



UNIVERSIDAD TÉCNICA DE AMBATO
FACULTAD DE INGENIERÍA CIVIL Y MECÁNICA
CARRERA DE INGENIERÍA MECÁNICA

**PROYECTO TÉCNICO PREVIO A LA OBTENCIÓN DEL TÍTULO DE
INGENIERO MECÁNICO**

TEMA:

**“DISEÑO DE UNA PRÓTESIS PARA AMPUTACIÓN TRANSTIBIAL CON
ENFOQUE EN LA COMPENSACIÓN DE LOS TRÍCEPS SURALES.”**

Autor: Jonathan Israel Martinez Chuncha

Tutora: Ing. Thalía Daniella San Antonio Serrano, Ph.D.

AMBATO - ECUADOR

Septiembre - 2023


APROBACIÓN DEL TUTOR

En mi calidad de Tutora del Proyecto Técnico, previo a la obtención del Título de Ingeniero Mecánico, con el tema **“DISEÑO DE UNA PRÓTESIS PARA AMPUTACIÓN TRANSTIBIAL CON ENFOQUE EN LA COMPENSACIÓN DE LOS TRÍCEPS SURALES”**, elaborado por el Sr. Jonathan Israel Martinez Chuncha de cédula de ciudadanía C.I. 1805153846, estudiante de la Carrera de Ingeniería Mecánica, de la Facultad de Ingeniería Civil y Mecánica.

Certifico:

- El presente proyecto técnico es original de su autor.
- Ha sido revisado en cada uno de sus capítulos componentes.
- Está concluido en su totalidad.

Ambato, septiembre 2023



Ing. Thalía Daniella San Antonio Serrano, Ph.D.

TUTORA

AUTORÍA DEL TRABAJO DE TITULACIÓN

Yo, **Jonathan Israel Martinez Chuncha**, con C.I. 1805153846 declaro que todos los contenidos y actividades expuestos en el desarrollo del presente Proyecto Técnico con el tema: **“DISEÑO DE UNA PRÓTESIS PARA AMPUTACIÓN TRANSTIBIAL CON ENFOQUE EN LA COMPENSACIÓN DE LOS TRÍCEPS SURALES”**, así como también los análisis estadísticos, ideas, criterios, tablas, conclusiones y recomendaciones son de mi exclusiva responsabilidad como autor del proyecto a excepción de las referencias bibliográficas citadas en el mismo.

Ambato, septiembre 2023



Jonathan Israel Martinez Chuncha

C.I. 1805153846

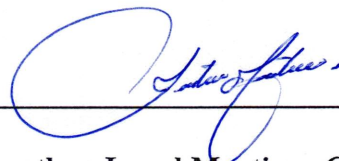
AUTOR

DERECHOS DE AUTOR

Autorizo a la Universidad Técnica de Ambato, para que haga de este Proyecto Técnico o parte de él, un documento disponible para su lectura consulta y proceso de investigación, según las normas de la Institución.

Cedo los Derechos en línea patrimoniales de mi Proyecto Técnico, con fines de difusión pública, además apruebo la reproducción de este documento dentro de las regulaciones de la Universidad, siempre y cuando esta reproducción no suponga una ganancia económica y se realice respetando mis derechos de autor.

Ambato, septiembre 2023



Jonathan Israel Martinez Chuncha

C.I. 1805153846

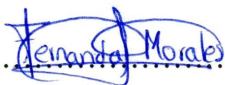
AUTOR

APROBACIÓN DEL TRIBUNAL DE GRADO

Los miembros del Tribunal de Grado aprueban el informe del Proyecto Técnico realizado por el señor Jonathan Israel Martinez Chuncha de la carrera de Ingeniería Mecánica bajo el tema: **“DISEÑO DE UNA PRÓTESIS PARA AMPUTACIÓN TRANSTIBIAL CON ENFOQUE EN LA COMPENSACIÓN DE LOS TRÍCEPS SURALES”**.

Ambato, septiembre 2023

Para constancia firman:



Ing. Vanessa Fernanda Rovalino Morales, Mg.

MIEMBRO CALIFICADOR



Ing. Oscar Iván Analuiza Maiza, Mg.

MIEMBRO CALIFICADOR

AGRADECIMIENTO

La paciencia es una virtud que mis allegados han tenido que pulir y la gratitud una que yo he tenido que aprender en su compañía,

Por ello gracias a todos los que con paciencia me han mirado con cuidado me han tratado y con cautela me aconsejaron,

Agradezco las palabras de ánimos y de firmeza que construyeron los resultados esperados, para mí y para mi vida profesional,

Por el camino que marcó mi alma mater

Ing. Thalía San Antonio PhD.

Universidad Técnica de Ambato

Gracias, siempre, muchas gracias.

Jonathan Martinez

DEDICATORIA

A mi Madre por su esfuerzo y a Dios por su vida.

A mi Padre por su esfuerzo y a Dios por su vida.

Jonathan Martinez

ÍNDICE GENERAL DE CONTENIDO

PORTADA.....	i
APROBACIÓN DEL TUTOR.....	ii
AUTORÍA DEL TRABAJO DE TITULACIÓN.....	iii
DERECHOS DE AUTOR.....	iv
APROBACIÓN DEL TRIBUNAL DE GRADO.....	v
AGRADECIMIENTO.....	vi
DEDICATORIA.....	vii
ÍNDICE GENERAL.....	viii
ÍNDICE DE FIGURAS	x
ÍNDICE DE TABLAS.....	xii
RESUMEN EJECUTIVO	xiv
ABSTRACT	xv
CAPÍTULO I -INTRODUCCIÓN	
1.1. Tema de investigación	1
1.2. Justificación	1
1.3. Objetivos	2
1.3.1. Objetivo general.....	2
1.3.2. Objetivos específicos.....	2
CAPÍTULO II -MARCO REFERENCIAL	
2.1. Estudio de diseños y componentes protésicos con configuraciones dinámicas de alto rendimiento	4
2.1.1. Modelo de prótesis transtibial de alto rendimiento " Voyager".....	6
2.1.2. Modelo de prótesis transtibial de mediano rendimiento " Scout".....	9
2.1.3. Modelo de prótesis transtibial de mediano rendimiento "Celsus".....	13
2.1.4. Modelo de prótesis transtibial de alto rendimiento "Odyssey".....	17
2.1.5. Modelo de prótesis transtibial de alto rendimiento "Sidekicks".....	20
2.1.6. Modelo de prótesis transtibial de alto rendimiento "Powered Ankle-Foot".	24
2.1.7. Modelo de prótesis transtibial de alto rendimiento "Elastic energy returns"	26
2.1.8. Modelo de prótesis transtibial de mediano rendimiento " Tri-plantar".....	27
CAPÍTULO III- MARCO METODOLÓGICO	
3.1. Metodología.....	29

CAPÍTULO IV- DISCUSIÓN Y RESULTADOS

4.1.	Estudio de los tipos de movimientos y esfuerzos a los que está sometida una prótesis transtibial durante el ciclo de marcha.....	31
4.1.1.	Biomecánica del tobillo durante el ciclo de marcha.....	32
4.1.2.	Ciclo de marcha.....	34
4.1.3.	Estudio de cargas aplicadas sobre la prótesis transtibial durante la marcha...	36
4.2.	Análisis de diseños y componentes protésicos con configuraciones dinámicas y estructurales que pueda asemejar la funcionalidad del miembro sural amputado.....	39
4.2.1.	Exigencias funcionales primordiales	39
4.2.2.	Exigencias funcionales requeridas	40
4.2.3.	Cuadro de evaluación comparativa	42
4.2.4.	Estudio de exigencias mecánicas.....	45
4.3.	Diseño de una prótesis transtibial enfocada en criterios de prótesis de alto rendimiento.....	63
4.3.1.	Diseño mecánico general.....	63
4.3.2.	Componentes principales de la prótesis transtibial.....	65
4.3.3.	Selección de materiales.....	66
4.3.4.	Condiciones de contorno para los componentes protésicos diseñados.....	73
4.3.5.	Análisis de los componentes por medio del método de elementos finitos..	78
4.3.6.	Resultados.....	84
4.4.	Factibilidad económica.....	86
4.4.1.	Tiempo de fabricación y el costo relacionado.....	86
4.4.2.	Análisis comparativo de modelos presentes en el mercado protésico con respecto al modelo diseñado en el presente trabajo de investigación.....	88

CAPÍTULO V-DISCUSIÓN Y RESULTADOS

5.1.	Conclusiones.....	90
5.2.	Recomendaciones.....	91
5.3.	Bibliografía.....	93
5.4.	Planos.....	94

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1. Diseño esquemático de la prótesis Voyager	8
Figura 2. Fotografía del modelo Voyager construido	9
Figura 3. Diseño esquemático prótesis Scout	11
Figura 4. Imágenes del diseño Scout	13
Figura 5. Diseño esquemático prótesis Celsus.....	15
Figura 6. Fotografías de la prótesis Celsus	16
Figura 7. Dorsiflexión y flexión plantar en la prótesis Celsus	17
Figura 8. Diseño esquemático de la prótesis Odyssey	18
Figura 9. Fotografías de la prótesis Odyssey	20
Figura 10. Diseño esquemático de la prótesis Sidekicks.....	22
Figura 11. Fotografías de la prótesis Sidekicks.....	23
Figura 12. Sistema de amortiguamiento para la prótesis Sidekicks	23
Figura 13. Suela de caucho prótesis Sidekicks	24
Figura 14. Diseño esquemático de la prótesis P.A.F.....	25
Figura 15. Diseño esquemático prótesis y sistema de amortiguación por suspensión...	26
Figura 16. Diseño esquemático modelo tri-plantar	28
Figura 17. Planimetría del cuerpo humano.....	31
Figura 18. Biomecánica de la articulación de tobillo.....	32
Figura 19. Modelo tiobiotarsiano Kapandji para modelado de prótesis con eje simple.	33
Figura 20. Modelo cardán heterocinético de kapandji para diseño de doble eje	34
Figura 21. Secuencia del ciclo de marcha de Vera Luna	34
Figura 22. Fase de apoyo y balanceo pierna derecha durante el ciclo de marcha.....	35
Figura 23. Configuración plantar artificial genérica.....	46
Figura 24. Configuración plantar anatómica.....	47
Figura 25. Tipo de huella plantar y distribución de esfuerzos podal.....	48
Figura 26. Huella plantar podo-fotograma.....	49
Figura 27. Proporción anatómica real vs Proporción Protésica.....	50
Figura 28. Pie normal ángulo de Moreau y astragalocalcáneo.....	50
Figura 29. Medidas del arco longitudinal bóveda plantar.....	51
Figura 30. Puntos de acople y concentración de esfuerzos para un pie.....	52
Figura 31. Estructura genérica de prótesis transtibiales de bajo costo.....	54

Figura 32. Ancho de tobillo anatómico.....	59
Figura 33. Altura funcional prótesis.....	60
Figura 34. Longitud plantar.....	60
Figura 35. Ancho de planta del pie.....	61
Figura 36. Sistema de amortiguamiento eficiente para modelos de prótesis transtibiales.....	62
Figura 37. Dibujo técnico del prototipo de modelo protésico.....	65
Figura 38. Grafica esfuerzo-deformación de diferentes materiales para impresión 3D..	67
Figura 39. Componentes principales del diseño final de la prótesis transtibial.....	73
Figura 40. Condiciones de contorno componente 1 (traslación).....	74
Figura 41. Condiciones de contorno del componente 1 (rotación).....	74
Figura 42. Condiciones de contorno componente 2 (traslación).....	76
Figura 43. Condiciones de contorno del componente 2 (rotación).....	76
Figura 44. Condiciones de contorno componente 3 (traslación).....	77
Figura 45. Condiciones de contorno del componente 3 (rotación).....	78
Figura 46. Preparación de la geometría para el análisis no lineal.....	79
Figura 47. Modelo protésico mallado para estudio en worckbench.....	80
Figura 48. Gráfica de convergencia con valores iterados estimados por Ansys.....	84
Figura 49. Distribución de esfuerzo equivalente de Von Mises.....	84
Figura 50. Desplazamientos del modelo de prótesis transtibial ante cargas aplicadas...	85

ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 1.	Consideraciones y especificaciones básicas para diseños protésicos para pie.....	5
Tabla 2.	Especificaciones de la prótesis Voyager.....	6
Tabla 3.	Componentes principales de la prótesis Voyager.....	8
Tabla 4.	Especificaciones de diseño Scout.....	10
Tabla 5.	Especificaciones de diseño Celsus.....	14
Tabla 6.	Componentes principales prótesis Celsus	15
Tabla 7.	Especificaciones de diseño Odyssey.....	17
Tabla 8.	Componentes principales prótesis Odyssey.....	19
Tabla 9.	Especificaciones de la prótesis Sidekicks.....	21
Tabla 10.	Componentes principales del diseño Sidekicks.....	22
Tabla 11.	Exigencias funcionales primordiales para un diseño protésico transtibial.....	40
Tabla 12.	Exigencias funcionales requeridas para un diseño protésico transtibial.....	41
Tabla 13.	Tabla de ponderación.....	42
Tabla 14.	Tabla de ponderación requerimientos primarios y secundarios.....	43
Tabla 15.	Diseños anatómicamente proporcionales al pie humano.....	45
Tabla 16.	Valoraciones del pie para la determinación de la configuración plantar.	47
Tabla 17.	Top 3 prótesis económicamente accesibles.....	52
Tabla 18.	Diseños Protésicos funcionales para prótesis transtibiales.....	53
Tabla 19.	Diseños con configuraciones estructurales de fácil fabricación.....	54
Tabla 20.	Diseños de fácil mantenimiento.....	55
Tabla 21.	Diseños de peso aproximado al anatómico.....	56
Tabla 22.	Masa promedio de prótesis presentes en el mercado tecnológico.....	57
Tabla 23.	Prótesis de alta estabilidad funcional.....	57
Tabla 24.	Prótesis con una proporción anatómica semejante a la proporción anatómica.....	58
Tabla 25.	Consideraciones protésicas para dimensionamiento anatómico.....	59
Tabla 26.	Dimensiones y relaciones antropométricas del miembro inferior.....	59
Tabla 27.	Prótesis con ciclo de marcha eficiente.....	61

Tabla 28. Prótesis de fácil ensamble y acople.....	62
Tabla 29. Boceto de réplica anatómica de prótesis transtibial.....	64
Tabla 30. Tipos de tecnología aditiva, materiales y detalles para impresión 3.....	67
Tabla 31. Propiedades mecánicas para materiales opcionales en impresión 3D.....	68
Tabla 32. Características de aleaciones ferrosas y no ferrosas	68
Tabla 33. Aceros al carbono útiles para prótesis transtibiales	69
Tabla 34. Aluminio y sus aleaciones para forja y fundición	70
Tabla 35. Propiedades de la aleación de aluminio A132 empleado en las partes principales de la prótesis.....	71
Tabla 36. Propiedades del acero estructural empleado en los ejes	72
Tabla 37. Distribución detallada de fuerzas aplicadas al componente 1	75
Tabla 38. Distribución detallada de fuerzas aplicadas al componente 2.....	77
Tabla 39. Distribución detallada de fuerzas aplicadas al componente 3.....	78
Tabla 40. Propiedades y especificaciones del tipo de elemento utilizado para la discretización del modelo protésico y sus posibles variantes.....	80
Tabla 41. Análisis de convergencia de malla.....	81
Tabla 42. Calidad de elementos de malla.....	81
Tabla 43. Condiciones aplicadas sobre la geometría preparada para Ansys Workbench.....	83
Tabla 44. Resultado de Distribución de esfuerzo equivalente de Von Mises para el modelo de prótesis transtibial.....	85
Tabla 45. Resultado del comportamiento del modelo de prótesis transtibial.....	85
Tabla 46. Factor de seguridad para la el modelo protésico.....	86
Tabla 47. Costos de impresión 3D para la fabricación del modelo de sacrificio para fundición.....	87
Tabla 48. Costo de fabricación para el diseño de prótesis transtibial.....	87
Tabla 49. Comparativa de costos entre modelos protésicos.....	88

RESUMEN EJECUTIVO

El diseño de un modelo protésico enfocado en compensar la funcionalidad de los músculos transtibiales se llevó a cabo por diversas razones, como la baja adaptabilidad de las prótesis comerciales con relación al músculo sural, el costo elevado de prótesis de alto rendimiento y la inaccesibilidad a repuestos para componentes desgastados.

Para el desarrollo del proyecto se realizó un análisis orientado a determinar componentes y características útiles para generar un modelo de alto rendimiento, los componentes relevantes fueron seleccionados e implementados bajo criterios de adaptabilidad, factibilidad económica, diseño estructural, fabricación mecánica accesible, estabilidad durante la marcha y proporción anatómica. Respecto a las medidas antropométricas aplicadas al diseño final se utilizaron investigaciones relacionadas a estudios anatómicos, estas medidas ergonómicas establecieron parámetros de diseño como peso, altura, nivel de tobillo y funcionalidad, para el estudio del modelo se consideró como material principal el aluminio A132 por ser el material más común utilizado para generar piezas de carrocería reciclables y accesibles comercialmente.

Tanto las características de las prótesis analizadas como la parametrización de los componentes permitieron generar un modelo protésico que satisface los requerimientos mecánicos del tríceps sural al integrar un sistema de amortiguamiento en base a topes de goma el cual es capaz de soportar hasta 4 veces el peso del usuario en estado de bipedestación y con un costo de fabricación menor a un salario básico en Ecuador (450 dólares).

Palabras claves: Músculo sural, proporción anatómica, medidas antropométricas, ergonómica, parametrización.

ABSTRACT

The design of a prosthetic model focused on compensating the functionality of the transtibial muscles was carried out for several reasons, such as the low adaptability of commercial prostheses in relation to the sural muscle, the high cost of high performance prostheses and the inaccessibility of spare parts for worn components.

For the development of the project, an analysis was carried out to determine useful components and characteristics to generate a high performance model. The relevant components were selected and implemented under criteria of adaptability, economic feasibility, structural design, accessible mechanical fabrication, stability during gait and anatomical proportion. Regarding the anthropometric measurements applied to the final design, research related to anatomical studies were used; these ergonomic measurements established design parameters such as weight, height, ankle level and functionality. For the study of the model, aluminum A132 was considered as the main material, since it is the most common material used to generate recyclable and commercially accessible body parts.

Both the characteristics of the prostheses analyzed and the parameterization of the components made it possible to generate a prosthetic model that satisfies the mechanical requirements of the triceps suralis by integrating a cushioning system based on rubber buffers which is capable of supporting up to 4 times the weight of the user in a bipedal state and with a manufacturing cost of less than one basic salary in Ecuador (450 dollars).

Key words: sural muscle, anatomical proportion, anthropometric measurements, ergonomics, parameterization.

CAPÍTULO I

INTRODUCCIÓN

En este apartado se determina la importancia del desarrollo del presente proyecto y su influencia en el campo de la ingeniería, su relevancia en el campo social está relacionada a la reincorporación del usuario a sus labores cotidianas previas a una amputación del miembro inferior además de la reinserción social que significa el uso de una prótesis con características de alta eficiencia, los objetivos a desarrollar están dirigidos a reducir el costo económico que representa el adquirir un modelo protésico de alta calidad para personas de medianos recursos, los costos de fabricación serán disminuidos por medio del uso de criterios de ingeniería relacionadas a la fundición de componentes mecánicos para minimizar los costos de fabricación.

1.1. Tema de investigación

“Diseño de una prótesis para amputación transtibial con enfoque en la compensación de los tríceps surales.”

1.2. Justificación

El desarrollo del presente trabajo de investigación es importante en el campo de la ingeniería debido a su capacidad de influir en la calidad de vida de personas con amputaciones a nivel transtibial por medio del diseño de sistemas mecánicos orientados a suplir amputaciones de músculos funcionales del cuerpo. La investigación está enfocada a personas con niveles económicos limitados cuyos roles laborales en la sociedad requieren esfuerzos físicos por lo que demandan un diseño protésico con características mecánicas observadas en prótesis costosas de alta calidad existentes en el mercado. El diseño tiene como propósito compensar la extremidad amputada de tal manera que sea posible para el usuario reintegrarse a sus actividades laborales con un porcentaje menor de limitaciones físicas.

Existen leyes que amparan al trabajador en caso de tener discapacidades físicas como una amputación, como se establece la Ley Orgánica de Discapacidades [1], específicamente en la sección quinta del Artículo 45, donde a través del derecho al trabajo y capacitación indica:

“Las personas con discapacidad, con deficiencia o condición incapacitante tienen derecho a acceder a un trabajo remunerado en condiciones de igualdad y a no ser discriminadas en las prácticas relativas al empleo, incluyendo los procedimientos para la aplicación, selección, contratación, capacitación e indemnización de personal y demás condiciones establecidas en los sectores público y privado.” [1]

A pesar de que existen regulaciones laborales que amparan el desarrollo de personas con discapacidades las condiciones fisiológicas de las mismas no les permiten un óptimo desarrollo de actividades que requieran un esfuerzo motriz que compense la capacidad física general. La reinserción de la persona amputada está ligada a su capacidad económica debido al alto costo que las prótesis de alta gama significan, por lo que a pesar de la existencia de leyes que amparan la situación de personas con amputaciones estas leyes no garantizan la reinserción laboral ni procuran por la situación económica de la persona amputada. La reinserción de personas con amputaciones no solo tiene un impacto económico en la persona amputada, sino que también en la empresa o entidad a la cual pertenece, esto debido a los gastos que significarían para la empresa el rediseño de los espacios para que estos sean accesibles [2].

La finalidad del presente proyecto abarca el diseño de una prótesis transtibial que cumpla con los requerimientos estructurales necesarios para ser usada en ambientes laborales donde se manejen cargas ergonómicamente tolerables encaminando la inclusión laboral de las personas con amputaciones a nivel inferior.

1.3. Objetivos

1.3.1. Objetivo general

Diseñar una prótesis para amputación transtibial con enfoque en la compensación de la ausencia de los tríceps surales.

1.3.2. Objetivos específicos

- Estudiar los tipos de movimientos y esfuerzos a los que está sometida una prótesis transtibial durante el ciclo de marcha para definir parámetros de diseño.

- Analizar los tipos de diseños y componentes protésicos más eficientes para determinar una configuración dinámica que pueda asemejar la funcionalidad del miembro sural amputado.
- Diseñar una prótesis transtibial con criterios de diseño de alto rendimiento utilizando programas de ingeniería para que se adapten a un usuario con necesidades físicas promedio.
- Realizar un análisis de costos de construcción de la prótesis diseñada con consideraciones de materiales adquiribles en el mercado local.

CAPÍTULO II

MARCO REFERENCIAL

Expandir definiciones relacionadas a componentes protésicos para comprender de mejor manera características necesarias para elaborar una prótesis funcional es un requisito necesario para el desarrollo del siguiente trabajo de investigación, una prótesis transtibial es un dispositivo mecánico cuyo objetivo es reemplazar la parte distal de una pierna amputada con un sistema protésico que permita recuperar la movilidad natural. Las prótesis se diseñan bajo exigencias estéticas y/o funcionales que dependen de las necesidades del usuario, las prótesis funcionales también llamadas prótesis activas se pueden clasificar en: mecánicas, neumáticas, eléctricas y mioeléctricas.

En presente investigación se tomará como base referencial el tipo de prótesis mecánicas debido a su baja complejidad estructural y a sus conceptos básicos relacionados a los mecanismos integrados.

2.1. Estudio de diseños y componentes protésicos con configuraciones dinámicas de alto rendimiento

El diseño de un modelo de prótesis funcional está relacionado al nivel datos parametrizables que se pueda obtener de trabajos de investigación cuyos diseños sean relevantes dentro del sector tecnológico o campo de investigación ligado a la elaboración de prótesis. La observación y análisis de diferentes tipos de prótesis, número de piezas, precios, sistemas de movimientos e innovaciones mecánicas son necesarios para reconocer las características útiles con capacidad de ser integradas al diseño final del presente trabajo de investigación.

Las especificaciones de los modelos nombrados a continuación están limitadas a 5 ideas básicas de diseño que servirán como referencia para el cumplimiento de los objetivos del presente proyecto, más específicamente para la evaluación individual de diseños y comparación grupal entre modelos para el diseño final, para ello se tomarán las consideraciones establecidas en la tabla 1.

Tabla 1. Consideraciones y especificaciones básicas para diseños protésicos para pie.

Consideración	Relación con componentes protésicos
Nivel de impacto	<p>El nivel de impacto está determinado por la adaptabilidad motriz del usuario en suelos irregulares, es decir que es la capacidad de la prótesis de absorber impactos durante la marcha, el nivel de impacto es proporcional a la capacidad de adaptarse a suelos irregulares a diferentes velocidades por lo que se pueden categorizar en:</p> <ul style="list-style-type: none"> • Alta: Cuando la prótesis se considere de alto rendimiento motriz a diferentes tipos de suelo y velocidades de marcha. • Moderada: Cuando en la prótesis se considere una marcha natural a en suelos irregulares y no tan eficiente respecto a actividades de alto impacto. • Baja: Cuando la finalidad de la prótesis está ligada a la idea de compensar las funcionalidades básicas del miembro amputado y considere una marcha natural sin consideraciones a esfuerzos de alto impacto.
Montaje	<p>El montaje hace referencia a la posición del sistema más destacable de la prótesis, es decir que si el sistema se puede observar de manera directa o se encuentra integrado en la base de la prótesis o su mecanismo no es visible, este se divide en 2:</p> <ul style="list-style-type: none"> • Interno cuando el mecanismo no es visible. • Externo cuando el mecanismo es visible.
Límite de peso	<p>Se refiere al peso que puede soportar la prótesis sin sufrir deformaciones plásticas, es decir que pueda retomar su forma original después de realizar sus funciones mecánicas.</p>

Consideración	Descripción
Altura	Se refiere a la altura sobre el plano sagital entre el acople y la base del talón sobre la superficie.
Peso de la prótesis	Se refiere al peso neto de la prótesis.

A continuación, se presenta el estudio de algunos diseños protésicos con características útiles para integra al modelo final:

2.1.1. Modelo de prótesis transtibial de alto rendimiento " Voyager" [3]

Esta prótesis está diseñada con el fin de generar confort, comodidad y cierto nivel de rotación que sea capaz de absorber parcial o totalmente los esfuerzos generados por las irregularidades en las superficies, posee un sistema de absorción de impacto vertical con muelles sensibles que incorporan un sistema de torsión simple. El diseño está destinado a generar una marcha natural en el usuario, el rango de movimiento de su sistema de tobillo permite a la prótesis una adaptabilidad a diferentes niveles de actividad, en su mayor parte posee componentes reforzadas por compuestos flexibles en base de fibra de carbono que asegura una larga duración [3].

- Especificaciones

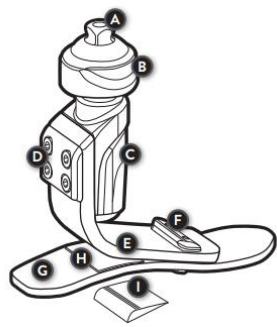
Bajo las consideraciones establecidas en la tabla 1 las características de diseño a las que responde la prótesis Voyager se detallan en la tabla 2.

Tabla 2. Especificaciones de la prótesis Voyager [3].

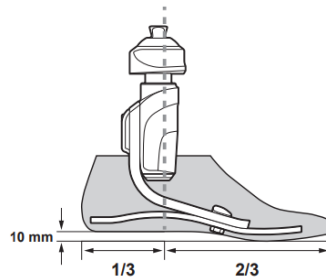
	Característica	Detalle
1	Nivel de impacto	Moderado-alto
2	Montaje	Interno
3	Longitud/Límite de peso	21-25 cm/125 kg
4	Altura	19.1 cm
5	Peso de la prótesis	1302 g

- **Detalles adicionales de prótesis Voyager [3]**
 - Absorción de impactos vertical de 10 mm durante la marcha por medio del sistema de amortiguamiento.
 - Rotación transversal interna máxima de 20° grados en abducción y aducción.
 - Diseño orientado a mejorar la calidad de la marcha con posibilidad de ser utilizado para deportes de alto impacto gracias al sistema de amortiguamiento integrado que minimiza la concentración de esfuerzos desviando y distribuyendo los esfuerzos a través de los componentes más resistentes.
 - Retorno de energía de 97% en frío y de 93% en calor, el retorno de energía responde a la cantidad de respuesta que tiene la prótesis frente a fuertes impactos y su porcentaje se refiere a la cantidad de energía devuelta por la prótesis durante la marcha en relación al 100% de la energía entregada por el sistema.
- **Diseño esquemático**

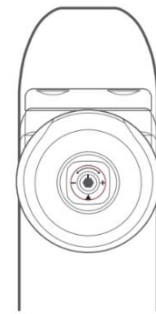
En la figura 1 sección (a) se puede observar el conjunto armado con cada una de las piezas en sus respectivos acoples desde una perspectiva donde se puede apreciar la cuña de la prótesis y su respectivo encaje siendo esta la característica más destacable en el diseño, en la sección (b) se puede apreciar las proporciones longitudinales de la prótesis que responden a un diseño anatómico fiel al miembro amputado donde la concentración principal del peso se centra a 1/3 de la zona plantar desde el talón a la punta de los dedos de los pies, en la sección (c) se puede observar que el mecanismo integrado a la prótesis guarda un tamaño ergonómico y fiel a las proporciones anatómicas del ser humano donde la circunferencia de la cápsula no sobrepasa las dimensiones del ancho de la zona plantar siendo este diámetro aún menor que la relativa circunferencia que se traza alrededor del tobillo desde un plano transversal, el sistema de amortiguamiento se encuentra 1/3 más arriba de la altura entre el tobillo y la rodilla, esta altura es parte del acople de vástago cuya longitud deberá ser reducida debido a esta condición, el acople de prótesis es un modelo piramidal de base redonda general.



(a) Vista isométrica



(b) Vista lateral



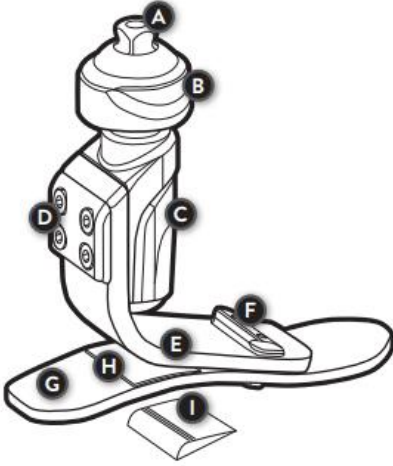
(c) Vista superior

Figura 1. Diseño esquemático de la prótesis Voyager [3].

- Componentes principales

Se pueden apreciar los componentes nombrados en la figura 1 sección (a) descritos en la tabla 3.

Tabla 3. Componentes principales de la prótesis Voyager [3].

		
A. Pirámide integrada	D. Placa posterior	G. Apoyo plantar de talón
B. Adaptador de torsión integrado	E. Resorte de zona de dedos	H. Almohadilla de talón
C. Unidad de impacto vertical	F. Placa de tuerca	I. Cuña de Talón

- **Diseño real**

El conjunto armado posee un diseño apegado a los requerimientos mecánicos y visuales de una prótesis de alto rendimiento esto debido principalmente a las dimensiones de la prótesis que asemejan un diseño que respeta las proporciones fisiológicas de un miembro real como se puede observar en la figura 2 sección (a) y (b), el conjunto armado posee implementado un acople piramidal superior al nivel de tobillo ocupando alrededor de 1/3 del espacio entre la rodilla y la prótesis de pie orientada a un componente de vástago [3].

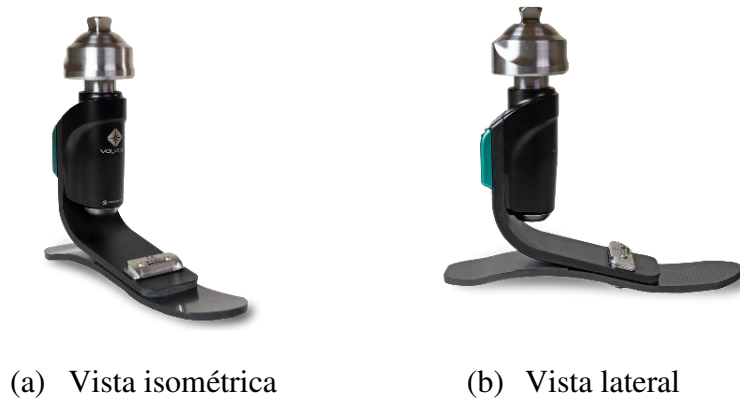


Figura 2. Fotografía del modelo Voyager construido [3]

- **Componente destacable**

La prótesis está diseñada para ser utilizada en marchas de alta exigencia debido al sistema de amortiguamiento que posee integrado en la unidad de impacto vertical sin embargo una de las características más notables es el modelo de sistema auxiliar de amortiguamiento asistido por cuña ya que plantea una forma simple y práctica de distribuir las fuerzas sobre toda la estructura del diseño evitando puntos de concentración de esfuerzos y la posible falla de los componentes de la zona plantar, la cuña de talón puede ser observada en la figura 1 sección (a) componente I [3].

2.1.2. Modelo de prótesis transtibial de mediano rendimiento " Scout" [4]

El modelo protésico Scout tiene un diseño enfocado en la eficiencia del sistema de retorno de energía integrado, no es un diseño orientado a resistir marchas de alta exigencia

mecánica sin embargo su desarrollo sobre superficies irregulares es óptima y brinda al usuario una moderada fuerza de retorno durante marchas exigentes, el nivel de impacto es asistido por los componentes con los que se fabrica que en su mayor parte es a base de compuestos de fibra de carbono de alta resistencia que en conjunto con el sistema auxiliar de amortiguamiento por medio de una cuña permanente en la sección del hueso calcáneo evitan concentración de esfuerzos durante la marcha. El diseño se adapta a un alta gamma de tamaños y capacidades de calzado que permite satisfacer diferentes tipos de necesidades durante el desarrollo de un infante, esta prótesis no requiere mantenimientos regulares, es liviana y está diseñada para una mantener una marcha constante [4].

- **Especificaciones**

Bajo las consideraciones establecidas en la tabla 1 las características de diseño para la prótesis Scout se detallan en la tabla 4.

Tabla 4. Especificaciones de diseño Scout [4]

	Característica	Detalle
1	Nivel de impacto	Moderado
2	Montaje	Externo
3	Longitud/Límite de peso	19-22 cm/60 kg
4	Altura	5.4 cm
5	Peso de la prótesis	183 -360 g

- **Detalles adicionales del modelo protésico Scout [4]**

- El modelo Scout lleva el eslogan “Crecer juntos” esto debido a su característica única que le permite aumentar su longitud en función del crecimiento del usuario por medio de placas de aumento haciendo de plataformas entre la prótesis y la extensión shoket como se puede apreciar en la figura 3 sección c.
- Absorción de impactos verticales variables en función del peso del usuario y el número de placas de aumento de nivel, entre mayor es el número de placas de aumento y peso ejercido sobre la prótesis mayor es el torque que genera, se

estima que la absorción es aproximadamente menos que 10 mm para el retorno de energía.

- **Diseño esquemático**

En la sección (a) de la figura 3 se puede apreciar la simpleza del diseño protésico Scout más específicamente relacionado al sistema de amortiguamiento principal que no depende de un mecanismo complejo para distribuir las cargas aplicadas durante la marcha, las exigencias mecánicas de un sistema de amortiguamiento complejo se ven satisfecha en la estructura del diseño Scout mediante el sistema de cuña integrado sobre las 2 placas plantares que hacen de resortes de falanges del pie y talón.

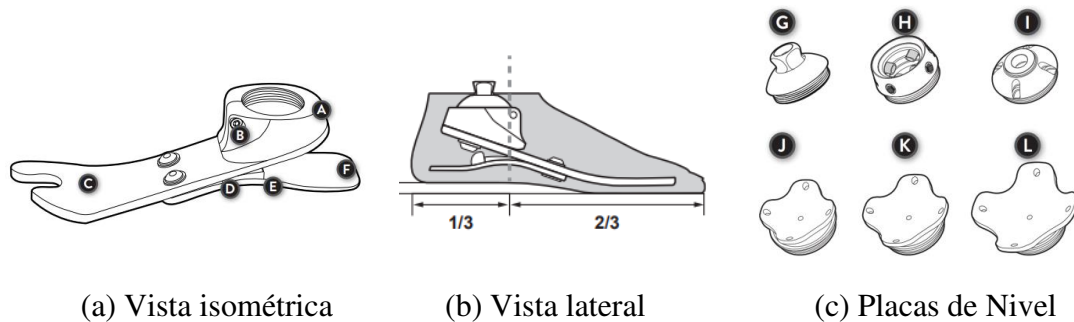


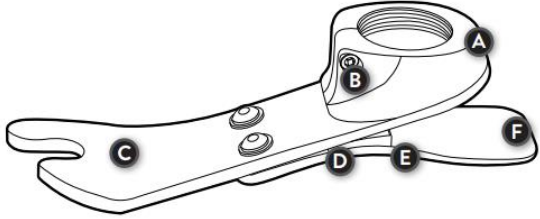
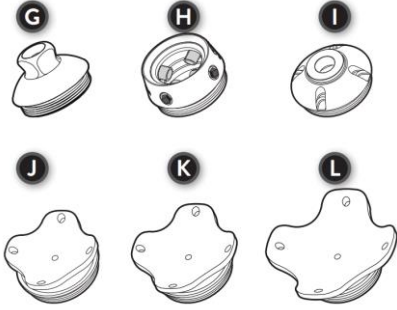
Figura 3. Diseño esquemático prótesis Scout [4]

El diseño Scout guarda fidelidad a las proporciones de un pie anatómico como se observa en la sección (b) de la figura 3 donde la carga durante la marcha está distribuida a 1/3 de la zona plantar desde el talón a la punta de los dedos del pie, al ser un diseño orientado a usuarios de edad infantil la prótesis posee un sistema de 3 niveles de placas como complementos con la única finalidad de proporcionar mayor altura a la prótesis al suponer que el usuario aumentara de tamaño de tal manera que evita la adquisición de una nueva prótesis, las placas de forma redondeada se dimensionan en tamaños proporcionales una a otra como se puede observar en la figura 3 sección (c).

- **Componentes principales**

Se puede observar los componentes de la prótesis Scout en la figura 3 y descritos en la tabla 4.

Tabla 4. Componentes principales Scout [4]

Prótesis		
		
A. Carcasa	B. Tornillo de sujeción de 4 mm	C. Resorte de Zona de Dedos
D. Cuña permanente	E. Cuña de talón redonda	F. Resorte de Talón
Opciones de adaptadores roscados		
		
G. Adaptador piramidal	H. Receptor	I. Receptor exoesqueleto
J. Adaptador de laminación pequeño	K. Adaptador de laminación mediano	L. Adaptador de laminación grande

- **Diseño Real**

En función de los objetivos perseguidos por el diseño Scout se presenta una estructura amigable al entorno visual una vez el prototipo es ensamblado, se puede apreciar un diseño con la capacidad de ser integrado a una piel sintética que asemeje el miembro inferior amputado como se puede observar en la figura 4 sección (a). Las placas guardan armonía visual con su entorno debido a la forma piramidal de los sub-ensambles que permite integrar niveles sin perder la naturaleza del diseño original.



(a) Conjunto Armado integrado a piel sintética.

(b) Vista lateral del sistema de niveles verticales.

(c) Placas de nivel y Sub-ensambles

Figura 4. Imágenes del diseño Scout, acoples y placas de niveles [4].

- **Componente destacable**

A pesar de que el modelo Scout es aparentemente simple posee un sistema longitudinal personalizable complejo, por medio de adaptadores roscados evita la adquisición de una nueva prótesis durante el desarrollo biológico del usuario, cada placa de nivel compensa el crecimiento que sufre el cuerpo humano durante el desarrollo, a pesar de que la geometría de la prótesis no es simétrica guarda fidelidad a dimensionamientos anatómicos en la longitud plantar y ancho de tobillo, el nivel de ajuste para el acople piramidal está sujeta a un perno pasante apreciable en la vista lateral (b) en la figura 4.

2.1.3. Modelo de prótesis transtibial de mediano rendimiento "Celsus" [5]

El modelo protésico Celsus posee una innovadora tecnología de reducción de impactos que funciona a través de un sistema de resorte integrado a la estructura del diseño. Esta prótesis posee un talón activo que brinda a la marcha transiciones suaves y estables, está fabricado de un material duradero pero liviano con base de fibra de carbono que proporciona una funcionalidad anatómica resistente pero diseñada para pacientes cuya marcha no incorporen altos impactos [5].

- **Especificaciones**

Bajo las consideraciones establecidas en la tabla 1, las características de diseño a las que responde la prótesis Celsus se detallan en la tabla 5.

Tabla 5. Especificaciones de diseño Celsus [5].

	Características	Detalle
1	Nivel de impacto	Bajo
2	Montaje	Interno
3	Límite de peso	25-30 cm/ 100kg
4	Altura	5.6-6.6 cm
5	Peso de la prótesis	1526 g

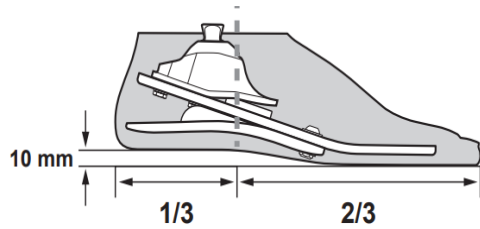
- **Detalles adiciones de la prótesis Celsus [5]**

- Bajo impacto y respuesta multiaxial gracias su centro natural de rotación en el tobillo.
- Tecnología de resorte que cumple la función de flexión plantar durante la dorsiflexión.
- Ajuste de marcha personalizada mediante un sistema de amortiguación integrado a la estructura de la base plantar y el talón, una almohadilla de apoyo plantar y una cuña de talón.
- Mayor contacto con el suelo gracias a la combinación de los ángulos de flexión plantar y dorsiflexión.

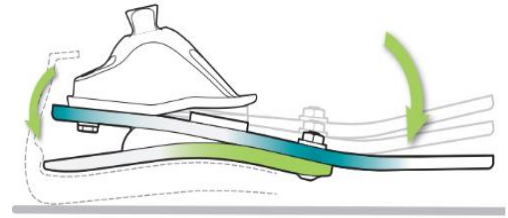
- **Diseño esquemático**

El diseño plantar de la prótesis es fiel a la proporción anatómica del pie, con esta configuración la carga se distribuye a 1/3 de la zona plantar desde el talón hasta punta de las falanges de los pies como se observa en la figura 5 sección (a), el sistema de amortiguación está integrado a la estructura de la prótesis y las reacciones se distribuyen a través de sus componentes durante la marcha como se observa en la figura 5 sección (b), la función del sistema principal de amortiguamiento está satisfecha por la cuña posterior

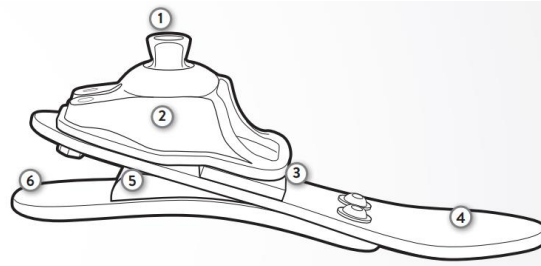
y la almohadilla frontal y en su mayor parte por la estructura dinámica del pie esta se puede apreciar en la figura 5 (c).



(a) Vista lateral y proporción plantar



(b) Reacción de la prótesis durante la marcha



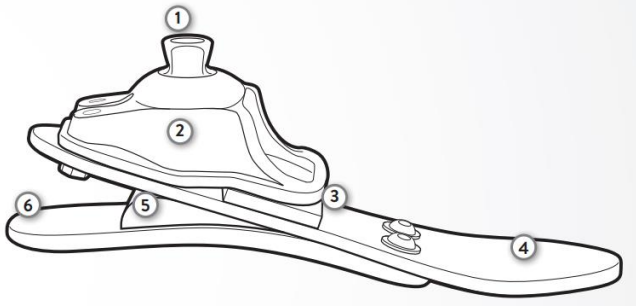
(c) vista isométrica

Figura 5. Diseño esquemático prótesis Celsus [5].

- **Componentes principales**

Se puede observar los componentes de la prótesis Celsus en la figura 5 sección c y descritos en la tabla 6 donde se puede apreciar los topes de goma que sirven como sistema de amortiguación de la articulación de tobillo en conjunto con el arco plantar .

Tabla 6. Componentes principales prótesis Celsus [5].

	
1. Pirámide Integrada	4. Resorte de zona de dedos
2. Carcasa (Tobillo)	5. Cuña de Talón
3. Almohadilla del fulcro	6. Resorte de Talón

- **Diseño real**

La prótesis Celsus [5] guarda un diseño básico estructural es decir que cumple con eficiencia sus exigencias anatómicas sin necesidad de modelos mecánicos complejos o sistemas auxiliares de amortiguación, su sencilla naturaleza mecánica es apreciable físicamente al solo poseer 3 componentes principales como se muestra en la figura 6 sección (a) y (b), la prótesis no posee componentes auxiliares para los acoples entre el vástago y el pie por lo que su diseño de tobillo se asemeja a los modelos más básicos de prótesis de pie comerciales cuyos componentes no son piezas de alta complejidad a comparación de un modelo de alto rendimiento transtibial, este acople se puede apreciar en la figura 6 (c).

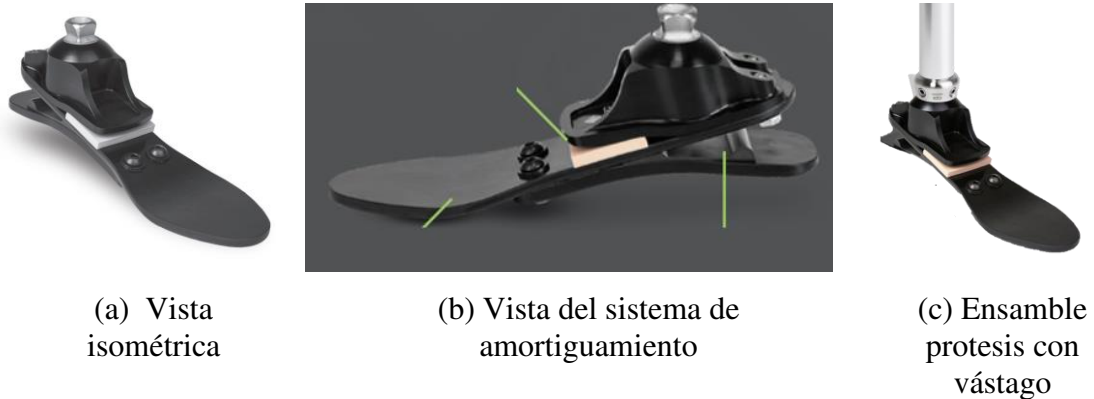


Figura 6. Fotografías de la prótesis Celsus [5].

- **Componente destacable**

La tecnología de resorte integrada al componente plantar permite una marcha más natural, durante la flexión plantar donde la compresión del talón tira la puntera hacia abajo las fuerzas se distribuyen a lo largo de la superficie de la almohadilla frontal, en la dorsiflexión el resorte del talón se separa del suelo para mantener el contacto de la puntera con la superficie evitando que la cantidad de energía almacenada hacia el tobillo no se concentre en un punto específico sino que se distribuya en la prótesis logrando como consecuencia una marcha suave, los movimientos de dorsiflexión y flexión plantar se pueden apreciar en la figura 7 sección a y b [5].

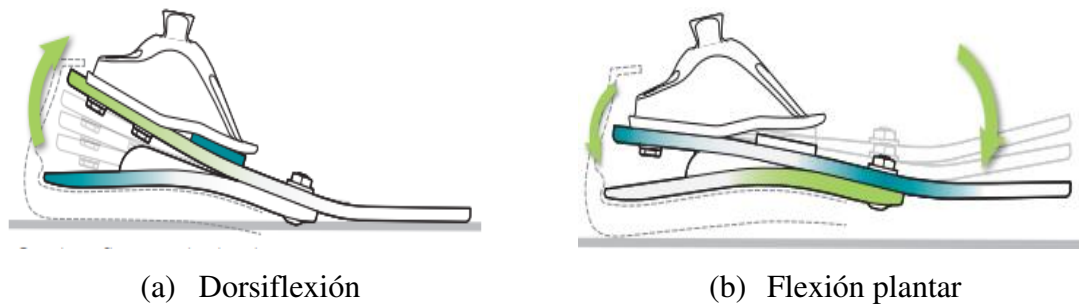


Figura 7. Dorsiflexión (a) y flexión plantar (b) en la prótesis Celsus [5]

2.1.4. Modelo de prótesis transtibial de alto rendimiento "Odyssey" [6]

Odyssey es una prótesis cuya característica principal es el sistema de tobillo que en conjunto con la estructura plantar de la prótesis aumenta el contacto con la superficie del suelo durante la marcha permitiéndole mayor equilibrio, el tobillo hidráulico integrado curvo junto a un pie de fibra de carbono ofrecen al usuario una respuesta más dinámica durante la marcha, la robusta carcasa del tobillo y su posicionamiento angular brinda un desarrollo óptimo durante la caminata en terrenos urbanos y suelos irregulares que otros tipos de prótesis no lograrían con facilidad [6].

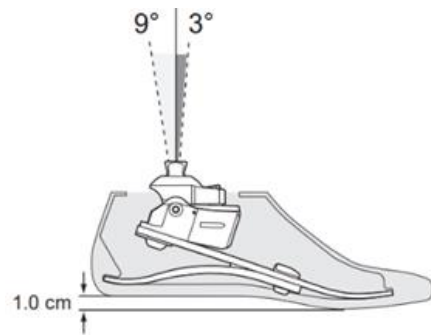
- Especificaciones

Bajo las consideraciones establecidas en la tabla 1, las características de diseño a las que responde la prótesis Odyssey se detallan en la tabla 7.

Tabla 7. Especificaciones de diseño Odyssey [6].

	Descripción	Detalles
1	Nivel de impacto	Bajo-Moderado
2	Montaje	Interno
3	Límite de peso	21-30 cm/ 125 kg
4	Altura	7.5-7.7 cm
5	Peso de la prótesis	1750 g

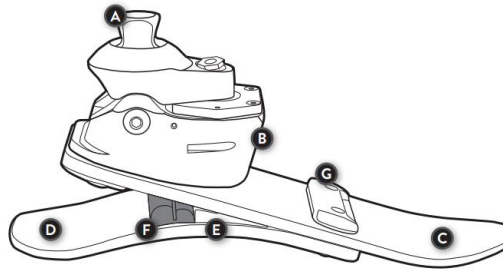
- **Detalles adicionales del modelo Odyssey [6]**
 - En el modelo Odyssey la zona plantar es donde se distribuye los esfuerzos del usuario durante el ciclo de marcha por lo que este componente está construido a base de fibra de carbono para brindar una mayor resistencia y evita posibles fallas, el diseño de tobillo hidráulico permite lograr en el modelo una mayor resistencia a los impactos proporcionando mayor flexibilidad y una mejor respuesta dinámica durante la marcha sin necesidad de componentes auxiliares de amortiguamiento.
 - Ciclo de marcha más dinámico debido a los grados de flexión plantar que actúan conjuntamente con los grados de dorsiflexión mejorando la amortiguación de impactos al caminar.
 - Un sistema de tobillo integrado a la estructura que distribuye las cargas de impacto.
- **Diseño esquemático**



(b) Vista Lateral y proporción plantar



(c) Vista Superior y proporción de tobillo



(a) Vista isométrica de componentes

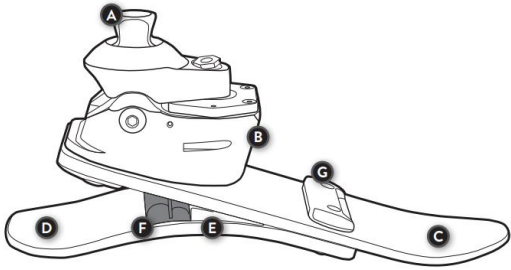
Figura 8. Diseño esquemático de la prótesis Odyssey [6].

La prótesis Odyssey permite un rango de movimiento para el vástago de 9° en la marcha durante la dorsiflexión y 3° durante la flexión plantar esto se puede apreciar en la figura 8 en la sección (b) donde además se puede apreciar como las fuerzas ejercidas durante la marcha se concentran a 1/3 de la zona plantar desde el talón hasta las falanges de los dedos del pie siendo un diseño realizado bajo dimensiones anatómicas que buscan emular al miembro amputado, en la sección (c) se puede apreciar un componente robusto de amortiguación integrado a la articulación de tobillo por medio de un eje pasante, en la sección (a) se puede apreciar el componente protésico con un sistema de amortiguación auxiliar en base a un tope de goma debajo del montaje del componente de tobillo.

- Componentes principales

Los componentes principales del modelo se pueden apreciar en la tabla 8.

Tabla 8. Componentes principales prótesis Odyssey [6].

		
A. Pirámide integrada	D. Base de Talón	G. Placa para acople
B. Montaje de la carcasa de tobillo	E. Cuña permanente	
C. Base de zona de falanges	F. Cuña Permanente	

- Diseño Real

El diseño de tobillo dinámico en la prótesis Odyssey se puede apreciar como un componente robusto visible en la figura 9 sección (a), este componente compensa las grandes dimensiones del modelo con una mejora en la marcha gracias al sistema de amortiguamiento hidráulico que se observa en la figura 9 sección (c), a pesar de la robustez del sistema de amortiguamiento la zona plantar del diseño tiene la capacidad de ser integrado a un revestimiento superficial estético que emula la piel humana dándole la

capacidad de simular un miembro más anatómico y menos mecánico como se observa en la figura 9 sección (b).



(a) Vista isométrica



(b) Ensamble pie-Vástago



(c) Sistema de Amortiguamiento hidráulico

Figura 9. Fotografías de la prótesis Odyssey [6].

- Componentes destacables

Posee un sistema de Amortiguamiento hidráulico que permite grados de libertad durante la marcha, más específicamente 9° en dorsiflexión y 3° durante la flexión plantar el sistema hidráulico puede ser reemplazado por un sistema de resortes o un mecanismo que satisfaga al diseño de la misma capacidad amortiguamiento durante la marcha [6].

2.1.5. Modelo de prótesis transtibial de alto rendimiento "Sidekicks" [7].

El modelo protésico Sidekicks posee un diseño poco común a los genéricos debido a sus proporciones de pie, los pies emulados por Sidekicks son cortos, y su funcionalidad se basa en la tecnología de tobillo anatómico que junto a la plataforma flexible constituye una prótesis que logra los requerimientos esenciales de un diseño eficiente para una marcha natural, el diseño está dirigido a mejorar la marcha en superficies irregulares y lograr una estabilidad completa [7].

- **Especificaciones**

Bajo las consideraciones establecidas en la tabla 1, las características de diseño a las que responde la prótesis Sidekicks se detallan en la tabla 9.

Tabla 9. Especificaciones de la prótesis Sidekicks [7].

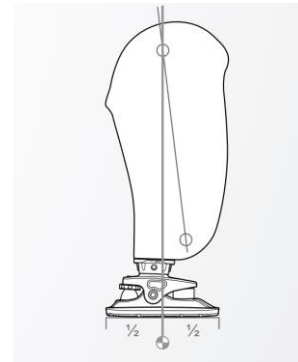
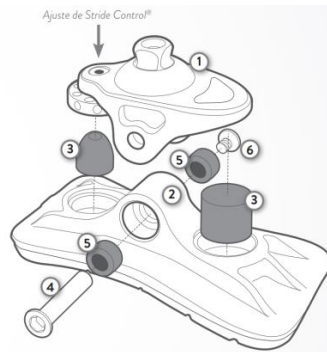
	Características	Detalle
1	Nivel de impacto	Moderado
2	Montaje	Externo
3	Límite de peso	20-30 cm/ 125 kg
4	Altura	5.8 cm
5	Peso de la prótesis	1422 gr

- **Detalles adicionales del modelo protésico Sidekicks [7]**

- El diseño y material permeable a base de fibra de carbono permiten a la prótesis sumergirse sobre el agua sin conflictos.
- Plataforma flexible y diseño de tobillo anatómico que permite una mayor adaptabilidad al terreno durante la marcha.
- Ajuste de marcha personalizada por medio de la densidad de los amortiguadores.
- Diseño con enfoque en la compensación de la flexión plantar durante la marcha.

- **Diseño esquemático**

En la sección (a) de la figura 10 se puede apreciar una prótesis con un sistema de amortiguamiento en base a topes de goma con una acople piramidal integrado al componente de tobillo y un eje pasante que conecta con el componente de talón y base plantar, se puede apreciar en la sección (b) la base del pie sin arco plantar pero compensada con una base de goma que se adapta a las superficies a caminar, de la misma manera la carga aplicada por medio del acople piramidal esta a la mitad longitudinal del modelo y no a $\frac{3}{4}$ como la mayoría de los modelos presentes en el mercado protésico.



(a) Vista explosionada del modelo

(b) Vista lateral y proporción plantar

Figura 10. Diseño esquemático de la prótesis Sidekicks [7].

- Componentes Principales

Los componentes principales se pueden apreciar en la tabla 10 y observables en la figura 10 sección (a).

Tabla 10. Componentes principales del diseño Sidekicks

1. Hueso del tobillo endoesquelético	3. Amortiguadores	5. Cojinetes del tobillo
2. Placa de pie	4. Pasador axial	6. Tornillo de pasador axial

- Diseño real

En la figura 11 sección (a) y (b) se puede apreciar que el diseño Sidekicks no respeta las proporciones anatómicas del miembro inferior amputado, se puede apreciar que las distribuciones de las cargas no están concentradas a 1/3 de la zona plantar pues el diseño concentra los esfuerzos aproximadamente en el centro del diseño. En la sección (c)

y (b) de la figura 11 se puede apreciar un mayor rango a movimientos de pronación y supinación a comparación de prótesis con proporciones anatómicamente similares al miembro real amputado, la libertad de movimiento que se le acredita al diseño se debe principalmente a los componentes de amortiguación basados en elastómeros, los componentes de elastómeros no solo se encuentran en el sistema de amortiguamiento sino que forman parte como auxiliar del pasador axial simplificando los esfuerzos sobre el eje.



Figura 11. Fotografías de la prótesis Sidekicks [7].

- Componentes destacables



Figura 12. Sistema de amortiguamiento para la prótesis Sidekicks [7].

Sistema de amortiguación basado en elastómeros de alta densidad apreciables de mejor manera en la figura 12 sección (b), su forma cilíndrica permite un comportamiento distribuido de los esfuerzos en la superficie de los componentes de la zona plantar y del tobillo provocando así una reducción de fuerzas de encaje en el acople de la prótesis gracias a que la base de la cuña posee más superficie de contacto, en la figura 12 sección

(a) se puede apreciar un mayor rango de movimiento resultado del modelo de tobillo dinámico y el componente auxiliar de amortiguamiento en los pasadores axiales.

En la figura 13 se puede observar una suela de caucho adherida a la prótesis que permite ser utilizada sin necesidad de un accesorio externo, la suela proporciona una adherencia a superficies lisas o parcialmente húmedas lo que permite que pueda ser sumergida por debajo del agua y moverse libremente sin adaptadores o componentes auxiliares.



Figura 13. Suela de caucho prótesis Sidekicks [7].

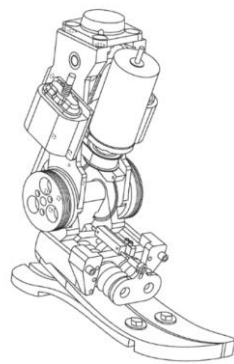
2.1.6. Modelo de prótesis transtibial de alto rendimiento "Powered Ankle-Foot " (P.A.F.) [8]

El modelo P.A.F es una prótesis mecánica de pie y tobillo cuyo diseño se enfoca en proporcionar una potencia de marcha similar a la humana por medio de resortes unidireccionales configurados en paralelo que reposan sobre un diseño plantar sofisticado orientado a soportar altas demandas mecánicas [8].

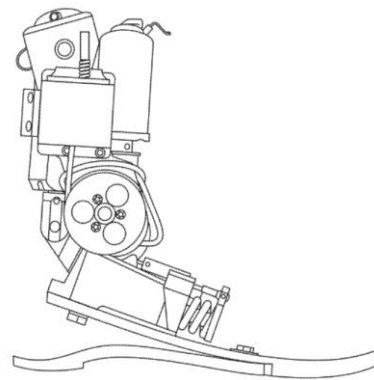
- Diseño esquemático Detallado

El diseño P.A.F no guarda una estructura anatómicamente proporcional al miembro inferior amputado esto se puede apreciar en la figura 14 sección (a) donde es visible el corpulento mecanismo que utiliza a nivel del tobillo para asemejar la dinámica de la marcha. El diseño tiene como objetivo principal proporcionar una marcha que iguale en potencia a la natural, muchos factores de diseño son reservados y patentados por su creador debido a la complejidad del mecanismo la cual se ve reflejada en la voluminosidad del diseño además que no guarda proporciones anatómicas en comparación a un pie

humano, a pesar de la reducida información del modelo protésico P.A.F. su estudio permite evidenciar la complejidad de un modelo que busca alcanzar la capacidad anatómica más específicamente del tríceps sural al igual que de los rangos de movimiento del tobillo, a pesar del robusto sistema implementado sobre la prótesis se puede apreciar en la zona plantar un diseño muy similar a modelos de mediano rendimiento como Odyssey y Celsus dando así una orientación sobre componentes plantares de alto rendimiento básicos para modelos protésicos, el diseño P.A.F puede apreciar como un conjunto armando en la figura 14.



(a) Vista isométrica



(b) Vista lateral

Figura 14. Diseño esquemático de la prótesis P.A.F. [8].

- **Componente destacable del modelo P.A.F**

El modelo P.A.F es un diseño plantar apto para grandes cargas, a pesar de ser un modelo con un sistema de amortiguamiento voluminoso y con una variedad de características destacables dentro de su complejo mecanismo el detalle que ha resultado en su nombramiento en el presente trabajo de investigación es el diseño plantar que este posee, la configuración estructural de la zona plantar del modelo P.A.F está pensado para llevar sobre si el peso de un sistema de amortiguación robusto y soportar altas exigencias mecánicas durante la marcha, es evidente que su geometría como sus detalles mecánicos sobre el arco plantar están pensados meticulosamente para que este no falle durante la marcha, la zona plantar del diseño se puede apreciar en la figura 14 sección (a) y (b).

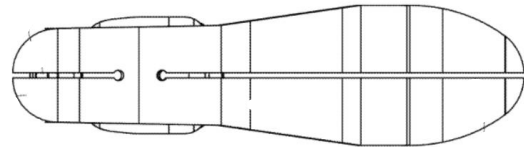
2.1.7. Modelo de prótesis transtibial de alto rendimiento "Elastic energy returns", (E.E.R.) [9]

Diseño "Elastic energy returns" basa su funcionamiento en un sistema de componentes de fijación, los puntos de fijación desplazan las fuerzas aplicadas a los resortes posteriores que fungen de sistema de amortiguamiento, el diseño está orientado a la mejora de los requerimientos del tobillo y partes flexibles en la zona plantar, su estructura está diseñada para concentrar las fuerzas de la marcha en un componente dinámico de forma helicoidal en la zona superior al calcáneo, el diseño conserva la zona plantar genérica de una prótesis de alto rendimiento mientras que los ángulos de libertad están determinados por el diseño de tobillo en parte de la zona dorsal del pie [9].

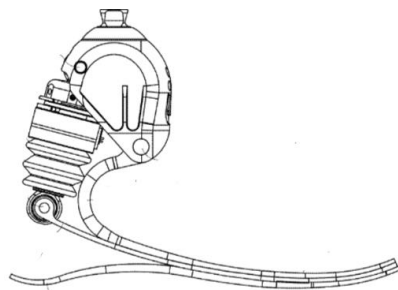
- Diseño esquemático



(a) vista isométrica



(b) Vista inferior



(c) Vista lateral

Figura 15. Diseño esquemático prótesis y sistema de amortiguación por suspensión E.E.R [9].

El diseño E.E.R. posee proporciones anatómicas fieles al miembro amputado esto se refleja en la posición del sistema de amortiguamiento ubicado a 1/3 de la zona plantar

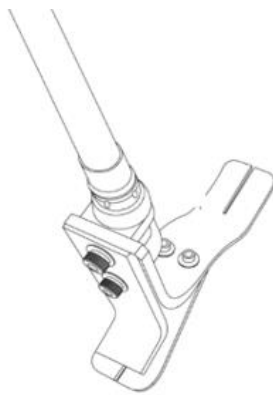
desde el talón hacia los dedos del pie, la proporción anatómica imita tanto la forma visual como la distribución de las cargas, los puntos fijos del mecanismo distribuyen todas las cargas que se generan durante la marcha al sistema de resorte integrado en la zona dorsal de la prótesis como se observa en la figura 15 sección (b).

- **Características destacables [9]**

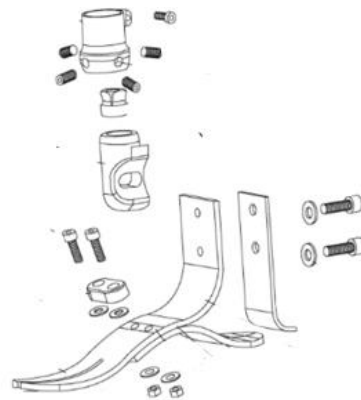
El sistema mecánico asistido por un resorte dorsal permite configurar la capacidad de amortiguación de la prótesis, la base del sistema de amortiguación es una placa auxiliar soportada entre las 2 placas plantares, la placa superior forma parte del sistema de amortiguación y la inferior funciona como soporte plantar, las 3 placas unidas en el conjunto principal por sus superficies forman un sistema estable y sólido para altos impactos esto se puede apreciar de mejor manera en la figura 15 sección (a) y (c), durante la marcha la zona plantar no se posa sobre el suelo de manera total debido a su configuración sino que asemeja un pie real siendo los puntos de presión el talón y la mitad entre las falanges y el metatarso.

2.1.8. Modelo de prótesis transtibial de mediano rendimiento " Tri-plantar "

- **Diseño esquemático**



(a) Conjunto armado con sistema de amortiguación incorporado a la estructura del modelo.



(b) Vista explosionada sin acople piramidal ni componente de vástago tibial.

Figura 16. Diseño esquemático modelo tri-plantar [10].

El modelo Tri-Plantar es un diseño de prótesis transtibial con un sistema de amortiguamiento integrado en el diseño plantar, este sistema integrado se puede apreciar en la zona plantar con las 2 placas plantares curvas diseñadas de tal manera que pueda ser ensamblados de forma piramidal con el componente de tobillo con el fin de no soportar las cargas individualmente, sino que utilice cada componente del diseño para distribuir los esfuerzos generados por la marcha. Posee un acople de tobillo ausente que provoca que se los componentes se unan directo a la extensión de la prótesis y el pie, está construido en fibra de carbono que brinda una mayor resistencia al diseño [10].

- **Componente destacable**

A pesar de ser una prótesis con un diseño conservador posee un sistema que cumple con las exigencias mecánicas de una prótesis de alto rendimiento, el modelo carece de un sistema de amortiguamiento externo debido a la estructura del modelo se encarga directamente de supresión de esfuerzos, el sistema funciona en base a 3 placas curvas como se puede apreciar en la figura 16 sección (b), las 3 placas forman parte de un solo ensamble y cubren las necesidades de una marcha natural ya que la zona plantar no está completamente sobre la superficie del suelo sino que, como si de un pie anatómico se tratase, posee un talón y una zona de presión delantera entre las falanges y el metatarso que proporcionan un paso fiel al anatómico. El conjunto armado es proporcional a un diseño anatómico donde los esfuerzos generados durante la marcha están a 1/3 de la zona plantar entre el talón y las falanges de los dedos del pie como se observa en la sección (a) de la figura 16.

CAPÍTULO III

MARCO METODOLÓGICO

2.2. Metodología

Durante el avance de este apartado se definirán los métodos y procesos a desarrollar para el cumplimiento de los objetivos planteados estos son:

- 1) Estudiar los tipos de movimientos y esfuerzos a los que está sometida una prótesis transtibial durante el ciclo de marcha para definir parámetros de diseño.

Para el desarrollo del primer objetivo es necesario determinar los rangos de movimiento de la pierna por medio del estudio del ciclo de marcha de una persona en toda su capacidad motriz de tal manera que sea posible establecer un comportamiento mecánico que emule uno anatómico, es necesario determinar la carga aplicada sobre la prótesis de y el comportamiento del miembro y replicarlo sobre el modelo de prótesis, establecer el comportamiento funcional de la articulación de tobillo para establecer un diseño orientado a compensar el músculo Sural.

- 2) Analizar los tipos de diseños y componentes protésicos más eficientes para determinar una configuración dinámica que pueda asemejar la funcionalidad del miembro sural amputado.

Este objetivo se desarrolló mediante el estudio de diseños protésicos con componentes con funcionalidades integrables a la estructura final del modelo propuesto, para determinar estas características es necesario determinar las fortalezas mecánicas de cada prótesis citada en el trabajo de investigación, cada fortaleza se puede determinar por medio de un cuadro comparativo funcional ponderado bajo criterios de diseño tales como:

- Complejidad de mecanización
- Costos de construcción
- Diseño funcional
- Estabilidad mecánica

Cada uno de los modelos mecánicos serán calificados bajo las exigencias mecánicas establecidas para lograr un diseño acorde a parámetros funcionales anatómicos.

3) Diseñar una prótesis transtibial con criterios de diseño de alto rendimiento utilizando programas de ingeniería para que se adapten a un usuario con necesidades físicas promedio.

- Para la elaboración del diseño protésico se utilizaron las características y consideraciones establecidas en el objetivo 1 y 2, los criterios y diseños mecánicos utilizados son evaluados y respaldados por el análisis en programas de ingeniería donde se evaluará el modelo bajo parámetros de diseño, calidad de mallado, esfuerzo equivalente, deformación del componente y factor de seguridad para cada componente.

4) Realizar un análisis de costos de construcción de la prótesis diseñada con consideraciones de materiales adquiribles en el mercado local.

- Para determinar los costos de construcción el estudio se inclinó por usar procesos de fabricación económicos para usuarios de medianos recursos, además, se utilizó materiales reciclables y con facilidad adquisitiva. Se validó su viabilidad económica tomando como referencia un sueldo general unificado en Ecuador y una comparación con prótesis disponibles en distintas empresas dedicadas a la construcción de modelos de alto rendimiento.

Para la apreciación del proceso de diseño de protésico se tiene el diagrama de flujo en la ilustración 1.

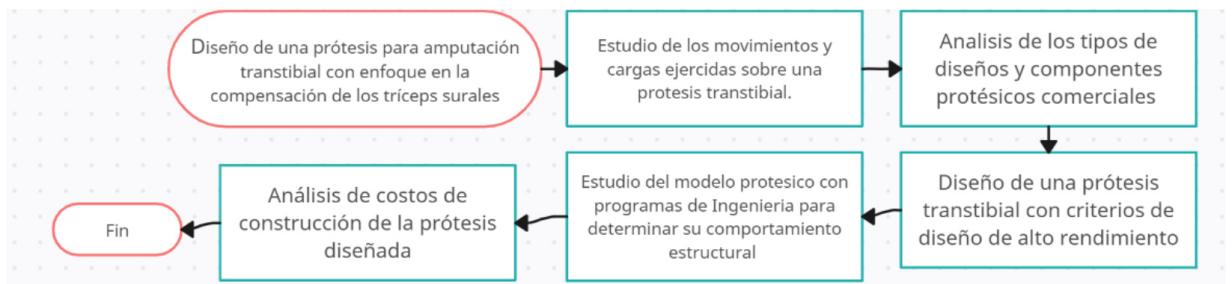


Ilustración 1. Diagrama de flujo para la construcción de la prótesis transtibial

CAPÍTULO IV

DISCUSIÓN Y RESULTADOS

4.1. Estudio de los tipos de movimientos y esfuerzos a los que está sometida una prótesis transtibial durante el ciclo de marcha

Para determinar los rangos de movimiento permisibles en una prótesis transtibial es necesario determinar el comportamiento anatómico del pie durante la marcha, la importancia de los rangos de movimiento en la prótesis radica en la proporción anatómica que se requiere lograr, estas proporciones y dimensionamientos no solamente se reflejarán en su apariencia física sino también en los rangos de movimientos al desplazarse, la identificación de los ángulos de libertad del pie durante el ciclo de marcha permiten generar un diseño que asemeje el comportamiento mecánico más aproximado al de una extremidad real para ello se estudia principalmente la biomecánica de la marcha humana enfocada en los ángulos de flexión plantar y dorsiflexión del tobillo.

4.1.1. Biomecánica del tobillo durante el ciclo de marcha

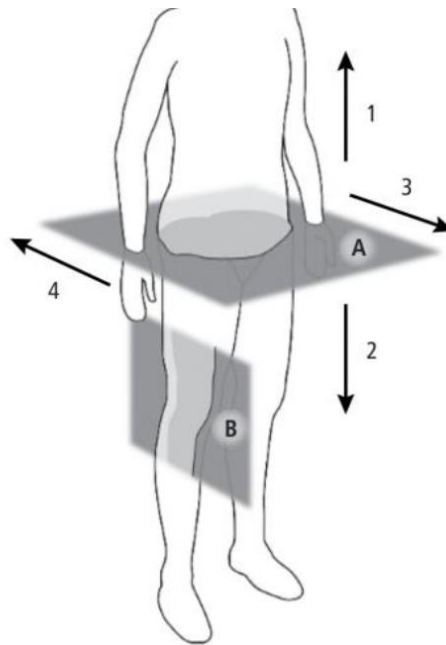


Figura 17. Planimetría del cuerpo humano, (B) plano sagital, (A) axial y 1, 2, 3, 4 representan las direcciones craneal, caudal, anterior y posterior respectivamente [11].

La biomecánica del tobillo está íntimamente relacionada al desarrollo motor del pie esto principalmente a que la participación del pie durante la marcha limita la libertad de movimiento del tobillo en el plano sagital (B), el análisis dinámico del tobillo está acompañado de un estudio del pie y su funcionamiento ya que éste complementa al caminar una marcha equilibrada y ligera mientras distribuye los esfuerzos entregados por el tobillo.

El movimiento que realiza la articulación de tobillo se aprecia en el plano sagital donde sucede la flexión y extensión del pie, la planimetría del cuerpo a utilizar en el presente proyecto es la que se muestra en la figura 17 los cuales son utilizados para el estudio del comportamiento dinámico de la prótesis.

Los movimientos de la articulación de tobillo responden a la figura 18 donde se puede apreciar los ejes de movimiento para:

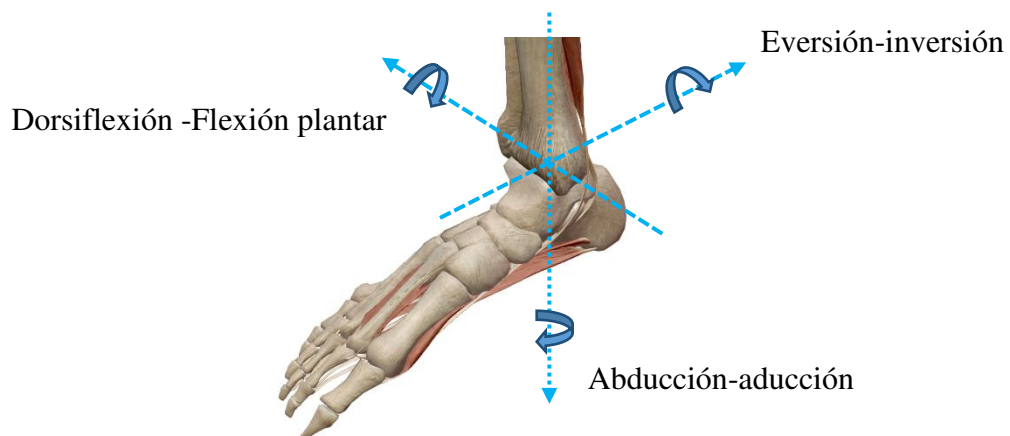


Figura 18. Biomecánica de la articulación de tobillo con el astrágalo como centro de giro para flexoextensión [11].

La articulación tiobiotarsiana puede ser modelada de forma similar a un sistema mecánico de eje simple similar a la mostrada en la figura 19 donde:

- La pieza inferior A imita la funcionalidad del astrágalo, en su sección superior sirve como base de la pieza cilíndrica de eje transversal $x-x'$.
- La pieza superior B imita la funcionalidad de la tibia en conjunto con el peroné, la pieza se representa de tono transparente y en su sección inferior presenta una superficie que sirve como base para la pieza cilíndrica de eje $x-x'$.

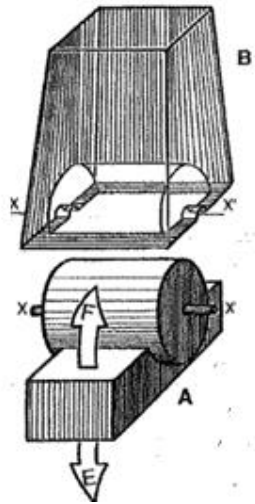


Figura 19. Modelo tiobiotarsiano Kapandji para modelado de prótesis con eje simple [12].

De la misma manera que con un sistema de eje simple la relación pie-tobillo se puede modelar similar a un sistema mecánico de doble eje como se muestra en la figura 20 donde:

- El componente prismático rectangular A representa la parte inferior de la pierna, este componente está conectado por una pieza de área en forma pirámide cuadrangular C que a su vez conecta al antepié representado por el componente B, el mecanismo es funcional con un doble sistema de ejes soportado por toda el área C que a su vez es complementada en la zona plantar por el componente B.
- El componente C, posee 2 ejes transversales en el plano sagital del cuerpo.

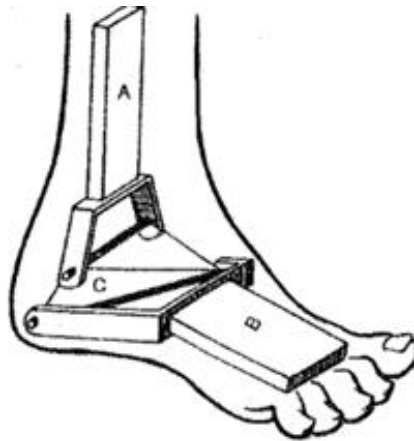


Figura 20. Modelo cardán heterocinético de kapandji para diseño de doble eje [12].

4.1.2. Ciclo de marcha

El ciclo de marcha humano se puede definir como un conjunto de movimientos secuenciales donde intervienen las extremidades inferiores y la sección media del cuerpo humano con el único propósito de desplazar su centro de gravedad hacia adelante, para el presente proyecto se utilizará la secuencia establecida en [13] por su estudio de la biomecánica en la marcha visible en la figura 21.

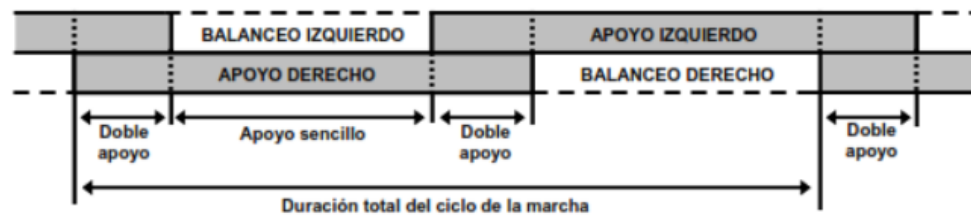


Figura 21. Secuencia del ciclo de marcha de Vera Luna [13]

El ciclo de marcha mostrado en la figura 21 inicia con un paso derecho cuando éste toca la superficie y termina con el mismo paso al final de la secuencia después de una fase de doble apoyo, cada ciclo está dividido en 2 fases para cada pie estas son la fase de apoyo y la fase de balanceo, la fase de apoyo para cualquier pie sea izquierdo o derecho inicia cuando este hace contacto con el suelo y termina cuando entra en la etapa de balanceo donde este contacto se pierde, estas fases se repiten de una pierna a otra mientras la persona se mantenga avanzando, el apoyo sencillo que se aprecia en la gráfica se refiere al periodo de tiempo en el que una sola pierna esta sobre la superficie.

Para la elaboración de un diseño protésico que supla la ausencia del tríceps sural encargado de la flexión plantar y dorsiflexión es necesario un análisis sagital de los ángulos permisibles del tobillo durante el ciclo de marcha, el análisis se divide en 3 periodos importantes en función del contacto que tiene el pie sobre el suelo, estos periodos son:

- Fase de Apoyo
 - Periodo I: primer contacto del talón con el suelo y el apoyo total.
 - Periodo II: apoyo total y despegue de falanges.

- Fase de balanceo
 - Periodo III: desplazamiento sin contacto sobre la superficie.

Por medio del Atlas de anatomía humana [11] se sabe acerca de los siguientes rangos de tobillo apreciables en la figura 22.

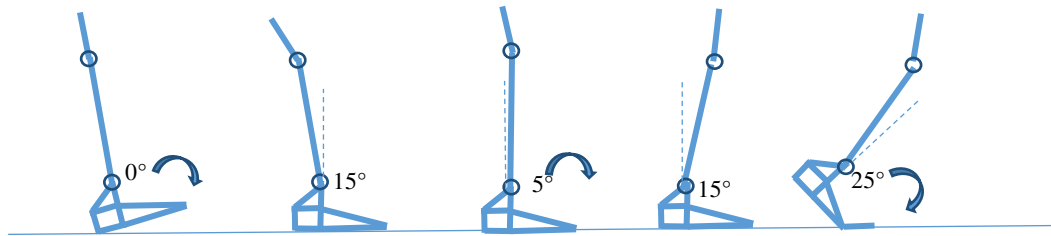


Figura 22. Fase de apoyo y balanceo pierna derecha durante el ciclo de marcha [13].

Durante el primer contacto del talón con el suelo el ángulo en el que el tobillo se encuentra responde al del pie en estado de suspensión o también llamado estado base, el tobillo está a 0° con respecto a la perpendicularidad del vástago y la prótesis, una vez el contacto del talón se da sobre la superficie la articulación de tobillo tiende a comenzar la flexión plantar, cuando la planta del pie está totalmente sobre la superficie del suelo la articulación de rodilla está a 20° en flexión, previo a la etapa de despegue de talón la articulación de tobillo pasa a 5° en dorsiflexión y una vez alcanza esta angulación el despegue de talón aumenta el ángulo de dorsiflexión hasta 15° , consecuente al despegue completo de talón y previo al despegue de los falanges el ángulo de dorsiflexión en el tobillo disminuye 40° hasta llegar a 25° de flexión plantar, una vez los 25° son recorridos y el despegue de los falanges se da el pie entra en su fase de balanceo y el pie entra en su estado base dejando su angulación en 0° .

4.1.3. Estudio de cargas aplicadas sobre la prótesis transtibial durante la marcha

El estudio de cargas aplicadas dependerá del nivel de conexiones mecánicas que posean sus componentes, las condiciones de contorno, los resultados que se desean obtener y la resistencia del material seleccionado, los resultados que arroja este estudio determinan el nivel de utilidad de la prótesis en función del comportamiento de los desplazamientos del diseño.

Para analizar el comportamiento de la prótesis relacionados a esfuerzos generados durante la marcha es necesario determinar la magnitud de las fuerzas que debe soportar, la carga principal a la que la prótesis estará expuesta es el peso del usuario, el peso para el cual está diseñado la prótesis se encuentra en el intervalo de los 70 y 75 kg, para el análisis se tomará 72 kg y el peso estará distribuido en prótesis por medio del acople piramidal, la carga se aplica generalmente a la prótesis de forma vertical por lo que el estudio será realizado al usuario en posición de bipedestación.

Existen situaciones durante la marcha que condicionan las fuerzas aplicadas en la prótesis, estas situaciones varían en función de la velocidad, fuerza de paso y superficie a caminar entre otras. El peso que soporta el pie durante la marcha puede multiplicarse durante diferentes circunstancias como saltos, levantamientos o movimientos de potencia por lo que es necesario determinar en la prótesis el esfuerzo máximo soportado y verificar comportamiento frente a la fuerza determinada por medio de los cálculos matemáticos, este esfuerzo reposa principalmente sobre la articulación de tobillo, para determinar un peso aproximado al real para el análisis es necesario determinar un factor de impacto ecuación 4.2 y 4.1, en función de los desplazamientos naturales durante un salto o un arranque en potencia, para ello se utilizarán las ecuaciones de potencia con el fin de determinar un valor máximo de fuerza de impacto , ver en [14]:

$$di = de * Fi \quad (4.1)$$

$$Fi = \left(1 \pm \sqrt{1 + \frac{2h}{de}} \right) \quad (4.2)$$

Donde:

di= desplazamiento por impacto (m)

de= desplazamiento estático (m).

Fi= factor de Impacto (adimensional).

h= altura de impacto (m).

A pesar de que la altura de impacto es un valor determinante para calcular un factor de impacto no es un valor decisivo durante el desplazamiento en la rutina diaria de una persona con amputación, esto principalmente debido a su condición anatómica, la mayor parte de los impactos que resiste el modelo se deben a cambios mínimos del nivel del pie con el suelo durante la marcha, desplazamientos cortos como subir escaleras y veredas o desplazamientos con pesos extras en suelos irregulares, en general, la relevancia de la altura se ve disminuida por que las fuerzas de impacto en su mayor parte se deben a la velocidad de la marcha y no a la altura del paso, por lo que determinar el factor de impacto en función de la velocidad de marcha es una opción más viable que asumir una altura, por consiguiente se utilizara la altura en función de la velocidad como se puede apreciar en la ecuación 4.3

$$h = \frac{v^2}{2g} \quad (4.3)$$

Donde:

v = velocidad de impacto $\left(\frac{m}{s}\right)$.

g = aceleración $\left(\frac{m}{s^2}\right)$.

Se asumirá una deformación estática permisible para la aleación de aluminio A132 de 12 mm, la velocidad de marcha de una persona en todas sus facultades físicas permanece entre los rangos de 4-6 km/h, para este estudio se utilizará 4 km/h siendo una velocidad conservadora para una persona con una amputación es decir 1.1 m/s, entonces haciendo uso de la ecuación 4.2 se tiene que:

$$Fi = \left(1 \pm \sqrt{1 + \frac{2h}{de}} \right) \quad (4.4)$$

Reemplazando la ecuación 4.3 en 4.2 se tiene:

$$Fi = \left(1 \pm \sqrt{1 + \frac{2 \left(\frac{v^2}{2g} \right)}{de}} \right)$$

$$Fi = \left(1 \pm \sqrt{1 + \frac{v^2}{de * g}} \right)$$

Al reemplazar los valores determinados en la ecuación final se tiene:

$$Fi = \left(1 \pm \sqrt{1 + \frac{(1,11 \frac{m}{s})^2}{0,012m * 9,81 \left(\frac{m}{s^2}\right)}} \right)$$

$$Fi = 4,38$$

El factor de impacto muestra la proporción en la que aumentará el peso sobre la prótesis y permite determinar la carga real aproximada durante la marcha al calcular el producto de éste por el peso del usuario como se demuestra en la ecuación 4.5 :

$$Pa = Pr * Fi \quad (4.5)$$

$$Pa = \left(72(kg) * 9,81 \left(\frac{m}{s^2}\right) \right) * 4,38$$

$$Pa = 3093,68$$

Donde:

Pa= Peso aplicable (N).

Pr= Peso real (N)

Fi= Factor de impacto (adimensional).

En función de los análisis realizados y las consideraciones asumidas se puede determinar que el peso aproximado para un estudio funcional de una prótesis es 3093,68N se utilizará 3000 N para el estudio, si la prótesis diseñada soporta este peso sobre su mecanismo el modelo estará soportando esfuerzos presentes en una marcha de alta exigencia.

Durante el ciclo de marcha el balanceo podal puede distribuir la carga total del pie derecho al pie izquierdo mientras el usuario se desplaza, aplicar esta carga por completo en el modelo no sería una mala decisión sin embargo inferir que esta carga se prolonga por periodos de tiempo prolongados en el ciclo de marcha sería erróneo. Asumir que la carga descansa sobre los 2 miembros inferiores es una consideración más conservadora del comportamiento podal por lo que la carga aplicada sobre el modelo será de 1500 N lo

cual se asemejaría a recibir en cada pie alrededor del doble de peso del usuario lo cual para una persona sin limitaciones resulta una acción de alto rendimiento físico y por ende una situación crítica para una persona con amputación y su prótesis.

4.2. Análisis de diseños y componentes protésicos con configuraciones dinámicas y estructurales que pueda asemejar la funcionalidad del miembro sural amputado

Las necesidades mecánicas del modelo que se requiere diseñar están definidas por medio de un cuadro comparativo que evalúa las características más importantes de una prótesis transtibial, existen diferentes tipos de metodologías que utilizan el concepto comparativo, sin embargo, cuando se trata de utilizar información relevante y características líderes de productos comerciales la "metodología de evaluación comparativa funcional" es la que se recomienda utilizar, para determinar una ponderación adecuada para la evaluación comparativa es necesaria determinar las exigencias funcionales primordiales y las exigencias requeridas del modelo las cuales permiten destacar características y parámetros para implementar al modelo final.

4.2.1. Exigencias funcionales primordiales

Los requerimientos primordiales son exigencias mecánicas cualitativas que permiten establecer características básicas del diseño protésico, los requerimientos primordiales están ligados a las exigencias requeridas ya que son conceptos considerados relevantes solo si son ligados a los objetivos de una investigación, mientras que las exigencias requeridas son características o detalles relevantes para cualquier tipo de evaluación para un diseño.

Los requerimientos primordiales estarán determinados en función a los objetivos y relacionados a los requisitos mecánicos para el funcionamiento del diseño, estos requerimientos se pueden observar en la tabla 11.

Tabla 11. Exigencias funcionales primordiales para un diseño protésico transtibial.

#	Exigencias Primordiales	Detalles
1	Prótesis de alta adaptabilidad al usuario y con un diseño de tobillo y pie anatómicamente proporcional al miembro amputado.	La prótesis debe ser estética y perseguir una proporción fiel al miembro inferior, la prótesis debe poseer la capacidad de adaptarse a diferentes exigencias de distintos usuarios conservando el mismo diseño plantar.
#	Exigencias Primordiales	Detalles
2	Diseño orientado a ser económicamente accesible para usuarios de recursos limitados.	Su fabricación debe ser accesible a una población económicamente estable y comprensible para un artesano, obrero o mecánico sin estudios superiores sin afectar la calidad ni funcionalidad del diseño.
3	Diseño estructural simple y funcional.	La prótesis debe perseguir un diseño amigable tanto para el usuario como para quien necesite construirlo.

4.2.2. Exigencias funcionales requeridas

Las exigencias funcionales requeridas son cuantificables y valoradas bajo criterios técnicos de la ingeniería, es decir que definen en el diseño características determinantes para el sistema mecánico, estas características se pueden apreciar en la tabla 12.

Tabla 12. Exigencias funcionales requeridas para un diseño protésico transtibial.

#	Exigencias requeridas	Detalles
4	Mecanización accesible	<ul style="list-style-type: none"> • Los componentes de la prótesis deben ser simples de mecanizar y fáciles de adquirir. • Debe ser fabricada con la menor inversión posible.

#	Exigencias requeridas	Detalles
5	Fácil mantenimiento	<ul style="list-style-type: none"> • De ser necesario para la prótesis obtener la capacidad de reemplazar las piezas desgastadas de una manera sencilla para el usuario. • Debe ser posible para el usuario realizar un mantenimiento regular de los componentes y puntos de ensamble.
6	Peso aproximado al natural o menor	La prótesis debe asimilar el peso regular del miembro inferior amputado, el peso puede ser menor pero no mayor al esperado, al ser un diseño adaptable para diferentes usuarios existen métodos para regular el peso de la prótesis cuando se trata de aumentar su peso sin embargo disminuir el peso de la prótesis a partir del diseño original base supone un problema para el usuario relacionado a la adaptabilidad de la prótesis.
7	Prótesis con estabilidad mecánica funcional	La prótesis debe ser capaz de mantener al usuario de pie o estático guardando el equilibrio de la persona por periodos de tiempo significantes durante una jornada laboral.
8	Prótesis estética semejante al miembro amputado	Los componentes mecánicos de la prótesis debes ser proporcionales al miembro inferior amputado, debe asemejar en su mayor parte el sistema óseo y plantar de la amputación.
9	Ciclo de marcha eficiente	La prótesis debe ser capaz de brindar al usuario una movilidad que asemeje a la natural durante el ciclo de marcha.
10	Ensamble Simple	Los componentes de la prótesis deben ser en su mayor parte un sistema simple y fácil de reemplazar en caso de falla o desgaste del sistema.

4.2.3. Cuadro de evaluación comparativa

En la tabla 14 se puede observar un cuadro comparativo con los diseños protésicos analizados en el marco conceptual, el cuadro comparativo permite determinar las prótesis que cumplen total o parcialmente cada una las exigencias mecánicas establecidas para el diseño, el rango de ponderación de cada exigencia responde a la tabla 13.

Tabla 13. Tabla de ponderación

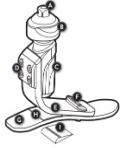
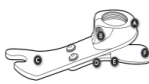

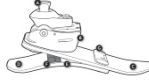
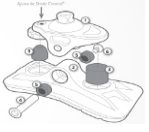

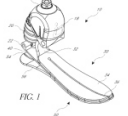
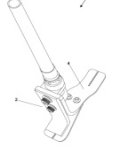
Reflexión	Ponderación
No cumple	1-6
Regular	7
Moderada	8
Medianamente alta	9
Alta	10

El rango más bajo de evaluación permisible para cada exigencia no es inferior a 7 en los modelos debido a que todas las prótesis referenciadas poseen rasgos importantes para la investigación y han sido seleccionados con el objetivo de dotar características importantes al diseño final, los requerimientos ponderados con un valor menor a 7 no será considerado de relevancia para el estudio de exigencias mecánicas mientras que toda ponderación igual o superior a 7 será considerada para el análisis.

Como un breve resumen del cuadro comparativo se tiene que:

- Los diseños con la más alta calificación en la exigencia 1 poseen un componente piramidal para ser adaptado al vástago transtibial además de una proporción plantar donde el tobillo se encuentra a 1/3 del talón asemejando una proporción anatómica.
- Los modelos referenciados en su mayor parte están fabricados en base a materiales compuestos de fibra de carbono, sin embargo, se puede apreciar que poseen componentes metálicos en su estructura, por lo que, utilizar un metal ligero para una prótesis de alta exigencia es una alternativa viable.

Tabla 14. Tabla de ponderación requerimientos primarios y secundarios

#	EXIGENCIAS	PRÓTESIS							
		VOYAGER	SCOUT	CELSUS	ODYSSEY	SIDEKICKS	P.A.F.	F.E.R.	PRÓTESIS TRI-PLANTAR
									
1	Prótesis de alta adaptabilidad al usuario y con un diseño plantar anatómico proporcional al miembro amputado.	7	10	10	10	8	7	7	7
2	Diseño orientado a ser económicamente accesible para usuarios de ingresos básicos.	7	10	8	10	10	7	7	7
3	Diseño estructural simple y estetico.	7	10	10	7	7	7	7	10
4	Fabricación accesible.	7	9	9	7	7	7	7	9
5	Fácil mantenimiento.	7	9	9	7	7	6	6	10
6	Peso aproximado al natural o menor.	8	9	9	8	7	6	8	9
7	Prótesis con estabilidad periodica y funcional durante la marcha.	10	8	9	8	9	9	8	8
8	Prótesis anatómicamente proporcional al miembro amputado.	8	10	9	9	8	7	8	8
9	Ciclo de marcha eficiente.	10	8	9	9	8	8	7	8
10	Ensamble Simple.	7	8	9	10	10	7	8	10
	TOTAL	78	91	91	85	81	71	73	86

- Las prótesis con mayor puntuación como lo son celsus, odyssey y sidekicks poseen sistema de amortiguación diferentes, pero bajo un principio fundamental el compensar las cargas aplicadas mediante materiales con comportamientos físicos que absorben o transfieren los esfuerzos entre sí, como el sistema de amortiguación hidráulico, sistema por medio de topes de goma y el sistema de amortiguación incorporado a componentes con límites elásticos altos.
- Los componentes con las ponderaciones más bajas como lo son P.A.F, F.E.R. y voyager son modelos que comparten deficiencias como el alto número de componentes integrados al ensamble, componentes robustos que no guardan proporción anatómica y sistemas de amortiguación de alta complejidad en comparación los modelos mejor puntuados.

Para un análisis más profundo de los resultados obtenidos en el cuadro comparativo se utilizó un estudio de general de los 3 componentes con mayor puntuación en cada exigencia logrando así determinar características aplicables para el modelo de prótesis esperado, este análisis se aprecia en la sección 4.2.4 donde se da una visión más amplia de cada rasgo a tratar.

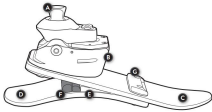
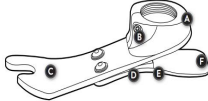
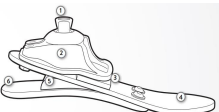
4.2.4. Estudio de exigencias mecánicas

Considerando como base del estudio el cuadro de comparación presente en la tabla 14 se puede desglosar una serie de características útiles para el diseño protésico, las cuales deben ser analizadas para extraer la funcionalidad, geometría o principio por la que es importante y justificado en el caso de ser incorporado al diseño, estas características principales fueron estudiadas y seleccionadas en base de las exigencias mecánicas. Para los diseños cuyas características sean deficientes o no cumplan totalmente ciertas exigencias serán utilizadas como parámetros de diseño para no generar los mismos errores en el diseño, es decir que, de cada uno de los diseños estudiados se aprovechó tanto las características que los hacen un modelo presente en el mercado protésico como aquellos detalles que las limitan para ser consideradas hábiles para todo tipo de usuario.

- **Análisis de los diseños protésicos más relevantes en función de la exigencia 1**

La tabla 15 permite observar características comunes presentes en prótesis de alta gama con base en su sistema de pie mecánico, las características destacables de cada diseño seleccionado en este apartado están consideradas en función de su proporción anatómica reflejada en el diseño de la zona plantar mientras que la adaptabilidad del diseño final será compensada mediante un componente removible de base plantar, las características consideradas por medio del estudio de la exigencia 1 son:

Tabla 15. Diseños anatómicamente proporcionales al pie humano

EXIGENCIA 1	PRÓTESIS		
	ODYSSEY [6]	SCOUT [4]	CELSUS [5]
Prótesis de alta adaptabilidad al usuario y con un diseño anatómicamente proporcional al miembro amputado.			

- **Configuración plantar y puntos de presión.**

La zona plantar de los diseños destacados en la tabla 15 asemejan a la zona plantar anatómica del cuerpo humano, específicamente la relación se encuentra en los puntos de distribución de cargas sobre el arco plantar, los 3 diseños citados permiten observar los puntos más comunes de contacto del pie sobre la superficie durante el ciclo de marcha, los puntos de contacto principales dependen del tipo de huellas plantares del usuario sin embargo independientemente del tipo de configuración todas ellas guardan patrones en común respecto a los puntos de presión sobre la superficie, los puntos de presión plantar son en general constantes durante la marcha y se observan por medio de la figura 23 en la región del talón representada por la circunferencia, el antepié representada por la figura rectangular y en las falanges de los dedos del pie representada por la figura rectangular, los dedos del pie actúan durante la marcha como auxiliares a la bóveda plantar, la presión que soporta la estructura auxiliar durante la marcha se encuentra en el hueso del dedo más grueso del pie, los puntos de

presión están detallados en la figura 24 donde se ilustran en base al sistema óseo del pie.

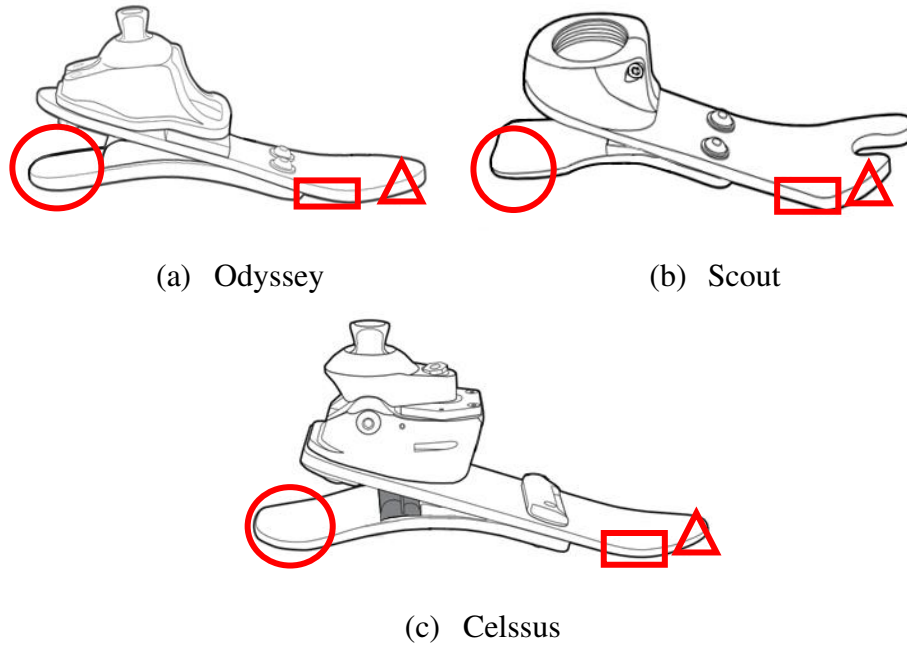


Figura 23. Configuración plantar artificial genérica

El prototipo de prótesis plantar diseñado tomará en consideración los puntos de apoyo plantar observables en los diseños de la tabla 15 y analizados en la configuración de la figura 24 sección (a) y (b), mientras que el esquema de distribución plantar se guiará en los puntos de presión y apoyo determinados mediante la proporción establecida por el método de Herczo [15].

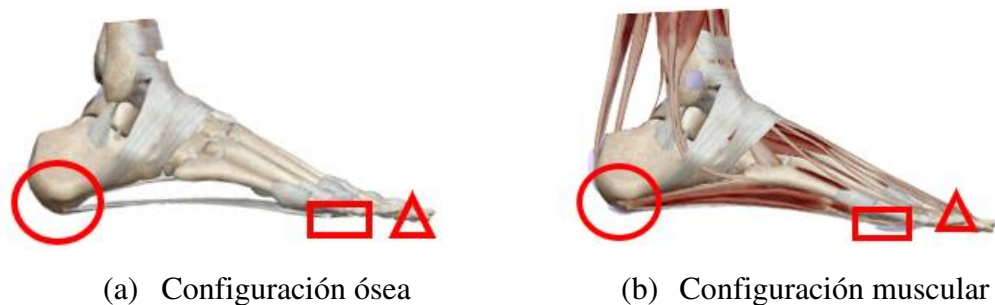


Figura 24. Configuración plantar anatómica

El método de Herczo para determinación de puntos de presión, usa el análisis plantar para identificar el tipo huella del usuario por medio de 2 medidas básicas

antropométricas del pie "x" y "y" donde la medida "x" representa el ancho de la zona metatarsal y "y" el ancho de huella impresa en la zona tarso-metatarsal [15] :

$$\%X = \frac{X-Y}{X} * 100 \quad (5.1)$$

El porcentaje de X determinado por medio de la ecuación 5.1 establece la categoría en la que se encuentra el tipo de huella plantar del usuario, esta ponderación se puede visualizar en la tabla 16, este análisis permite observar el nivel de presión que recae sobre la superficie plantar y determinar una configuración que suple todos los puntos de presión establecidos en la valoración.

Tabla 16. Valoraciones del pie para la determinación de la configuración plantar [15]

Valoración Herzco	
%X	Valoración
0-34	Plano
35-39	Plano/normal
40-54	Normal
55-59	Normal/cavo
60-74	Cavo
75-84	Cavo-fuerte
85-100	Cavo-Extremo

Para determinar una configuración general para distintos tipos de huella plantar es necesario generar y comparar líneas de presión visualizadas en cada tipo de huella plantar, determinar una trayectoria de presión en la zona plantar tiene su relevancia relacionada a la adaptabilidad anatómica que brinda al usuario independientemente del tipo de huella plantar.

En la figura 25 se pueden apreciar la distribución línea y puntual establecida para cada tipo de huella, la zona de tono rojizo es en donde más presión existe en el tipo de huella mientras que entre más frío sea el tono del color menor es la presión que soporta dicha zona en cada paso. Las líneas vectoriales visibles en cada tipo de huella plantar determinan para el diseño final un patrón general que integra los tipos de huella de pie normal, cavo y valgo, la línea curva que pasa por los puntos más alto de presión en el podo-grama es generada con el objetivo de determinar la forma para la base plantar de la prótesis lo cual permite al diseño final establecer una geometría adaptada

anatómicamente a los puntos donde naturalmente el cuerpo distribuye el peso del usuario.

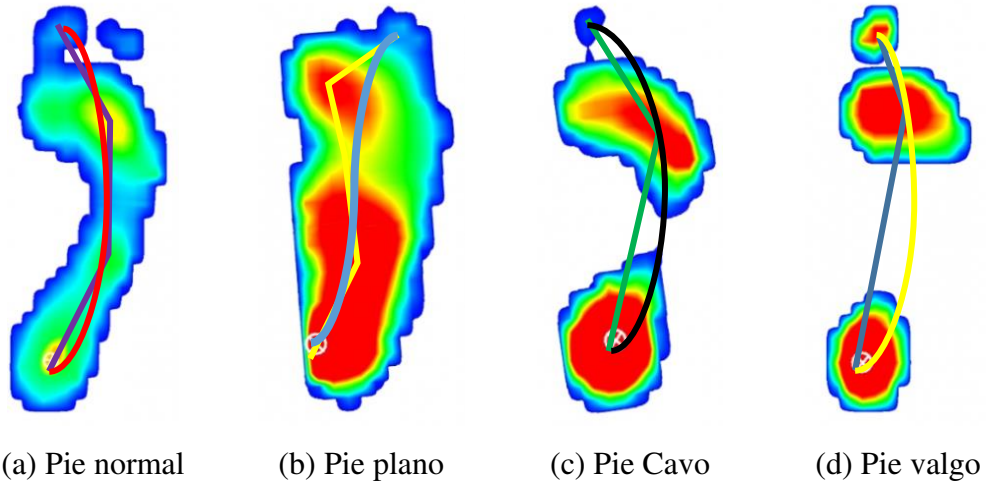


Figura 25. Tipo de huella plantar y distribución de esfuerzos podal

La distribución final para la prótesis se puede observar en la figura 26 que mediante el método de Herzco y su grafica de clasificación plantar brinda una distribución que parcialmente unifica los tipos de huella plantar más comunes, utilizando como base los puntos de presión analizados en la figura 25, el tipo de distribución final está influenciada por el tipo de pie más común es decir el pie "normal", las consideraciones a implementar en diseño final son:

- Mayor soporte en la sección del talón y calcáneo.
- Arco plantar integrado en la sección medial del pie normal.
- Mayor soporte en la zona metatarsal.

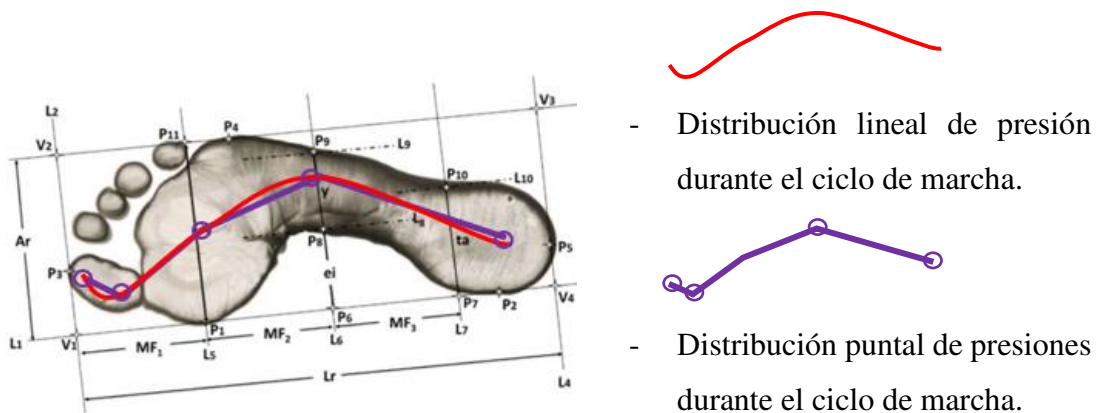


Figura 26. Huella plantar podo-fotograma

- Proporción tobillo-pie

Los diseños destacables en la tabla 15 guardan en su presentación una proporción anatómica fiel al miembro amputado, esta proporción se ve reflejada en el volumen de la prótesis artificial en comparación al pie anatómico y su dimensionamiento superficial, este dimensionamiento se ve reflejado en la robustez del diseño de tobillo que asemejan al volumen del tobillo anatómico real, el arco plantar interno posee la misma proporción del pie humano con relación al antepié y el talón, el contorno longitudinal plantar no es una línea recta sino que asemeja una configuración anatómico con bordes curvos.

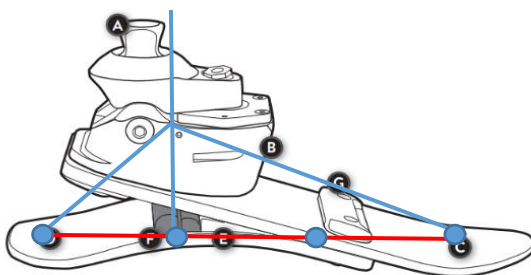
La línea de intersección vertical del tobillo anatómico hacia la zona plantar horizontal está ubicada aproximadamente a 1/3 de la misma desde el talón hasta la punta del pie, esta configuración se refleja en la figura 27 sección (d) y (b).



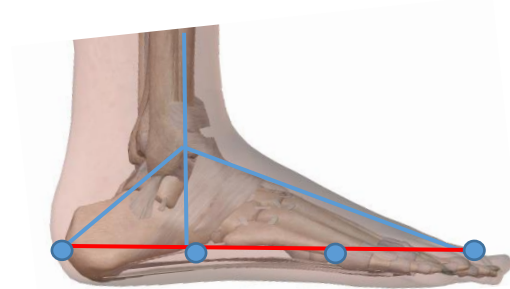
(a) Proporción protésica vista isométrica



(b) Proporción anatómica vista isométrica



(c) Proporción protésica vista lateral



(d) Proporción anatómica vista lateral

Figura 27. Proporción anatómica real vs Protésica

La proporción del arco plantar y el pie responde a la configuración establecida en la figura 27 destacada en color celeste teniendo como eje la articulación de tobillo,

esta configuración está presente en la mayor parte de las prótesis destacadas en la figura 25.

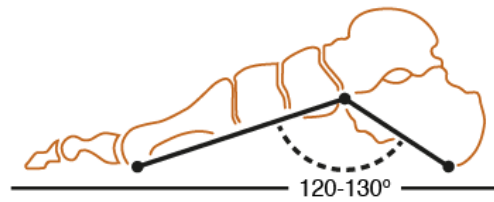


Figura 28. Pie normal ángulo de Moreau y astragalocalcáneo [16]

Los ángulos de elevación para el arco plantar de la prótesis a diseñar guarda una configuración angular mostrada en la figura 29.

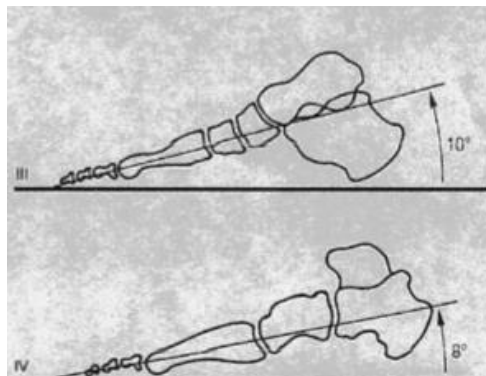


Figura 29. Medidas del arco longitudinal bóveda plantar [16]

- **Puntos de acople y concentración de esfuerzos**

Los puntos de acople en las prótesis citadas en la tabla 15 asemejan los puntos articulados del miembro amputado, los puntos de acople o también llamados puntos de ensamble se encuentran ubicados en las superficies donde existen 1 o más piezas que unen dos o más componentes individuales o donde se unen 1 o varios sistemas mecánicos. Los esfuerzos realizados durante la marcha se encuentran concentrados en las uniones de los componentes individuales o en puntos de falla o fractura los cuales se definieron con anterioridad sobre la zona plantar, en el caso de un pie humano la mayor parte de los esfuerzos generados se encuentra en el tobillo debido a la proporción del cuerpo y como el miembro inferior distribuye el peso, en una prótesis mecánica la respuesta frente a estos esfuerzos sucede de la misma manera que con un miembro real, es decir, que los esfuerzos se distribuyen sobre todo el miembro de tal manera que los puntos de concentración de carga son en su mayor parte neutralizados,

las articulaciones y puntos de acople analizadas consideradas para el diseño final de prótesis se pueden apreciar en la configuración establecida en la figura 30 donde las articulaciones consideradas para el diseño son:

1. Articulación de los hueso escafoides y cuboides con el astrágalo.
2. Articulación de astrágalo y calcáneo.
3. Articulación de los metatarsianos en conjunto de las cuñas.
4. Articulación de tobillo en conjunto con la tibia y perone.

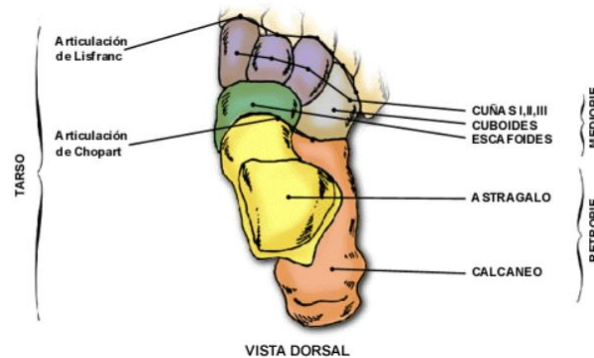
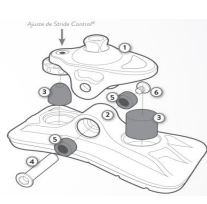
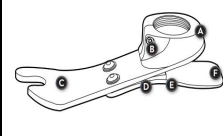
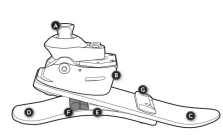


Figura 30. Puntos de acople y concentración de esfuerzos para un pie.

- **Análisis de los diseños protésicos más relevantes en función de la exigencia 2**

Tabla 17. Prótesis económicamente accesibles

EXIGENCIA 2	PRÓTESIS		
	SIDEKICKS [7]	SCOUT [4]	ODYSSEY [6]
Diseño orientado a ser económicamente accesible.			

Para que el diseño sea económicamente viable es necesario considerar los costos de manufactura bajo las siguientes consideraciones:

- Proceso de fabricación, número de piezas y complejidad del diseño

El costo de fabricación está íntimamente ligado al número de piezas de la prótesis, entre menor sea el número de piezas y su nivel de complejidad más simple será su proceso de manufactura y por ende su costo disminuirá, para ejemplificar de

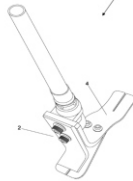
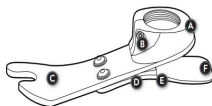
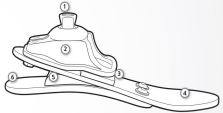
manera práctica esta premisa se ha determinado 3 tipos de prótesis ejemplificadas en la tabla 17 que cumplen con los requisitos establecidos, las características destacables que se pueden observar en función de su viabilidad económica son:

- Complejidad de las piezas moderadas, replicables y optimizadas.
- Factibilidad del mecanismo a ser replicable.
- Proceso de fabricación de baja complejidad.
- Componentes auxiliares económicamente accesibles y de baja complejidad.
- Número de piezas reducido simplificados por componentes de doble funcionalidad.
- Mantenimiento accesible.
- Repuestos mecanizales.

Los costos de fabricación se detallarán de mejor manera en los análisis de costos en conjunto con la selección de materiales y el proceso de producción seleccionado.

• **Análisis de los diseños protésicos más relevantes en función de la exigencia 3**

Tabla 18. Diseños Protésicos funcionales para prótesis transtibiales

EXIGENCIA 3	PRÓTESIS		
	PRÓTESIS TRI-PLANTAR [10]	SCOUT [4]	CELSUS [5]
Diseño estructural simple y funcional			

La funcionalidad de una prótesis se mide por la capacidad de cumplir las exigencias mecánicas del usuario durante la marcha, en este apartado se tomará la baja complejidad estructural del diseño conjuntamente con su eficiencia durante la marcha como puntos de partida para ser evaluadas, entre más simple sea el modelo y más acorde a las exigencias mecánicas del usuario esté más adecuado será el diseño para ser replicado.

Se puede observar por medio de la clasificación establecida en la tabla 18 características constantes en los diseños protésicos de estructuras simples y funcionales, cada prótesis citada posee 4 piezas importantes en su estructura anatómica independientemente de su configuración tobillo pie:

- Base de talón simple.
- Arco plantar sin contacto sobre la superficie a caminar.
- Antepié y Soporte auxiliar con diseño anatómicamente similares a los dedos del pie.
- Tobillo robusto y encaje de pilar simple.

Esta configuración se puede apreciar de mejor manera en la figura 31 al realizar una comparación con el modelo Celsus seleccionado en este apartado por las consideraciones que satisface.

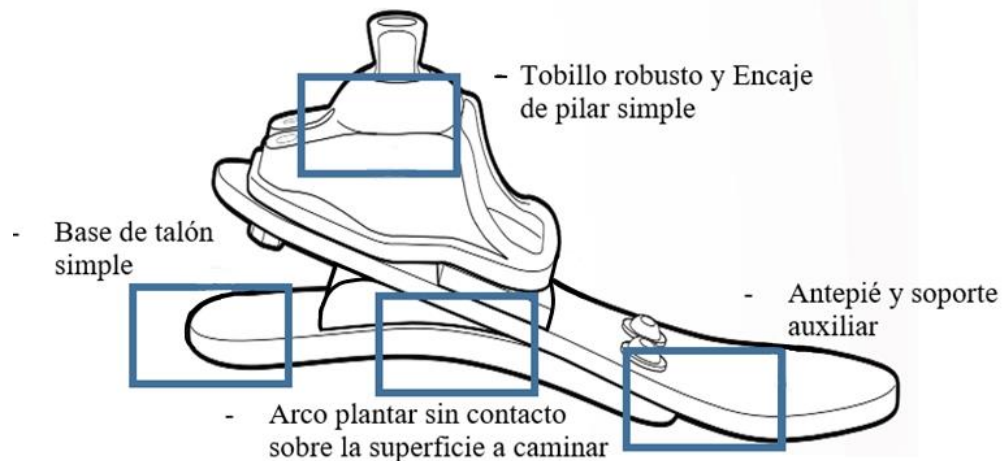
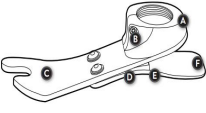
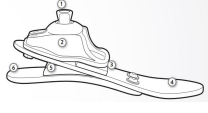
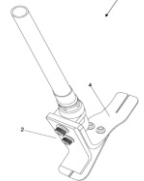


Figura 31. Estructura genérica de prótesis transtibiales de bajo costo

• **Análisis de los diseños protésicos más relevantes en función de la exigencia 4**

Tabla 19. Diseños con configuraciones estructurales de fácil fabricación

EXIGENCIA 4	PRÓTESIS		
	SCOUT [4]	CELSUS [5]	PRÓTESIS TRI-PLANTAR [10]
Fabricación accesible			

El nivel de dificultad durante la fabricación de una prótesis está ligada a la correcta selección del material con el que va a ser construido, el material seleccionado determinará las propiedades físicas y mecánicas que tendrá la prótesis durante la marcha, cuando se trata de prótesis mecánicas el tipo de material más utilizado son:

- La aleación de aluminio es un material con propiedades óptimas para procesos de mecanizado y fundición además de la disponibilidad nacional de este tipo de materiales tanto en su forma comercial como elementos reciclables.
- ABS o LS que representa a la tecnología de impresión aditiva 3D debido a la definición de detalles, acabado superficial, alta resistencia mecánica y durabilidad.

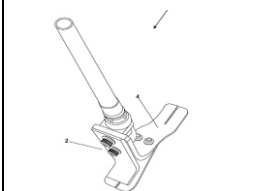
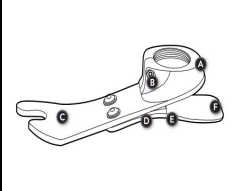
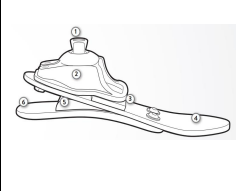
El proceso de fabricación que se utilizará en la prótesis diseñada será analizado durante el desarrollo del proyecto, sin embargo, es importante determinar consideraciones relacionadas al proceso de construcción para orientar el diseño a un modelo real apegado al cumplimiento de los objetivos del proyecto.

En función de la clasificación de la tabla 19 se puede determinar rasgos comunes en los diseños de baja complejidad estructural para fabricación como:

- Proceso de fabricación accesible y de baja complejidad.
- Componentes de con relieves sin altos detalles.
- Diseño compacto y simple orientado a evitar concentración de esfuerzos.
- Piezas mecanizadas o fundidas por medio de procesos de baja complejidad.

• **Análisis de los diseños protésicos más relevantes en función de la exigencia 5**

Tabla 20. Diseños de fácil mantenimiento

		PRÓTESIS		
EXIGENCIA 5	PRÓTESIS TRI-PLANTAR [10]	SCOUT [4]	CELSUS [5]	
Fácil mantenimiento				

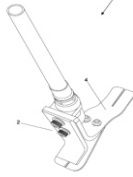
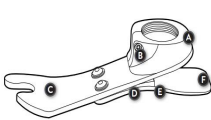
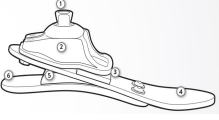
Debido a que el diseño de la prótesis transtibial está orientado a utilizarse en diferentes tipos de entornos es importante que se pueda realizar un mantenimiento regular de los componentes, este mantenimiento permite que los componentes del sistema no sufran desgaste por elementos que no pertenecen al sistema como sustancias líquidas, polvo o partículas de algún tipo de material, los repuestos de componentes protésicos regularmente son costosos por lo que es importante garantizar al sistema una funcionalidad óptima para evitar gastos innecesarios. De la misma manera en que los miembros anatómicos del cuerpo necesitan un cuidado regular una prótesis transtibial puede requerir reparaciones o sustituciones de piezas reemplazables, en el caso de que las piezas sufran un daño en su estructura dinámica la sustitución de dichas piezas significan para el usuario un riesgo de incapacitación, este tiempo de incapacitación se debe a que los componentes protésicos de cada usuario están diseñados, modelados y fabricados para dimensiones específicas, esta exclusividad significa que no pueden ser generadas o encontradas de manera inmediata para ser reemplazadas sino que es necesario un tiempo de fabricación bajo especificaciones únicas para ser construidas.

En la tabla 20 se puede apreciar características que guardan las prótesis de fácil mantenimiento como lo son:

- Número de piezas y componentes reducidos orientados a permitir una intuitiva evaluación de la integridad de los componentes.
- Componentes simples y multifuncionales.
- Baja complejidad estructural.
- Ensamble sencillo e intuitivo.
- Pernos de fijación para ensambles de fácil manipulación.
- Materiales con alta resistencia mecánica.
- Sistema de amortiguación protegido de agentes externos o resguardado internamente.
- Piezas removibles y reemplazables.
- Componentes de sacrificio para desgaste por contacto.

- **Análisis de los diseños protésicos más relevantes en función de la exigencia 6**

Tabla 21. Diseños de peso aproximado al anatómico

EXIGENCIA 6	PRÓTESIS		
	PRÓTESIS TRI-PLANTAR [10]	SCOUT [4]	CELSUS [5]
Peso aproximado al natural o menor			

El peso aproximado de una prótesis transtibial está determinado por ciertos factores a considerar antes de su construcción, estos factores están íntimamente ligados a características físicas del usuario sin embargo se puede determinar características físicas visibles en las prótesis seleccionadas como:

- Espesor delgado en piezas.
- Piezas con doble funcionalidad.
- Material de construcción compuestos.

Para el modelo a diseñar se ha considerado un peso protésico promediado entre los diseños destacados en el marco referencial para a exigencia 6, estos pesos se pueden observar en la tabla 22 donde se estudian los pesos en función de su peso y geometría.

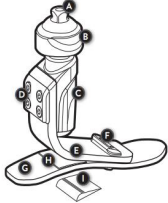
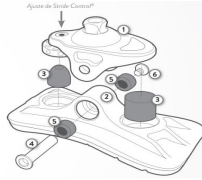
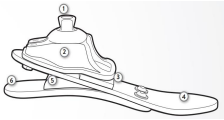
A pesar de que cada prótesis es única en su diseño debido a las especificaciones del usuario, para el desarrollo del diseño protésico se tomarán las especificaciones anatómicas de un varón latinoamericano adulto con número de calzado de 39 a 41 [17].

Tabla 22. Masa promedio de prótesis presentes en el mercado tecnológico.

Peso (g)	Prótesis Talla 39-41			
	Tri-plantar	Scout	Celsus	Prótesis transtibial total
	1524	1523-1600	1483	2000-4000
Rango de Peso (g)	1483-4000			

- **Análisis de los diseños protésicos más relevantes en función de la exigencia 7**

Tabla 23. Prótesis de alta estabilidad funcional

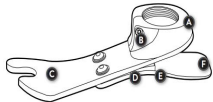
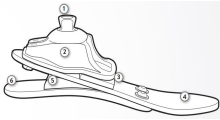
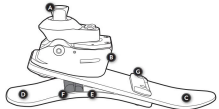
EXIGENCIA 7	PRÓTESIS		
	VOYAGER [3]	SIDEKICKS [7]	CELSUS [5]
Prótesis con estabilidad mecánica funcional			

La estabilidad funcional de la prótesis se puede determinar por el nivel de impacto que puede soportar y por ende la cantidad de tiempo que la prótesis puede soportar dicho impacto debe ser estimado para el estudio, el tiempo serán las 8 horas laborables del día en una marcha constante como un caso de alta exigencia, sin embargo, al considerar la situación anatómica del usuario se puede determinar que su desarrollo durante el día será limitado por su condición obteniendo como resultado un periodo funcional de 4-8 horas. Los modelos destacados en la tabla 23 son prótesis de alto impacto y en su sistema se puede observar un bajo nivel de complejidad en el sistema de amortiguamiento y en la proporción de la misma, una prótesis de alta estabilidad posee:

- Sistema de amortiguamiento en base a cuñas mediante el uso de elastómeros.
- Estructura mecánica que emula la anatómica con base al sistema óseo.
- Componentes mecánicos similares a las articulaciones anatómicas.

- **Análisis de los diseños protésicos más relevantes en función de la exigencia 8**

Tabla 24. Prótesis con una proporción anatómica semejante a la proporción anatómica

EXIGENCIA 8	PRÓTESIS		
	SCOUT [4]	CELSUS [5]	ODYSSEY [6]
Prótesis anatómicamente proporcional al miembro amputado			

Las proporciones y dimensionamientos del modelo están determinadas por características antropométricas obtenidas de estudios realizados a una población latinoamericana [17], las medidas antropométricas reales del miembro amputado determinaran valores para el dimensionamiento del modelo protésico tanto en su forma, el volumen y las relaciones corporales. El diseño final del presente proyecto técnico se ve influenciado por detalles destacados de cada modelo estudiado en este apartado por lo que de manera indirecta estos detalles afectarán a las dimensiones finales, variarán según sea conveniente para lograr un diseño que cumpla tanto con los valores antropométricos como con todas las características y exigencias mecánicas.

Las dimensiones del modelo están definidas por 2 tipos de consideraciones relacionadas al diseño las cuales son:

- Humanas: Sexo, edad y nacionalidad.
- Protésicas: Longitudes, diámetros y ángulos.

Las dimensiones antropométricas para el diseño protésico responden principalmente a los datos obtenidos de [17] y [18], en función de las restricciones establecidas para el usuario como la nacionalidad, sexo, edad y talla. las dimensiones antropométricas del diseño se definirán en función de las consideraciones de la tabla 25 y se reflejarán en la tabla 26.

Tabla 25. Consideraciones protésicas para dimensionamiento anatómico

Parámetros Humanos	Sexo	Edad	Nacionalidad-Raza
	Masculino	20-39	Ecuatoriana-mestizo

El rango de dimensionamiento establecido y las proporciones anatómicas a las que el diseño responderá en la investigación son:

Tabla 26. Dimensiones y relaciones antropométricas del miembro inferior [17] [18].

	Relaciones antropométricas	Resultados de estudios (cm)	
		Análisis ergonómico [18]	Medidas antropométricas [17]
A1	Ancho de tobillo	7	8

	Relaciones antropométricas	Análisis ergonómico [18]	Medidas antropométricas [17]
A2	Distancia tobillo- planta de pie	10	12
A3	Longitud planta de pie	26	22
A4-A5	Ancho de planta de pie	8	10

- **Ancho de tobillo**

La anchura del tobillo determina un radio permisible para el diámetro y distancia lateral de tobillo, esta dimensión se puede apreciar en la figura 32.



Figura 32. Ancho de tobillo anatómico

- **Distancia del tobillo-planta de pie**

La altura funcional de un pie determina la altura funcional de una prótesis (A2), esta medida antropométrica vertical responde a la distancia entre la base plantar hasta aproximadamente la parte superior de la articulación de tobillo, esta medida se puede ver reflejada en la figura 33 tanto en la sección (a) en el sistema óseo como en la sección (b) donde se aprecia el sistema muscular.

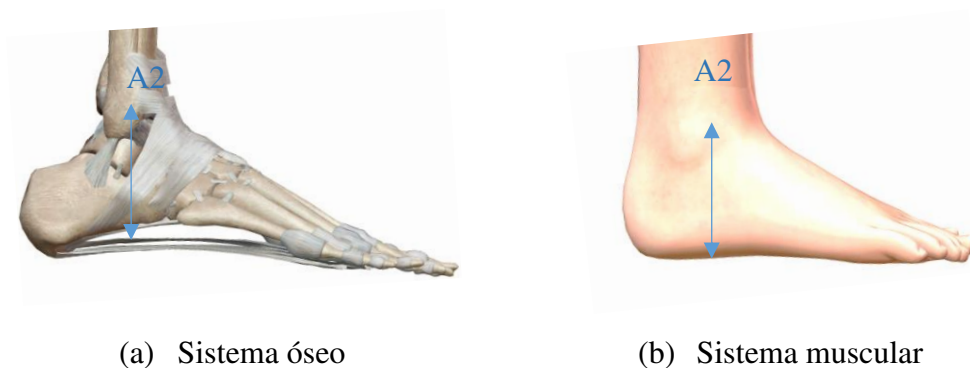


Figura 33. Altura funcional prótesis

- **Longitud plantar**

La longitud plantar esta dimensionada desde la punta del dedo más largo del pie hasta la parte posterior del talón, esta dimensión determinará el calce del usuario de prótesis y servirá para definir el diseño final, la medida establecida se puede observar representada en la figura 34 bajo el código A3.

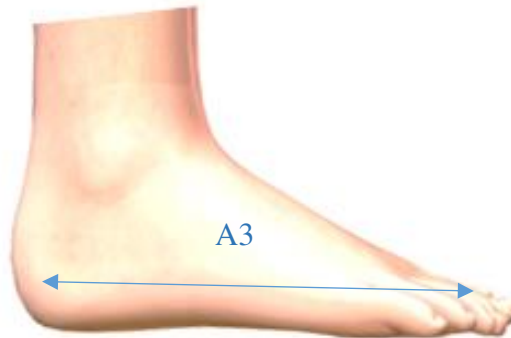


Figura 34. Longitud plantar

- **Ancho de planta de pie**

La anchura en la zona plantar no es uniforme debido a la diferencia dimensional entre la base del talón (A4) y zona metatarcial (A5), la planta del pie no es una zona de forma geométrica o que guarde un patrón geométrico, su contorno es irregular producto de la capacidad adaptativa del cuerpo humano a través de la historia de la humanidad, la configuración geométrica producto de la investigación en [18] y está representada en la figura 35, tanto A4 como A5 son dimensiones determinantes para el diseño ya que definen la proporción anatómica para la prótesis respecto a la zona plantar.

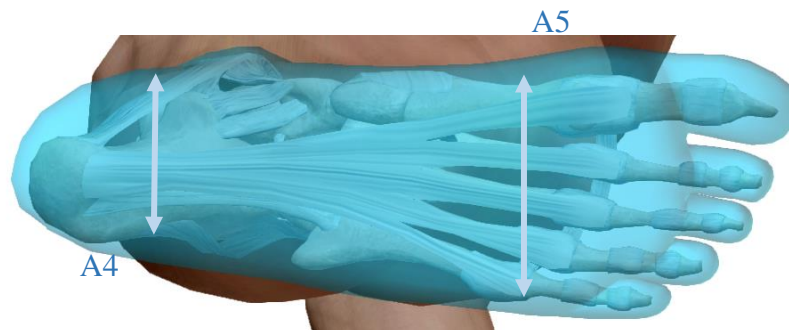
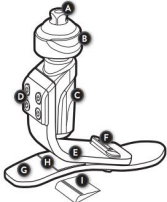
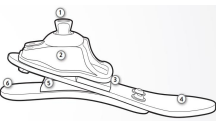
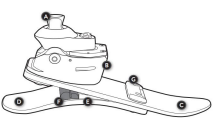


Figura 35. Ancho de planta del pie

- **Análisis de los diseños protésicos más relevantes en función de la exigencia 9**

Tabla 27. Prótesis con ciclo de marcha eficiente

EXIGENCIA 9	PRÓTESIS		
	VOYAGER [3]	CELSUS [5]	ODYSSEY [6]
Ciclo de marcha eficiente			

Un ciclo de marcha eficiente en una prótesis se mide por el nivel de estabilidad que brinda al paciente durante la marcha o durante una posición estática, existen características protésicas que brindan al diseño cualidades de un pie anatómico, estas características se reflejan principalmente en el sistema de amortiguamiento, entre mayor sea el enfoque de un diseño a piezas de doble funcionalidad mecánica mayor será la relación de cada pieza a su conjunta es decir que entre mayor relación exista entre componentes mayor será su nivel de coordinación prótesis-usuario, esta consideración se puede apreciar reflejado en el diseño Odyssey [6] donde se puede apreciar el sistema de amortiguamiento integrado directamente al tobillo.

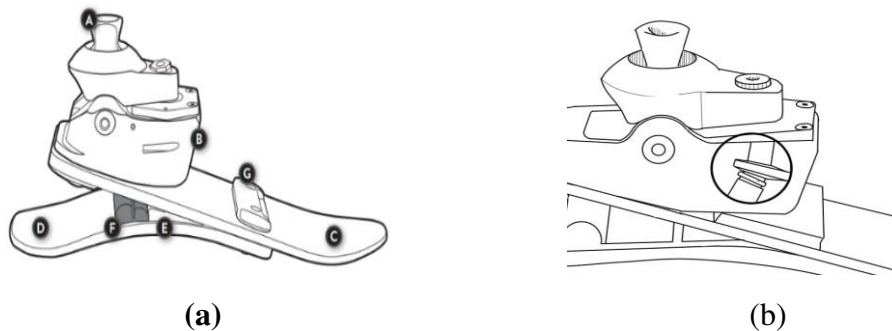
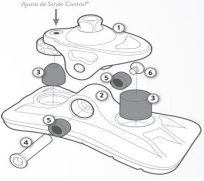
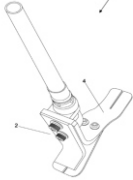
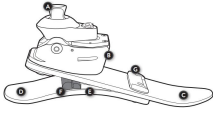


Figura 36. Sistema de amortiguamiento eficiente para modelos de prótesis transtibiales

Las piezas de doble funcionalidad permiten compensar esfuerzos mediante sistemas conectados, en la figura 36 sección (a) se puede observar un ejemplo de este tipo de piezas donde la funcionalidad motriz de la prótesis esta combinada con el sistema de amortiguamiento en la pieza B, esta pieza se puede apreciar de mejor manera en la sección (b) donde se puede observar el mecanismo utilizado.

- **Análisis de los diseños protésicos relevantes en función de la exigencia 10.**

Tabla 28. Prótesis de fácil ensamble y acople

EXIGENCIA 10	PRÓTESIS		
	SIDEKICKS [7]	CELSUS [5]	ODYSSEY [6]
Ensamble Simple			

Los modelos observados en la tabla 28 poseen un diseño de baja complejidad es decir que sus contornos como sus detalles carecen de trazos complejos o componentes difíciles de manipular, este nivel de detalle en sus piezas permite que de ser necesario el reemplazo de un componente el usuario de la prótesis pueda ayudándose de una guía intuitiva reemplazar componentes dañados o ajustar ciertos parámetros del diseño.

El nivel de complejidad de la prótesis está definido por el cuadro de comparación de la tabla 14, siendo los modelos considerados en esta sección los más útiles para el análisis, las características a considerar para el diseño final en este apartado son:

- Acople simple.
- Ensamble fácil de realizar sin necesidad de herramientas para componentes específicos.
- Número de piezas limitado no mayor a 4 piezas principales sin considerar componentes secundarios como ejes pasantes.

4.3. Diseño de una prótesis transtibial enfocada en criterios de prótesis de alto rendimiento

En función de las consideraciones establecidas en el apartado 4.2 se ha determinado para el siguiente diseño las siguientes condiciones:

- Componentes de doble funcionalidad para auxiliar de astrágalo y calcáneo.
- Zona plantar removible y personalizable.
- Sistema de amortiguamiento en base a cuñas.
- Adaptador vástago-pie genérico piramidal.

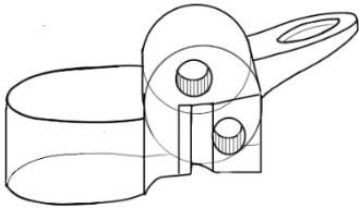

- Funcionalidad transtibial suplida por un sistema de amortiguamiento plantar.
- Diseño anatómico inspirado en medidas antropométricas generales.
- Mantenimiento sencillo e intuitivo para componentes auxiliares de amortiguamiento y acople.
- Fabricación de componentes en materiales de fácil acceso y bajo costo.
- Ensamble estable durante la etapa de oscilación.
- Sistema de amortiguación y juego de ejes con tolerancia a impactos presentes durante el ciclo de marcha con enfoque a mantener la integridad de las piezas mecánicas.

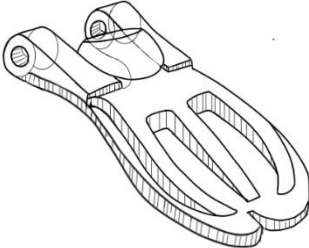

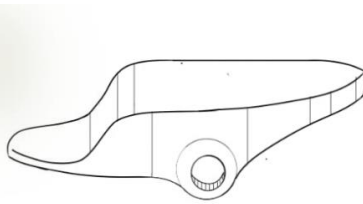
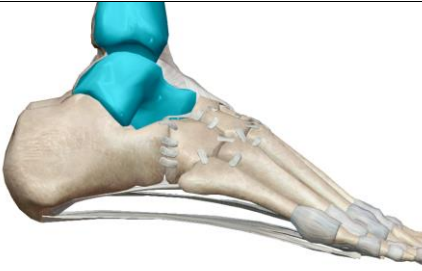
En la siguiente sección del documento se presenta el proceso de bocetado para la elaboración del diseño final.

4.3.1. Diseño mecánico general

Los músculos y huesos de las extremidades inferiores involucradas en las amputaciones transtibiales son los encargados de satisfacer las exigencias de un sistema anatómico de amortiguamiento y movimiento, mientras que el sistema muscular se enfoca en la movilidad de las extremidades el sistema óseo es el encargado de brindar el soporte a los esfuerzos realizados por los músculos, para el diseño protésico se ha tomado como referencia el sistema óseo para el diseño de componentes mecánicos ya que éstos hacen de estructura anatómica del cuerpo humano, a pesar que la relevancia anatómica de cada hueso del pie humano es imprescindible para una marcha eficiente se ha determinado para la prótesis los más relevantes, éstos se pueden apreciar en la tabla 29 en conjunto del prototipo de pieza a desarrollada.

Tabla 29. Boceto de réplica anatómica de prótesis transtibial.

Huesos	Dibujo técnico	Componente anatómico
Componente 1. Calcáneo y cuñas		

Huesos	Dibujo técnico	Componente anatómico
Componente 2. Metatarsianos, falanges y cuñas		
Componente 3. Ensamble Astrágalo- vastago		

Cada una de las piezas bocetadas guarda fidelidad a las consideraciones, modelos, características, detalles, dimensiones, consideraciones y formas analizadas en la sección 4.2 con cada uno de los modelos estudiados. Las características a destacar para el modelo son:

- Componentes diseñados en base al modelo de doble eje cardán kapandji figura 20 donde el componente B es removible, el componente C con el componente B determinan el arco plantar para el diseño, el componente C sirve de base de calcáneo y soporte de los 2 ejes, el componente superior A sirve de encaje de vástago por medio de un sistema piramidal.
- Componente de doble funcionalidad que satisface como auxiliar de sistema de amortiguación y base de talón.
- Componente metatarsial removible, esta cualidad permite a las piezas complementarias de modelo ser adaptadas a otra medida de talla de pie u componentes de distintas medidas o diseños plantares.
- Componente de astrágalo de doble funcionalidad como auxiliar del sistema de amortiguación y de tobillo además de servir como acople para el componente piramidal genérico que guarda conexión con un sistema del acople para shoket.

- Diseño plantar con la implementación de nervios como auxiliar para compensar la ausencia de las falanges mejorando la resistencia del componente que sirve también como auxiliar del sistema de amortiguamiento en base de cuñas.

4.3.2. Componentes principales de la prótesis transtibial

En función a la tabla 29 se ha determinado el esquema primario de un modelo protésico transtibial el cual se puede apreciar en la figura 37.

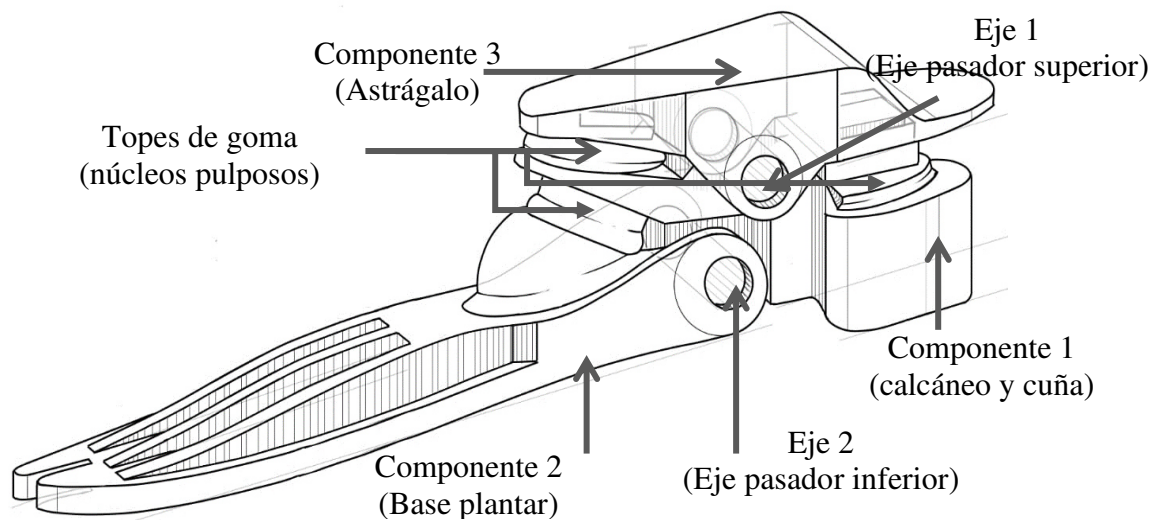


Figura 37. Dibujo técnico del prototipo de modelo protésico.

El diseño protésico final consta de componentes orientados al desarrollo de los requerimientos físicos y estéticos planteados para el presente proyecto, en función del desarrollo de dichos requerimientos se ha determinado los siguientes elementos principales:

- Estructura de tobillo y talón como componente de doble función.
- Adaptador astrágalo-vástago como elemento común entre prótesis transtibiales.
- Sistema de doble eje con base en el modelo cardán heterocinético de kapandji.

4.3.3. Selección de materiales

Para determinar un comportamiento protésico esperado durante un análisis de esfuerzos de un modelo transtibial es determinante la selección del material a utilizar para verificar su comportamiento mecánico frente a las fuerzas impuestas durante la

marcha, al seleccionar un material para la construcción del prototipo es importante visualizar las exigencias de cada elemento, esto determinará sus propiedades físicas, químicas y mecánicas, existe en el país la tecnología necesaria para mecanizar componentes metálicos con maquinaria CNC, sin embargo, la fabricación puede ser simplificada por procesos de impresión 3D y el uso de materiales como el ABS, PLA o variantes de PET que permiten un alto nivel de detalle con menor resistencia y que busca emular el comportamiento de los materiales metálicos por medio de datos generados por ordenador y el uso de programas CAD.

A continuación, se presenta un análisis de las alternativas seleccionadas para el proceso de fabricación de los componentes protésicos:

- **Proceso de elaboración por impresión 3D**

El proceso de impresión permite al diseñador construir prototipos en un mínimo de tiempo empleado, el proceso de construcción, diseño y desarrollo es facilitado por medio de la fabricación de componentes en impresoras 3D, el comportamiento mecánico de los materiales de impresión más comunes se muestra en la tabla 30.

Tabla 30. Tipos de tecnología aditiva, materiales y detalles para impresión 3D. [19]

Tecnología aditiva	Material de fabricación	Detalles
Estereolitografía	Resinas fotosensibles	Alta definición de detalles, Alto acabado superficial, Translucidez, Media resistencia mecánica y baja durabilidad.
Polyjet	Resinas fotosensibles	Alta definición de detalles, Alto acabado superficial, Translucidez, Media resistencia mecánica y baja durabilidad.
Deposición de hilo fundido	Polímeros: ABS,PLA,PE, y policarbonato.	Alta definición de detalles, Alto acabado superficial, Media resistencia mecánica y baja durabilidad.
Sinterizado selectivo con láser	Polímeros: nylon, poliestireno, cerámicos vidrios.	Baja definición de detalles, Bajo acabado superficial, Alta resistencia mecánica y Alta durabilidad.
Sintetizado láser directo en metal	Metales: acero aluminio, titanio y aleaciones	Baja definición de detalles, Bajo acabado superficial, Alta resistencia mecánica y Alta durabilidad.

El material más común utilizado en los procesos de impresión 3D son mediante el hilo fundido de polímeros como el ABS y el PLA debido a sus propiedades mecánicas descrita en la tabla 30 y visualizadas en la figura 38 en una gráfica de esfuerzo vs deformación.

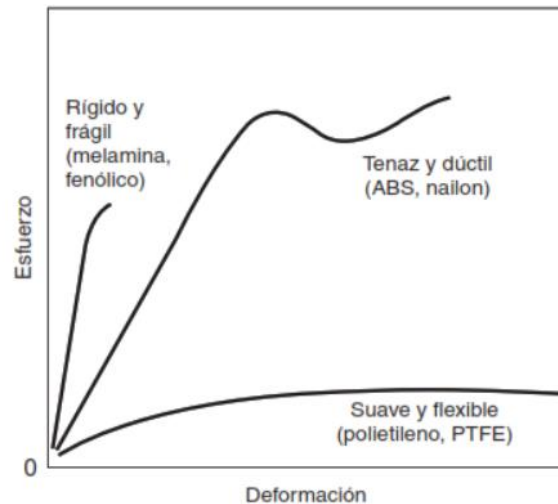


Figura 38. Gráfica esfuerzo-deformación de diferentes materiales para impresión 3D [20].

Tanto el ABS como el PLA son materiales con un comportamiento esfuerzo-deformación útiles para la construcción de modelos de sacrificio debido a su comportamiento térmico, en la tabla 31 se describe las características mecánicas necesarias para realizar el estudio con estos tipos de materiales.

Tabla 31. Propiedades mecánicas para materiales opcionales en impresión 3D [14].

	PLA	ABS
Módulo de elasticidad	2,34 GPa	2,8 GPa
Esfuerzo a la tracción	45,6 MPa	69 MPa
Densidad	1250 m ³	1030 m ³

- **Método de elaboración por medio de procesos de mecanización**

Al igual que el método de impresión 3D conocer las propiedades de los materiales a trabajar es el primer paso para determinar las propiedades óptimas para mecanizar, uno de los materiales más utilizados para los procesos de mecanizado son prótesis de aluminio y aceros, esto debido a las buenas propiedades de maquinado que estos poseen además de su resistencia a las altas temperaturas y su comportamiento a

procesos de fundición, las características de los distintos tipos de materiales ferrosos y no ferrosos pueden dar una visión más clara de las propiedades que se desean aplicar en el modelo fabricado, estas propiedades se pueden analizar en el tabla 32.

Tabla 32. Características de aleaciones ferrosas y no ferrosas [20].

Material	Características
Aleaciones no ferrosas	Más costosas que los aceros y plásticos, amplia gama de propiedades mecánicas, físicas y eléctricas; buena resistencia a la corrosión; aplicaciones a la temperatura.
Aluminio	Alta relación resistencia- peso; alta conductividad térmica y eléctrica; buena resistencia a la corrosión; buenas propiedades de manufactura.
Magnesio	El metal más ligero; buena relación resistencia-peso.
Cobre	Alta conductividad eléctrica y térmica; buena resistencia a la corrosión; buenas propiedades de manufactura.
Superalloys	Buena resistencia y resistencia a la corrosión a temperaturas elevadas; pueden ser aleaciones a base de hierro, cobalto y níquel.
Titanio	La más alta relación resistencia-peso de todos los metales; buena resistencia y resistencia a la corrosión a temperaturas elevadas.
Metales refractarios	Molibdeno, niobio, tungsteno y tantalio; alta resistencia a temperaturas elevadas.
Metales preciosos	Oro, plata y platino; generalmente tienen buena resistencia a la corrosión.

En función de la tabla 32 se puede verificar la superioridad mecánica del aluminio y aceros como materiales con propiedades destinadas a la manufactura, para este estudio se ha determinado tanto un acero al carbono como un aluminio específico para procesos de fundición, para determinar el acero utilizado para los ejes se tiene en consideración el límite elástico del aluminio utilizado asegurando así una mayor resistencia de los componentes de acero, algunos de los aceros a considerar se pueden apreciar en la tabla 33.

Tabla 33. Aceros al carbono útiles para prótesis transtibiales [14].

TABLA 9		Propiedades mecánicas de algunos aceros al carbono					
Datos de varias fuentes. * Valores aproximados. Consulte a los fabricantes de los materiales para información más precisa							
Número SAE/AISI	Estado	Límite elástico a la tensión (convencional al 2%)		Resistencia máxima a la tensión		Elongación en 2 in %	Dureza Brinell -HB
		kpsi	MPa	kpsi	MPa		
1010	laminado en caliente	26	179	47	324	28	95
	laminado en frío	44	303	53	365	20	105
1020	laminado en caliente	30	207	55	379	25	111
	laminado en frío	57	393	68	469	15	131
1030	laminado en caliente	38	259	68	469	20	137
	normalizado @ 1 650°F	50	345	75	517	32	149
	laminado en caliente	64	441	76	524	12	149

La prótesis no puede ser fabricada completamente en acero ya que a pesar de ser un material superior en propiedades físicas en comparación al aluminio su peso llega a ser hasta 3 veces más alto lo cual significa que de ser completamente de este material resultaría una prótesis más pesada y como consecuencia con menor versatilidad. La variable del peso en una prótesis se evalúa por la versatilidad que tiene con el usuario, es decir, que entre mayor sea el número de usuarios a los que se pueda adaptar (con relaciona su peso corporal) mayor es su utilidad, el ser humano como tal puede variar su peso durante periodos de tiempo aumentando o disminuyendo su masa, la prótesis debe tener la capacidad de emular estos cambios de masa y esto se logra cuando la prótesis posee la menor cantidad de peso en su sistema siendo capaz de disminuir o aumentar pesos en los componentes, es decir, que a diferencia de un modelo sobredimensionado con un peso alto una prótesis de bajo peso se puede adaptarse a una cantidad mayor de usuarios.

Para la selección de una aleación de aluminio se consideró una composición química similar a la utilizada para fabricar pistones de automóviles debido a que este tipo de componentes una vez desechados pueden ser reutilizados bajo procesos de fundición para generar otros componentes, componentes mecánicos como pistones de automóviles una vez cumplen su vida útil o se fracturan son reemplazados por nuevas piezas, siendo así este tipo de aleaciones un material reciclable y accesible en el mercado comercial, la composición que se utilizó para el análisis responde al seleccionado en la figura 34 .

Tabla 34. Aluminio y sus aleaciones para forja y fundición [21].

UNE	Composición química, % peso	Tratamiento	Resistencia a tracción MPa	Límite elástico MPa	Alargamiento %	Aplicaciones típicas
Aleaciones para forja						
1100	>99Al, 0.12Cu	Recocido (O) Trab. en frío (H14)	89 124	24 97	25 4	Componentes eléctricos, hojas metálicas finas (papel).
3003	1.2Mn	Recocido (O) Trab. en frío (H14)	117 159	34 149	23 7	Recipientes a presión, resistencia a corrosión, hojas metálicas finas.
5052	2.5Mg, 0.25Cr	Recocido (O) Trab. en frío (H34)	193 262	65 179	18 4	Transportes, metal de relleno en soldadura, recipientes, componentes marinos.
2024	4.4Cu, 1.5Mg, 0.6Mn	Recocido (O) Tratamiento T6	220 442	97 345	12 5	Estructuras aeronáuticas.
6061	1.0Mg, 0.6Si, 0.27Cu, 0.2Cr	Recocido (O) Tratamiento T6	152 290	82 345	16 10	Transportes, estructuras aeronáuticas y marinas y otras de alta resistencia.
7075	5.6Zn, 2.5Mg, 1.6Cu, 0.23Cr	Recocido (O) Tratamiento T6	276 504	145 428	10 8	Estructuras aeronáuticas y aeroespaciales.
Aleaciones para fundición						
355,0	5Si, 1.2Cu	Arena (T6) Molde metálico (T6)	220 285	138 -	2.0 1.5	Bombas domésticas, accesorios aeronáutica, cárter aviación.
356,0	7Si, 0.3Mg	Arena (T6), Molde metálico (T6)	207 229	138 152	3.0 3.0	Fundiciones de gran complejidad, ejes portadores de las motoras, ruedas de camiones.
332,0	9.5Si, 3Cu, 1.0Mg	Molde metálico (T5)	214			Pistones de automóviles.
413,0	12Si, 2Fe	Fundición en coquilla	297	145	2.5	Fundiciones complicadas.

- **Criterio y selección de materiales**

A pesar de los beneficios relacionada a tiempos de construcción que brinda la impresión 3D es importante destacar la limitada resistencia mecánica que poseen en comparación a materiales como aleaciones de aluminio y aceros, al ser una prótesis un elemento que resiste cargas superiores a un límite de elasticidad estimado para materiales para impresión 3D el proceso de fabricación con materiales metálicos resulta ser el método alternativo más óptimo para ser desarrollado en el presente trabajo, se ha seleccionado el proceso de fundición principalmente por los objetivos relacionados a los costos de fabricación ya que se desea llegar a la mayor cantidad de usuarios posibles por lo que el proceso a utilizar debe ser el más accesible económicamente y con menor complejidad.

Para el proceso de fabricación se ha determinado al acero y aluminio como materiales a ser utilizados, sin embargo, se ha determinado al aluminio como material óptimo para fabricar el modelo en su mayor parte debido a sus propiedades físicas que a pesar de ser inferiores al acero guardan una alta relación peso-resistencia útiles para el diseño, la trabajabilidad del aluminio es factible mediante métodos tradicionales de fundición como por medio de maquinaria de mecanización CNC para obtener componentes.

A pesar de que la mayor parte de los componentes serán fabricados con el aluminio como material principal los pasadores (ejes) serán realizados de acero debido a la mayor exigencia mecánica que estos poseen, las características de los materiales a utilizar son:

- **Componente de base plantar, astrágalo y calcáneo con cuña.**

Para las partes principales del modelo se empleó aleación de aluminio A132, este tipo de aleación cuenta con una composición química similar a las aleaciones utilizadas para componentes automotrices reciclables además de que sus propiedades son útiles para procesos de fundición útiles para una fabricación económica y accesible, las propiedades mecánicas de este material se presentan en la tabla 35.

Tabla 35. Propiedades de la aleación de aluminio A132 empleado en las partes principales de la prótesis [14].

TABLA 3 Propiedades mecánicas de algunas aleaciones de aluminio fundido		Datos de INCO.* Valores aproximados. Consulte a los fabricantes de los materiales para información más precisa					
Aleación de fundición de aluminio	Estado	Limite elástico a la tensión (convencional al 2%)		Resistencia máxima a la tensión		Elongación en 2 in %	Dureza Brinell -HB
		kpsi	MPa	kpsi	MPa		
43	fundición en molde permanente—tal y como está fundido	9	62	23	159	10	45
195	fundición en arena—tal y como está fundido	24	165	36	248	5	-
220	fundición en arena—solución tratada térmicamente	26	179	48	331	16	75
380	fundición en molde—tal y como está fundido	24	165	48	331	3	-
A132	molde permanente de fundición—tratamiento térmico + 340°F	43	296	47	324	0.5	125
A142	fundición en arena—tratamiento térmico + 650°F	30	207	32	221	0.5	85

*Properties of Some Metals and Alloys, International Nickel Co., Inc., Nueva York.

- **Bujes**

Los bujes serán de bronce de aluminio serán utilizados para reducir la fricción entre las superficies del acero y del aluminio actuando como material de sacrificio para evitar el desgaste de los componentes principales.

- **Ejes**

Para los ejes se empleó Acero 1020 estructural es un acero con bajo contenido de carbono utilizado para maquinaria que no exige una alta resistencia, con un buen comportamiento a la mecanización y la soldabilidad.

Tabla 36. Propiedades del acero estructural empleado en los ejes [14].

TABLA 9 Propiedades mecánicas de algunos aceros al carbono							
Datos de varias fuentes.* Valores aproximados. Consulte a los fabricantes de los materiales para información más precisa							
Número SAE/AISI	Estado	Limite elástico a la tensión (convencional al 2%)		Resistencia máxima a la tensión		Elongación en 2 in	Dureza Brinell
		kpsi	MPa	kpsi	MPa	%	-HB
1010	laminado en caliente	26	179	47	324	28	95
	laminado en frío	44	303	53	365	20	105
1020	laminado en caliente	30	207	55	379	25	111
	laminado en frío	57	393	68	469	15	131

- **Topes de goma**

Para modelar los topes de goma se empleó neopreno que tiene un comportamiento hiperelástico, su modelo matemático relaciona tensiones y deformaciones que se obtienen a partir de una potencial elástico W o energía elástica de deformación, a diferencia de los materiales de las partes principales de la prótesis, las piezas a las que se asigna este material permiten grandes deformaciones y regresan a su estado original, para una deformación de 10% con una fuerza de 5782 N se tiene 3022 MPa antes de entrar a una deformación al fallo [22].

Una alternativa auxiliar al uso de componentes elastómeros como material de fabricación para los amortiguadores del modelo es el uso de componentes mecánicos diseñados para suplir las exigencias de estos componentes, para ello se puede utilizar sistemas de cajas de amortiguación o sistemas de resortes dimensionados para incorporarse a los encajes establecidos para los amortiguadores en el modelo, una de las opciones es el uso de complementos mecánicos para encajar en el espacio de los topes de goma y reemplazar su área con amortiguadores de menor área, la implementación de un sistema regulable como se puede observar en el diseño Sidekicks en la figura 12 donde en la zona entre el calcáneo y el astrágalo posee un regulador de presión sobre el amortiguador permitiendo así utilizar amortiguadores con distinta geometría pero igual funcionalidad para el sistema de amortiguación.

4.3.4. Condiciones de contorno para los componentes protésicos diseñados

Es necesario un mayor campo visual del modelo protésico para obtener una mejor comprensión del funcionamiento de los componentes por lo que para el siguiente estudio se utilizaran las referencias establecidas en la figura 39.

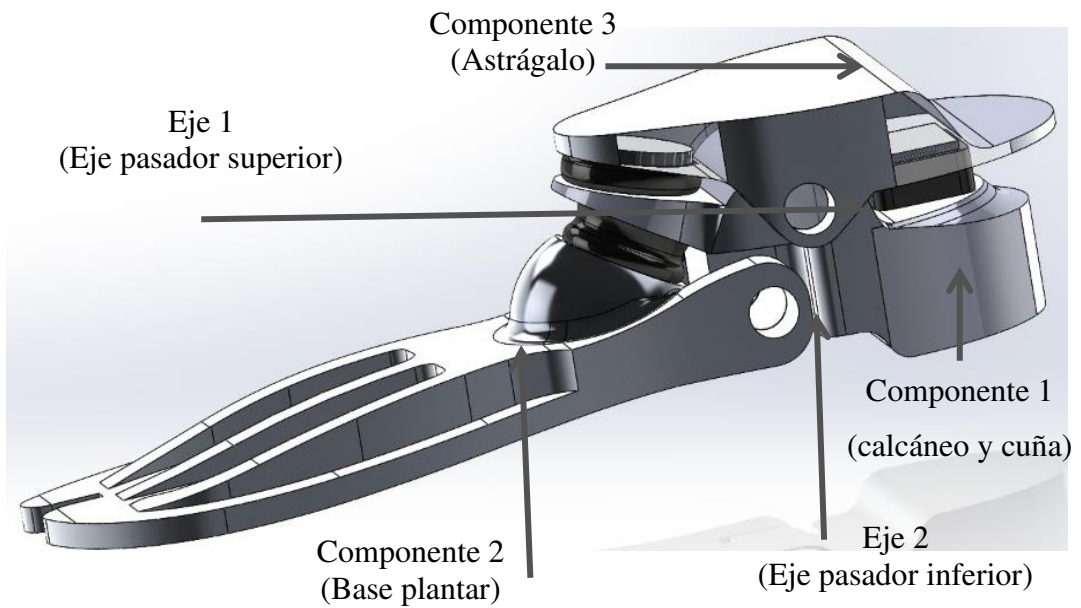


Figura 39. Componentes principales del diseño final de la prótesis transtibial

- **Componentes de Calcáneo y cuñas (Componente 1)**

Una de las consideraciones determinantes en el diseño es la relación que existe entre las secciones de los ejes pasantes y los ángulos de libertad de la prótesis, el eje pasador superior 1 será la pieza que limite la rotación y traslación de los componentes protésicos durante el estudio, las condiciones de contorno para el componente 1 son:

- El componente 1 no posee movimiento de **traslación** una vez es ensamblado los ejes 1 y 2 en conjunto con los componente 2 y 3, su desplazamiento en los ejes x, y y z es limitado totalmente en su estado de ensamble como se puede apreciar en la figura 40, el estado de ensamble de la prótesis se puede apreciar en la figura 39 donde su comportamiento mecánico asemeja al del miembro amputado es decir que no actúa como componentes individuales sino como un sistema internamente conectado .

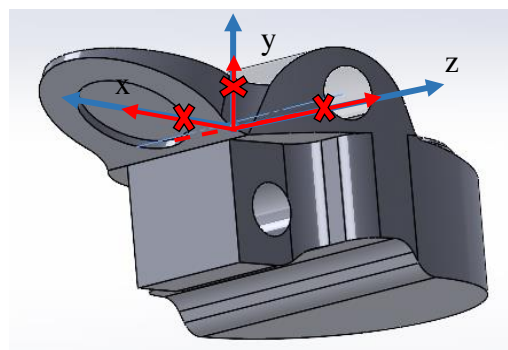


Figura 40. Condiciones de contorno componente 1 (traslación).

- El componente 1 posee movimientos de **rotación** limitados por el contacto entre el componente 2, 3 e influenciados por los puntos críticos durante la etapa de marcha, no posee rotación en el eje y ni en el eje x y la rotación en el eje z responde a los ángulos y fuerzas visualizadas en la figura 41 y detallados en tabla 37.

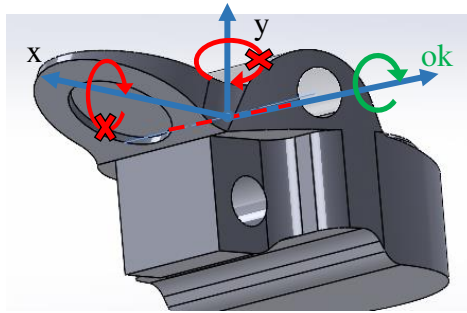


Figura 41. Condiciones de contorno del componente 1 (rotación)

Las áreas específicas sometidas a cargas se pueden apreciar en la tabla 37 resaltadas de tono celeste, las fuerzas aplicadas en este componente son en conjunto el resultado de la distribución del peso aplicable (Pa) determinado para el cuerpo del usuario en la superficie del sólido, las fuerzas especificadas solo sirven como guía grafica del comportamiento del componente 1 frente a las fuerzas aplicadas:

Tabla 37. Distribución detallada de fuerzas aplicadas al componente 1

Cargas aplicadas	
	<ul style="list-style-type: none"> • Fc1-Fuerza de amortiguador 1 • Fc2-Fuerza de amortiguador 2 • Fc3- Fuerza de amortiguador 3 • Fe1- Fuerza del eje 1 • Fe2- Fuerza del eje 2 • Ft- Fuerza de talón
Representación visual de áreas sometidas a cargas	
Vista lateral superior	Vista lateral inferior

- **Componente inferior de base plantar, metatarsianos, falanges y cuñas (Componente 2)**

El componente 2 se mantiene fijado al componente 1 asimilando una pieza fija; sin embargo, la sección que los conecta permite al componente 2 una rotación leve que depende principalmente del comportamiento del material, bajo la consideración de que el eje 2 será el punto de rotación y traslación se puede determinar las siguientes condiciones de frontera:

- El componente 2 no posee movimiento de **traslación** una vez es ensamblado en conjunto con el eje 2 y el componente 1, su desplazamiento en los ejes x, y y z es limitado totalmente en su estado de ensamble como se puede apreciar en la figura 42.

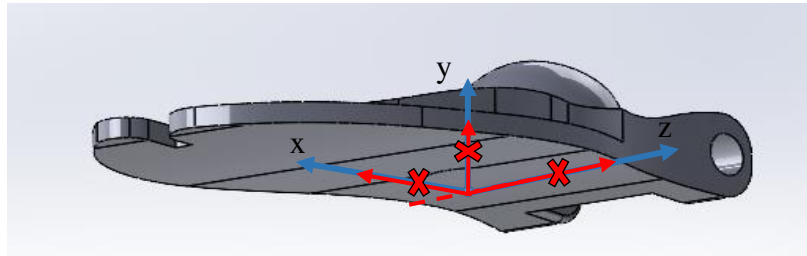


Figura 42. Condiciones de contorno componente 2 (traslación).

- El componente 2 posee movimientos de **rotación** limitados por el contacto entre el componente 3 y el contacto con el suelo, su rotación es influenciada por los puntos críticos durante la etapa de marcha que se encuentre y la resistencia elástica del material, no posee rotación en el eje y ni en el eje x y la rotación en el eje z responde a los ángulos y fuerzas visualizadas en la figura 43, detallados en tabla 38 y estudiados durante el análisis realizado en la sección 3.1 del presente proyecto.

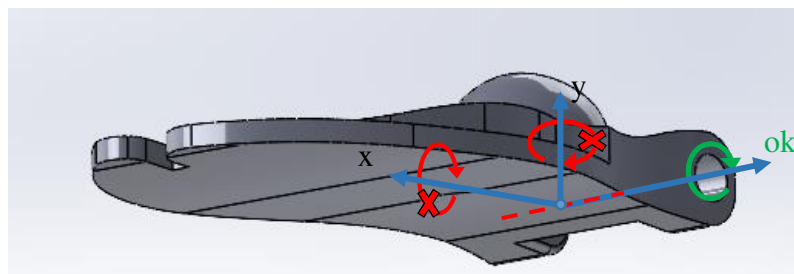


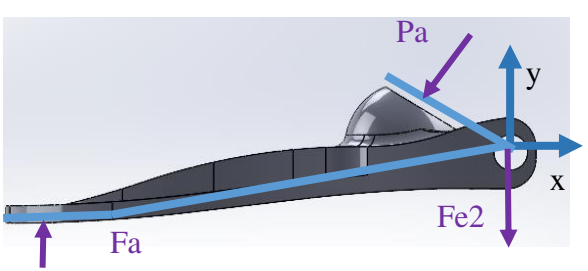
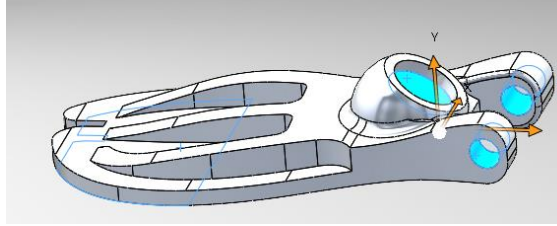
Figura 43. Condiciones de contorno del componente 2 (rotación).

Las áreas específicas sometidas a cargas se pueden apreciar en la tabla 38 resaltadas de tono celeste, las fuerzas aplicadas sobre estas áreas variaran en

función de la etapa de la marcha en la que se encuentre; sin embargo, en estado de bipedestación se pueden apreciar las siguientes:

- **Pa** es la fuerza transmitida por el amortiguador 1.
- **Fa** es la fuerza de soporte contra el suelo.
- **Fe2** es la fuerza del eje sobre el componente.

Tabla 38. Distribución detallada de fuerzas aplicadas al componente 2.

Cargas aplicadas	
 <p>Vista lateral</p>	 <p>Vista lateral superior</p>

- **Componente superior ensamble del astrágalo-vástago (Componente 3)**

Una de las consideraciones determinantes en el diseño es la relación de la sección del eje y los grados de libertad de la prótesis. El eje 1 es el punto de rotación y traslación durante el análisis del componente 3, las condiciones de contorno para esta pieza son:

- El componente 3 no posee movimiento de **traslación** una vez es ensamblado en conjunto con el eje 1 y los contactos del componente 1 y 2, su desplazamiento en los ejes **x,y** y **z** es limitado totalmente en su estado de ensamble como se puede apreciar en la figura 44.

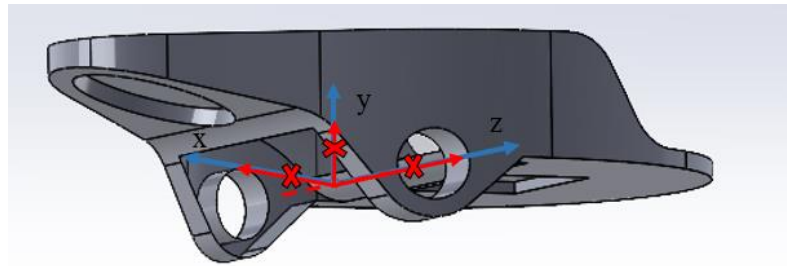


Figura 44. Condiciones de contorno componente 3 (traslación).

- El componente 3 posee movimientos de **rotación** limitados por el contacto entre el componente 1 e influenciados por los puntos críticos durante la etapa de marcha, no posee rotación en el eje y ni en el eje x y la rotación en el eje z responde a los ángulos y fuerzas visualizadas en la figura 45 y detalladas en la tabla 39.

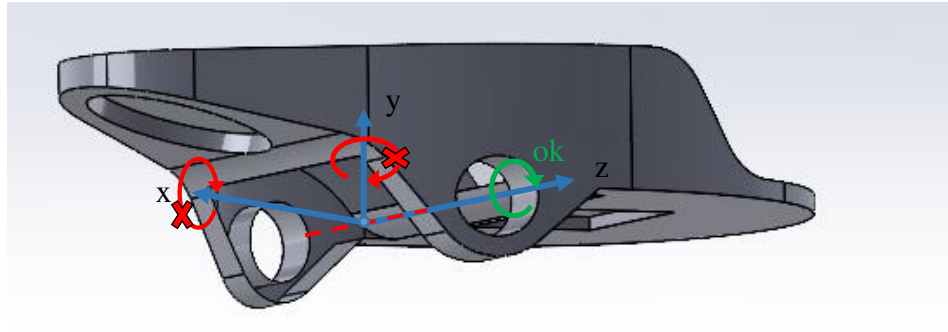
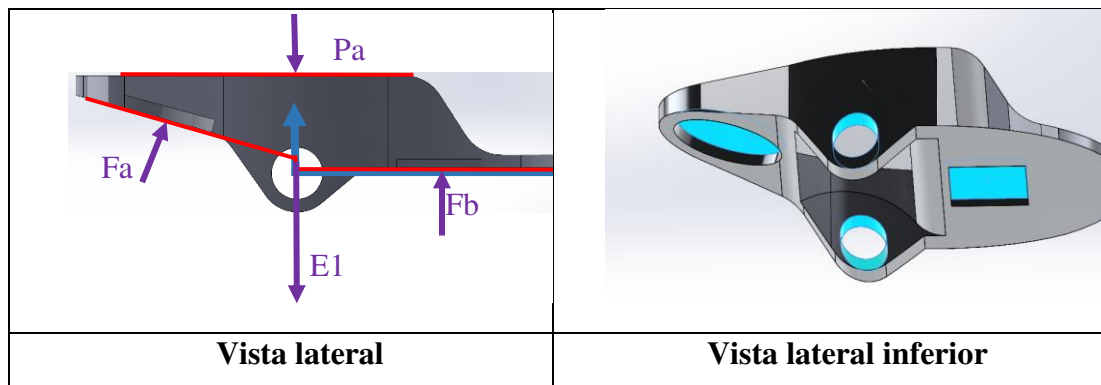


Figura 45. Condiciones de contorno del componente 3 (rotación).

Las áreas específicas sometidas a cargas se pueden apreciar a continuación resaltadas de tono celeste donde:

- **Fa** es la fuerza del amortiguador 1 sobre el componente 3.
- **Fb** es la fuerza del amortiguador 2 sobre el componente 3.
- **E1** es la fuerza de la componente ejercida por el eje superior 1.
- **Pa** es el peso del usuario aplicado sobre la prótesis.

Tabla 39. Distribución detallada de fuerzas aplicadas al componente 3.



4.3.5. Análisis de los componentes por medio del método de elementos finitos

- **Preparación de la geometría y mallado del modelo**

La geometría fue realizada en SolidWorcks y preparada para su estudio como cuerpos sólidos macizos ensamblados en SpaceClaim con topología compartida tipo "none" para poder trabajarlos como varios cuerpos independientes en un subensamble,

se verificaron interferencias, bordes cortos, se fusionaron caras faltantes y se trataron otras patologías que pueden afectar a la calidad del mallado y posibles singularidades en la geometría, el modelo refinado se puede apreciar en la figura 46.

Los nodos de los componentes del modelo comparten superficies en contacto debido a que el análisis está realizado bajo estudios de no linealidad, principalmente por los 3 criterios fundamentales para este tipo de análisis. El primer criterio tiene relación con los grandes desplazamientos ligados a la geometría del modelo, el segundo criterio está relacionado con material más específicamente de los elastómeros y su comportamiento; sin embargo, solo es una característica a considerar más no es estrictamente relevante para ser tomada en cuenta en este estudio en específico y el tercer criterio hace referencia a las iteraciones de contacto que son importantes para determinar tensiones en los componentes conectados entre sí [23].

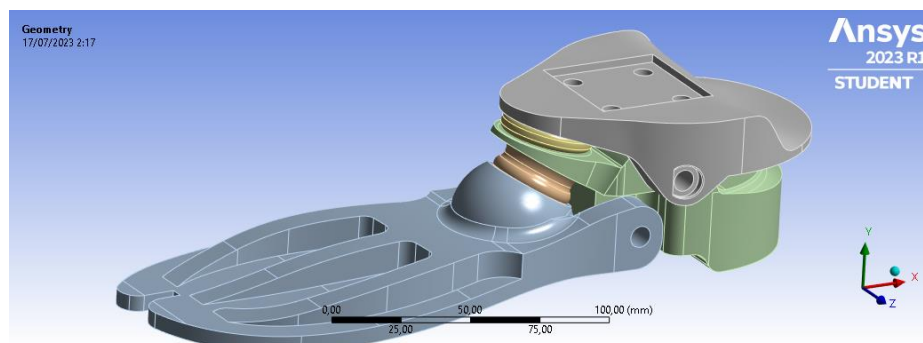
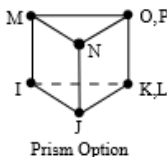

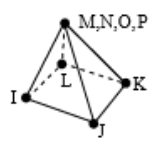
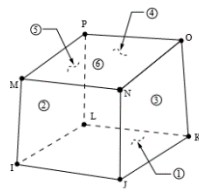


Figura 46. Preparación de la geometría para el análisis no lineal.

Para el mallado y análisis de la geometría por medio del método de elementos finitos se tiene en consideración la optimización de recursos como base fundamental para la calificación de un estudio de convergencia como adecuado o inadecuado, esta optimización es necesaria debido a que las herramientas Ansys se ejecutan utilizando como recurso principal la capacidad disponible del computador, la capacidad determina el tiempo de análisis y este a su vez varía en función del refinamientos de la malla, mientras más refinada esta una malla más precisos son sus resultados sin embargo mayor es el tiempo requerido, las herramientas Ansys en la versión estudiantil posee restricciones relacionadas al número de nodos y elementos que puede gestionar, la versión estudiantil es la que se utilizara para este estudio y se tendrá como consideración aprovechar la mayor cantidad de recursos disponibles es decir generar la mayor cantidad de nodos disponibles (128000 nodos o elementos). El tipo de elemento seleccionado para el mallado del modelo se aprecia en la tabla 40.

Tabla 40. Propiedades y especificaciones del tipo de elemento utilizado para la discretización del modelo protésico y sus posibles variantes

Tipo de elemento: Controlada por Mechanical (tendencia tetrahedral)			
Comportamiento: estructural homogéneo			
 <p>Prism Option</p>	 <p>Tetrahedral Option - not recommended</p>	 <p>Pyramid Option - not recommended</p>	
Nodos I, J, K, L, M, N, O, P		Grados de libertad UX, UY, UZ	

La representación del modelo mallado con el tipo de elemento y el comportamiento predeterminado se puede apreciar en la figura 47.

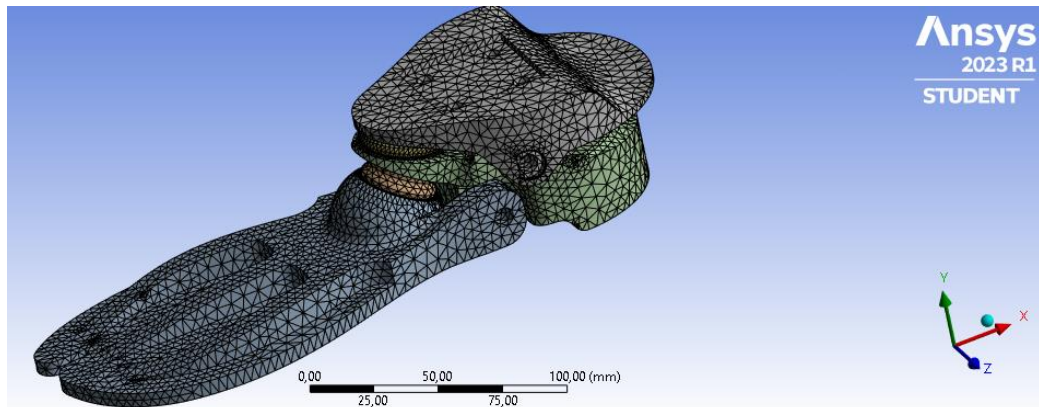


Figura 47. Modelo protésico mallado para estudio en worckbench.

Para determinar un comportamiento adecuado de la malla se realizó un estudio para verificar la convergencia de malla y un estudio de calidad para los elementos; en primer lugar, se tiene el estudio por convergencia de malla para determinar un modelo que permita observar resultados que emulen un comportamiento lógico sin la necesidad de utilizar los recursos disponibles en su totalidad, como segundo paso se evaluó los datos de calidad ortogonal y oblicuidad generados por medio de la herramienta de "Element Quality".

- **Análisis de independencia de malla y calidad de elementos**

Se tomo de referencia para este estudio los esfuerzos totales en la prótesis principalmente porque monitorear desplazamientos no es recomendable debido a que este tipo de comportamiento es un derivado de los grados de libertad del ensamble y por ende estos encontraran convergencia mucho antes que los esfuerzos, en general

encontrar convergencia con datos de desplazamiento no asegura la convergencia de malla, los casos realizados para el estudio de la convergencia se pueden apreciar en la tabla 41 donde los refinamientos en cada caso fueron realizados con un enfoque global en todos los componentes, a excepción de las caras de los topes de goma que guardan contacto con los componentes de aluminio, ya que, la mayor concentración de esfuerzos sucede en estas uniones más específicamente en el tope de goma superior entre componente 3 y componente 1 en la zona frontal del ensamble, la carga aplicada será de 500 N y los resultados obtenidos se reflejan en la tabla 41.

Tabla 41. Análisis de convergencia de malla

Modelo-Size (mm)	Nodos	Elementos	Esfuerzo Máximo (MPa)	Error relativo (%)
Original -20	65036	38657	30,975	-
Original -10	68707	40845	32.342	1,95
Original -7	85632	51380	31,456	2.02
Original -6	76413	45390	32,215	1,97
Original -5	84918	50262	31,968	2,00
Original -4	102552	61019	32,712	1,97

Como se puede observar, el error relativo no es mayor al 2% a partir del tamaño de elemento de 6 mm donde aparentemente la convergencia se produce. Tanto la calidad ortogonal y de oblicuidad de los elementos favorece a los rangos de tamaño de elemento donde el error relativo es de 2% como se puede observar en la tabla 42 corroborando así un estudio de malla con buena calidad.

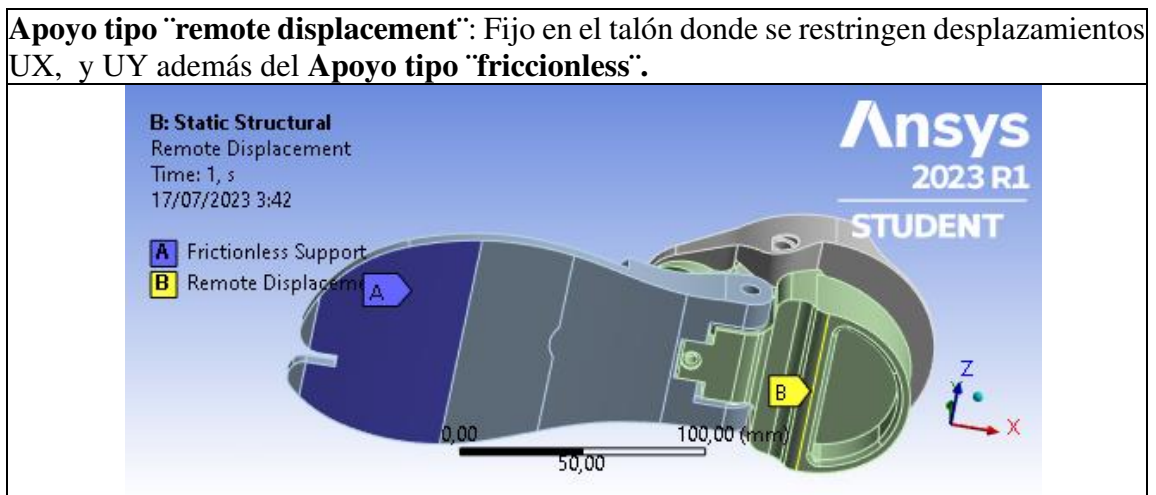
Tabla 42. Calidad de elementos de Malla

Modelo-Size (mm)	Calidad ortogonal	Calidad de oblicuidad
Original - 20	0,18 (malo)	0,63 (bueno)
Original - 10	0,20 (malo)	0,60 (bueno)
Original - 7	0,25 (bueno)	0,55 (bueno)
Original - 6	0,32 (bueno)	0,42 (muy bueno)
Original - 5	0,40 (bueno)	0,35 (muy bueno)
Original - 4	0.58 (bueno)	0,30 (suficiente)

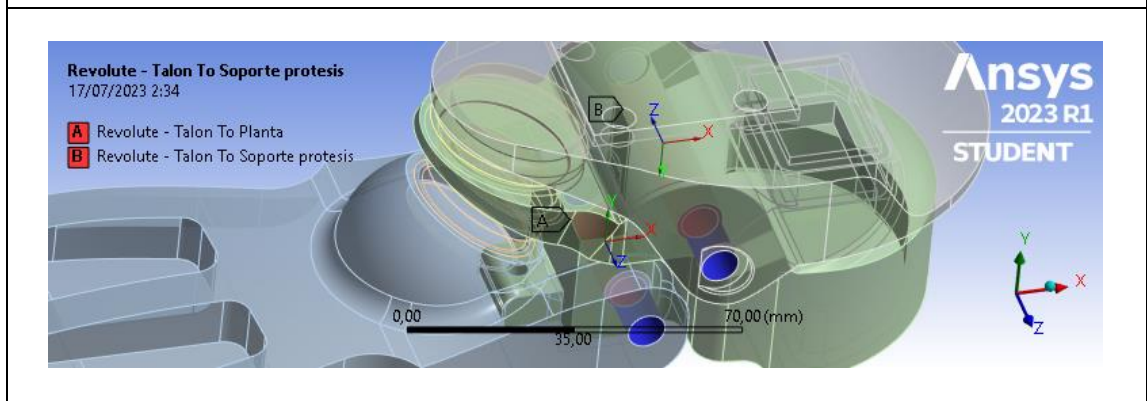
- **Restricciones aplicadas al modelo protésico**

El modelo contiene 5 condiciones de movimiento fundamentales que determinan el comportamiento de la prótesis frente a la carga aplicada por el usuario, 2 de las 5 condiciones responden a la dinámica de movimiento entre componentes reemplazando los ejes pasantes y su funcionalidad, los esfuerzos generados en los ejes en este estudio son insignificantes y pueden ser obviados de tal manera que los recursos que se utilizarían sobre ellos pueden ser redirigidos sobre el comportamiento de la prótesis, la funcionalidad de los ejes pasantes fueron reemplazados por 2 "Joins" cada uno reemplazando los ejes suprimidos, esta condición se puede observar en la tabla 43. Para simular las superficie en contacto con la prótesis, se ha determinado 3 restricciones principales para que el modelo replique el comportamiento de una persona en estado de bipedestación, las 2 primeras actúan en conjunto emulando la superficie terrestre donde se realizara la marcha para ello se utilizara un "remote displacement" en la zona del talón, esta restricción emula un apoyo simple con la ventaja de que es posible para el objeto pivotar de un extremo y moverse de manera lateral, que, en conjunto con la segunda condición un "friccionless support" permite al componente desplazarse sobre el plano seleccionado evitando un movimiento de translación en la dirección normal a a superficie. Estas restricciones permiten al modelo una simulación más realista respecto a la superficie cuando la carga que ejerce el usuario sobre ella es aplicada. Como condición final se aplicó el peso del usuario sobre la superficie donde se acopla el adaptador piramidal, estas condiciones se pueden apreciar en la tabla 43.

Tabla 43. Condiciones aplicadas sobre la geometría preparada para Ansys Workbench.

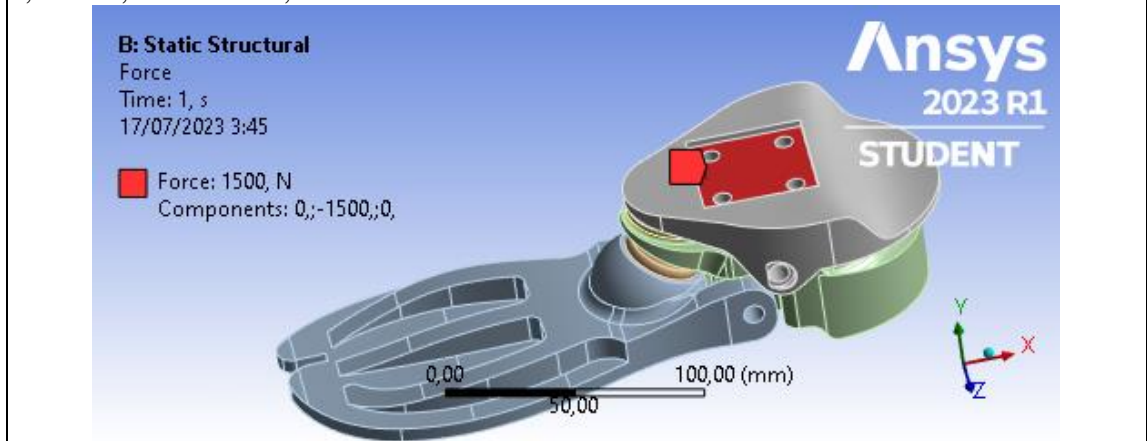


Joins tipo "revolute": reemplazando ejes pasantes 1 y 2.



Carga: 1500 N dividida en 1 solo caso de carga.

Step FX [N] FY [N] FZ [N]
 1, 0, -1500, 0.



4.3.6. Resultados

Como base del comportamiento de las fuerzas durante el análisis se tiene el criterio de iteraciones que genera Ansys durante este estudio, para el análisis por convergencia en un estudio que contiene no linealidades es importante considerar la premisa de que como se observa en la figura 48

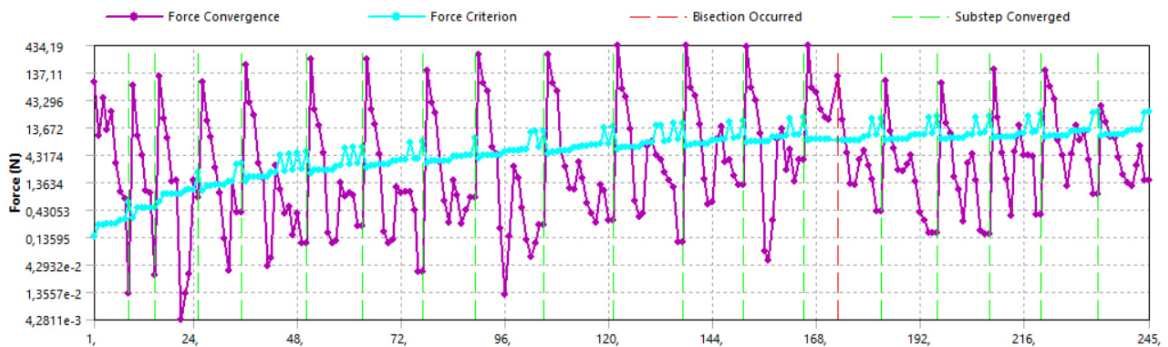


Figura 48. Gráfica de convergencia con valores iterados estimados por Ansys

la solución no se puede obtener directamente sino por iteraciones, sin embargo, aunque no se pueda encontrar una solución exacta, se sabe que esta solución está cerca cuando la energía máxima que puede tener esta diferencia cae por debajo de la línea de convergencia [23] cómo se observa en la figura 48.

- **Análisis de esfuerzo equivalente de Von Mises en la prótesis transtibial**

Como se planteó durante el diseño del modelo se puede apreciar el esfuerzo máximo ubicado en los nervios del componente 1 diseñados para distribuir las fuerzas en la zona de las falanges, los esfuerzos máximos están representados por la sección pigmentada de tono rojo visible en la figura 50 donde se puede apreciar todo el ensamble, los resultados obtenidos se observan en la tabla 44.

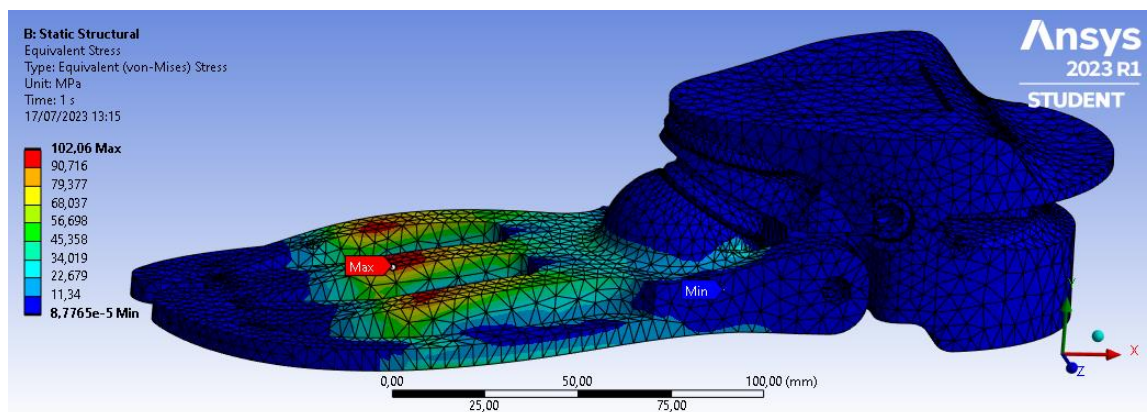


Figura 49. Distribución de esfuerzo equivalente de Von Mises

En la tabla 43 se muestra los resultados de esfuerzos máximas y mínimas observables en el estudio de la prótesis.

Tabla 44. Resultado de Distribución de esfuerzo equivalente de Von Mises para el modelo de prótesis transtibial.

Análisis	Mínimo	Máximo
Esfuerzo equivalente de Von Mises	Para el caso de carga total se tiene 8,776 e-5 MPa.	Para el caso de carga total se tiene 102,06 MPa.

- **Análisis de desplazamiento del modelo de prótesis transtibial**

Durante el análisis de cargas aplicadas ocurren desplazamientos máximos que alcanzan los 4,8 mm en los componentes elastoméricos, más específicamente en el tope de goma circular entre el componente 1 y 3 visible en la figura 49, los

desplazamientos que le continúan son aquellos que ocurren donde se aplica la carga y en el tope de goma interior acoplado en el componente 2

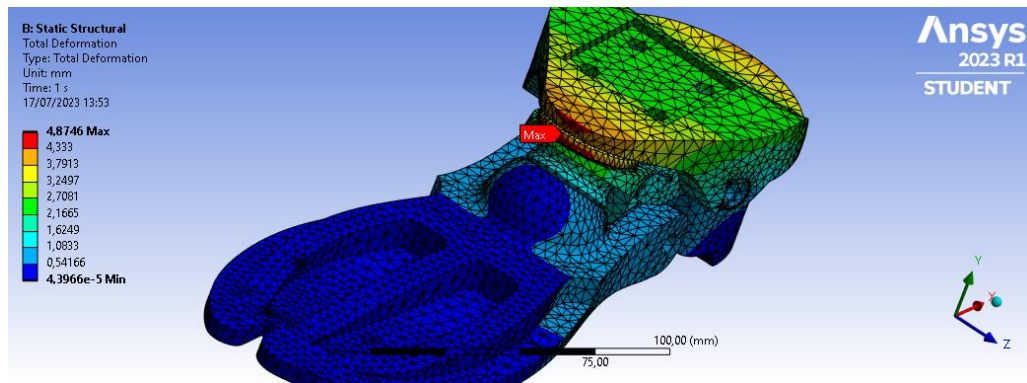


Figura 50. Desplazamientos del modelo de prótesis transtibial ante cargas aplicadas.

En la tabla 45 se muestra los resultados de deformaciones máximas y mínimas observables en el estudio de la prótesis.

Tabla 45. Resultado del comportamiento del modelo de prótesis transtibial.

Análisis	Mínimo	Máximo
Desplazamientos	Para el caso de carga total se tiene 4,396e-5 mm	Para el caso de carga total se tiene 4,8746 mm

- **Análisis de factor de seguridad**

Estos datos se obtienen al calcular un cociente entre el valor del límite de fluencia del material frente al generado por el estudio del modelo, este valor se generó para el componente más crítico del sistema con la finalidad de obtener una idea más clara de su comportamiento y limitaciones, los resultados de este estudio se aprecian en la tabla 46 y responden a la ecuación 4.1.

$$n = \frac{\text{Limite de fluencia}}{\text{esfuerzo real componente}} \quad (4.1)$$

Tabla 46. Factor de seguridad para la el modelo protésico.

Componente	Relación de esfuerzos (MPa)	Factor de Seguridad
Aluminio		
Componente de base plantar	$n = \frac{296}{102,06}$	$n = 2,9$

4.4.Factibilidad económica

Durante el desarrollo de esta sección se determinó el nivel de accesibilidad económica del modelo propuesto en comparación a diseños comerciales establecidos en el mercado protésico, la construcción del diseño final no se orienta a ser un modelo de fabricación comercial sino a ser un diseño accesible para personas con medianos ingresos por lo que el análisis no se desarrolló enfocado a costear métodos de producción en masa sino que se direcciono a reducir costos de elaboración individual de cada componente, el costo de fabricación que se estima guardara relación al método de fabricación sugerido durante el desarrollo de este apartado donde se utiliza tanto la impresión 3D como los procesos de fabricación y refinamiento de los materiales seleccionados.

4.4.1. Tiempo de fabricación y el costo relacionado

En la tabla 47 se determina una relación de tiempo-costo aproximado para la impresión de los componentes del modelo protésico proyectados a ser fabricados mediante fundición, los modelos impresos en 3D serán utilizados como moldes de sacrificio para obtener la geometría de los componentes requeridos en el proceso de fundición.

Tabla 47. Costos de impresión 3D para la fabricación del modelo de sacrificio para fundición.

Costos de producción del Diseño de Tesis en impresión 3D			
Nombre	Material	Cantidad	Costo de fabricación (\$)
Componentes principales			
Componente 1	ABS	1	10
Componente 2	ABS	1	10
Componente 3	ABS	1	10
Costos de diseño			
Remuneración diseñador	-	1	30
TOTAL	Treinta dólares		60

El tiempo de impresión aproximado para estos componentes es 5 horas, el tiempo de impresión se reduce debido a que para fabricar el molde de sacrificio para fundición no se requiere que el modelo se imprima en su totalidad ya que para guardar su geometría solo se requiere el componente con un vaciado interno.

Tabla 48. Costo de fabricación para el diseño de prótesis transtibial.

Costos de producción del Diseño de Tesis en procesos Metal-mecánicos			
Nombre	Material	Cantidad	Costo (\$)
Componentes principales			
Componente 1	Aluminio A 132	1	25
Componente 2	Aluminio A 132	1	25
Componente 3	Aluminio A 132	1	25
Acople piramidal	Adquirido	1	20
Ejes pasantes			
Eje 1	Acero Inoxidable 1020	1	15
Eje 2	Acero Inoxidable 1020	1	15
Bocín	Bronce de aluminio	2	30
Elastómeros			
Elastómero inferior de componente 1	Neopreno-Caucho	1	15
Elastómero de talón del componente 1 y 2	Neopreno-Caucho	1	15
Elastómero superior componente 1	Neopreno-Caucho	1	15
Complementos, materiales de fundición y herramientas.	Alquilados y adquiridos	1	60
Costo de remuneración para operador de maquinaria y herramientas			
Recurso	Numero de operarios		Costo (\$)
Operario	1		50
Herramientas	Herramientas para acabados		60
TOTAL	Doscientos ochenta dólares		370



Para los procesos metal-mecánicos los costos considerados parten desde el proceso de fundición hasta el alquiler de las herramientas necesarias para los procesos de refinamiento, los costos relacionados a este proceso se reflejan en la tabla 48. El proceso de fundición es una alternativa viable para la fabricación del modelo protésico en comparación al proceso de maquinado por CNC debido a que es un método relacionado al aprendizaje académico vinculado con los campos de la ingeniería Mecánica, los procesos y implementos considerados para la elaboración del modelo

son herramientas y conocimientos accesibles en una entidad universitaria de modo que existe mayor accesibilidad y como resultado menor costo.

4.4.2. Análisis comparativo de modelos presentes en el mercado protésico con respecto al modelo diseñado en el presente trabajo de investigación.

Hacer visible la diferencia económica relacionada al costo de producción entre la prótesis diseñada y las comercializadas por empresas reconocidas por su influencia en el campo protésico permite establecer un porcentaje costo-beneficio de la prótesis diseñada, para determinar esta diferencia económica se establecerán los precios de las 3 prótesis con más alto rendimiento en comparación al modelo diseñado, la diferencia de precios están presente en la tabla 49 donde se puede apreciar que la prótesis modelada reduce su costo hasta un 60% con respecto a la más económica además de que su precio no sobrepasa el salario básico unificado en Ecuador (450\$).

Tabla 49. Comparativa de costos entre modelos protésicos.

Diseño protésico	Representación gráfica	Valor(dólares)
SIDEKICKS [7] College parck		1500
SCOUT [4] College parck		1200
ODYSSEY [6] College parck		1800
DISEÑO PROPUESTO Autor		430

CAPÍTULO V

CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES

5.1. Conclusiones:

- A partir de lo expuesto los tipos de movimientos que se consideran en una prótesis para generar un comportamiento real anatómico son fundamentalmente la dorsiflexión y flexión plantar, estos a su vez se desplazan progresivamente 15 y 25 grados de movimientos respectivamente en función de la carga aplicada y no de manera abrupta o ignorando esta resistencia del pie de regresar a su estado de bipedestación, es por eso que, la prótesis esta generada como una extensión de la zona tibial y del cuerpo humano en sus totalidad al poseer un diseño anatómicamente proporcional al miembro amputado, respetando las articulaciones principales del pie y su funcionalidad, todas las dimensiones de la prótesis están generadas en base a medidas reales del pie y su comportamiento dinámico respeta la funcionalidad tanto del pie como del musculo transtibial, la geometría de la prótesis no posee componentes simétricos ya que fue diseñada con una base plantar anatómica lo cual le genera al modelo una curvatura apreciable en el modelo asemejando proporciones reales y un comportamiento más real.
- En conclusión se tiene que, para generar una configuración dinámica es necesario utilizar un diseño y componentes que emulen parcial o totalmente la funcionalidad del miembro amputado, es por eso que, la implementación de elastómeros como auxiliares para esfuerzos dirigidos al tobillo permiten a la prótesis transmitir con efectividad las cargas durante la marcha con grados de oscilación de 0-10 grados para la fase de apoyo para dorsiflexión y 0 a 15 grados durante la fase de oscilación en flexión plantar permite a la prótesis suplantar hasta un 60% la funcionalidad de los tríceps surales, bajo el mismo criterio la integración de un componente de doble funcionalidad motriz como lo es el componente de calcáneo cumple su objetivo ya que permite al modelo protésico emular el funcionamiento del miembro sural gracias a la superficie que guarda contacto con el suelo que sirve como estabilizador de tobillo y su geometría que favorece la flexión plantar y su retorno al estado base del modelo.

- Como resultado del estudio de prótesis de alto rendimiento comerciales se tiene que los criterios de diseño con más influencia en la prótesis transtibial son aquellas que buscan un diseño protésico proporcional al miembro anatómico y con una estructura sin superficies con altos detalles, es por eso que, el modelo final generado tiene un componente removible en la zona de la base plantar que al ser reemplazado permiten al modelo adaptarse a las exigencias del usuario y los cambios anatómicos que conlleva el desarrollo humano con los años, para el diseño también se consideró un modelo que no solo asemeje el comportamiento dinámico del pie sino que su estructura compense la funcionalidad del miembro sural, esto se logró por medio de los topes elásticos cuyo comportamiento en conjunto con los componentes metálicos permiten el retorno de la prótesis a un estado donde el usuario permanezca erguido, .
- A partir de lo expuesto, se tiene que el uso del aluminio como materia prima principal, el proceso de fundición para obtener los componentes de prótesis y la impresión 3D para generar moldes de sacrificio son consideraciones acertadas para la construcción del diseño ya que en conjunto generan un costo económico accesible para usuarios de medianos ingresos, el prototipo de prótesis tiene un costo de fabricación de 380\$ este valor es inferior a un sueldo general unificado en Ecuador que en comparación al costo de un modelo comercial posee una relación 1 a 6 para el precio de modelos de alto rendimiento por lo que se considera que el modelo es una prótesis económica y con buena respuesta dinámica.

5.2. Recomendaciones

- Parametrizar los componentes protésicos para diferentes tipos de tallas anatómicas de pie de tal manera que sirva como escala para ser fabricada y usada en distintos tipos de necesidades.
- Disminuir la robustez del componente de astrágalo para poder ser implementado en una funda estilizada y emular una textura anatómica camuflando la prótesis total o parcialmente.
- Construir y utilizar la prótesis bajo la guía de un fisioterapeuta de tal manera que el profesional a cargo provea una rutina de reacondicionamiento físico donde permita al cuerpo obtener un menor porcentaje de rechazo a la prótesis y adaptarse completamente a los nuevos rangos de marcha.

- Aumentar el tamaño del tope de goma de la zona frontal superior de manera longitudinal de tal manera que los desplazamientos se distribuyan de mejor manera en el tope de goma inferior aumentando así la magnitud de carga permisible.
- Realizar el estudio del comportamiento con casos de carga y con el componente piramidal integrado para determinar los rangos totales de movimiento permisible y no solo en estado de bipedestación estacionaria.

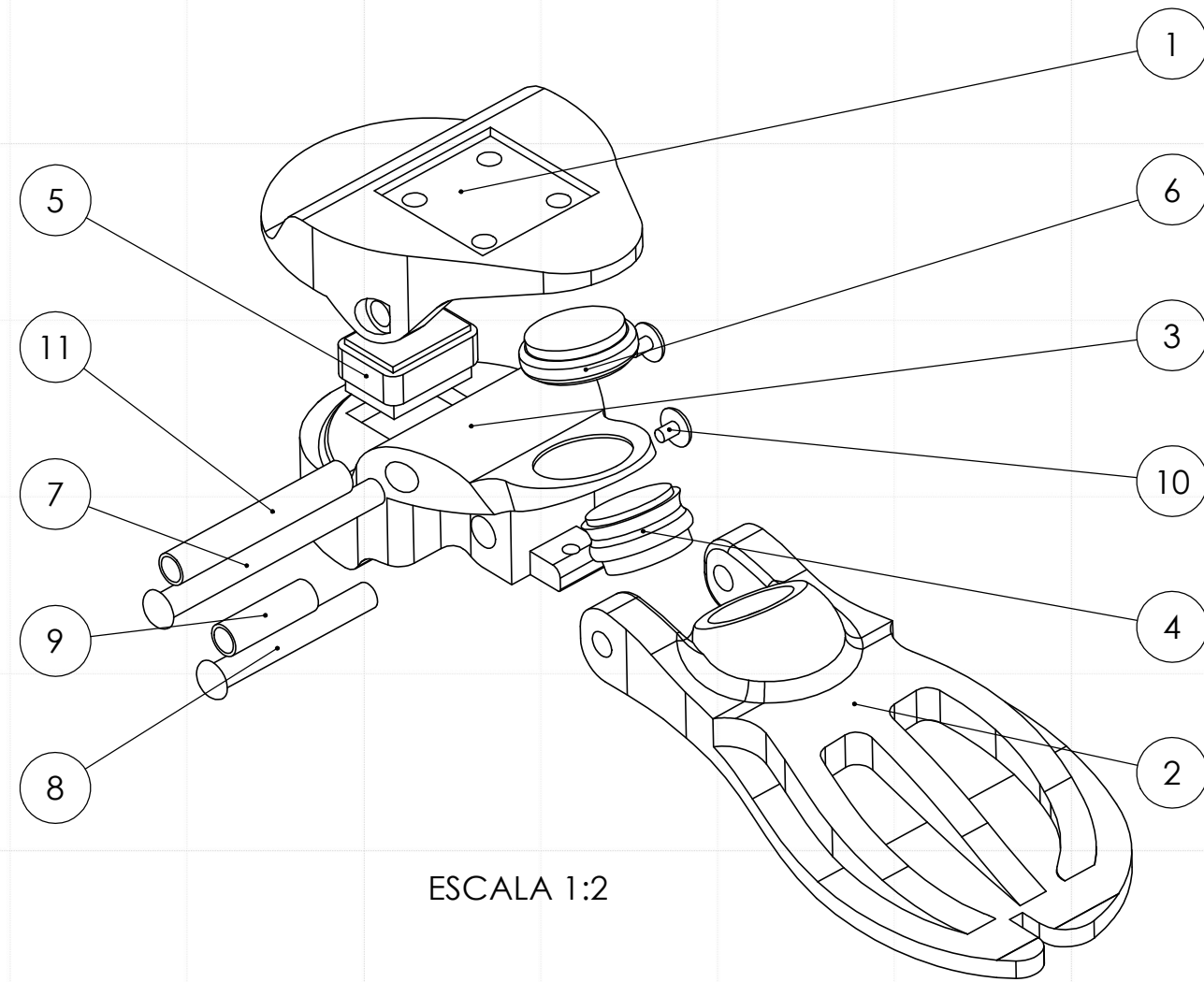
5.3. Referencia bibliografía

- [1] Asamblea nacional república del Ecuador, Registro Oficial N.º 796. Ley orgánica de Discapacidades. Artículo 45/2012, de 7 de septiembre.
- [2] M. Collazo, "Exclusión-integración-inclusión: la tríada en la empleabilidad de las personas con discapacidad", proyecto de titulación, Dpto de Sociología, Uruguay, 2012.
- [3] College Park Industries technology for the human race, "Voyager", 2021. [En Línea]. Disponible en <https://bit.ly/CollageIndVoyager>. [Accedido: 03-abril-2023].
- [4] College Park Industries technology for the human race, "Scout", 2021. [En Línea]. Disponible en <https://bit.ly/CollageIndScout>. [Accedido: 03-abril-2023].
- [5] College Park Industries technology for the human race, "Celsus", 2021. [En Línea]. Disponible en <https://bit.ly/CollageIndCelsus>. [Accedido: 03-abril-2023].
- [6] College Park Industries technology for the human race, "Odyssey", 2021. [En Línea]. Disponible en <https://bit.ly/CollageIndOdyssey>. [Accedido: 03-abril-2023].
- [7] College Park Industries technology for the human race, "Sidekick", 2021. [En Línea]. Disponible en <https://bit.ly/44racXP>. [Accedido: 03-abril-2023].

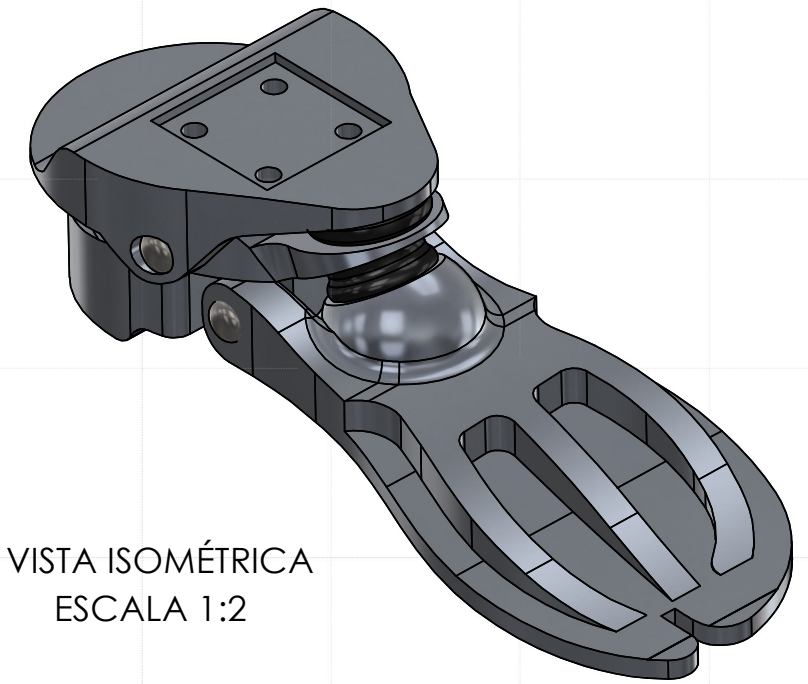
- [8] M. Herr; J. Weber; W. Samuel; W. Deffenbaugh, B. Aisen, " Powered ankle-foot prostehsis ", US 11,278,433 B2, Aug-20-2013. [En Línea]. Disponible en <http://bit.ly/3rDprOv>. [Accedido: 03-abril-2023].
- [9] A. Clausen, " Prosthetic ankle and method of controlling same base don adaptation to speed ", US 2020/0383804A1 B2, mar-7-2014. [En Línea]. Disponible en: <https://bit.ly/3rHOSyb>. [Accedido: 03-abril-2023].
- [10] L. Da Silva, " Prótesis transtibial con diseño tri-plantar curvado con amortiguamiento posterior", A61F 2/66; A61F 2002/6614, marzo-26-2019. [En Línea]. Disponible en: <https://bit.ly/3rBEN66>. [Accedido: 03-abril-2023].
- [11] J. Wolfgang, "Anatomía General", en Atlas de anatomía humana novena edición, Alemania, 2015 pp 1-5.
- [12] A. Ibrahim, "Fisiología articular de la articulación tibiotarsiana" en Fisiología articular: esquemas comentados de mecánica humana. Vol. 2, Madrid, 2010, pp 280-296.
- [13] P. Mera, "Biomecánica de la marcha humana", en Biomecánica de la marcha humana normal y patológica, Valencia, 1993, pp 36-40.
- [14] R. Norton, "Diseño de maquinaria " México, pp 980, 2009.
- [15] C. Hernández, "Análisis de huella plantar bajo el método HERZCO", pp 1, 2019, [En Línea]. Disponible en <https://bit.ly/3Vv6gRA>. [Accedido: 03-abril-2023].
- [16] M. Larrosa Padrúa, y S. Mas Moliné, "Alteraciones de la bóveda plantar", Esp Reumatol, pp1-10, nov 2003.
- [17] A. Rosalio, P. Lilia, y L. Elvia, " Antropometría laboral en empresas del sector floricultor colombiano", Dimensiones antropométricas de población latinoamericana, segunda edición, Guadalajara-Jalisco, 2007 pp 218-280.
- [18] V. L. Orlando, "Diseño de una prótesis ergonómica para el uso de una persona con discapacidad en su extremidad inferior", Tesis de grado, Universidad técnica de Ambato, Ecuador, 2019.

- [19] G. Maria Múnera, "Tecnologías de Fabricación Digital Aditiva, ventajas para la construcción de modelos, prototipos y series cortas en el proceso de diseño de productos", Iconofacto-Volumen 12, pp 118-144, febrero 2016.
- [20] S. Kalpakjian, y S. R. Schmid, " Manufactura, Ingeniería y Tecnología", Monterrey-México, pp 203, 2008.
- [21] Universidad politécnica de Valencia, "Propiedades mecánicas y aplicaciones de aleaciones comerciales de aluminio", España, 2012. [En Línea]. Disponible en: <https://bit.ly/3HRg42R>. [Accedido: 05-abril-2023].
- [22] C. Manosalvas, "Análisis de los elementos elastómeros utilizados en aisladores y neoprenos", Tesis de grado, Escuela Politécnica del Ejercito, Sangolqui, 2011.
- [23] E. Medenci y G. Ibrahim, "The Finite Element Method and Applications in Engineering Using ANSYS" Segunda edición, 2015.
- [24] T. Harris, " Overcoming Convergence Difficulties in ANSYS Workbench Mechanical, Part I: Using Newton-Raphson Residual Information", 2012. [Comentario en entrada de foro oficial de Ansys]. Disponible en: <https://bit.ly/3nu0fIx>. [Accedido:04-abril 2023].

5.4.Planos



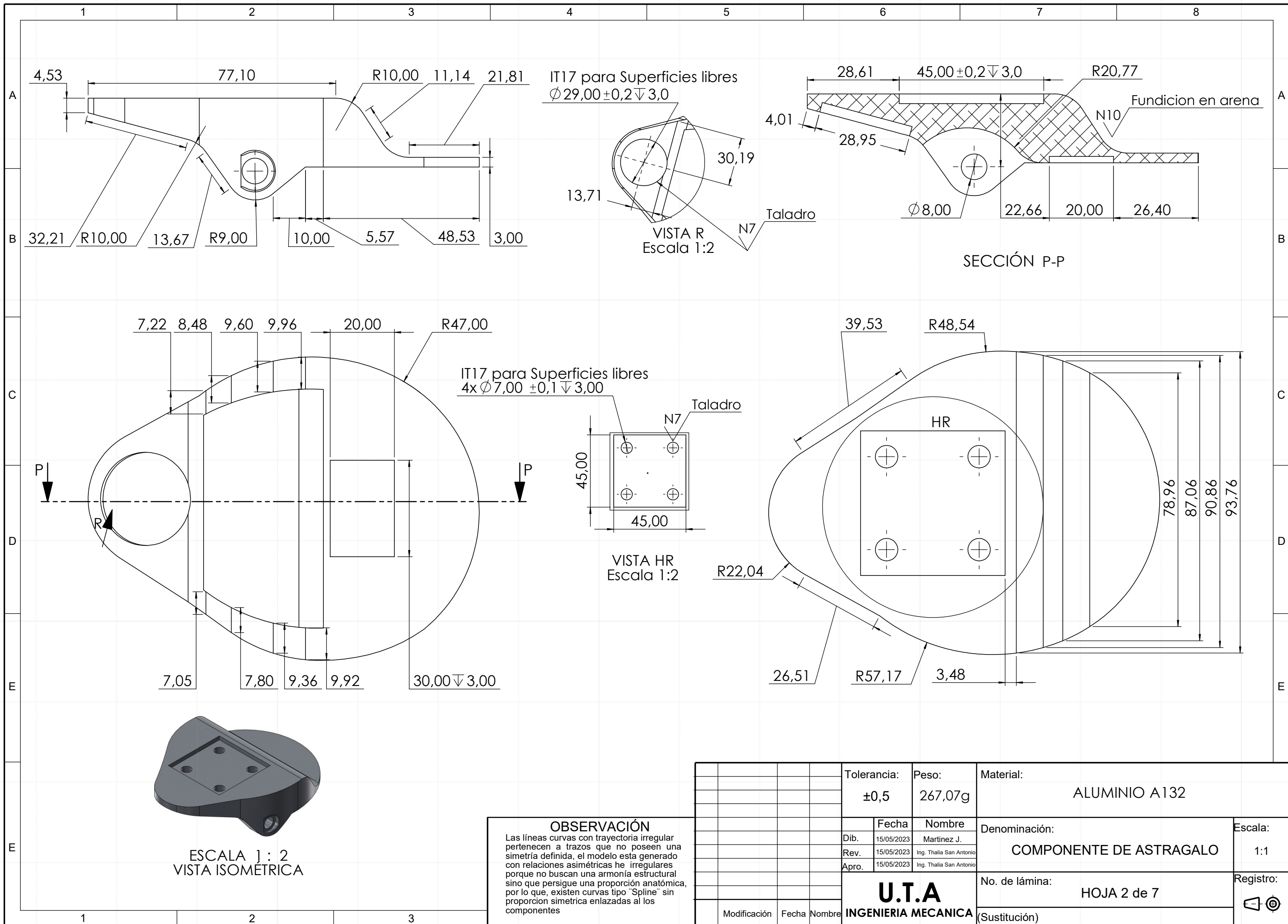
ESCALA 1:2



VISTA ISOMÉTRICA
ESCALA 1:2

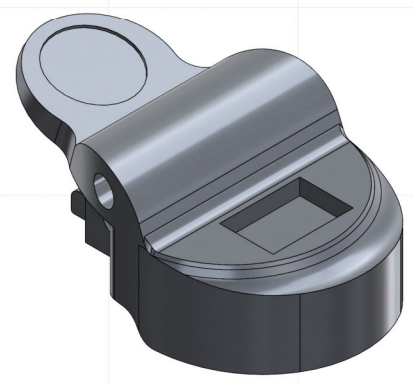
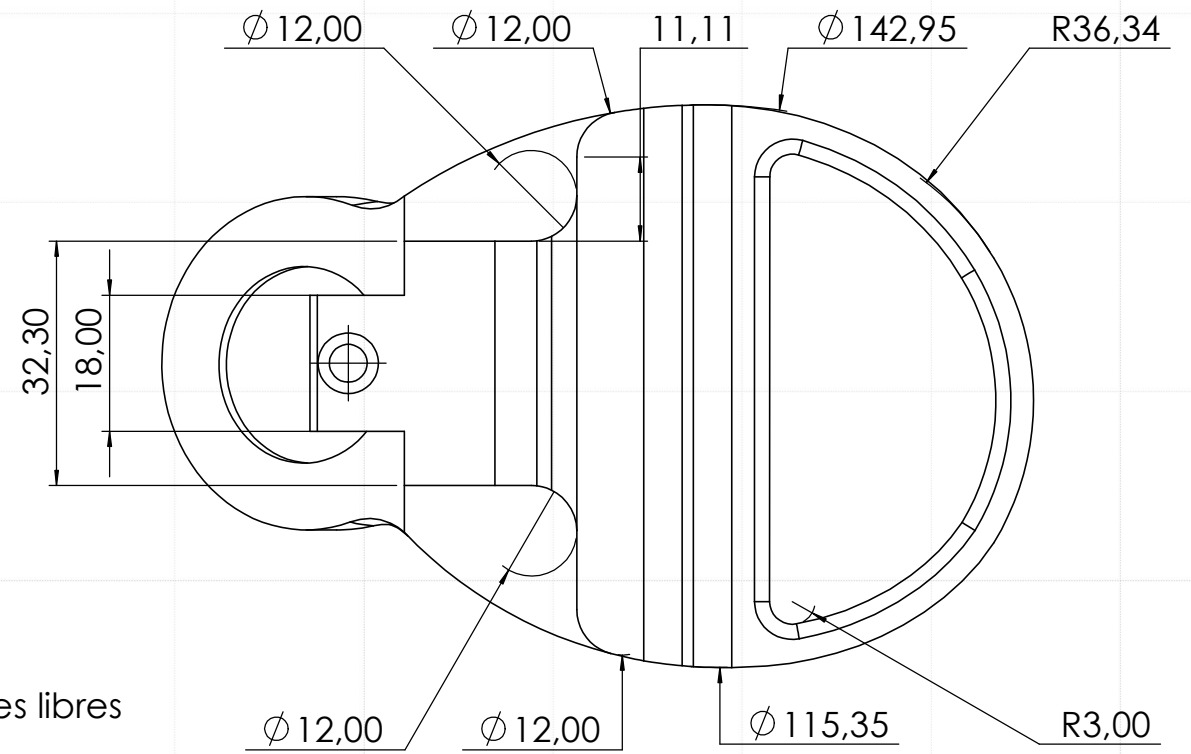
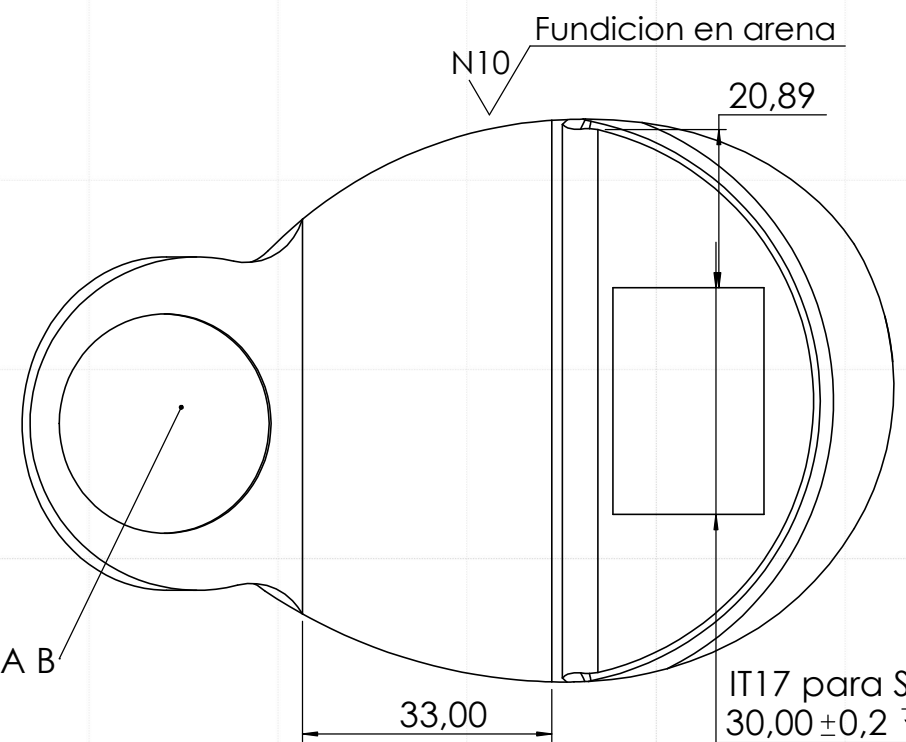
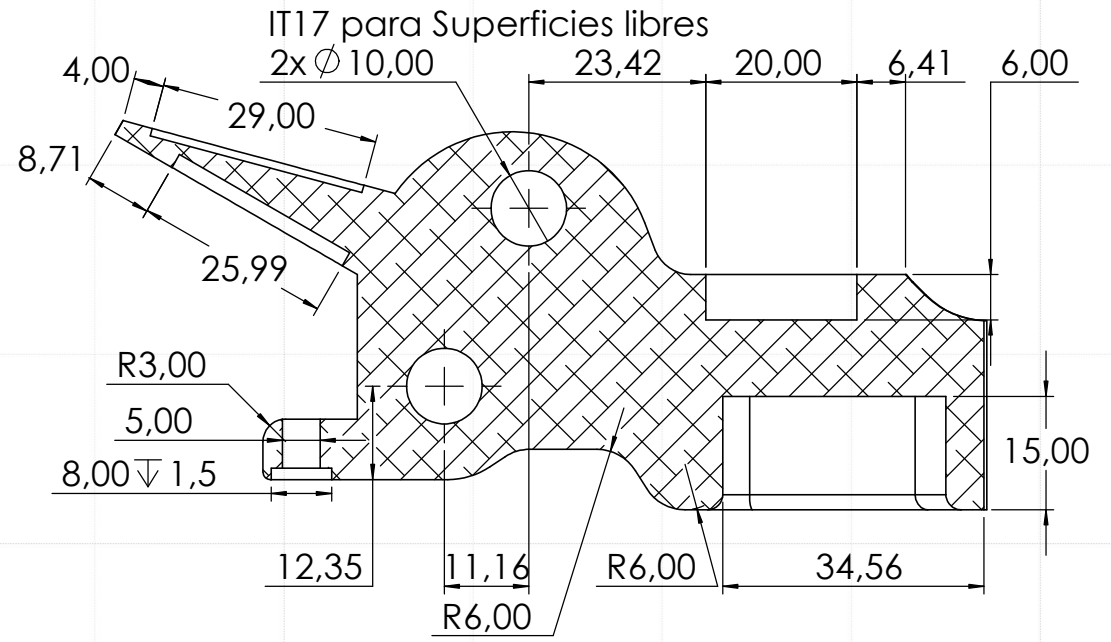
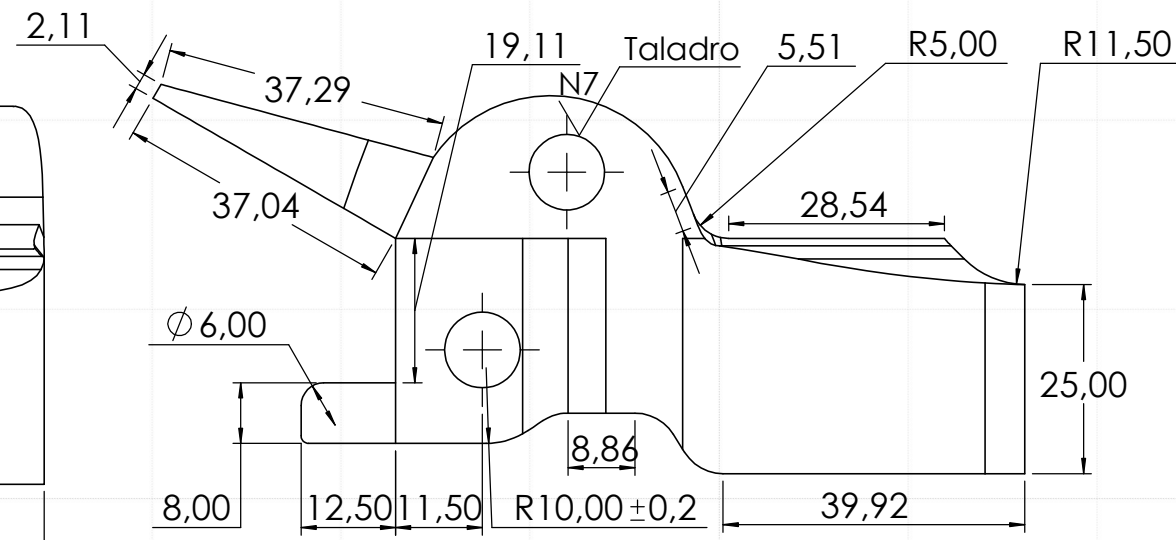
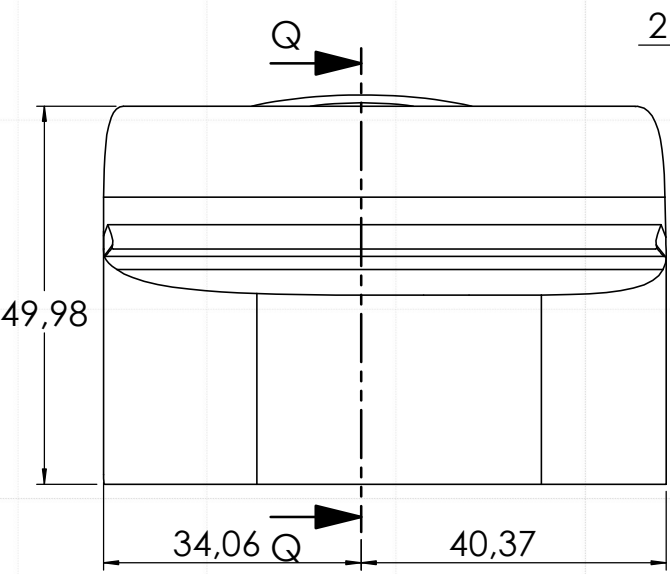
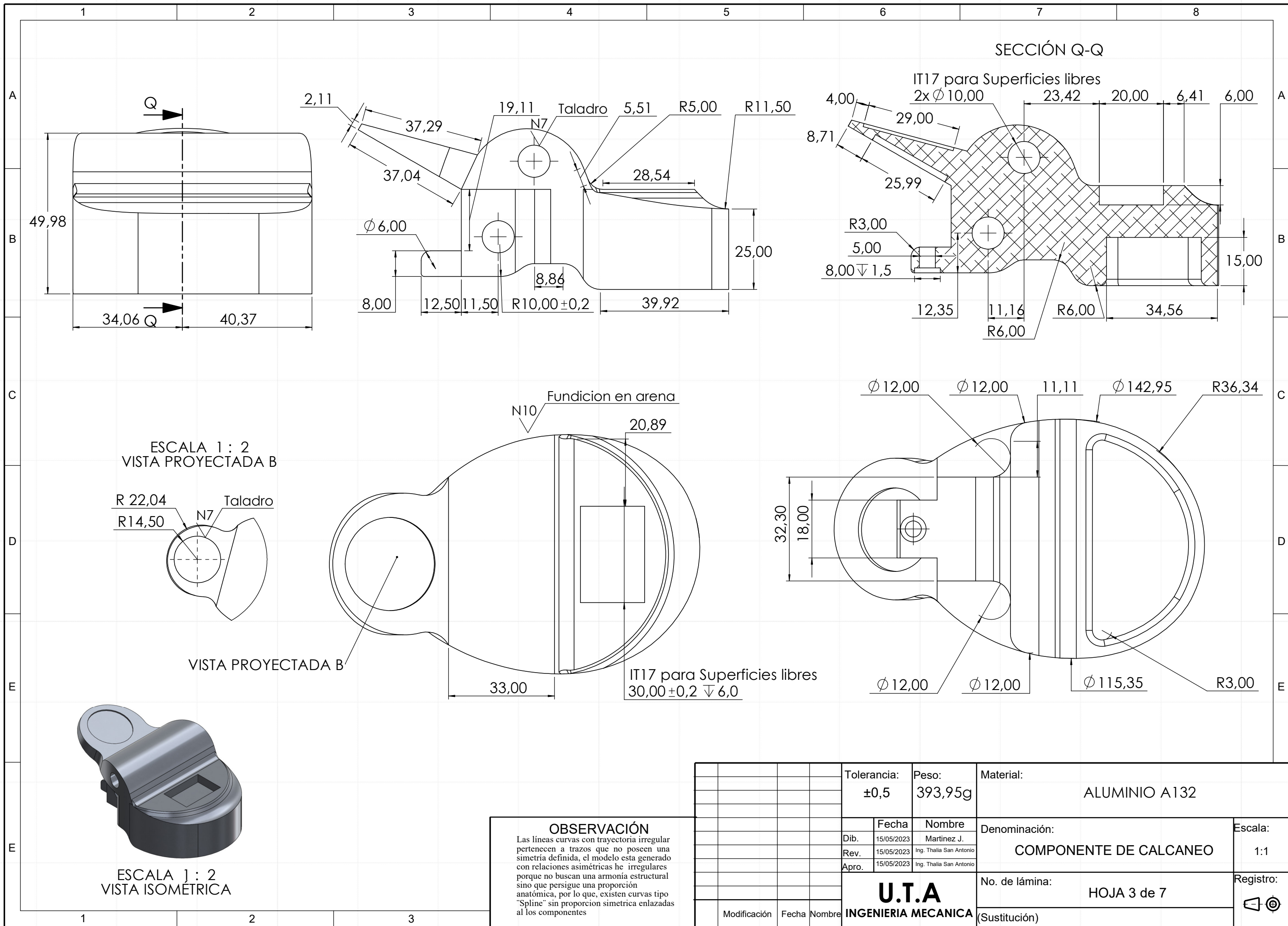
N.º	PIEZA	N.º DE LAMINA	MATERIAL	PESO-g	CANTIDAD
1	Componente de astragalo	2	Aluminio A132	267,072	1
2	Componente de base plantar	4	Aluminio A132	449,40	1
3	Componente de calcaneo y cuña	3	Aluminio A132	393,95	1
4	Topes elástico base plantar	5	ELASTOMERO	13,31	1
5	caucho cuadrado	5	ELASTOMERO	17,33	1
6	Tope elástico de astragalo	5	ELASTOMERO	11,12	1
7	Eje superior astragalo	6	ACERO1020	33,98	1
8	Eje inferior base plantar	6	ACERO1020	24,62	1
9	Buje eje inferior	7	BRONCE	6,70	1
10	Acolpe eje pasador	8	ACERO1020	2,38	2
11	Buje eje superior	7	BRONCE	13,77	1

Tolerancia:		Peso:		Material:	
±0,1		1236,01 gr		VARIOS	
Fecha		Nombre		Denominación:	
Dib. 14/05/2023		Martinez J.		PRÓTESIS TRANSTIBIAL DE ALTO RENDIMIENTO	
Rev. 14/05/2023		Ing. Thalia San Antonio		Escala: 1:2	
Apro. 14/05/2023		Ing. Thalia San Antonio		Registro:	
U.T.A INGENIERIA MECANICA				No. de lámina: HOJA 1 de 7	
				(Sustitución)	



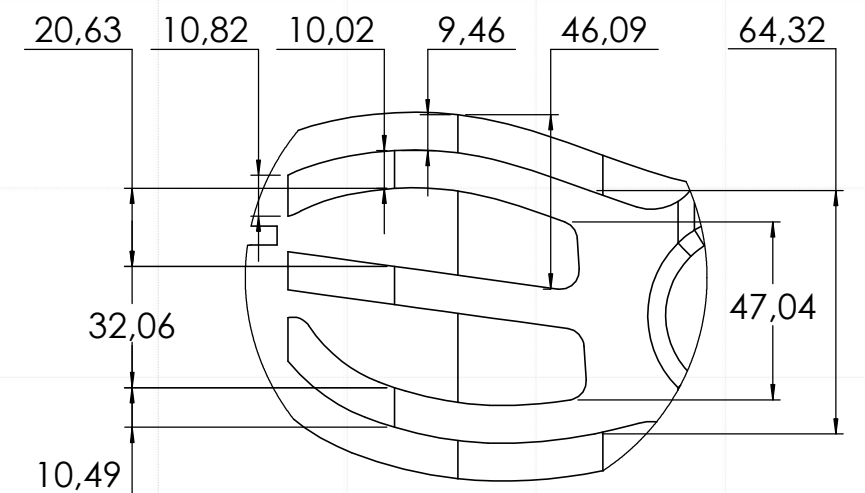
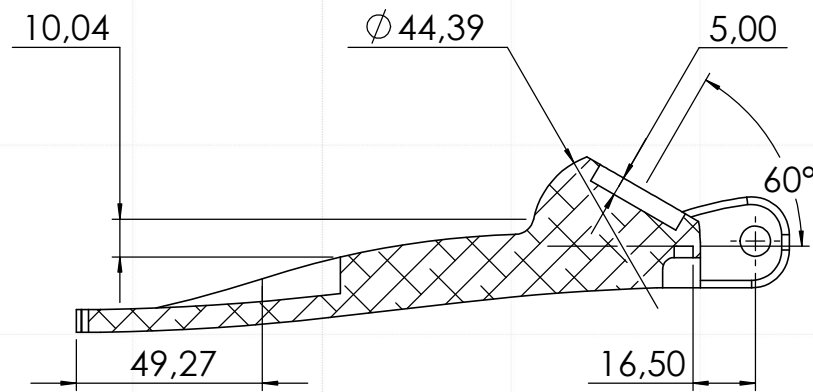
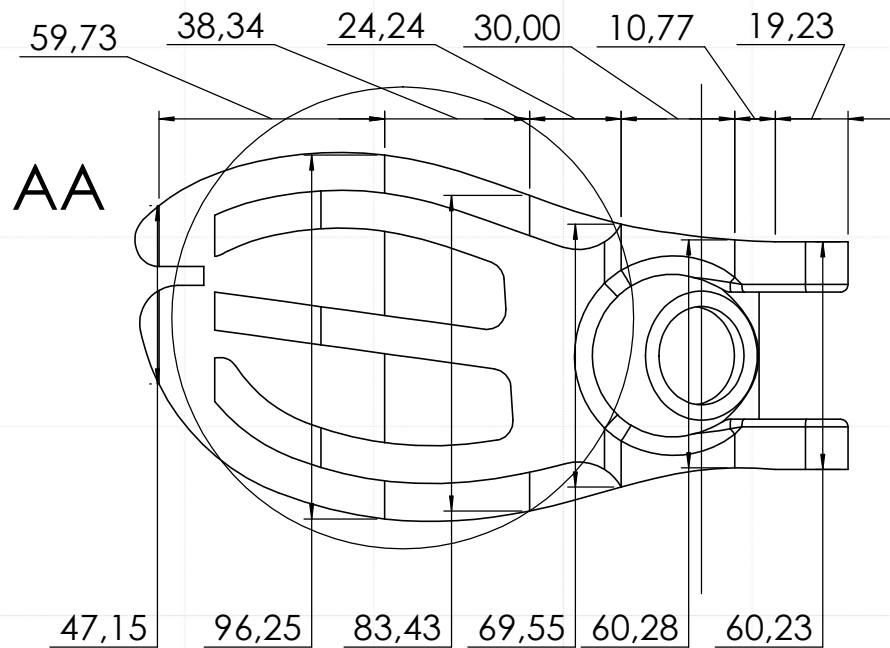
OBSERVACIÓN
 Las líneas curvas con trayectoria irregular pertenecen a trazos que no poseen una simetría definida, el modelo esta generado con relaciones asimétricas he irregulares porque no buscan una armonía estructural sino que persigue una proporción anatómica, por lo que, existen curvas tipo "Spline" sin proporción simétrica enlazadas al los componentes

				Tolerancia: $\pm 0,5$	Peso: 267,07g	Material: ALUMINIO A132
				Fecha 15/05/2023	Nombre Martinez J.	Denominación: COMPONENTE DE ASTRAGALO
				Rev. 15/05/2023	Ing. Thalia San Antonio	Escala: 1:1
				Apro. 15/05/2023	Ing. Thalia San Antonio	
				U.T.A INGENIERIA MECANICA		No. de lámina: HOJA 2 de 7
Modificación	Fecha	Nombre	Registro: [Iconos]			



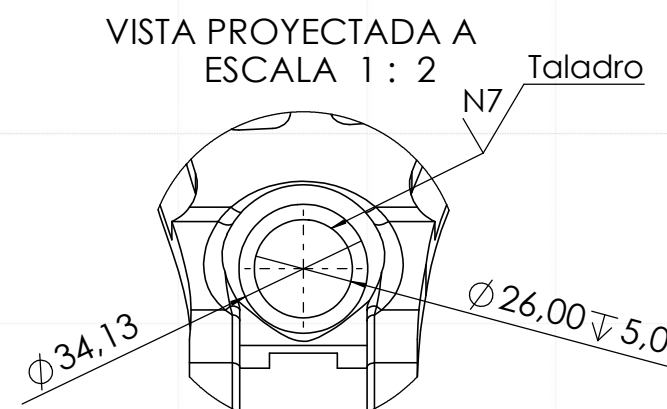
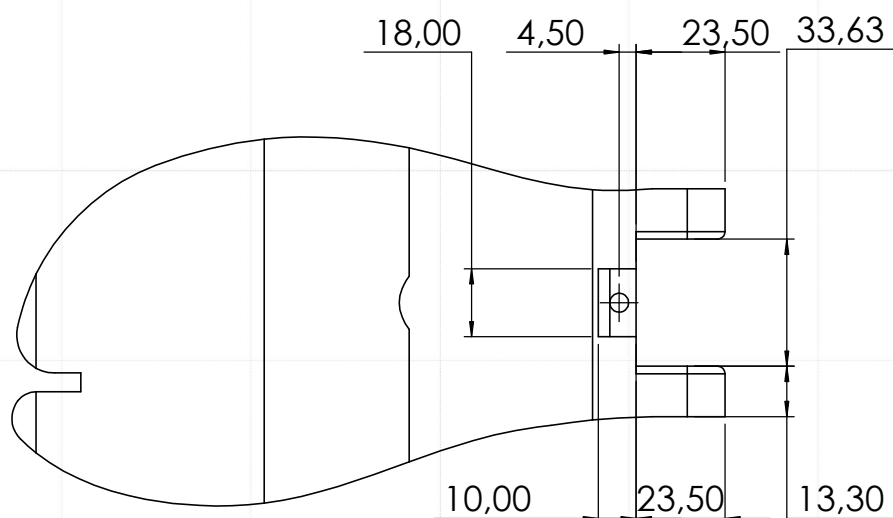
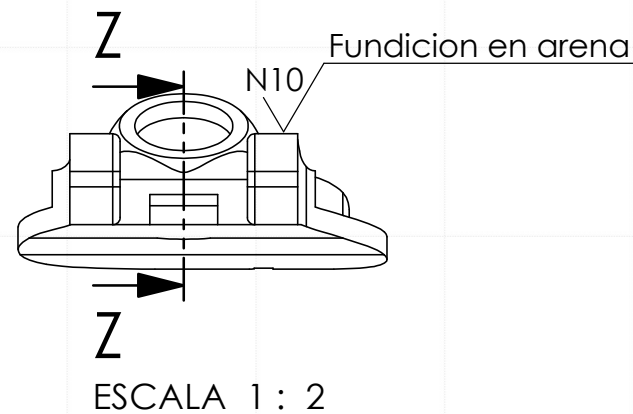
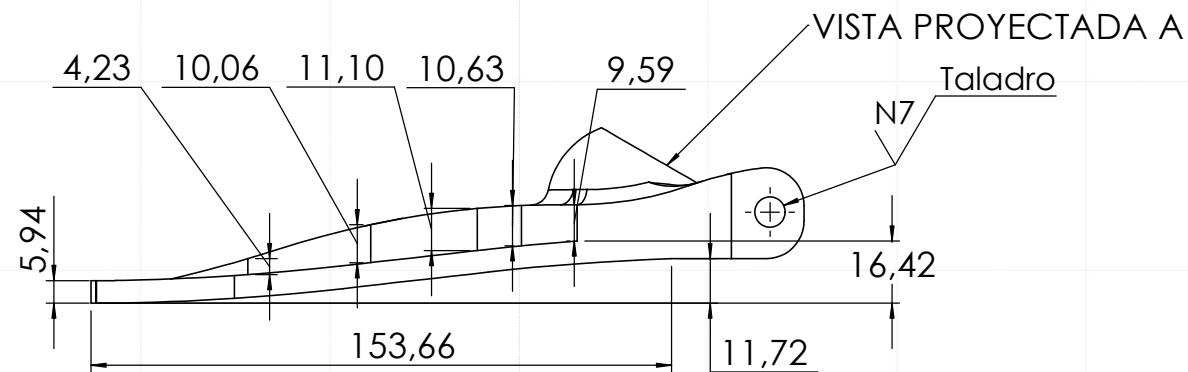
OBSERVACIÓN
Las líneas curvas con trayectoria irregular pertenecen a trazos que no poseen una simetría definida, el modelo esta generado con relaciones asimétricas he irregulares porque no buscan una armonía estructural sino que persigue una proporción anatómica, por lo que, existen curvas tipo "Spline" sin proporción simetrica enlazadas a los componentes

			Tolerancia: $\pm 0,5$	Peso: 393,95g	Material: ALUMINIO A132
			Fecha 15/05/2023	Nombre Martinez J.	Denominación: COMPONENTE DE CALCNEO
			Rev. 15/05/2023	Ing. Thalia San Antonio	Escala: 1:1
			Apro. 15/05/2023	Ing. Thalia San Antonio	
			U.T.A INGENIERIA MECANICA		No. de lámina: HOJA 3 de 7
Modificación	Fecha	Nombre			(Sustitución)



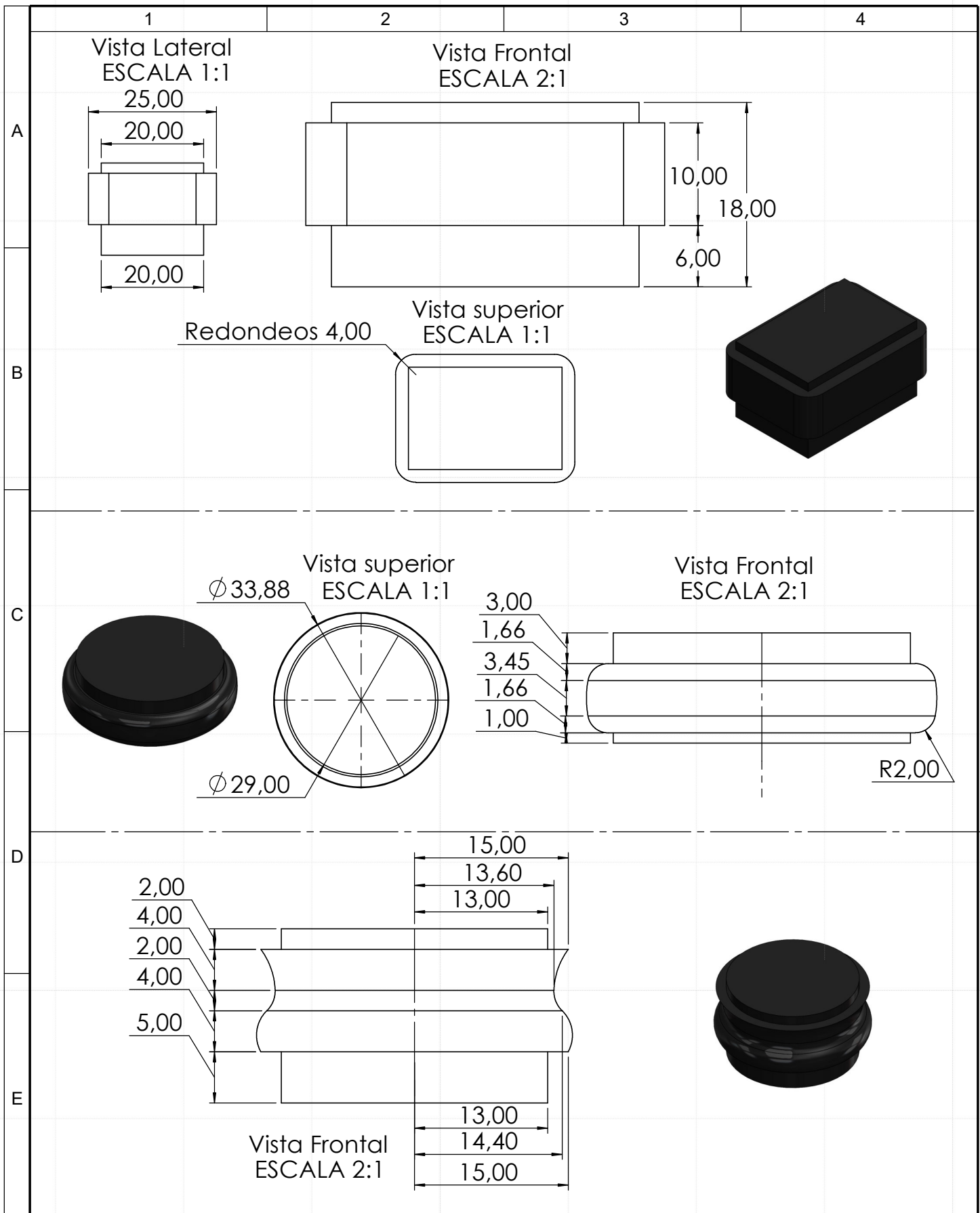
SECCIÓN Z-Z

DETALLE AA



OBSERVACIÓN
 Las líneas curvas con trayectoria irregular pertenecen a trazos que no poseen una simetría definida, el modelo esta generado con relaciones asimétricas he irregulares porque no buscan una armonía estructural sino que persigue una proporción anatómica, por lo que, existen curvas tipo "Spline" sin proporción simétrica enlazadas al los componentes

				Tolerancia: ±0,5	Peso: 449,40g	Material: ALUMINIO A132
				Fecha 15/05/2023	Nombre Martinez J.	Denominación: COMPONENTE DE BASE PLANTAR
				Rev. 15/05/2023	Ing. Thalia San Antonio	Escala: 1:2
				Apro. 15/05/2023	Ing. Thalia San Antonio	Registro: [Icon]
				U.T.A INGENIERIA MECANICA		No. de lámina: HOJA 4 de 7
Modificación	Fecha	Nombre				(Sustitución)



		Tolerancia:		Peso:		Material:	
		±0,5				NEOPRENO	
		Fecha		Nombre		Denominación:	
		Dib. 15/05/2023		Martinez J.		AMORTIGUADORES	
		Rev. 15/05/2023		Ing. Thalia San Antonio		Escala:	
		Apro. 15/05/2023		Ing. Thalia San Antonio		1:1	
		U.T.A		No. de lámina:		Registro:	
				HOJA 5 de 7			
Edición	Modificación	Fecha	Nombre	INGENIERIA MECANICA		(Sustitución)	

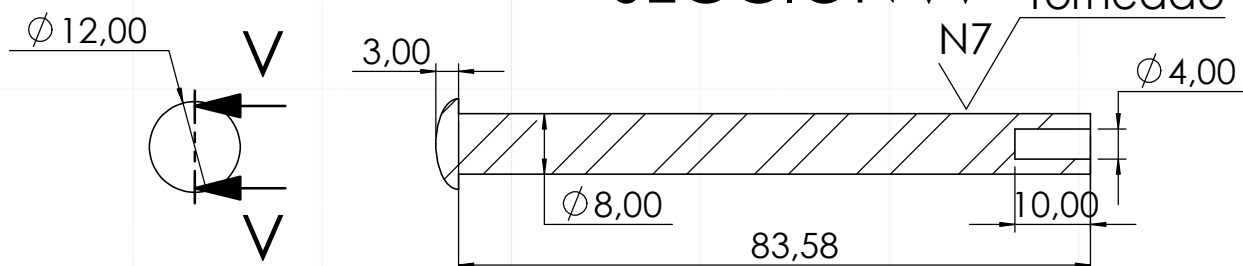
1

2

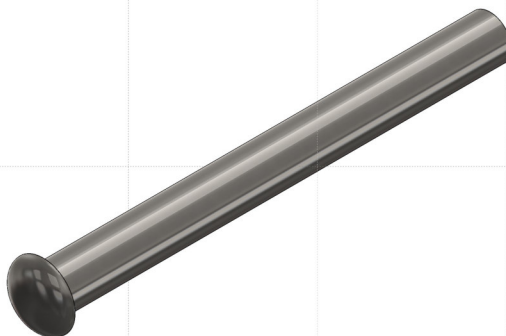
3

4

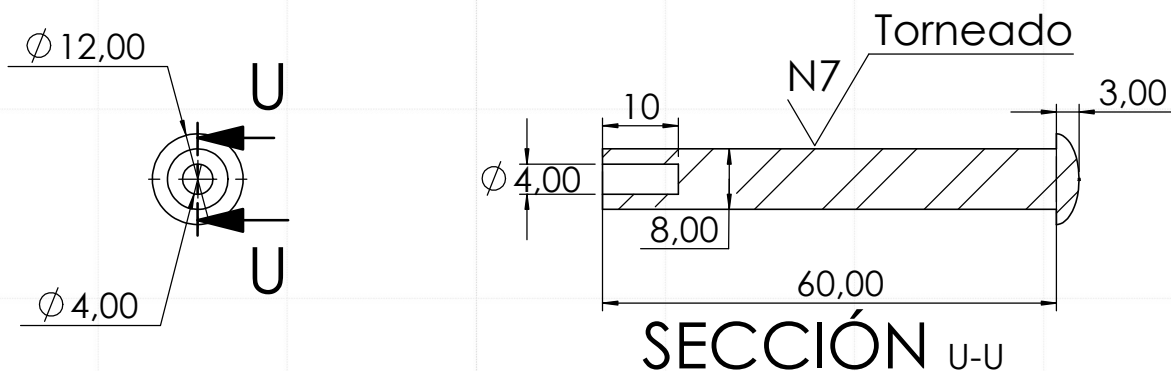
A



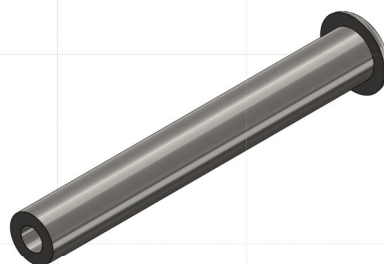
B



C



D



E

				Tolerancia: $\pm 0,5$	Peso:	Material: ACERO 1020		
						Denominación: EJES PASANTES	Escala: 1:1	
				Dib.	Fecha 15/05/2023		Nombre Martinez J.	
				Rev.	15/05/2023		Ing. Thalia San Antonio	
				Apro.	15/05/2023	Ing. Thalia San Antonio		
				U.T.A INGENIERIA MECANICA		No. de lámina: HOJA 6 de 7	Registro: 	
Edición	Modificación	Fecha	Nombre			(Sustitución)		

1

2

3

4

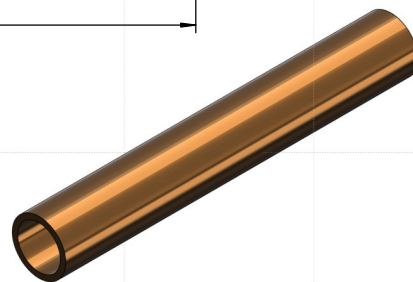
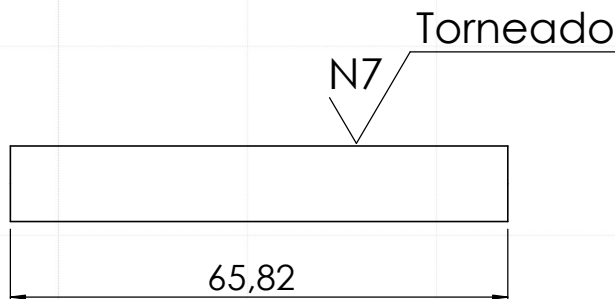
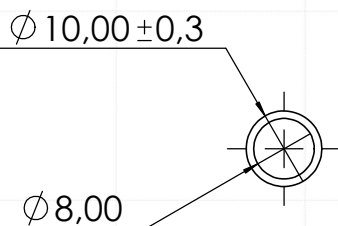
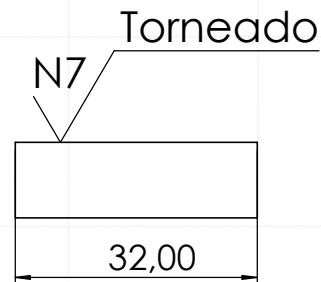
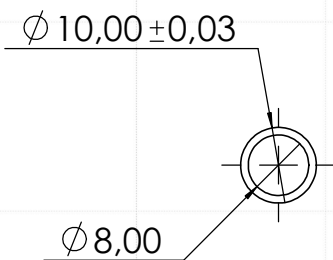
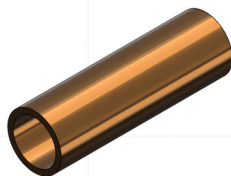
A

B

C

D

E



				Tolerancia: $\pm 0,5$	Peso:	Material: BRONCE DE ALUMINIO		
						Denominación: BUJES PARA EJES	Escala: 1:1	
				Dib.	Fecha 15/05/2023		Nombre Martinez J.	
				Rev.	15/05/2023		Ing. Thalia San Antonio	
				Apro.	15/05/2023	Ing. Thalia San Antonio		
				U.T.A INGENIERIA MECANICA		No. de lámina: HOJA 7 de 7	Registro:	
Edición	Modificación	Fecha	Nombre			(Sustitución)		

