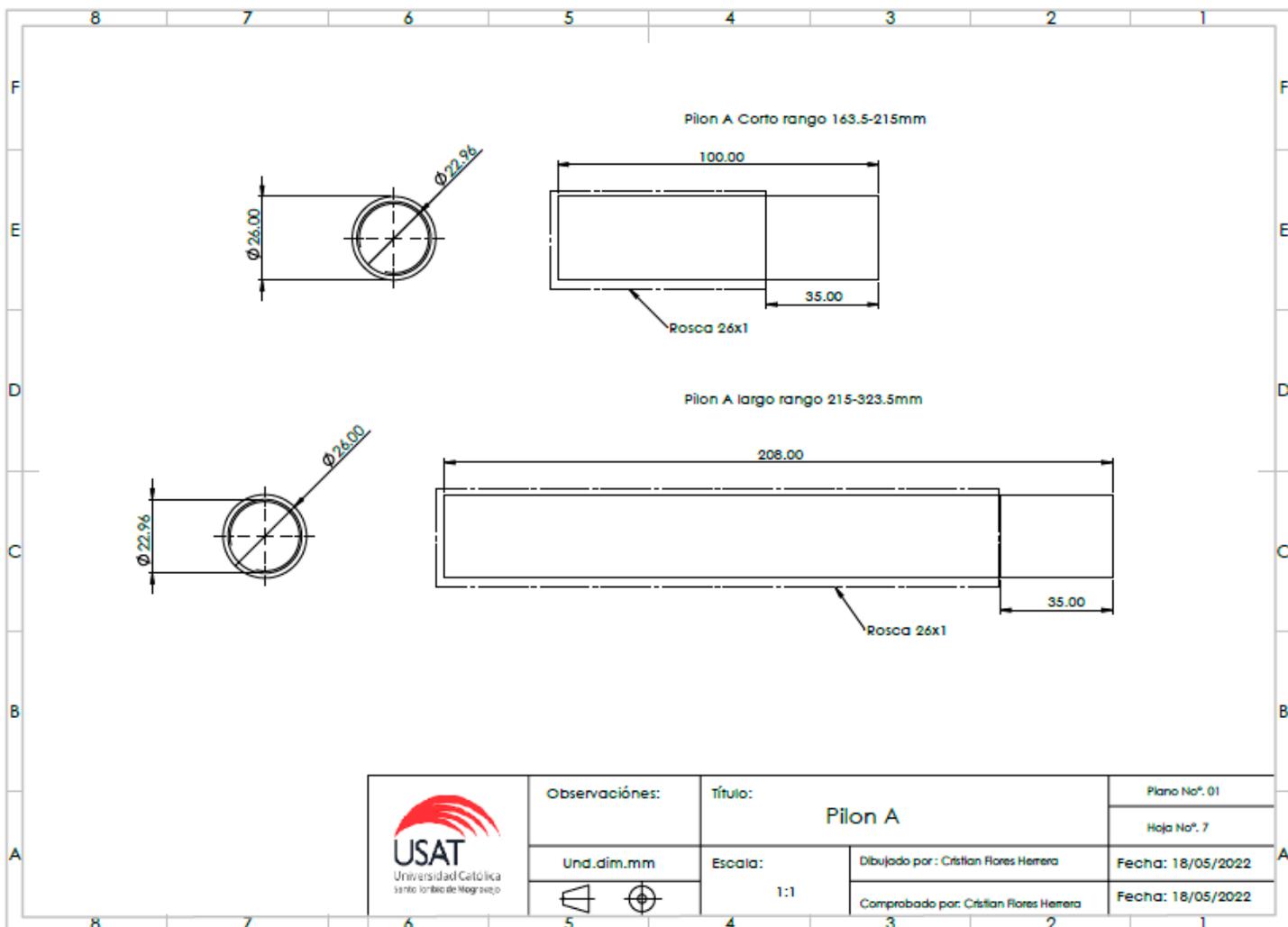


 <p>USAT Universidad Católica santo Iñacio de Negreiros</p>	Observaciones:	Título:		Plano No°. 01
		Adaptador Estándar I		Hoja No°. 5
	Und. dim. mm	Escala:	Dibujado por: Cristóbal Flores Herrera	Fecha: 18/05/2022
	 	1:1	Comprobado por: Cristóbal Flores Herrera	Fecha: 18/05/2022

PLANO 05

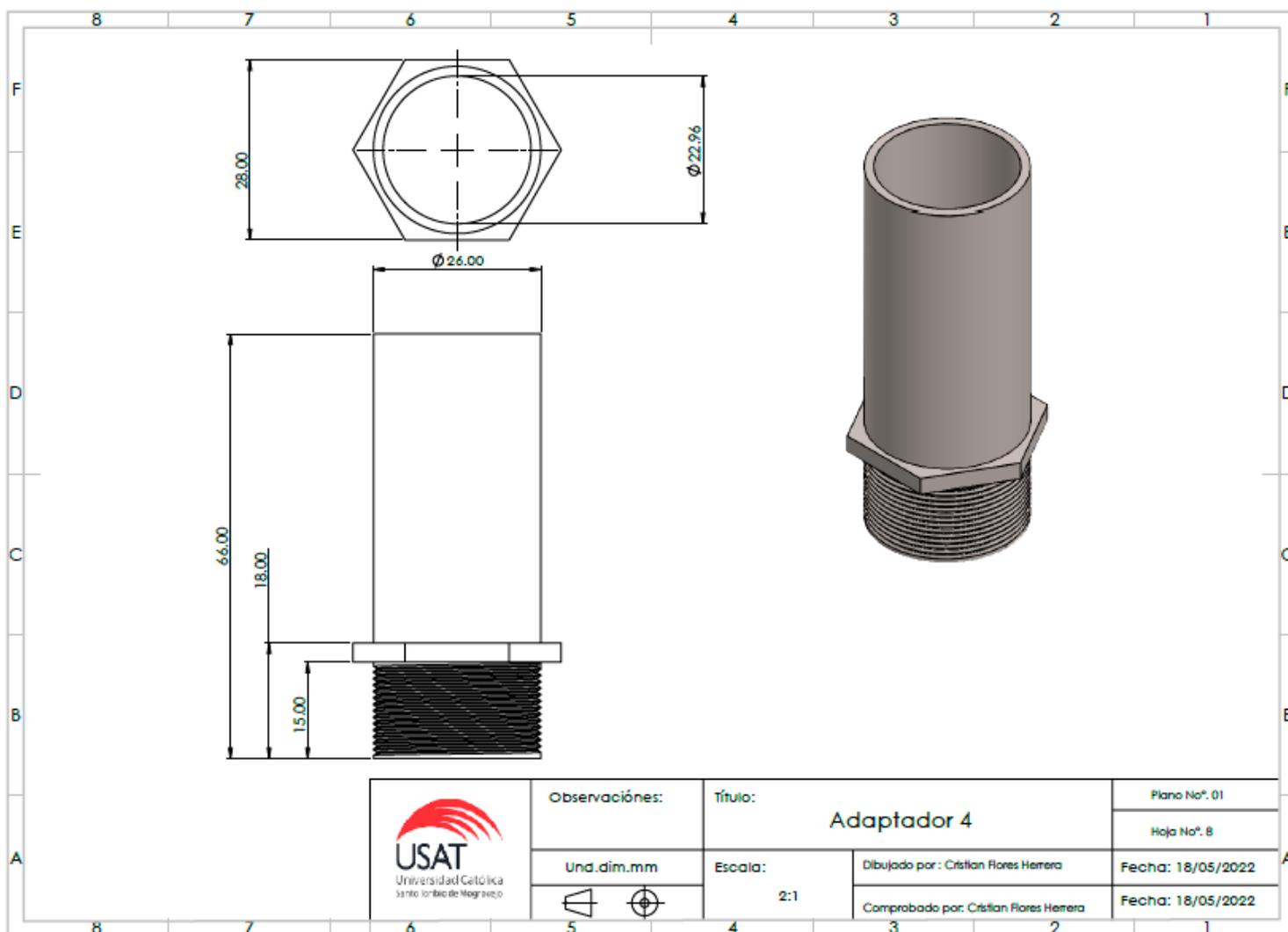


PLANO 06

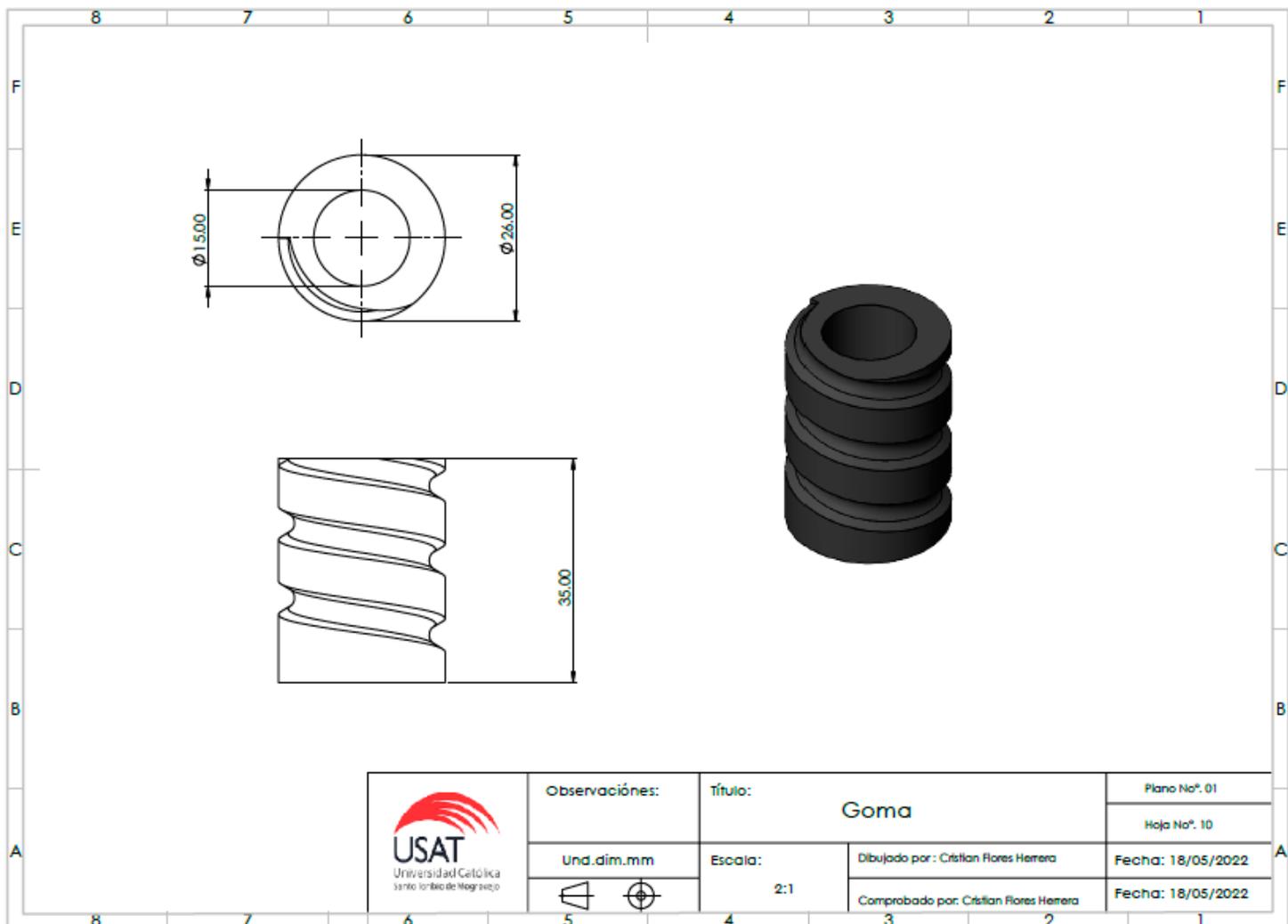


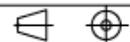
	Observaciones:	Título: Pilon A		Plano No. 01
	Und. dim. mm	Escala: 1:1	Dibujado por: Cristian Flores Herrera	Hoja No. 7
	 		Comprobado por: Cristian Flores Herrera	Fecha: 18/05/2022
				Fecha: 18/05/2022

## PLANO 07

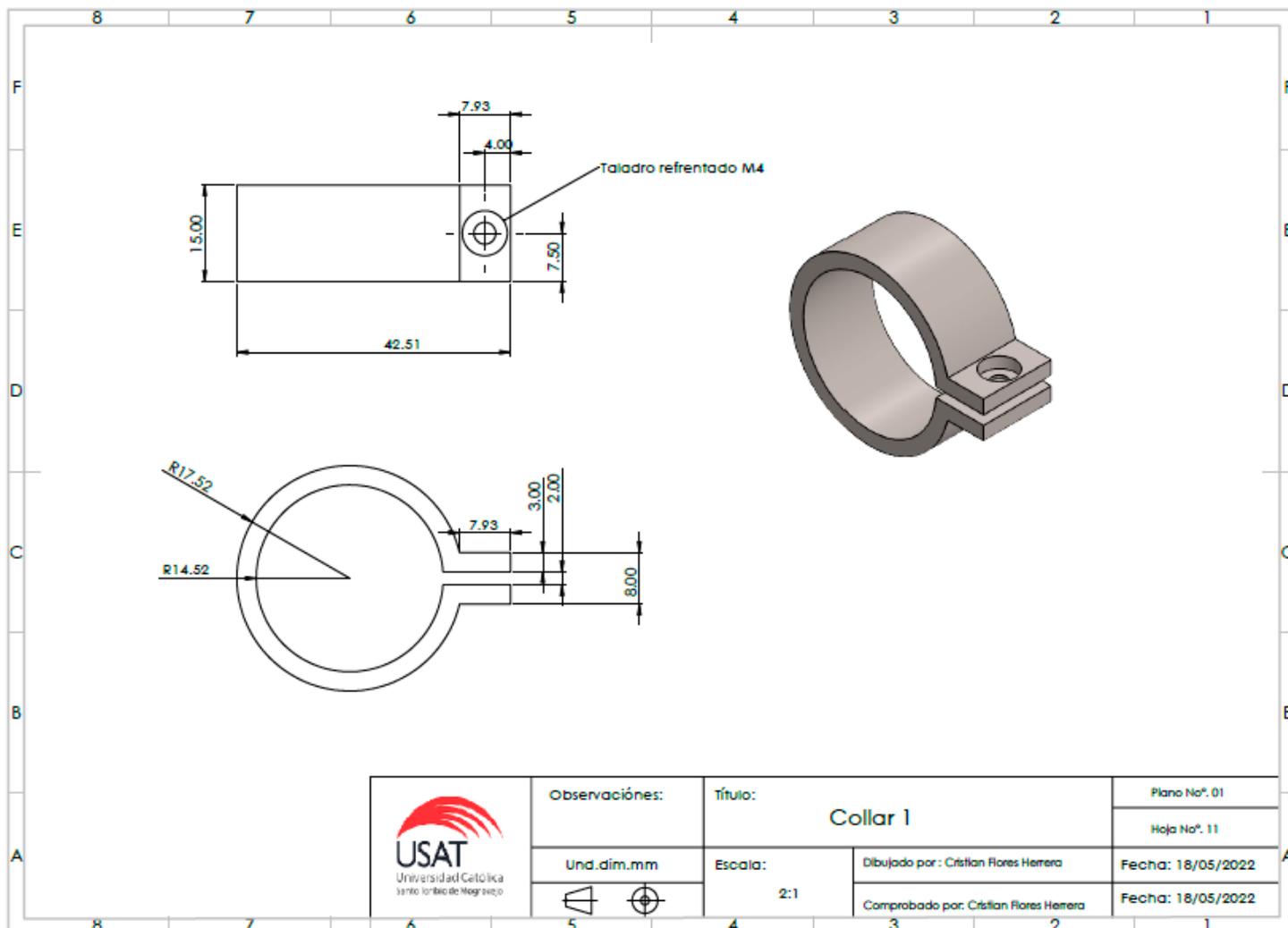


PLANO 08

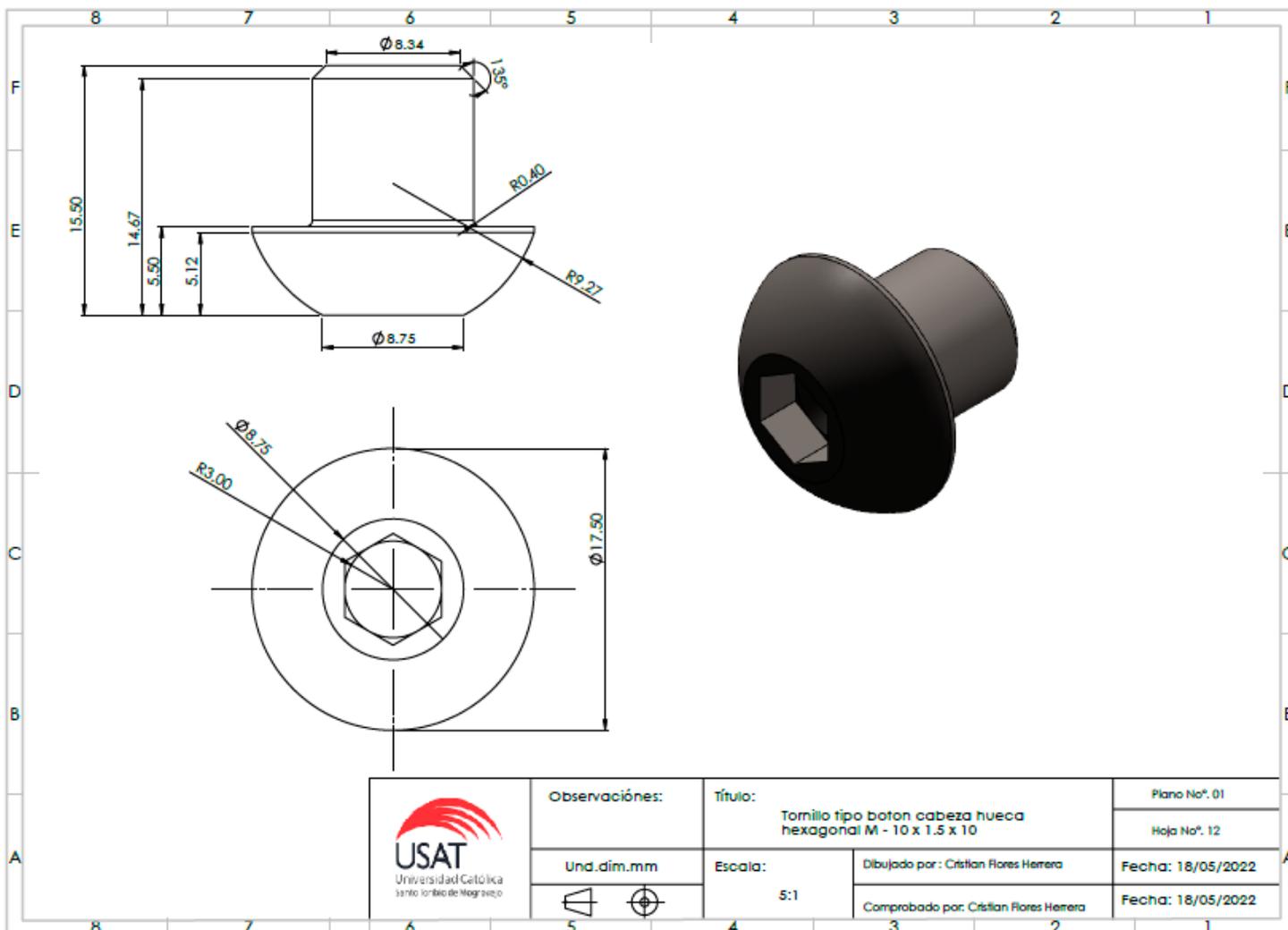


 <p>USAT Universidad Católica santo toribio de Negrete</p>	Observaciones:	Título:		Plano No°. 01
		Goma		Hoja No°. 10
	Und. dim. mm	Escala:	Dibujado por : Cristian Flores Herrera	Fecha: 18/05/2022
		2:1	Comprobado por: Cristian Flores Herrera	Fecha: 18/05/2022

PLANO 09

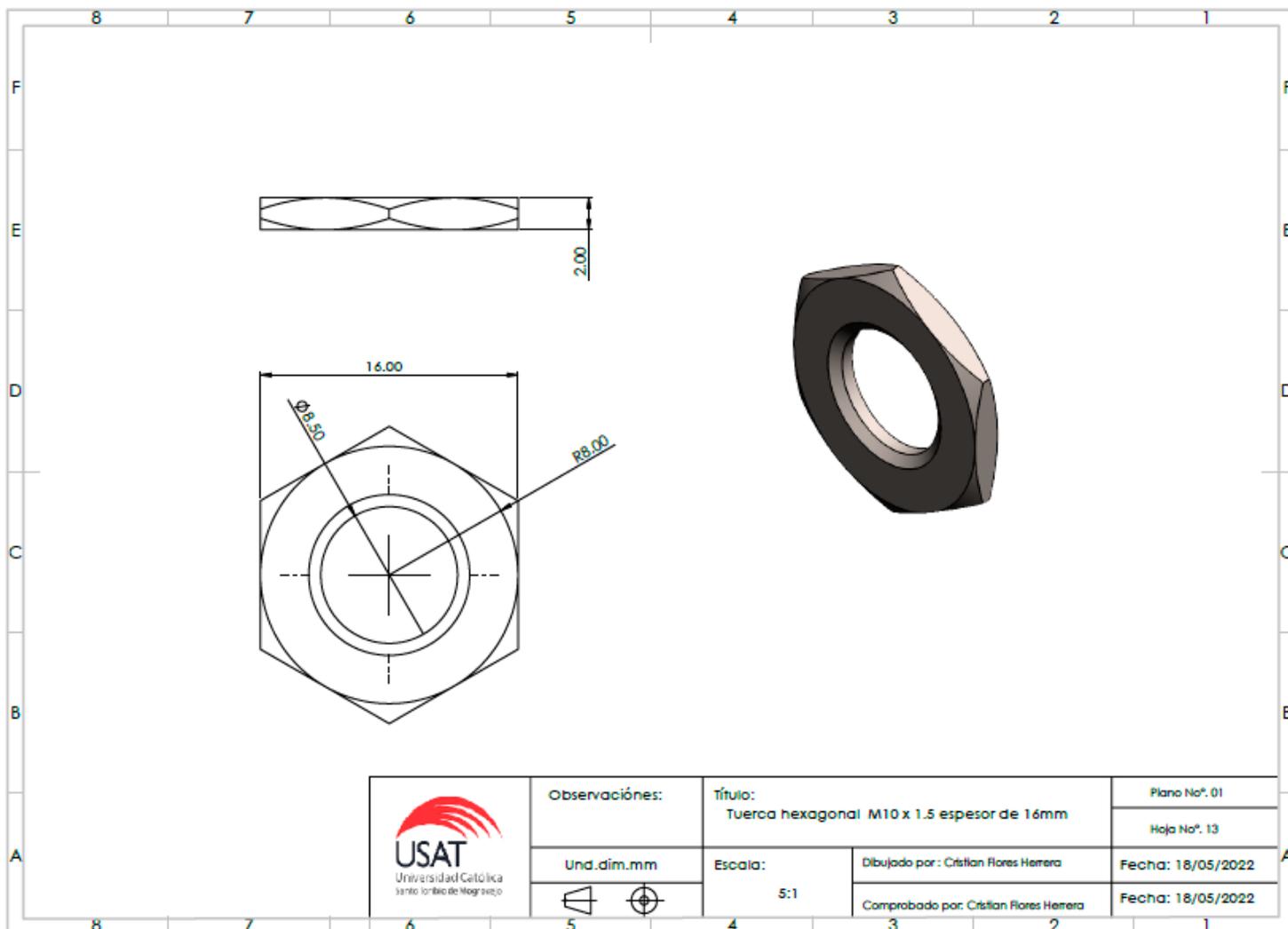


PLANO 10



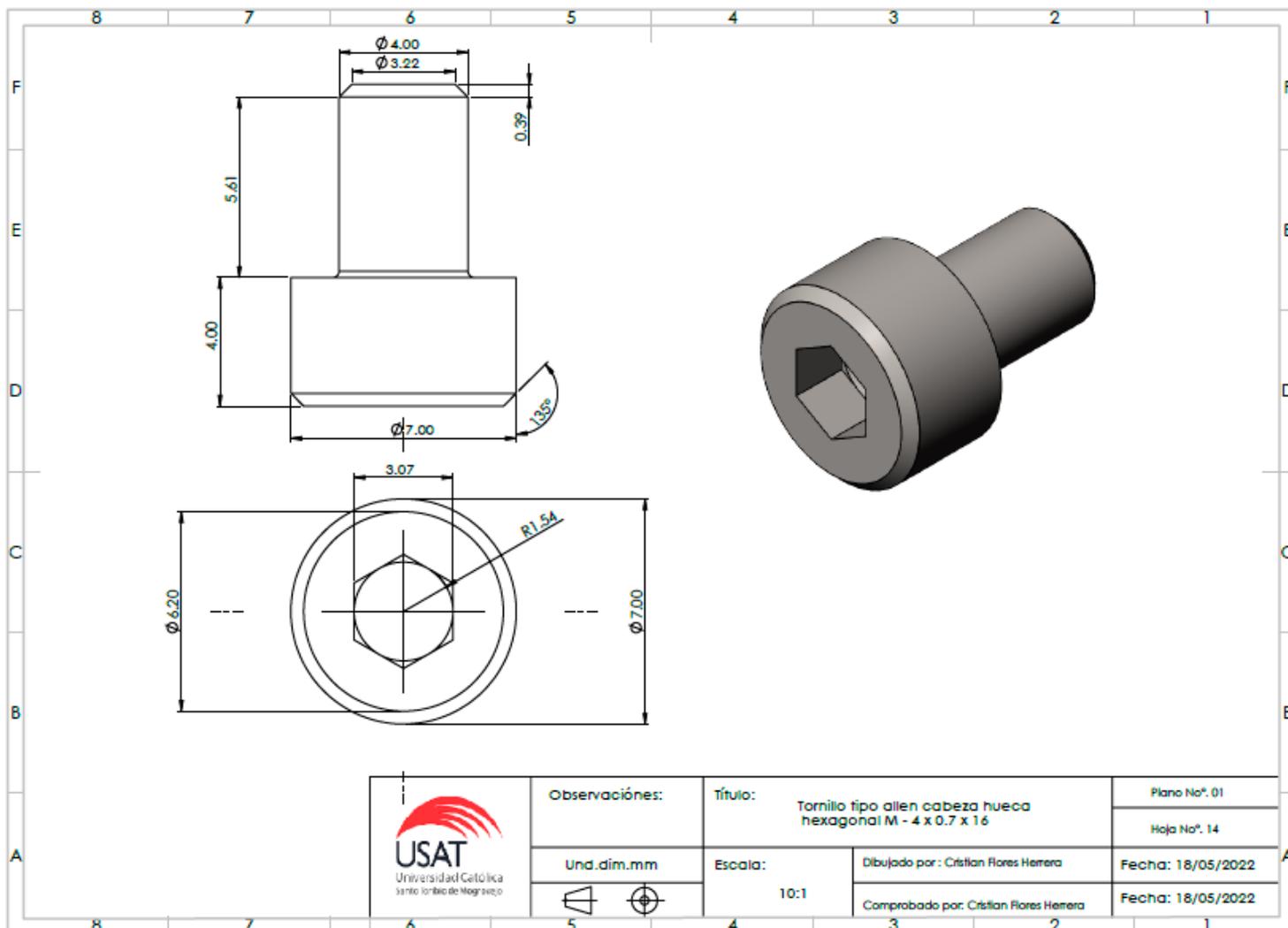
	Observaciones:	Título:		Plano No°. 01
		Tornillo tipo boton cabeza hueca hexagonal M - 10 x 1.5 x 10		Hoja No°. 12
	Und. dim. mm	Escala:	Dibujado por: Cristian Flores Herrera	Fecha: 18/05/2022
		5:1	Comprobado por: Cristian Flores Herrera	Fecha: 18/05/2022

PLANO 11



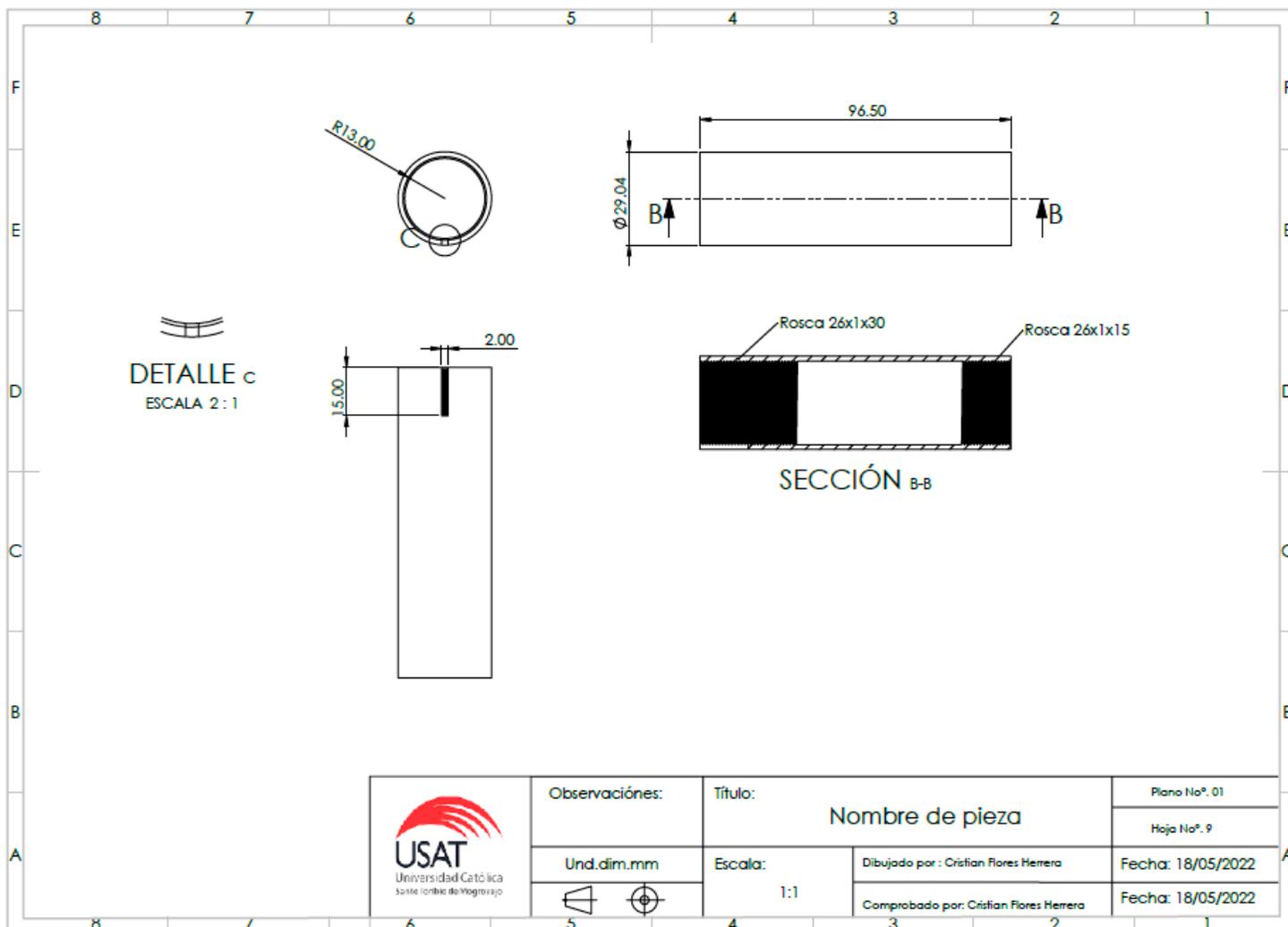
	Observaciones:	Título: Tuerca hexagonal M10 x 1.5 espesor de 16mm		Plano No. 01
	Und. dim. mm	Escala:	Dibujado por: Cristian Flores Herrera	Hoja No. 13
		5:1	Comprobado por: Cristian Flores Herrera	Fecha: 18/05/2022
				Fecha: 18/05/2022

PLANO 12



	Observaciones:	Título:	Plano No°. 01
	Und. dim. mm	Escala:	Hoja No°. 14
		10:1	Dibujado por: Cristian Flores Herrera
		Comprobado por: Cristian Flores Herrera	Fecha: 18/05/2022

PLANO 13

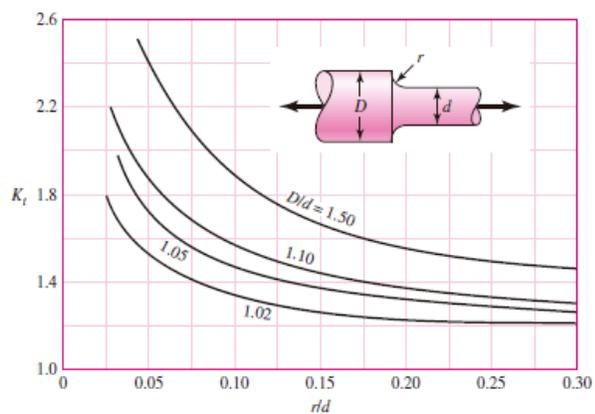


	Observaciones:	Título:		Plano No°. 01
		Nombre de pieza		Hoja No°. 9
	Und. dim. mm	Escala:	Dibujado por : Cristian Flores Herrera	Fecha: 18/05/2022
		1:1	Comprobado por: Cristian Flores Herrera	Fecha: 18/05/2022

## ANEXO 14

Figura A-15-7

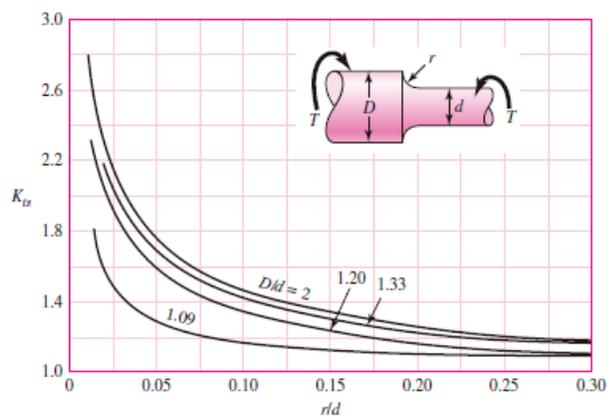
Eje redondo con filete en el hombro en tensión.  $\sigma_0 = F/A$ , donde  $A = \pi d^2/4$ .



## ANEXO 15

Figura A-15-8

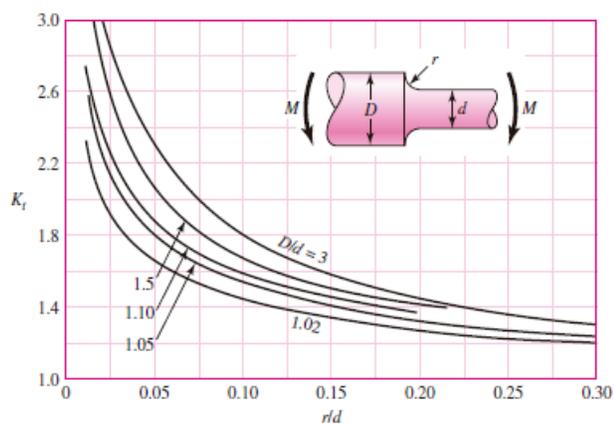
Eje redondo con filete en el hombro en torsión.  $\tau_0 = Tc/J$ , donde  $c = d/2$  y  $J = \pi d^4/32$ .



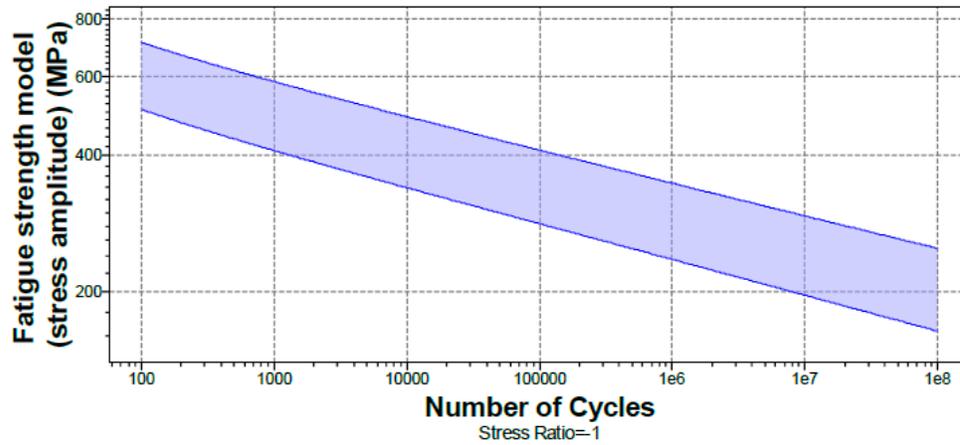
## ANEXO 16

Figura A-15-9

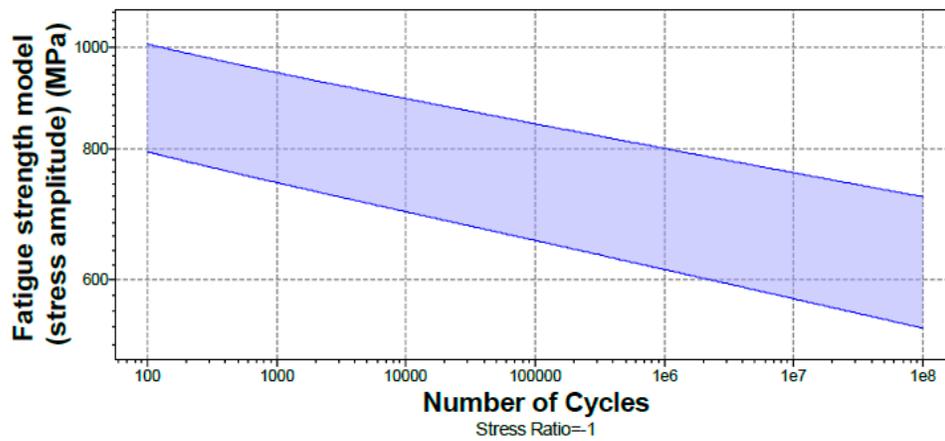
Eje redondo con filete en el hombro en flexión.  $\sigma_0 = Mc/I$ , donde  $c = d/2$  y  $I = \pi d^4/64$ .



### ANEXO 17 CURVA S-N DEL AISI 304



### ANEXO 18 CURVA S-N DEL TITANIO DE GRADO 5



### ANEXO 19 CURVA S-N DEL ALUMINIO 7075 T6

