

**Diseño Y Construcción De Un Prototipo Funcional De Una Prótesis Transradial De Bajo
Costo Para Una Extremidad Delantera De Un Perro Mediano En La Ciudad De
Bucaramanga**

Autores

Mayra Alejandra Castellanos Peña

José Gabriel Beltrán Serrano

Trabajo De Grado Para Optar El Título De Ingeniero Mecánico

Director

Diego Fernando Villegas Bermúdez

Ingeniero Mecánico, PhD

Codirector

Edgar Hernando Toledo Cáceres

Médico Veterinario

Universidad industrial de Santander

Facultad de Ingenierías Físico-Mecánicas

Escuela de Ingeniería Mecánica

Bucaramanga

2019

DEDICATORIA

Dedico esta tesis principalmente a Dios por permitirme lograr un nuevo logro en mi vida.

A mis padres José Luis y Luz Maritza por apoyarme incondicionalmente aún en los momentos más difíciles que se presentaron a lo largo de la carrera.

Agradezco a mi hermano por estar pendiente de mi para que hoy pueda ser un buen profesional.

A mis tíos y tías, primos y primas, quienes me apoyaron moralmente durante toda la carrera.

A mis amigos, con quienes compartí muchas buenas y diversas experiencias, con quienes en momentos de estrés se pudo sacar una sonrisa.

A Francia Sanabria por cuidarme y ayudar a criarme durante toda mi infancia, sin ella no sería la persona que soy.

A mis profesores del Colegio Franciscano del Virrey Solís, por darme las bases académicas que me ayudaron durante toda la carrera.

A mis abuelos José del Carmen y Mery, por darme su cariño y apoyo durante toda mi vida.

Y finalmente a la Universidad Industrial de Santander gran institución con la que estaré eternamente agradecido por todo el conocimiento adquirido.

A mi compañera de proyecto Mayra Castellanos por su dedicación y gran esfuerzo.

JOSE GABRIEL BETRAL SERRANO

DEDICATORIA

A Dios y a mis padres JAIRO Y JANETH por su apoyo y guía, por decirme un día que fuera lo que quisiera ser y seguirme en la locura de embarcarme en esta carrera, por no rendirse conmigo a lo largo del camino y por confiar en mí.

A mi hermana PAULA ANDREA, quien en más de una ocasión me inspiro y me impulsó a ser mejor y no detenerme.

A mi familia quien siempre me dio su apoyo

A mis profesores, quienes fueron base de mi vida académica y me enseñaron a ser profesional y ser persona.

A la familia MORENO YAÑEZ, por hacerme sentir parte de una segunda familia, porque siempre tuvieron una palabra de apoyo, por inspirarme y ser mi modelo a seguir, y por tanto amor.

A mis amigos, los que venían de antes y los que hice en la universidad, porque llenar mis días de recuerdos que no olvidaré y amistades que atesorare.

A GERMAN ANDRES MORENO YAÑEZ, porque más que cualquiera, conoció todos mis momentos, me levantó más que nadie, no me dejó rendirme y siempre creyó en que podía hacer esto, incluso cuando ni yo lo creía.

A mi compañero, GABRIEL, por permitirme hacer parte de este proyecto, por su paciencia y por trabajar tan fuerte a mi lado por un sueño compartido.

MAYRA ALEJANDRA CASTELLANOS PEÑA

AGRADECIMIENTOS

Los autores del proyecto de grado “DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE UN PROTOTIPO FUNCIONAL DE UNA PRÓTESIS TRANSRADIAL DE BAJO COSTO PARA UNA EXTREMIDAD DELANTERA DE UN PERRO PEQUEÑO EN LA CIUDAD DE BUCARAMANGA” agradecen a las siguientes personas y entidades por su aporte significativo al desarrollo exitoso del proyecto:

El presente proyecto de grado fue realizado bajo la supervisión del PhD. Diego Fernando Villegas Bermúdez y del Médico Veterinario. Edgar Hernando Toledo Cáceres, a quienes nos gustaría expresar nuestro más profundo agradecimiento, por hacer posible la realización de este proyecto. Además, de agradecer su paciencia, tiempo y dedicación que tuvieron para que esto saliera de manera exitosa.

A nuestros padres por darnos la vida y apoyarnos en todo lo que nos hemos propuesto.

A la señorita Marcela por permitirnos entrar en su hogar y tomar como referencia a su mascota Kyra.

A nuestros compañeros Luis Carlos Parada, Emmanuel Joseph Camacho y Fabián Rey, por su gran colaboración a lo largo de todo el proceso de diseño y construcción. Sin su paciencia y apoyo no se habría podido culminar satisfactoriamente. A los profesores Gilberto Parra y Oscar Bohórquez por sus grandes aportes en la rama de diseño y manufactura de las piezas.

A la escuela de ingeniería mecánica de la Universidad Industrial de Santander por ser formadores de calidad, dándonos las herramientas necesarias para desarrollar el proyecto de investigación.

Al Tecnoparque industrial del SENA por brindarnos apoyo industrial y acompañamiento académico en la etapa de construcción y validación. También agradecemos al semillero de biomecánica y a sus miembros.

	Pág.
Introducción	20
1. Formulación Del Problema	24
1.1 Identificación Del Problema	24
1.2 Justificación Del Problema	27
1.3 Objetivos	28
1.3.1 Objetivos Generales.	28
1.3.2 Objetivos Específicos.....	28
2. Requerimientos De Diseño	29
2.1 Requerimientos Del Consumidor.....	29
2.1.1 Organización De Requerimientos	30
2.2 Matriz De Calidad.....	31
3. Descripción Del Diseño	32
3.1 Alternativas Usadas Actualmente	32
3.1.1 Tipos De Prótesis Caninas	32
3.1.1.1 Prótesis Permanentes.	32
3.1.1.2 Prótesis Removibles.....	33
3.1.1.3 Sillas De Ruedas.	34

DISEÑO Y CONSTRUCCION DE PROTESIS CANINA	11
3.2 Anatomía Canina	35
3.2.1 Esqueleto Axial.....	37
3.2.2 Esqueleto Apendicular.....	38
3.2.3 Extremidades Caninas.....	38
3.2.3.1 Miembro Anterior.....	38
3.2.3.2 Miembro Posterior.....	41
3.3 Caso De Estudio.....	44
3.4 Complicaciones Posteriores A Una Amputación.....	45
3.5 Análisis De Alternativas	46
3.6 Selección De La Mejor Alternativa	46
3.7 Proceso De Diseño	48
3.7.1 Manufactura Del Socket.....	48
3.7.2 Apoyo O Pie.....	66
4. Validación Del Diseño	74
4.1 Elementos Finitos.....	74
4.1.1 Carga Estática	74
4.1.2 Fatiga.....	77
4.2. Pruebas En Paciente	77
5. Rediseño.....	78
5.1 Elementos Finitos Rediseño.....	80
5.1.1 Carga Estática Caña.....	80
5.1.2 Fatiga Caña	82
5.1.3 Carga Estática Pie	84

DISEÑO Y CONSTRUCCION DE PROTESIS CANINA	12
5.2 Validación Mediante Compresión Repetitiva	85
5.3 Validación De Experto Veterinario	88
6. Conclusiones	90
7. Recomendaciones Y Observaciones	91
Referencias Bibliográficas	93

LISTA DE TABLAS

	Pág.
Tabla 1. Matriz Pugh. Peso en criterios.	47
Tabla 2. Matriz Pugh, suma ponderada.	47
Tabla 3. Propiedades mecánicas del EVA.	54
Tabla 4. Propiedades mecánicas del PLA.	66
Tabla 5. Propiedades del Aluminio 6061 T6.	74
Tabla 6. Propiedades del TPU.	79
Tabla 7. Análisis de costos	89

LISTA DE FIGURAS

	Pág.
Figura 1. Bocetos de prototipo para animales con discapacidad en sus 4 extremidades.	22
Figura 2. Fotografía perro que ha recuperado su movilidad gracias a prótesis.	24
Figura 3. Fotografía de un perro caminando de nuevo junto a su amo.	25
Figura 4. Fotografía de perro con 4 patas amputadas, jugando con su familia	26
Figura 5. Un perro se recupera en un albergue.	27
Figura 6. Prótesis integrada a la extremidad a través de Osteointegración..	33
Figura 7. Prótesis de extremidad completa con arnés.	34
Figura 8. Prótesis con silla de ruedas para extremidades posteriores.	35
Figura 9. Morfología del perro	36
Figura 10. Esqueleto axial y apendicular del perro.	37
Figura 11. Miembro anterior de un perro.	39
Figura 12. Estructura ósea de miembro anterior canino, vista lateral.	40

Figura 13. Angulaciones correctas del tren delantero canino.	41
Figura 14. Miembro posterior de un perro.	42
Figura 15. Estructura ósea de miembro posterior canino, vista lateral.	43
Figura 16. Angulaciones correctas del tren posterior canino.	44
Figura 17. Ubicación de la lesión del paciente.	45
Figura 18. Proceso de diseño socket	48
Figura 19. Papel adhesivo o vinipel.	49
Figura 20. Esparadrapo blanco.	49
Figura 21. Vendas de yeso.	50
Figura 22. Proceso terminado y en espera de secado.	51
Figura 23. Modelo definitivo en yeso, vista lateral.	52
Figura 24. Modelo definitivo en yeso, vista superior.	52
Figura 25. Modelo macizo en cemento.	55
Figura 26. Funda EVA.	55
Figura 27. Prueba de funda EVA en paciente.	56

Figura 28. Ajuste de tamaño de funda EVA.	57
Figura 29. Ajuste de forma de funda EVA.	57
Figura 30. Resultado final, vista lateral.	58
Figura 31. Resultado final, vista frontal.	58
Figura 32. Modelamiento digital.	59
Figura 33. Modelamiento digital, modelo final.	60
Figura 34. Elemento solido para trabajar en SolidWorks.	60
Figura 35. Proceso de modelado en SolidWorks.	61
Figura 36. Pieza SLDPRT finalizada.	61
Figura 37. Modelado de Socket finalizado.	62
Figura 38. Proceso de separación del socket.	63
Figura 39. Proceso de separación del socket.	63
Figura 40. Diseño socket y prótesis.	64
Figura 41. Diseño socket superior.	64
Figura 42. Diagrama de cuerpo libre general.	67

Figura 43. DCL del voladizo superior.	68
Figura 44. DCL voladizo inferior.	68
Figura 45. Proceso de diseño de pie dinámico	70
Figura 46. Pie dinámico terminado	71
Figura 47. Cargas sobre pie dinámico.	71
Figura 48. Simulación carga estática en ABS.	72
Figura 49. Simulación carga dinámica en ABS.	72
Figura 50. Valores de vida útil	73
Figura 51. Pruebas de prótesis ensamblada	78
Figura 52. Rediseño pie	78
Figura 53. Rediseño de prótesis caña	80
Figura 54. Rediseño de prótesis tapa	80
Figura 55. Histéresis a 1000 ciclos de carga	86
Figura 56. Histéresis a 10000 ciclos de carga	87
Figura 57. Histéresis a 30000 ciclos de carga	88

LISTA DE APENDICES:

(Ver apéndices adjuntos en el CD y pueden visualizarlos en la Base de Datos de la Biblioteca UIS)

Apéndice A. Estudio de inspección clínica.

Apéndice B. Bocetos de alternativas.

Apéndice C. Elementos finitos del primer diseño.

Apéndice D. Elementos finitos del rediseño.

Apéndice E. Informe de validación médica.

RESUMEN

TÍTULO: DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE UN PROTOTIPO FUNCIONAL DE UNA PRÓTESIS TRANSRADIAL DE BAJO COSTO PARA UNA EXTREMIDAD DELANTERA DE UN PERRO PEQUEÑO EN LA CIUDAD DE BUCARAMANGA *

AUTORES: BELTRÁN SERRANO JOSÉ GABRIEL
CASTELLANOS PEÑA MAYRA ALEJANDRA **

PALABRAS CLAVE: BIOMECANICA, PRÓTESIS, PROTOTIPO, IMPRESIÓN 3D

DESCRIPCIÓN:

Este Proyecto de Grado tiene como propósito el diseño de un prototipo funcional para perros capaz de reemplazar una extremidad delantera o anterior. Uno de los objetivos buscados fue diseñar un prototipo que permita reemplazar la función de la extremidad optimizando la relación costo-beneficio, esto se logró mediante el diseño de piezas simples que pueden cumplir perfectamente la función requerida; también mediante el uso de procesos de manufactura como lo es la impresión 3D para polímeros. Para garantizar el funcionamiento del prototipo, se realizó el diseño de la pieza crítica mediante diversos estudios como lo son análisis de resistencia de materiales bajo carga estática y análisis de fatiga bajo carga dinámica de compresión repetitiva, lo que ayudó a la correcta selección del material y de su respectivo proceso de fabricación. Tras la construcción de cada prototipo se realizaron pruebas prácticas con el paciente para verificar un correcto funcionamiento, posibles aspectos a mejorar y tener una selección mucho más certera y con mejores bases ingenieriles. Al finalizar todas las pruebas se realizó un análisis de costos, el cual encontró que el prototipo tiene un precio mucho más bajo que las que se encuentran en el mercado, totalmente funcional y que aún está abierto a mejoras.

* Proyecto de grado

** Facultad: Físico-mecánicas Escuela: Ingeniería Mecánica Director: Diego F. Villegas.

ABSTRACT

TITLE: DESIGN AND CONSTRUCTION OF A LOW COST PROTOTYPE OF TRANSRADIAL FUNCTIONAL PROSTHESIS FOR A FRONT LIMB OF A SMALL DOG IN THE CITY OF BUCARAMANGA*

AUTHORS: BELTRÁN SERRANO JOSÉ GABRIEL
CASTELLANOS PEÑA MAYRA ALEJANDRA**

KEY WORDS: BIOMECHANICS, PROSTHESES, PROTOTYPE, 3D PRINTING

DESCRIPTION:

One of the main objectives is to design a prototype that allows to replace the function of a limb, optimizing the cost-benefit relation. This was achieved through the design of simple pieces which can fulfill the required function, also through the use of manufacture process as the 3D printing for polymers. To guarantee the prototype performance, the critical piece was designed through static and fatigue analysis, which helped the material selection and its respective fabrication process. After the construction, a cost analysis was done and was found that the prototype price is much lower than the ones found in the market, totally functional, and open to upgrades.

* Degree project

** Faculty: Physics-Mechanics Career: Mechanical Engineering Director: Diego F. Villegas

INTRODUCCIÓN

Desde hace más de 12.000 años el hombre hizo al perro parte de su vida diaria; mientras en un comienzo era un apoyo al momento de cazar y realizar tareas, se fue domesticando con el tiempo conforme iba evolucionando la sociedad y actualmente es parte del núcleo familiar. Actualmente es muy común que las personas cuenten con perros en sus hogares y se ha llegado al punto en que se crean deberes y normas que los propietarios deben cumplir con sus mascotas, esto con el objetivo de que se respeten las necesidades básicas, el cuidado y protección de dichos seres. En la ciudad de Buenos Aires, Argentina, se realizó un estudio en donde “se analizan y discuten algunas particularidades de la tenencia de animales de compañía por parte de los habitantes de villas de emergencia de Buenos Aires, más allá de las circunstancias y condiciones ambientales en las que las mismas se desarrollan”. (Marcos & López, 2005). Lo que se presenta aquí es una serie de hechos que se observaron y que se comparan con teorías que ya están establecidas sobre la relación humano-animal, más específicamente con los animales de compañía, en donde se resalta al perro. En este estudio se encontró que lejos de la teoría, la realidad es que la situación socioeconómica y el ambiente no son un factor relevante para la tenencia de las mascotas, por el contrario, personas que muchas veces no tienen para su propio alimento y refugio, optan por tener a un animal de compañía, esto se explica quizás debido a que “Los animales utilizados como mascotas pueden brindar compañía, esparcimiento, seguridad, afectos, lealtad y estímulos sensoriales” y “Se ha insistido en que la presencia de estos animales mejora la calidad de vida de los individuos, las familias, las instituciones y aún de la comunidad. Asimismo, se ha supuesto por vía de hipótesis acerca de la probable influencia que los animales de compañía pueden ejercer sobre ciertos estados emocionales de sus propietarios, reduciendo la ansiedad, la soledad, la depresión y el estrés. Incluso, se ha mencionado que en ciertas oportunidades ante la partida de los hijos, el desmembramiento familiar o la pérdida de un hijo, los animales de compañía, perros y gatos fundamentalmente los primeros, llenan los vacíos dejados por la reducción del número de miembros del grupo familiar”. Además de la compañía que brindan estos cuadrúpedos actualmente se usan también como parte de terapias para diferentes trastornos emocionales y mentales, en un estudio que se realizó en México, “El objetivo de este estudio fue analizar los efectos de la terapia asistida por perros sobre la autoestima y los componentes de las emociones

en un grupo de adolescentes con problemas emocionales” (Ortiz, Landero, & González, 2012). Los caninos actualmente también hacen parte de fuerzas armadas como detectores de explosivos y narcóticos, y son una herramienta muy usada para personas invidentes que necesitan ayuda para moverse por la ciudad.

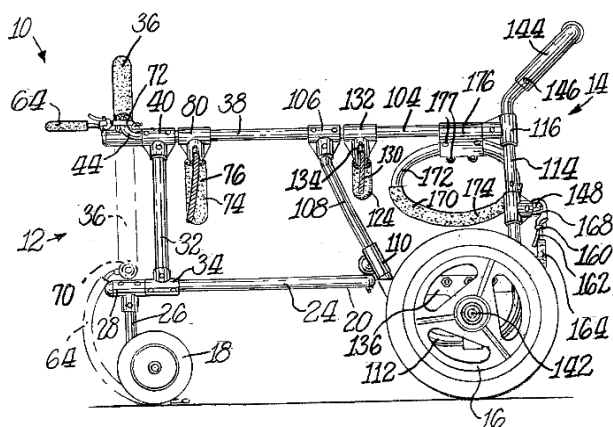
Así como los humanos, nuestros amigos cuadrúpedos también sufren enfermedades y lesiones, a veces sencillas como un resfriado; otras más complejas, como una displasia de cadera o fractura de una extremidad. Para ellos también tienen su médico (veterinario) y aunque no lo parezca también se les realizan estudios y análisis en aras de mejorar su calidad de vida y los medios para curar las dolencias que puedan padecer. Un buen ejemplo de los beneficios de la investigación biomecánica es el tratamiento de la displasia de cadera, el análisis de Andrés M. y Fuertes B. nos muestra que “Gracias a que en los últimos años el diagnóstico de displasia de cadera se realiza a una edad más temprana, el resultado de las técnicas quirúrgicas es cada vez más satisfactorio.” (Andrés & Fuertes, 2011), también se ha incursionado en la odontología canina, llegando a desarrollar sistemas prostéticos que ayudan a solucionar fracturas provocadas por una causa muy común en el ámbito animal, como lo es morder una piedra. En un estudio realizado “se efectuó una prótesis de un canino, mediante una funda en material metálico con la suficiente resistencia para el perfecto funcionamiento de ésta, perdurando a largo plazo.” (Ortega Sánchez-Diezma, Trobo, San, & Ascaso, 1993).

Otro caso médico en el que se ha estudiado la aplicación de prótesis es el de parálisis laríngea, esto en esencia provoca dificultad para respirar, en argentina se realizó un análisis de un caso que se presentó, en él “se presenta una alternativa terapéutica con la colocación de una prótesis laríngea (stent) siliconada cerrada en un perro.” (Cotrena, 2016). La solución más común para este tipo de situaciones es realizar una intervención quirúrgica, tras varios meses en las revisiones periódicas se evidenció mejoría y ningún efecto adverso, esto llevó a concluir que “El resultado alentador de este caso estimula a considerar la colocación de una prótesis endoluminal como alternativa terapéutica para parálisis laríngea en los caninos.” (Cotrena, 2016)

Como se puede evidenciar, los avances biomecánicos en caninos existen y van encaminados de muy buena manera, en este proyecto se quiere mostrar que, en otro tipo de lesiones (como lo son las motrices) la biomecánica también ha influido y que aún tiene mucho que aportar. Un buen ejemplo es el diseño de Lincoln J. Parkes para animales con discapacidad en 4 patas

(Figura 1).

Figura 1. Bocetos de prototipo para animales con discapacidad en sus 4



extremidades. Adaptado de Lincoln J. Parkes (2003)

Una aplicación vista desde otro ángulo es el de la Lic. Paula Daniela Romero, que presentó un diseño de un prototipo de prótesis, pero dándole un enfoque más comercial, “el estudio se realizó principalmente enfocado a perros de raza mediana que posean alguna discapacidad en sus extremidades dentro del distrito metropolitano de quito” (Romero P, 2016). Analizando este trabajo se puede ver un modelo muy generalizado pero válido. Así mismo, se evidencian trabajos más específicos, enfocados más en el proceso detallado de diseño y en la optimización del mismo, buscando equilibrar el beneficio del paciente con el costo que tendría la producción del prototipo. El mejor ejemplo encontrado es el de un perro mestizo llamado Pay de limón, el cual sufrió maltrato en sus extremidades frontales por una banda criminal en el norte de México, la gravedad de sus heridas era muy significativa, “Pay se sobrepuso a dicho maltrato pero la pérdida de la parte inferior de sus extremidades anteriores le dificultaba la marcha, ya que, al tratar de apoyarse sobre sus muñones éstos volvían a abrirse y con el tiempo presentaron deformidades que había que corregir para que no se hicieran permanentes.” (Vargas J, 2013, p.32). El prototipo presentado se llevó a fase productiva, lo cual permite observar un proceso de desarrollo idóneo. Ahora bien, esto permite que dicho proceso pueda ser tomado como punto de referencia para futuros diseños en busca de apoyar a otros caninos con lesiones o deficiencias motrices.

Para el presente trabajo se muestra el proceso de diseño de una prótesis transradial para un perro criollo en la ciudad de Bucaramanga, el cual sufrió un accidente automovilístico que le

lastimó considerablemente la extremidad anterior izquierda, esto llevó a que los dueños decidieron amputar la extremidad lastimada en aras de mantener viva a su mascota, tras meses de recuperación, *Kyra* (como se llama el paciente) se ha recuperado y parece llevar una vida normal, pero se nota que mientras realiza la marcha, hace movimientos para compensar la falta del miembro, lo cual puede provocar a largo plazo lesiones en el sistema osteomuscular.

Este proyecto tiene como objetivo diseñar y construir un prototipo de prótesis para *Kyra*, el cual tenga un bajo costo de producción y sea lo suficientemente funcional para, no solo no alterar el diario vivir de la paciente en cuestión, sino que mejore la condición de vida de la misma.

1. FORMULACIÓN DEL PROBLEMA

1.1 IDENTIFICACIÓN DEL PROBLEMA

El canino ha sido incluido actualmente en el sistema de familia gracias a su cercana interacción con el ser humano siendo un apoyo emocional y una ayuda en muchos casos. Cuando un perro sufre un accidente que termina en la pérdida parcial o total de una de sus extremidades, no se ve inmovilizado totalmente, y a corto plazo él podrá seguirse moviendo con cierta dificultad.



Figura 2. Fotografía perro que ha recuperado su movilidad gracias a prótesis. Adaptado de <http://www.madeintingomaria.com/2015/11/nuestras-mascotas-tambien-se-mrecen-una.html>

El verdadero problema en la mayoría de los casos nace posteriormente, ya que el animal compensa todo el esfuerzo corporal que implica la locomoción y se recargará hacia el costado donde no ocurrió el daño, esto conlleva a otras lesiones, desencadenando problemas en la cadera u otras partes del cuerpo, como expresa un médico veterinario “Se ha visto que, a la larga, caminar con tres patitas puede tener impacto en la columna de los animales” (Larrea, 2017). Las investigaciones han permitido en esta materia muchas mejoras en la calidad de vida de los perros

con una o más amputaciones, al colocar prótesis que sirvan solo de sostén, hasta otras que permiten una movilidad similar a las de una pata normal.



Figura 3. Fotografía de un perro caminando de nuevo junto a su amo. Adaptado de: <https://www.taringa.net/posts/mascotas/19039209/Protesis-para-mascotas-una-segunda-oportunidad-de-vida.html>

Unas décadas atrás, cuando al animal le ocurría algún accidente limitante de su movilidad, era sacrificados “Las prótesis humanas son habituales, desde hace siglos, pero hasta hace muy poco las únicas opciones disponibles para animales con pérdida total o parcial de sus extremidades eran la eutanasia o la amputación completa” (El desconocido mundo de las prótesis para animales, 2015). Con la alta domesticación actual se ha creado conciencia sobre la salud animal y han sido incluidos en materia de la medicina.



Figura 4. Fotografía de perro con 4 patas amputadas, jugando con su familia. Adaptado de: <https://www.nuestroperro.es/blog/brutus-4-patas-perro-amputado/>

La investigación en el ámbito de biomecánica relacionado con las prótesis caninas se ha dado en su mayoría en Europa. Por tal motivo, se plantea para este proyecto, analizar desde la parte biológica del animal, hasta los principios dinámicos de su movilidad, esto junto a los conocimientos en ingeniería, modelar conceptualmente una prótesis canina de bajo costo aplicable en el ámbito nacional. Citando una entrevista del diario El espectador, la cual señala que en Colombia: “hay muy pocos investigadores dedicados a las prótesis animales y faltan estudios publicados sobre el tema” (El desconocido mundo de las prótesis para animales, 2015)

1.2 JUSTIFICACIÓN DEL PROBLEMA

El impacto social y económico que se desea alcanzar con este proyecto son la principal motivación para muchas de las investigaciones que se realizan hoy en día en el campo de la biomecánica y del diseño. Este proyecto busca dar cumplimiento a la ley 1774 de 2016, en donde se exponen los recursos y medidas legales concernientes a los animales en Colombia, principalmente lo dicho en el ítem c del artículo 3º, “El Estado, la sociedad y sus miembros tienen la obligación de asistir y proteger a los animales con acciones diligentes ante situaciones que pongan en peligro su vida, su salud o su integridad física.”

Las lesiones motrices caninas son una problemática a la que poca importancia se le ha dado, un campo que poca investigación tiene, por lo menos en el ámbito nacional, este proyecto puede sentar un precedente para futuras investigaciones y mejoras, además contribuye indirectamente a la familia dueña, ya que mejorara la calidad de vida de su mascota, quien actualmente es parte importante del núcleo familiar.



Figura 5. Un perro se recupera en un albergue. Adaptado de: <https://www.excelsiorcalifornia.com/2013/01/18/un-perro-mutilado-se-recupera-en-albergue-para-caninos/>

1.3 OBJETIVOS

1.3.1 Objetivos Generales.

Diseñar y construir un prototipo funcional de prótesis transradial de bajo costo para la extremidad delantera izquierda de un perro pequeño en la ciudad de Bucaramanga y de esta manera, aplicar la misión de la Escuela de Ingeniería Mecánica de la Universidad Industrial de Santander en la formación de personas con alta calidad ética, política, técnica y científica; la investigación y la extensión; con el fin de contribuir al desarrollo social, científico y tecnológico y dar respuesta a las necesidades de la sociedad.

1.3.2 Objetivos Específicos.

Estudiar la anatomía y motricidad canina, así como las consecuencias de las lesiones en sus extremidades.

Diseñar un prototipo que permita reemplazar la función de la extremidad y cumpla con los requerimientos optimizando la relación costo-beneficio.

Realizar la construcción de un prototipo funcional que se adapte a las condiciones y requerimientos del paciente a tratar.

Validar el prototipo con pruebas en el paciente canino para verificar su funcionamiento e identificar aspectos a mejorar.

2. REQUERIMIENTOS DE DISEÑO

2.1 Requerimientos Del Consumidor

Para los requerimientos del consumidor se le preguntó a un experto en medicina veterinaria para tener una opinión profesional sobre las necesidades que pueda tener el paciente, a continuación, se muestran los ítems más relevantes.

- **Peso:** El peso adecuado de la prótesis y sus anexos, deberá lograr los objetivos propuestos y evitar a toda costa realineaciones defectuosas osteomusculares y articulares. (fuerzas de tensión)
- **Precio:** La crisis económica por la que atraviesan la mayoría de los colombianos, ha generado, que gastos como los proyectados en prótesis para mascotas, sean considerados muy secundarios a no ser que el precio sea alcanzable.
- **Comodidad:** Es alta la probabilidad de que aparezca un rechazo instintivo del paciente, en proporción directa al tiempo en el que haya sucedido la amputación. Por ello es fundamental que la prótesis sea cómoda y no infrinja o cause daño o dolor, situación que también le atañe a la correa o sustentador.
- **Durabilidad:** El material deberá ser duradero y resistente.
- **Que no se demore en ser entregada:** Si de lo que se trata es que la prótesis corrija rápidamente las desalineaciones y sobredistensiones de algunas otras partes como columna vertebral, cadera o cuello, la entrega debería ser lo más rápidamente posible desde el tiempo de la amputación
- **Que brinde varios movimientos:** El animal al perder una parte de su esqueleto, pierde irremediablemente posiciones de postura y movimientos, lo que hace que, al incorporar una prótesis, esta sea de calidad en la medida que logre aproximar la ganancia de movimientos perdidos. Lo que la prótesis deberá buscar es reinstaurar el centro de gravedad alterado del cuerpo.
- **Fácil de poner:** Las personas que se encargará de habilitar la prótesis les debe ser sencillo adaptarla al muñón y ajustarla al cuerpo, ya que esta deberá quitarse varias veces al día, puesto que debe existir comodidad en algunas circunstancias cotidianas como dormir o alimentarse.

- Que no cause problemas en otros lugares: Uno de los principales retos que siguen es que el material de soporte de la prótesis va a causar problemas dermatológicos muy seguramente evidenciados por engrosamiento de la capa de queratina y en general alteraciones de la dermis, incluyendo los folículos pilosos. Además, que no comprima la circulación arterial y venosa tanto del muñón como de las demás estructuras corporales.
- Que se pueda reparar: Las reparaciones de algunas de sus partes deberían ser económicas y fáciles de conseguir.
- Que no lo muerda: El material de la prótesis no debe estimular al perro para que lo mordisque y más bien causarle rechazo gustativo.
- Que se adapte al ambiente del paciente: El ambiente habitacional del animal podría tener repercusiones en el tipo y características de la prótesis en todo su conjunto.
- Fácil de limpiar: Tanto el material como el diseño deberá resistir los protocolos de limpieza evitando adicionar al cuerpo un instrumento que pueda aumentar la carga de microorganismos alrededor del individuo

2.1.1 Organización de requerimientos. Hablando con el cliente y con la asistencia del mismo experto en medicina veterinaria, se ordenaron de mayor a menor incidencia los requerimientos antes propuestos.

Los ítems quedaron ordenados de la siguiente manera:

12. Precio
11. Comodidad
10. Que brinde varios movimientos
9. Que no cause problemas en otros lugares
8. Que no sea muy pesada
7. Fácil de poner
6. Fácil de limpiar
5. Que se adapte al ambiente del paciente
4. Que no lo muerda
3. Durabilidad

2. Que se pueda reparar
1. Que no se demore en ser entregada

2.2 Matriz De Calidad

		Ergonomia		Costo		Peso		Materiales		Durabilidad		Adaptabilidad		Resistente		Confortable		Estetica		Movilidad		Multifuncional		Facil Uso		Efectividad		Mejoras	
12	Precio	36	3	120	10	12	1	120	10	36	3	12	1	36	3	0	0	120	10	36	3	120	10	36	3	0	0	36	3
11	Comodidad	110	10	110	10	110	10	110	10	0	0	33	3	0	0	110	10	110	10	110	10	11	1	110	10	11	1	33	3
10	Que brinde varios movimientos	100	10	0	0	30	3	30	3	0	0	30	3	0	0	0	0	0	0	100	10	100	10	0	0	100	10	0	0
9	Que no cause problemas en otras partes	90	10	0	0	27	3	90	10	9	1	0	0	0	0	27	3	0	0	0	0	27	3	27	3	90	10	27	3
8	Que no sea muy pesada	24	3	8	1	80	10	80	10	0	0	0	0	8	1	24	3	24	3	24	3	24	3	24	3	8	1	8	1
7	Facil de poner	70	10	0	0	21	3	21	3	0	0	0	0	0	0	7	1	70	10	0	0	21	3	70	10	7	1	7	1
6	De facil limpieza	18	3	18	3	0	0	60	10	0	0	18	3	18	3	0	0	60	10	18	3	6	1	18	3	60	10	18	3
5	Que se adapte al ambiente del paciente	50	10	50	10	50	10	50	10	15	3	50	10	0	0	15	3	0	0	50	10	50	10	15	3	15	3	15	3
4	Que no lo muerda	0	0	40	10	0	0	40	10	12	3	40	10	40	10	40	10	4	1	40	10	4	1	12	3	12	3	40	10
3	Durabilidad	0	0	30	10	0	0	30	10	30	10	0	0	30	10	3	1	0	0	0	0	30	10	0	0	9	3	9	3
2	Que se pueda reparar	2	1	20	10	0	0	6	3	6	3	6	3	6	3	2	1	6	3	2	1	6	3	20	10	20	10	20	10
1	Que no demore en ser entregada	0	0	10	10	0	0	3	3	0	0	0	0	0	0	3	3	1	1	0	0	0	0	0	0	10	10	10	10
	Total	500		406		330		640		108		189		138		231		395		380		399		332		342		223	

Al analizar los resultados de la matriz QFD se puede observar la importancia que tienen los materiales en este tipo de proyectos, esto debido a que la selección de un material adecuado influirá en otros factores importantes como el costo, la durabilidad, la estética del producto entre otros. La ergonomía cobra gran importancia debido a la función que va a cumplir el producto, ya que se quiere que su uso sea constante y el producto va a estar en contacto con el organismo del paciente. Por su parte la importancia del parámetro de costo radica en el propósito que tiene este proyecto desde su inicio, al buscar que este tipo de producto cuente con un precio accesible para las familias interesadas.

3. DESCRIPCIÓN DEL DISEÑO

Debido a que la amputación del paciente canino está ubicada a nivel transradial, proximal a la articulación del codo, se requiere de más estabilidad que una prótesis convencional, demasiados segmentos podrían volver tedioso el uso y muy pocos provocan también incomodidad al generar alta rigidez, usar materiales altamente elásticos sería una opción, pero subiría mucho los costos y ese es uno de los principales detalles a optimizar.

3.1 Alternativas Usadas Actualmente

Basándonos en los datos obtenidos y el análisis realizado se decidió que el prototipo conste de 3 segmentos, uno que sea el soporte de la carga, uno que haga la interfaz entre el muñón - soporte y un apoyo con el piso, varias ideas pueden surgir de esto, pero primero es necesario hacer una revisión de los modelos ya existentes, algunos detalles de ellos podrían ser tomados como referencia para algunos subsistemas.

3.1.1 Tipos de prótesis caninas. No existe una clasificación oficial para las prótesis caninas, así que, basándonos en los tipos de inserción, las dividiremos en dos grupos, permanentes, removibles y sillas de ruedas.

3.1.1.1 Prótesis permanentes. A menudo, la amputación es la única posibilidad de salvar la vida de un animal herido a causa de un accidente de carretera o de enfermedades graves como el cáncer (Romero P, 2016). perder un miembro es un evento traumático, pero sí el beneficio es mayor que las consecuencias, se decide actuar de esa manera (como se cita en diario el país, 2017). La buena noticia es que, con los cuidados adecuados, un animal recuperará la movilidad en dos o tres días, como máximo en dos semanas (como se cita en diario el país, 2017).

Una vez realizada la amputación se puede decidir implementar una prótesis, una alternativa son las permanentes, mediante el concepto de la osteointegración, el cual fue definido por el profesor Per-Ingvar Branemark como "una conexión directa estructural y funcional entre el hueso vivo y la superficie de un implante sometido a carga funcional". (Universidad de Sevilla, 2007). (ver figura 6)



Figura 6. Prótesis integrada a la extremidad a través de Osteointegración. Adaptado de <http://masque4patas.blogspot.com/2012/03/cassidy-con-su-protesis-de-titanio.html>

3.1.1.2 Prótesis removibles. En cuanto a las prótesis removibles, se pueden resumir en delanteras y traseras, estas son comercialmente más populares. un ejemplo son las prótesis de extremidad completa, estas no están integradas a la extremidad como el ejemplo anterior, suelen llevar un arnés para mayor seguridad (figura 7)



Figura 7. Prótesis de extremidad completa con arnés. Adaptado de Cosmovisión en YouTube (2015)

3.1.1.3 Sillas de ruedas. “Si bien la silla de ruedas no reemplaza un miembro faltante del cuerpo del perro, reemplaza su función” (Romero P, 2016)

Las sillas de ruedas para perros, según la reconocida empresa Orthocanis, permiten al perro tener actividad y autonomía, y de esta manera recuperar su salud física y mental. El uso de una silla puede ser clave para obtener una buena recuperación en animales con una paraplejia reversible... Las situaciones más comunes en las que usamos sillas de ruedas son en displasia de cadera, artrosis, hernia discal, déficits propioceptivos, como auxiliar durante la rehabilitación o para poder inmovilizar las extremidades posteriores después de una cirugía. (Orthocanis, 2013).

Las sillas de ruedas pueden ser usadas en diferentes casos, entre ellos se tienen ejemplos en los que los animales pierden la movilidad en sus extremidades, pero siguen teniéndolas (figura 8), igualmente existen casos en los que las extremidades no están, ya sea debido a una amputación o inclusive hay casos donde son defectos de nacimiento. La ventaja que se obtiene con este tipo de prótesis es la velocidad que el animal va a poder mantener, cosa que no siempre es igualable con las prótesis permanentes y las removibles. Mientras tanto, una de sus desventajas es la movilidad en espacios reducidos y escaleras.



Figura 8. Prótesis con silla de ruedas para extremidades posteriores. Adaptado de doogweb. (2016)

3.2 Anatomía Canina

Para realizar una buena prótesis hay que primero conocer al paciente, por lo menos en el ámbito biológico, para así evitar contraindicaciones biomecánicas, un buen inicio es entender un poco de su anatomía. La anatomía se define como: “La rama del conocimiento relacionada con la forma, disposición y estructura de los tejidos y órganos que componen el cuerpo.” (Dyce & Wensing, 2010, p.1) (Figura 9)

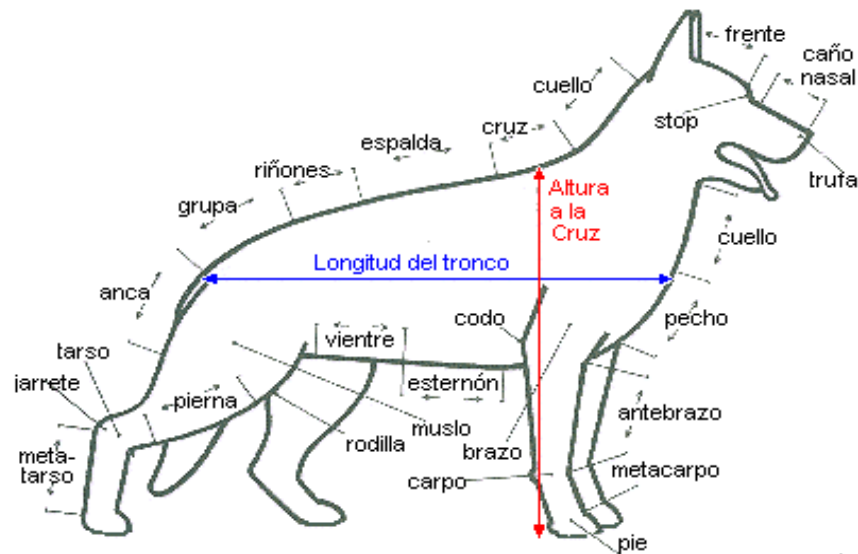


Figura 9. Morfología del perro. Adaptada de: <http://cinologia.blogspot.com/p/standard-fci.html> (2011)

El esqueleto “Constituye la base estructural del cuerpo y en un perro normal supone del 8 a 9 % de su peso.” (Schweiz, 2008) Esto depende de la morfología y anatomía del canino, ahora, en cuanto a la cantidad de huesos, esta puede variar según la cantidad de huesos presentes en la cola y de la presencia o no de un dedo vestigial, pero en general se puede afirmar que el esqueleto de un perro consta de aproximadamente 319 huesos, “Las patas traseras y delanteras reúnen 92 huesos del cuerpo. Por su parte, el esqueleto axial comprende el espinazo (50 huesos), el cráneo y el hueso hioides (50 huesos), las costillas y el esternón (34 huesos).” (Enfermedades de los perros, 2008)

El término "Esqueleto" se aplica a la armazón de consistencia dura que soporta y protege los tejidos blandos de los animales. El Esqueleto se puede dividir en tres partes:

- Esqueleto axial que comprende el cráneo, la columna vertebral, costillas y esternón.
- Esqueleto apendicular que está constituido por los huesos de los miembros.

- Esqueleto esplácnico o visceral que consta de varios huesos desarrollados en el parénquima de algunas vísceras u órganos como por ejemplo el hueso del pene en los perros. (Fariña & Smith, 2016)

Las dos primeras partes se aprecian en la figura 10, en letras azules el esqueleto axial y en moradas el apendicular.

Axial and Appendicular Skeleton

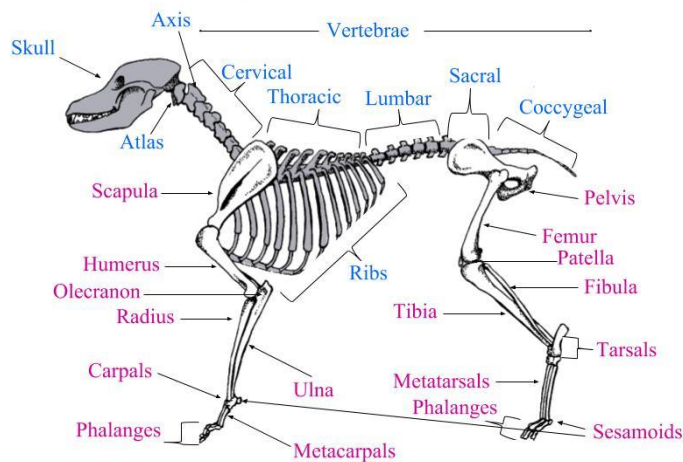


Figura 10. Esqueleto axial y apendicular del perro. Adaptado de <http://www.imagequiz.co.uk/quizzes/184179002> (Sin fecha)

3.2.1 Esqueleto axial. “El esqueleto axial, integrado por el cráneo, la columna vertebral, las costillas y el esternón, constituye el eje central del cuerpo. Este robusto pilar central es la parte más primitiva de sistema esquelético de los vertebrados. Evolucionó como el esqueleto inicial de los primeros animales vertebrados, al que se añadieron los huesos de las extremidades” (Nielsen & Miller, 2012, p.33)

“El cráneo y la columna vertebral constituyen un fuerte armazón que protege al sistema nervioso central. para proteger la médula espinal, las vértebras forman una fuerte y flexible barra, además de efectuar una serie de movimientos articulares que son esenciales para desarrollar sus funciones.” (López Contreras, 2016)

“Las costillas proporcionan lugares para asegurar la fijación muscular, ayudan a suspender el cuerpo, forman una caja protectora alrededor de las vísceras y sirven como mecanismo accesorio para la respiración” (Kardong, 2005, p.292). “El esternón es un hueso segmentario situado en la línea media que completa el esqueleto de la cara ventral del tórax y se articula lateralmente con los cartílagos de las costillas esternales.” (López Contreras, 2016, p.33)

3.2.2 Esqueleto Apendicular. “El esqueleto apendicular incluye los huesos de la cintura torácica y las extremidades anteriores y la cintura pélvica y las extremidades posteriores” (Evans & DeLahunta, 2010)

En los mamíferos, la clavícula se ha desarrollado de diversas maneras en las distintas especies, de acuerdo al tipo de locomoción, de movimientos y de coordinación de los miembros anteriores. El grado de desarrollo y complejidad de la clavícula varía, siendo máximos en el hombre; ahora, en el perro y gato es un hueso vestigial, afuncional y no articulado (Rojas y Montenegro, 1995)

3.2.3 Extremidades caninas. Los caninos son animales cuadrúpedos, este tipo de clasificación de animal “se traslada caminando sobre cuatro extremidades; la mayoría de los tetrápodos actuales son cuadrúpedos, aunque algunos, como los osos o los simios, también pueden caminar cortas distancias sobre dos extremidades.” (Cuadrúpedo, s.f)

Es común escuchar que se hace referencia a las extremidades de los animales como “patas”, aunque la forma correcta es extremidad, y cuando nos referimos a cuadrúpedos, se habla de extremidades anteriores y posteriores. (Extremidad, s.f). Además de estos nombres que reciben las extremidades de cuadrúpedos, también se conocen como pectoral o torácica (para el anterior) y pélvica o trasera (para el posterior)

3.2.3.1 Miembro Anterior. Los miembros anteriores hacen parte del tren delantero del canino, este está formado en esencia por la articulación escapulo-humeral (hombro y húmero), el antebrazo (radio y cúbito) y la mano (carpo, metacarpo y falanges). (Gutiérrez, 2012)

En la figura 11 se puede ver una vista general de los dos miembros anteriores.

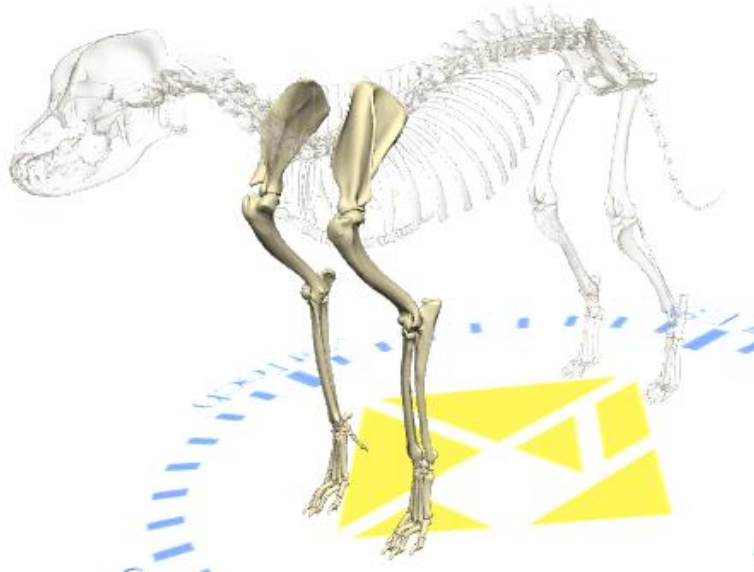


Figura 11. Miembro anterior de un perro. Adaptado de http://vettech.sheridancollege.ca/dog_skeleton.html (sin fecha)

En la figura 12 se puede apreciar la manera en la que se estructura el miembro anterior de un canino, se especifican las articulaciones y los movimientos que realiza cada una.

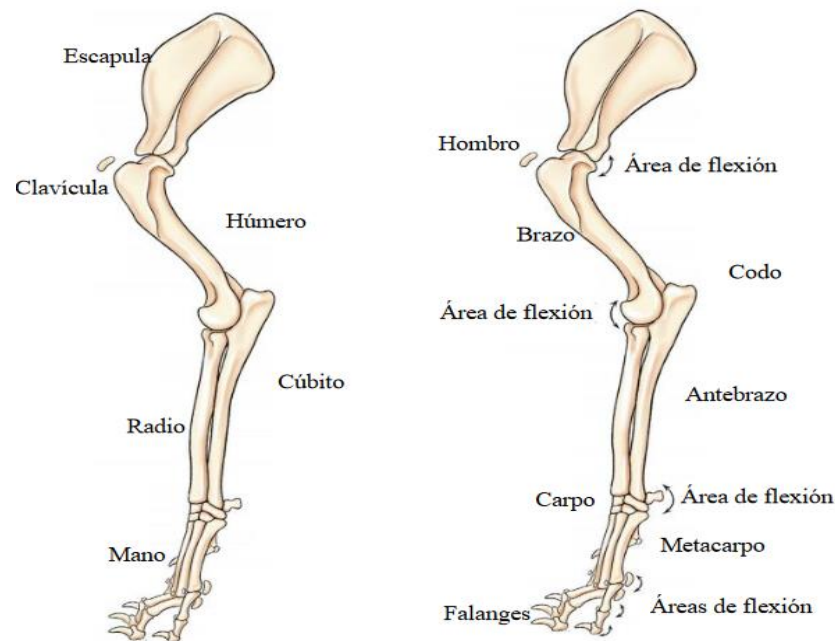


Figura 12. Estructura ósea de miembro anterior canino, vista lateral. Adaptado de GUIDE TO THE DISSECTION OF THE DOG, EIGHTH EDITION. (2017) Editorial SAUNDERS ELSEVIER

Para que el animal pueda realizar el trabajo físico sin cansancio excesivo, debe mantener una angulación determinada en los miembros anteriores. (ver figura 13), “se puede considerar que las angulaciones delanteras son correctas cuando el eje longitudinal de la escápula forma un ángulo de 45° con la línea dorsal y a su vez un ángulo de 90° con el húmero” (Gutiérrez, 2012)

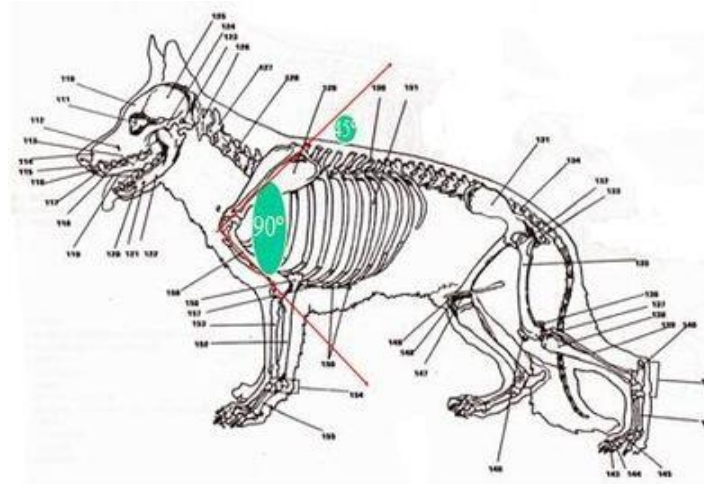


Figura 13. Angulaciones correctas del tren delantero canino. Adaptado de Adiestrador canino. (2012) <http://www.adiestradorcanino.com/webdelperro/morfologia-y-estructura-general-del-perro/100>

3.2.3.2 Miembro Posterior. Los miembros posteriores forman parte del tren posterior, este está compuesto por la conjunción de la grupa, muslo, pierna y pie, y debe ser fuerte y con buena musculatura. El tren posterior es el encargado de la propulsión. Para que tenga un buen equilibrio el tren posterior debe armonizar con el anterior y las angulaciones corresponderse. (Gutiérrez, 2012)

En la figura 14 se puede ver una vista general de los dos miembros anteriores.

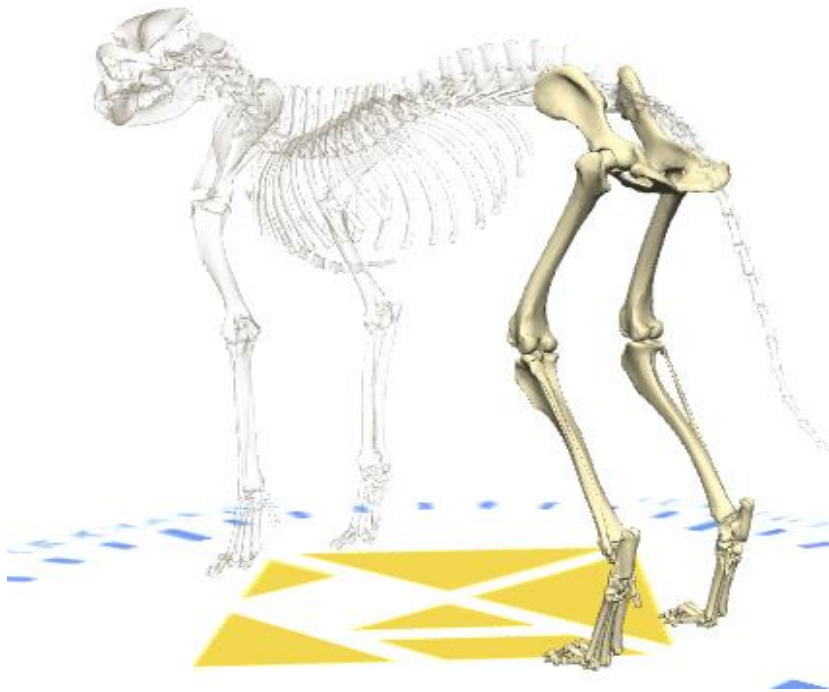


Figura 14. Miembro posterior de un perro. Adaptada de http://vettech.sheridancollege.ca/dog_skeleton.html (sin fecha)

En la figura 15 se puede apreciar la manera en la que se estructura el miembro posterior de un canino, se especifican las articulaciones y los movimientos que realiza cada una.

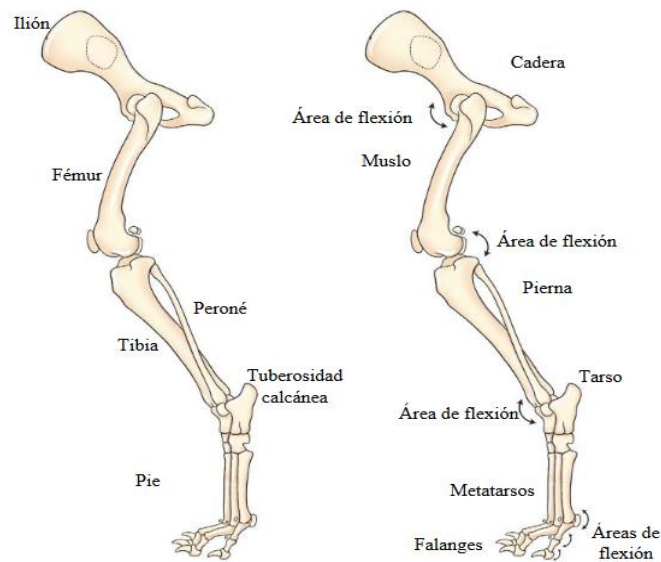


Figura 15. Estructura ósea de miembro posterior canino, vista lateral. Adaptado de GUIDE TO THE DISSECTION OF THE DOG, EIGHTH EDITION. (2017) Editorial SAUNDERS ELSEVIER

Como ya se mencionó, es muy importante cumplir las angulaciones para un óptimo funcionamiento locomotriz, ahora, al hablar de las extremidades posteriores esa relevancia incrementa en gran medida, ya que son la fuente del impulso de los caninos (ver figura 16).

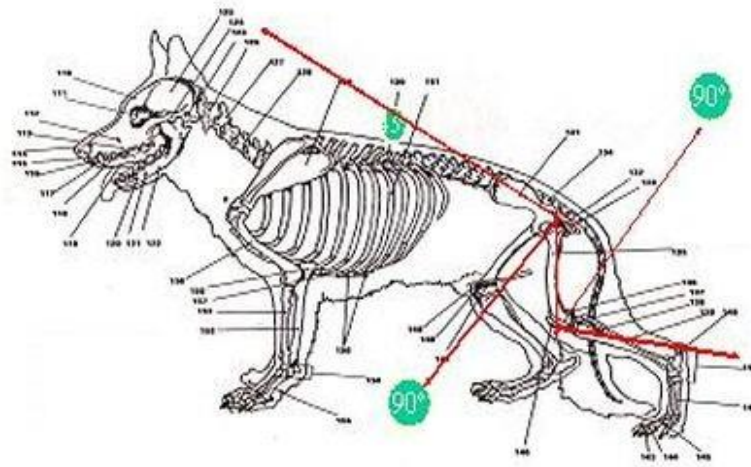


Figura 16. Angulaciones correctas del tren posterior canino. Adaptada de Adiestrador canino. (2012 <http://www.adiestradorcanino.com/webdelperro/morfologia-y-estructura-general-del-perro/100>)

Se considera que las angulaciones traseras son correctas, cuando el isquion forma un ángulo de 45° con la línea dorsal y de 90° con el fémur y a su vez el fémur debe formar un ángulo de 90° con la tibia (Gutiérrez, 2012).

3.3 Caso De Estudio

Se realizó un estudio clínico a la paciente canina para identificar el estado inicial de salud de ella. Los estudios muestran que la salud de Kyra es buena y evidencian las consecuencias de la amputación (Ver Anexo A) (Ver figura 17).

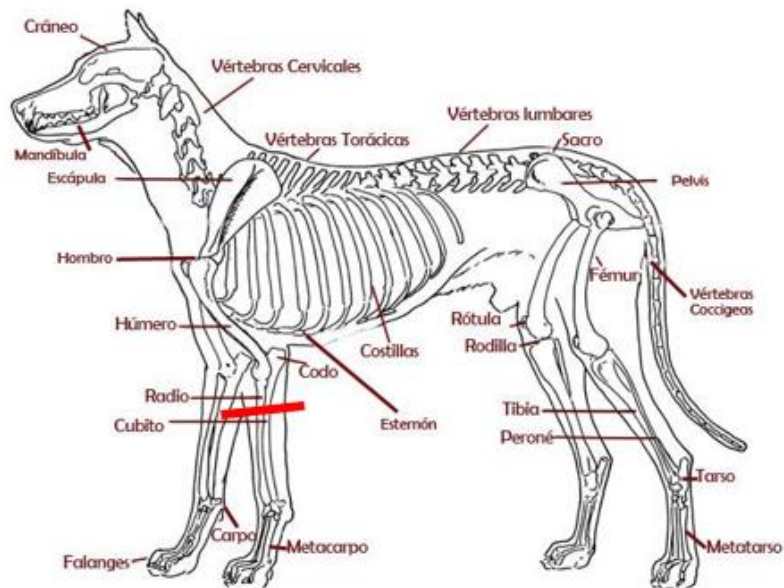


Figura 17. Ubicación de la lesión del paciente. Adaptado de Diccionario canino (Sin fecha) disponible en línea: <https://miperroesunico.com/content/diccionario-canino-letra-a>

3.4 Complicaciones Posteriores A Una Amputación

Ahora, ya conocida la anatomía canina y como está la paciente que se va a tratar, es importante destacar cuales son las consecuencias de la amputación que tiene, estas varían desde cambios en la coloración de piel, hasta desviaciones en la columna vertebral, pueden darse en corto o largo plazo, algunas de las consecuencias más significativas son las siguientes:

A corto plazo:

Alteraciones de la piel: picor, inflamación, infecciones fúngicas (micosis), abscesos, dermatitis, osteomielitis, apertura espontánea de la cicatriz, necrosis del muñón, etc.

- Aumento o disminución de la sensibilidad del muñón.
- Formación de un neuroma que se puede producir al cicatrizar el nervio seccionado en la amputación y que puede ocasionar dolor neuropático.
- Formación de un espolón óseo en el extremo del hueso amputado.

A largo plazo:

- Afecciones de la columna vertebral, cadera y rodilla al desplazarse el centro de gravedad y causar cambios posturales y biomecánicos: dolor y trastornos al caminar.
- Aumento de hasta un 80% del gasto cardíaco debido al sobreesfuerzo.
- Aumento del gasto energético al caminar, siendo mayor en los pacientes cuya amputación se debe a enfermedades cardiovasculares.
- Disminución de la función renal

No obstante, el uso de prótesis que sustituya al miembro amputado pueden reequilibrar gran parte de las complicaciones a largo plazo, aunque para ello se requiere un tratamiento de fisioterapia que le ayude a adaptarse a la nueva situación. (Sanitas, s.f)

3.5 Análisis De Alternativas

Para la selección del modelo de diseño a realizar se realizaron 3 alternativas, todas evaluando diferentes posibilidades. Se realizaron 3 bocetos con sus respectivas descripciones. (Ver anexo B)

3.6 Selección De La Mejor Alternativa

Se evaluaron las tres alternativas que se plantearon con la matriz de Pugh, en la que se exponen los criterios que se van a evaluar en diferentes conceptos que serían nuestras alternativas. Estos criterios se evalúan entre -1,0 y 1 dependiendo de si cumplen o no con el criterio que se evalúa. Como en la matriz QFD los criterios tuvieron diferentes valores de importancia se desea mantener la relevancia de esta importancia a la hora de elegir una alternativa, por lo que se les asignó un peso de puntos según el porcentaje que valdría cada criterio por los puntos que recibió en la matriz QFD. A continuación, se presenta la matriz de Pugh con el peso que recibió cada criterio.

Tabla 1. Matriz Pugh. Peso en criterios.

	Puntos	Alternativa 1	Alternativa 2	Alternativa 3
Materiales	2,7	1	0	- 1
Ergonomía	2,1	1	1	1
Costo	1,8	- 1	1	1
Confortable	1,7	- 1	1	1
Oportunidad de Mejoras	1,7	- 1	1	1
Total	10			

Ahora se evalúa los valores obtenidos en una suma ponderada con sus respectivos pesos para hallar la ganadora.

Tabla 2. Matriz Pugh, suma ponderada

	Alternativa 1	Alternativa 2	Alternativa 3
Materiales	2,7	0	-2,7
Ergonomia	2,1	2,1	2,1
Costo	-1,8	1,8	1,8
Confortable	-1,7	1,7	1,7
Oportunidad de Mejoras	-1,7	1,7	1,7
Suma ponderada	-0,4	7,3	4,6
Ranking	3	1	2

La alternativa ganadora cumple con los requerimientos de no tener un precio alto, los materiales son adecuados para la función que se desean además de que ofrecen propiedades que favorecen a la duración de la prótesis y el diseño es ergonómico y confortable para el paciente. También se tiene la ventaja que se presta para posibles mejoras pues es fácil de poner y quitar y en caso de querer modificarla o cambiarla en su totalidad no incomodara al usuario o a sus dueños.

3.7 PROCESO DE DISEÑO

3.7.1 Manufactura del socket. El proceso de creación del socket se representa en el siguiente diagrama de flujo.

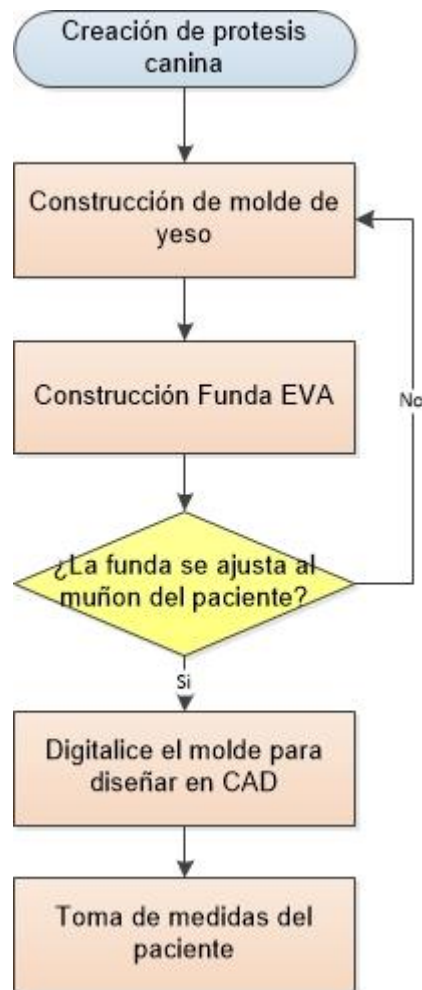


Figura 18. Proceso de diseño socket

- Molde en yeso

Para poder obtener un modelo idéntico del muñón de la paciente, para lograr un diseño ergonómico y que se ajuste correctamente, se procedió a realizar un molde el yeso.

Para este proceso se hizo uso de papel plástico adhesivo (Ver figura 19), para evitar el contacto del yeso con la piel de la paciente, esparadrapo blanco (Ver figura 20), para mantener ajustado el papel adhesivo a la forma del muñón, y venda de yeso (Ver figura 21), la cual después de entrar en contacto con agua permite dar la forma que se desee y en cuestión de minutos se endurece para dar un molde sólido.



Figura 19. Papel adhesivo o vinipel.



Figura 20. Esparadrapo blanco.



Figura 21. Vendas de yeso.

Lo primero que se hizo fue cubrir la parte a enyesar y sus alrededores con un trozo de papel adhesivo, buscando con esto proteger a la paciente de incomodidades a la hora de retirar el yeso y poder obtener la forma idéntica del muñón, seguido de esto se empezó a recubrir con esparadrapo blanco el papel adhesivo para asegurarlo a la forma del muñón ya que se corría el riesgo de que se deslizara durante el proceso, finalmente, se realizó el corte en tiras de distintos tamaños de la venda de yeso para proceder a ubicarlas encima del esparadrapo después de haberlas sumergido en un recipiente con agua. Se iba buscando adaptar las tiras del yeso de la mejor manera para lograr la forma deseada y que el producto final pueda servir para digitalizar el modelo CAD, sobre el que se va a diseñar el socket y parte de la prótesis, y la funda EVA.

En la figura 22 se puede ver el molde en yeso recién acabado y en proceso de endurecimiento.



Figura 22. Proceso terminado y en espera de secado.

Una vez finalizado el proceso de posicionar las tiras de yeso, se esperó aproximadamente 15 minutos a que se endureciera el yeso y se retiró de la paciente. A partir de este momento se esperó alrededor de 24 horas a que se secase por completo y se endureciera completamente, con el fin de no causar modificaciones en el molde. El producto final obtenido será usado para obtener el modelo del socket y la funda EVA.

En la figura 23 y 24 se puede ver el molde definitivo recién extraído de la paciente.



Figura 23. Modelo definitivo en yeso, vista lateral.



Figura 24. Modelo definitivo en yeso, vista superior.

- **Funda EVA**

Para suavizar el contacto del muñón con el socket es necesario crear una capa que haga de interfaz, para esto, comercialmente se usa un Liner.

El Liner es una cubierta protectora hecha de un material flexible y acolchado. Se coloca sobre el miembro residual (muñón) de forma tal que lo cubra, para que reduzca el movimiento y el roce entre la piel del usuario y el encaje protésico (Protésica, 2017).

Ahora, debido a que el negocio de las prótesis para perros no está muy desarrollado en Colombia, como se puede ver en un artículo del espectador: “hay muy pocos investigadores dedicados a las prótesis animales y faltan estudios publicados sobre el tema.” (El desconocido mundo de las prótesis, 2015), la fabricación de un liner es costosa; esto conlleva a buscar otras alternativas, una de ellas es hacer la funda en Etilvinilacetato, mejor conocido como EVA.

El EVA es “un polímero termoplástico conformado por unidades repetitivas de etileno y acetato de vinilo.” (Etilvinilacetato, s.f) También según definiciones de los plásticos, el EVA se trata de “un polímero que se acerca a los elastómeros en cuanto a la suavidad y flexibilidad, sin embargo, puede ser procesado al igual que los termoplásticos, por lo que este tipo de materiales recibe el nombre de elastómero termoplástico” (Etilenvinilacetato (EVA), 2012). Este material, a pesar de ser muy común en la sociedad, no deja de tener propiedades útiles para aplicaciones en el ámbito de la salud y otros, como nos muestra una empresa que se dedica a su fabricación y distribución.

“El EVA presenta buenas propiedades de protección, firmeza a bajas temperaturas, resistencia a las fisuras por tensión, propiedades impermeables y resistencia a la radiación ultravioleta. También es inodoro o hace muy poco olor y compite con productos como el caucho y el vinilo en muchas aplicaciones eléctricas.” (Porex, s.f).

A continuación, en la tabla 3 se explican varias propiedades mecánicas del EVA.

Tabla 3. *Propiedades Mecánicas del EVA.*

Propiedad	Unidad	Valor
Densidad	Kg/m ³	33 ±5
Resistencia a la tracción	KPa	>190
Alargamiento	%	<230
Resistencia a la compresión	KPa	
Deflexión 10%		>12
Deflexión 25%		>28
Deflexión 50%		>70
Remanencia a la compresión	22 %	
h de carga, 23 °C deflexión 25%		
0,5 h tras descarga		≤ 20
24 h tras descarga		≤ 8
Conductividad térmica	W/mK	
a 10°C		0,035
a 40°C		0,039
Ámbito de temperatura de trabajo	°C	-40/+55
Estabilidad Dimensional	%	< 5
Absorción de agua (28 días)	%	≤ 3
Resistencia Eléctrica	Ω cm	≥ 10E15
Dureza Shore	-	> 23
Velocidad de combustión horizontal	mm/min	< 100

Nota: Adaptado de Tecnología de los plásticos. (2012) disponible en:

<http://tecnologiadelosplasticos.blogspot.com/2012/06/etilvinilacetato-eva.html>

Para la realización de la funda EVA se procedió a buscar empresas con experiencia en el ámbito ortopédico y de rehabilitación, la Escuela de Diseño Industrial proporciono el contacto de la empresa Clínicos del Oriente, donde se procedió a realizar un molde en cemento (totalmente macizo) basado en el negativo realizado anteriormente, una vez se tiene este, se realizó la funda recubriendo con EVA. En la figura 25 se puede apreciar el molde macizo y en la figura 26 la funda en EVA.



Figura 25. Modelo macizo en cemento.



Figura 26. Funda EVA.

Una vez se tuvo la funda EVA, se procedió a realizar las pruebas con la paciente, esto con el fin de confirmar que el tamaño es el deseado al igual que la forma.

Al realizar la prueba con la paciente, se pudo notar que el tamaño de la funda es más grande que el muñón de la paciente (Figura 27), esto resultará incómodo, por lo que se decidió realizar modificaciones en el modelo que se tenía, para tener claros los cambios que se deben realizar en el siguiente prototipo.



Figura 27. Prueba de funda EVA en paciente.

Lo primero que se hizo fue realizar un corte que permitiera ajustar la funda al tamaño del muñón (Figura 28).



Figura 28. Ajuste de tamaño de funda EVA.

A continuación, se realizó un corte en la parte media de la funda ya que se notó que esta sección sobraba y de esta forma se va a ajustar mejor al modelo que se quiere para la prótesis. (Figura 29)



Figura 29. Ajuste de forma de funda EVA.

Finalmente se realizaron las pruebas y medidas necesarias para que el resultado final se acomode perfectamente al tamaño del muñón y el modelo de la prótesis que se desea lograr. (Figura 30 y Figura 31)



Figura 30. Resultado final, vista lateral.



Figura 31. Resultado final, vista frontal.

- Digitalización del modelo

Para el proceso de digitalización del modelo se contrató la empresa JADE 3D, en donde se realizó un proceso de modelamiento 3D con la ayuda del molde en yeso del positivo del muñón. Con el uso de fotografías del molde (Figura 32) el programa hace un bosquejo inicial de la forma que se desea.

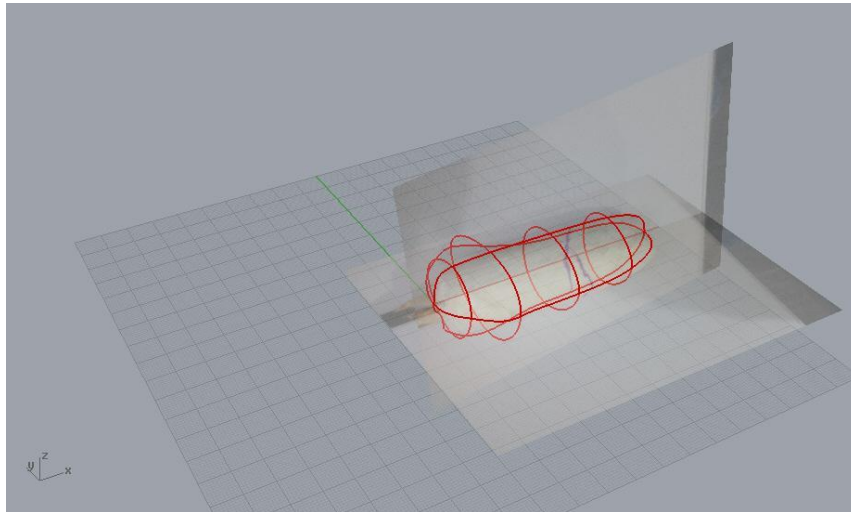


Figura 32. Modelamiento digital. Adaptado de imágenes de JADE 3D

Una vez se tiene el bosquejo inicial se crea un sólido con las características que se tienen por el momento. A continuación, se retocan detalles y perfecciona el modelo manualmente pues el bosquejo que el programa hace con las fotos no es 100% exacto. Finalmente se crea el modelo con todos los detalles (Figura 33).

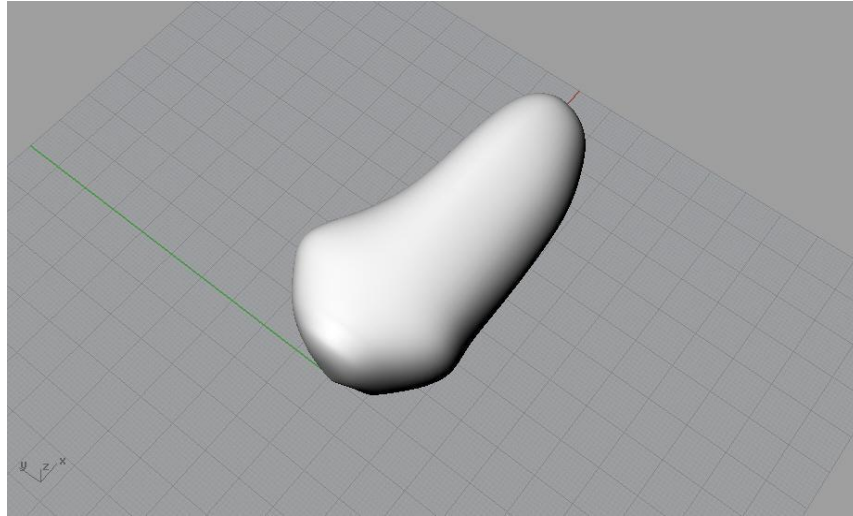


Figura 33. Modelamiento digital, modelo final. Adaptado de imágenes de JADE 3D

- Modelamiento CAD

Para el modelamiento CAD se hizo uso del software SolidWorks, en donde se realizó la importación del modelo que entregó la empresa JADE 3D, y se procedió a realizar un mallado del elemento para poder trabajar con este (Figura 34).

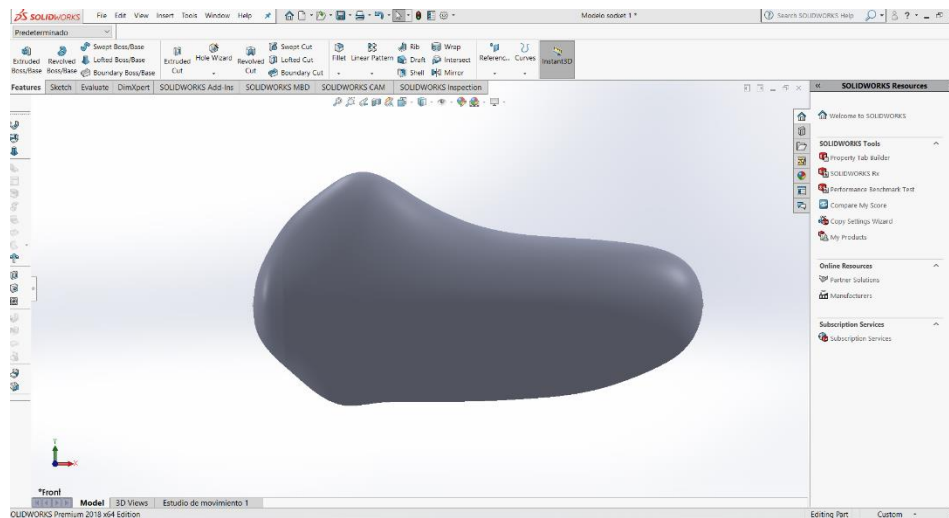


Figura 34. Elemento sólido para trabajar en SolidWorks.

Posteriormente, se procede a crear un sólido con las dimensiones del modelo para poder empezar a modificarlas con tal de lograr la geometría deseada para el socket. (Figura 35)

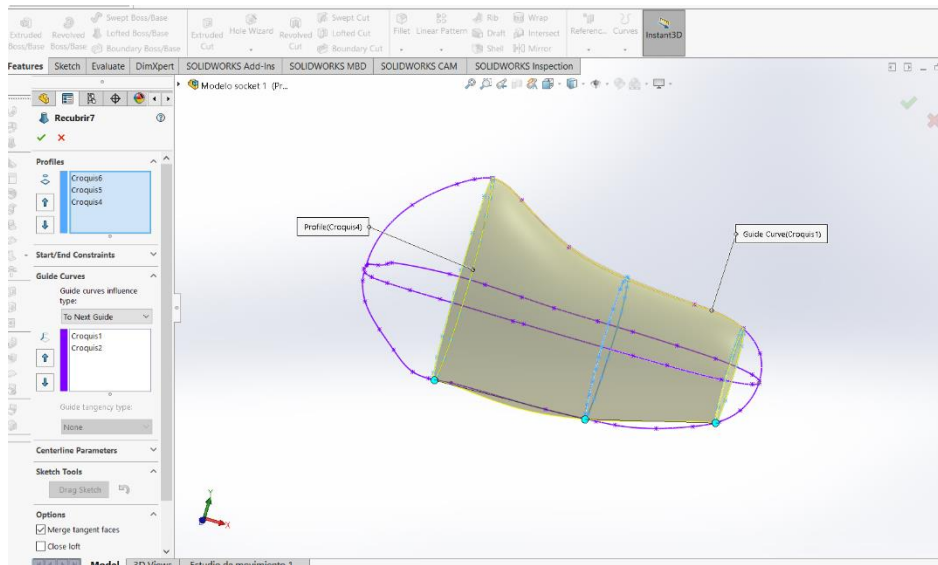


Figura 35. Proceso de modelado en SolidWorks.

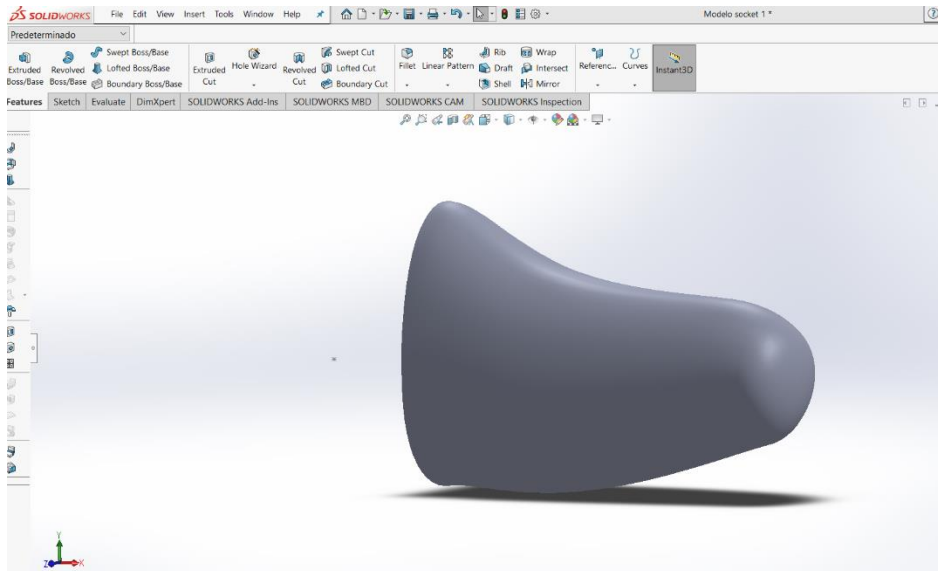


Figura 36. Pieza SLDPRT finalizada.

Una vez se tiene el sólido con las dimensiones del molde, sobre el que podemos trabajar (Figura 36), se aumenta su tamaño a fin de tener un elemento cuya dimensión interior encaje con la dimensión exterior de la funda EVA, que ya se tiene, y además se cuenta con un espesor de entre 3 y 4 milímetros (Figura 37), esto a fin de asegurar una mejor resistencia en el material y la estructura, ya que debido al proceso mediante el cual se va a construir (impresión 3D), se puede presentar la fractura del elemento si no cuenta con el espesor adecuado, por tanto es de gran importancia asegurarse de tener en cuenta si el elemento va a sufrir cargas de impacto que puedan afectar su estructura y que si esto llega a pasar pueda resistirlo.

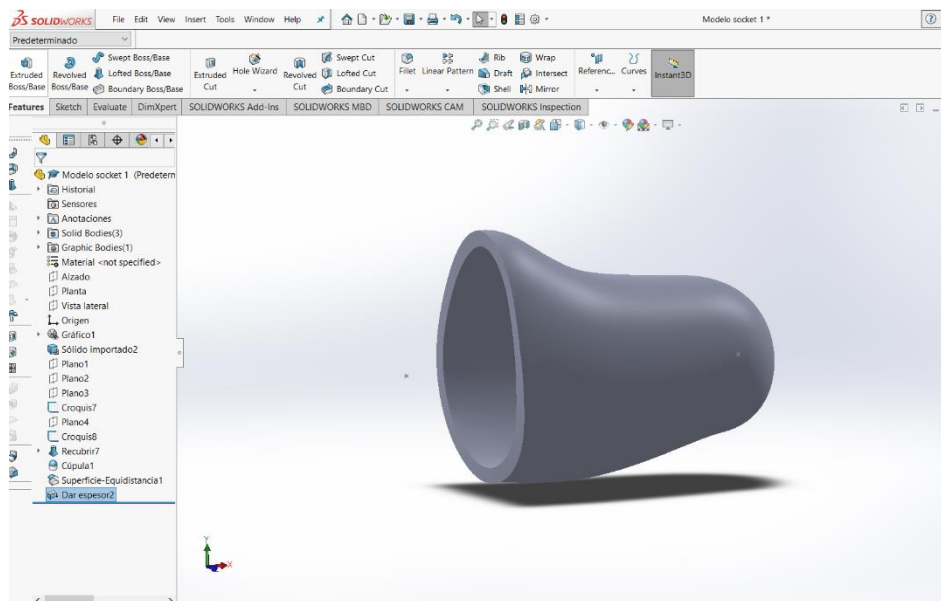


Figura 37. Modelado de Socket finalizado.

A continuación, debido a la decisión tomada anteriormente de crear un diseño en dos partes separadas de la prótesis para permitir el movimiento de la articulación por parte de la paciente, se realizó un corte aproximado, basándose en las medidas que se tienen de la funda EVA, ya que se desea que encajen con esta, del modelo del socket (Figura 38 y 39).

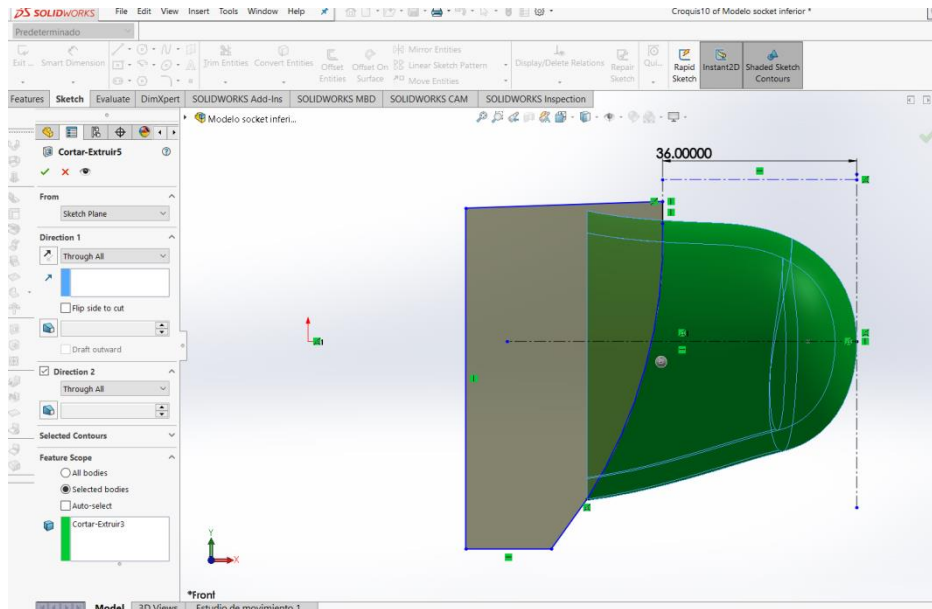


Figura 38. Proceso de separación del socket.

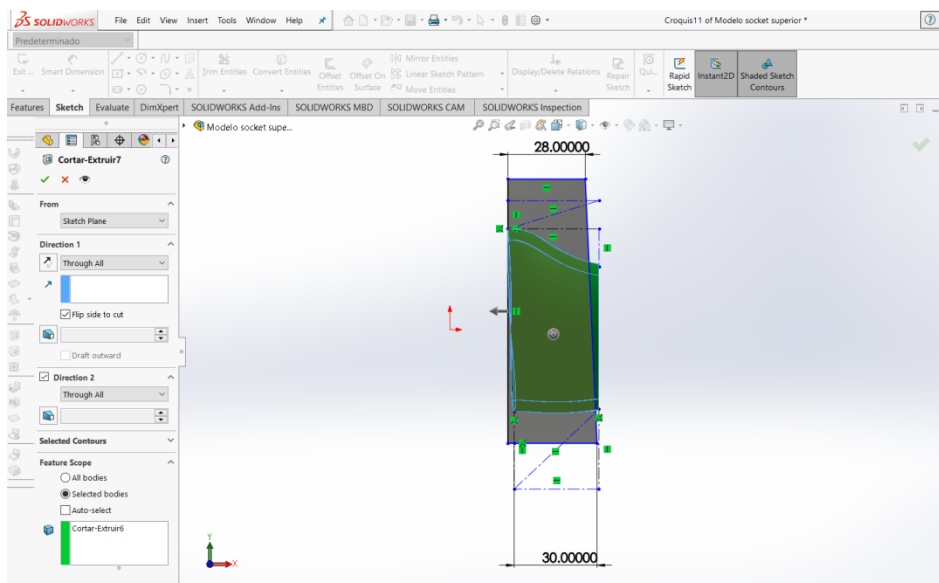


Figura 39. Proceso de separación del socket.

Para el modelamiento de la prótesis se decidió que se hará en una sola pieza con el socket, por lo que a partir de la pieza que se tenía se comenzó por modificar la geometría para que tuviera una forma circular y no fuera una forma irregular como se tenía antes, luego se creó una forma de cono para hacerla más agradable estéticamente y disminuir el peso, las dimensiones de la prótesis están diseñadas de acuerdo con las medidas de la paciente y a los otros componentes como el pie, que

encajará con la parte inferior de esta. (Figura 40)

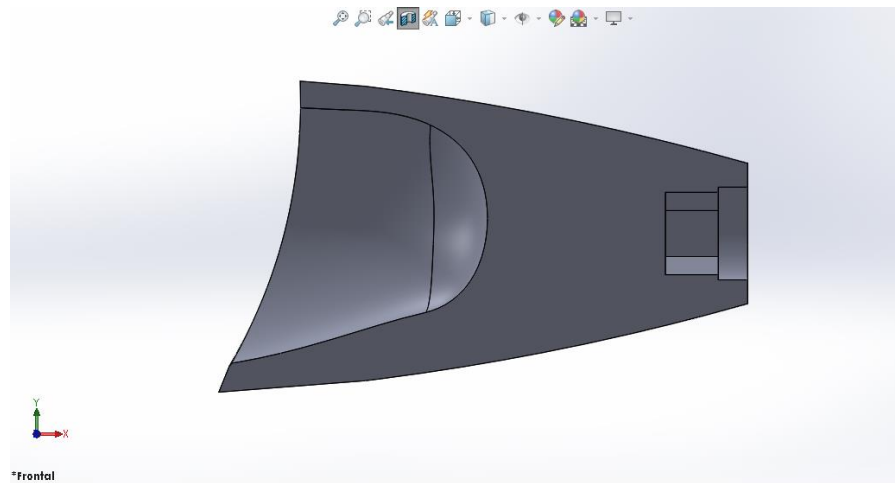


Figura 40. Diseño socket y prótesis.

Para la parte superior se decidió agregar unas agarraderas para ajustarla a la pierna y también se ajustará la parte inferior para mantener toda la prótesis sujeta a la paciente. (Figura 41)



Figura 41. Diseño socket superior.

- Construcción Prótesis

Para la construcción del socket hay diversos medios disponibles, desde el moldeado a base de materiales compuestos, hasta la impresión 3D, debido a que uno de nuestros principales criterios de diseño es el bajo costo, la impresión 3D es el método más acorde.

La tecnología de impresión 3D es bastante sencilla, se basa en la evolución de la pulverización de tóner en el papel para sofocar capas de algo más sustancial (tal como una resina de plástico) hasta que las capas se suman a un objeto, permitiendo que una máquina pueda producir objetos de cualquier forma, en cualquier lugar y según sea necesario. (Bucco, 2016, p.12)

Existe una gran variedad de materiales para impresión 3D, como nos comenta la periodista Paola Andrea Ruiz (2011) en la revista metal actual

Los hay transparentes, de colores, opacos, flexibles, rígidos, de alta temperatura y resistencia. En la gran mayoría de estos materiales, se pueden hacer post procesos de pintura, taladrado, cromado y/o pegado... Los sistemas de impresión 3D, trabajan con materiales y productos que tienen propiedades muy similares a las de algunos polímeros. Dichas resinas han sido diseñadas para emular materiales que van desde el caucho, hasta vidrios transparentes y plásticos de ingeniería ABS. (p.34)

Uno de los tantos materiales que se pueden usar para la impresión 3D es el PLA, el cual es “un polímero constituido por moléculas de ácido láctico, con propiedades semejantes a las del tereftalato de polietileno (PET) que se utiliza para hacer envases.” (Ácido Poliláctico, s.f)

Este polímero es particularmente económico, lo que lo hace ideal para el objetivo de este proyecto. Para la creación del PLA se parte de recursos naturales y renovables como las raíces de la tapioca, la caña de azúcar y el almidón de maíz. Su característica más destacada es que se trata

de un compuesto biodegradable y no contaminante; además es muy fácil de usar, ya que funciona a temperaturas más bajas que el ABS (oscilan entre los 190 y 200 grados aproximadamente) aunque resulta bastante frágil y posee menor vida útil. (Bucco, 2016, p.44)

A continuación, en la tabla 4 se anexan las propiedades mecánicas del PLA.

Tabla 4. Propiedades mecánicas PLA.

Propiedad	Unidad	Valor Típico
Módulo de elasticidad a tracción	MPa	2346,5
Esfuerzo de tracción a la deformación	MPa	49,5
Esfuerzo de tracción a la rotura	MPa	45,6
Alargamiento a la deformación	%	3,3
Alargamiento a la rotura	%	5,2
Resistencia a la flexión	MPa	103
Módulo de flexión	Ppa	3150
Resistencia a la prueba de impacto Izod, con mella (a 23°)	Kg/m ²	5,1
Dureza Shore	-	83 (shore D)

Nota: Ficha de datos técnicos PLA. Adaptada de:
<https://ultimaker.com/download/67583/TDS%20PLA%20v3.011-spa-ES.pdf>

3.7.2 Apoyo o pie

- Selección

Para la selección del modelo del pie de la prótesis se analizaron múltiples alternativas, en donde se evaluaron distintos criterios como el costo, la funcionalidad, la durabilidad, la estética, entre otros.

Para el caso de este proyecto en específico se deseaba un pie que le permitiera distintos apoyos

a la paciente, simulando la articulación que faltaba, la cual se decidió no construir debido al poco espacio con el que se contaba, a fin de cumplir con este requerimiento se buscó tipos de pies dinámicos. Basándose en los documentos recolectados desde el comienzo del proyecto, para tener una base de lo que se tiene hasta la fecha, se encontró en el proyecto de “Diseño de una prótesis canina para extremidades delanteras” realizado por el estudiante Miguel Ángel Pardo en la Universidad de Navarra. el modelo de un pie dinámico que cumplía con las condiciones que se deseaban y que se podía adaptar al caso de estudio, por lo que se eligió este diseño finalmente.

- Cálculos de resistencia de materiales

Para saber si esta pieza es mecánicamente viable se requiere realizar cálculos de resistencia de materiales, para esto iniciamos con un diseño propio, teniendo en cuenta las medidas del de referencia y ajustándolas al nuestro. En la figura 42. Podemos ver el diagrama general de las fuerzas en el apoyo de la prótesis.

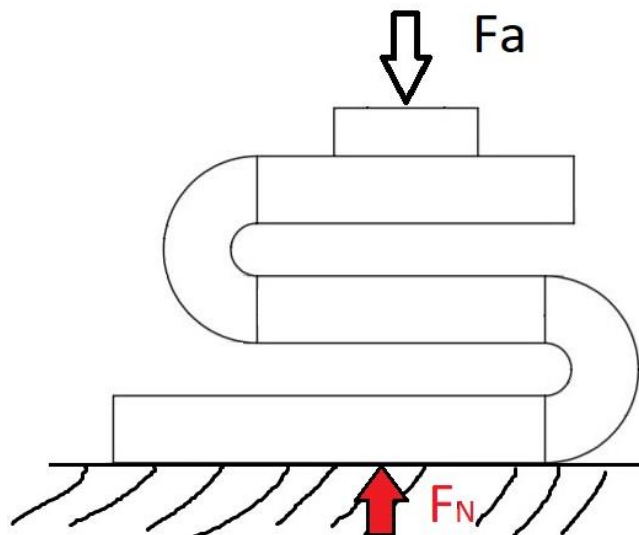


Figura 42. Diagrama de cuerpo libre general

Para simplificar los cálculos vamos a asumir que cada capa del diseño es una viga y cada pliegue es un apoyo, por lo cual nos quedan 2 vigas en voladizo, como se ve en las figuras 43 y 44.

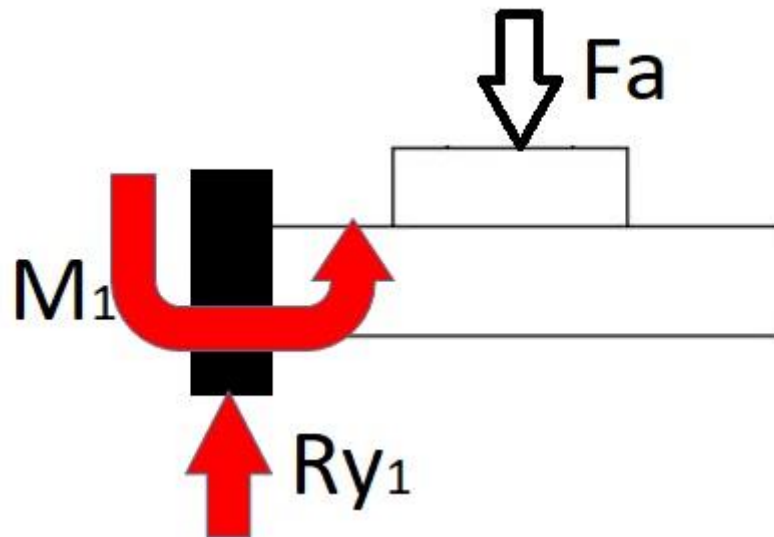


Figura 43. DCL del voladizo superior

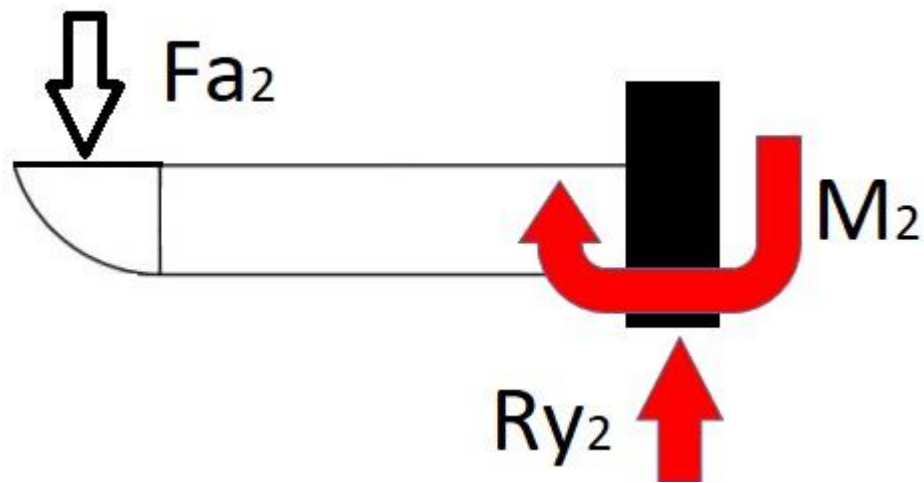


Figura 44. DCL voladizo inferior

Primero tomamos el peso que soportará la extremidad del animal. Del estudio médico previo realizado se sabe que la paciente canina tiene un peso total de 6,2 kg y “Teóricamente, el 60% del peso corporal del animal cuadrúpedo corresponde a la parte anterior del animal (debido al peso de la cabeza), y el 40% a la posterior.”(Rodríguez R, S.F.). Después el peso calculado se divide entre las 2 extremidades y eso nos da un muy buen punto de partida para cargar el diseño.

Ma= Masa total del animal

Fa= Fuerza aplicada

Gravedad = 9,81 [m/s²]

$$M_a = 6,2 \text{ [kg]} \cdot \frac{0,6}{2}$$

$$F_a = M_a \cdot 9,81 \text{ [m/s}^2\text{]}$$

Luego usando las ecuaciones de flexión en vigas simples, se obtienen los diagramas de cortante y momento flector

$$E * I * Y''(x) = -M(x)$$

Después de esto se sabe que la carga en el apoyo del voladizo superior será la carga aplicada en el voladizo inferior.

Los resultados nos indican que el momento máximo es de 549 [N*mm²].

Con esto sabemos cuál es el momento máximo y en donde está ubicado; ahora procedemos a calcular el esfuerzo máximo que se presentará en la pieza.

$$\sigma_{max} = (M_{max} * R_{medio})/I_z$$

$$\sigma_{max} = 549 \cdot \frac{3,5}{I_z} \quad I_z = \frac{1}{12} \cdot b \cdot h^3 \quad b = 30 \quad h = 7$$

$$\sigma_{max;pa} = \sigma_{max} \cdot \left| \frac{1000000 \cdot \frac{N/m^2}{N/mm^2}} \right|$$

Con eso obtenemos que el esfuerzo máximo que se presentará con el peso que cargaría la extremidad real es de: 2,241e6 Pa lo que se traduce en 2,241 MPa.

Ahora se requiere calcular la deflexión que se dará en los voladizos, para lo cual se usa la ecuación de deformaciones

$$\delta = \frac{M}{E \cdot I}$$

Analizando gráficos se puede ver cuanto se deformará cada una de las vigas, pero debido al modelo que se asumió, no se pueden anotar las deformaciones en los apoyos, dato que podría ser muy importante, debido a esto se vuelve necesario realizar una simulación CAD la cual nos muestre las deflexiones y un modelo de carga simulada más preciso que el cálculo manual.

- Modelamiento CAD

Después de adaptar el diseño seleccionado de acuerdo con el caso (Figuras 45 y 46), se realizó la simulación en SolidWorks con la carga que se espera que se soporte esta pieza tanto en carga estática como en fatiga, estas simulaciones se realizaron con el material ABS, uno de los materiales de impresión en 3D con mejores propiedades para esta aplicación. (Figuras 47 a 49)

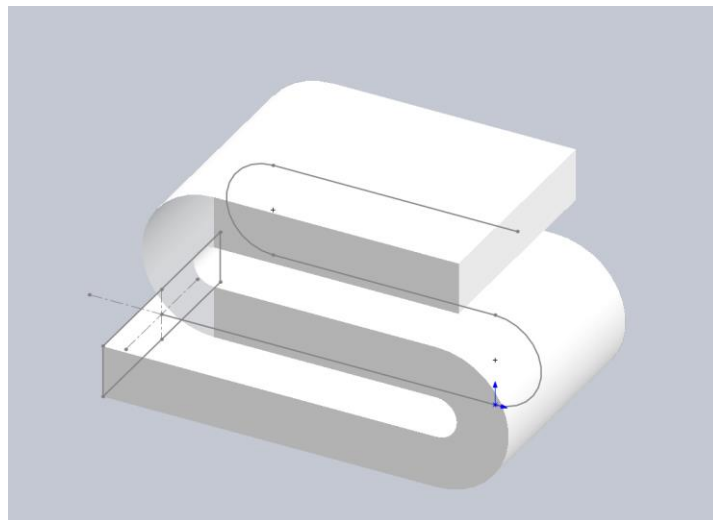


Figura 45. Proceso de diseño de pie dinámico.

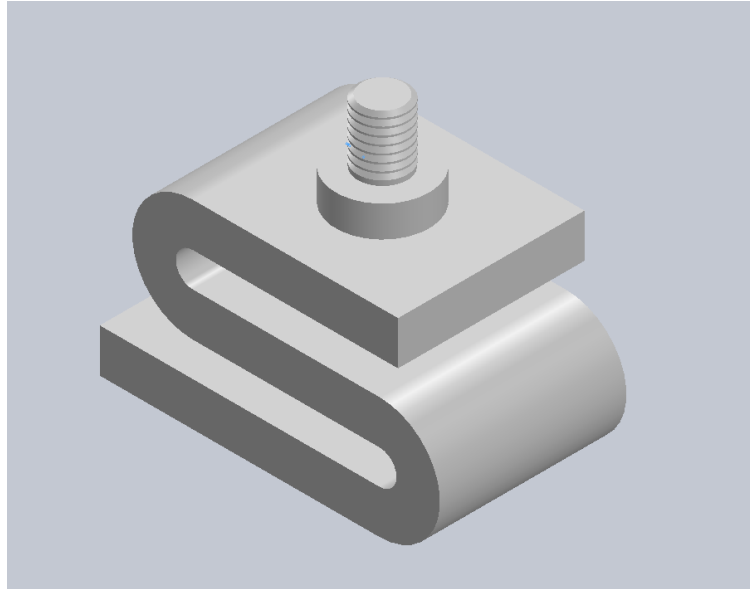


Figura 46. Pie dinámico terminado.

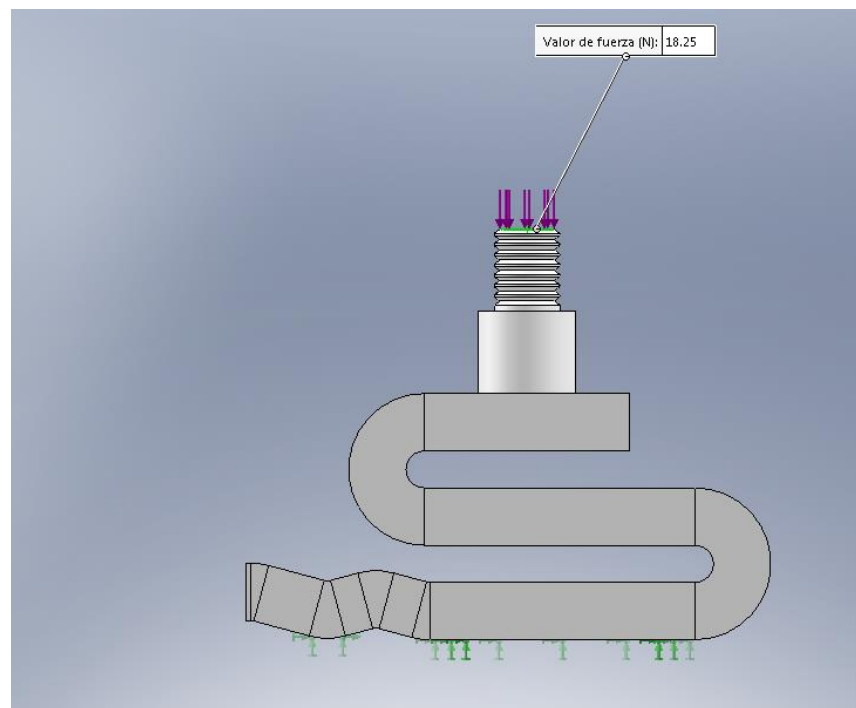


Figura 47. Cargas sobre pie dinámico.

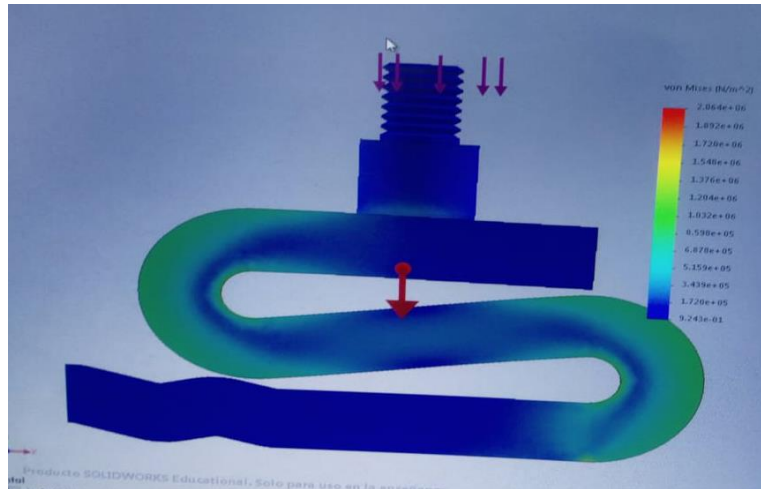


Figura 48. Simulación carga estática en ABS.

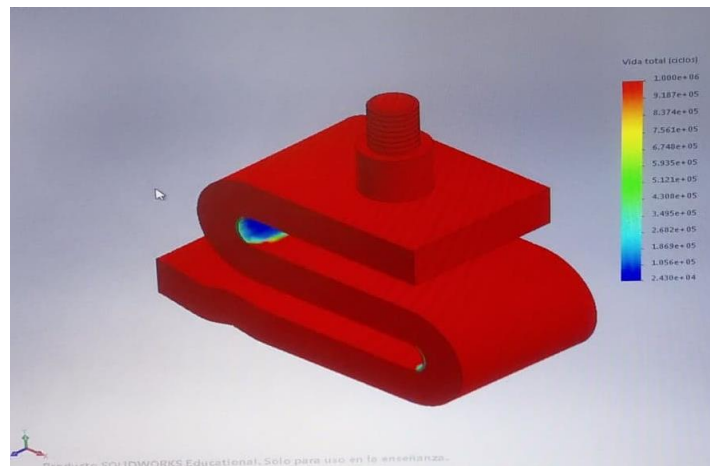
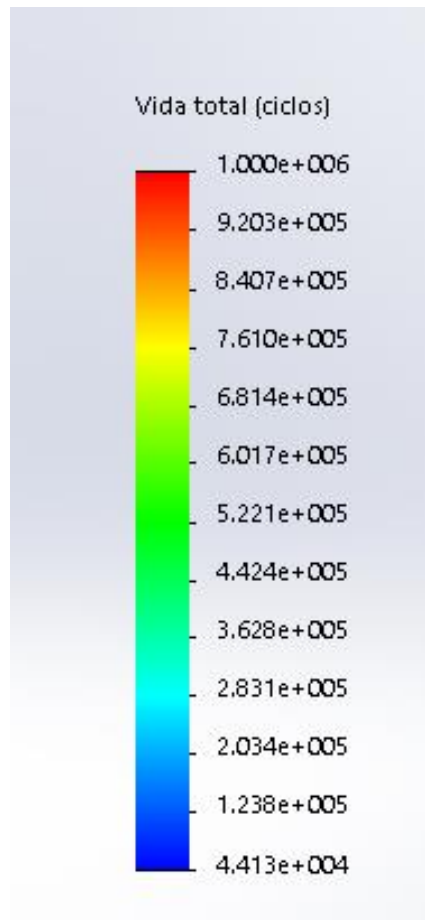


Figura 49. Simulación carga dinámica en ABS

Se realizaron modificaciones en el área del diseño para buscar que el resultado de vida útil en la simulación de fatiga de la pieza arrojara un valor de ciclos aceptable, pero, a pesar de que se alcanzó una vida útil mínima de 44 mil ciclos aproximadamente (Figura 50), se debe tener en cuenta que cada ciclo representa un paso dado por la paciente, además del hecho de que el proceso de construcción mediante impresión 3D crea defectos en la superficie al ser una construcción mediante capas, lo cual disminuye el valor que se tiene de vida útil, debido a que el programa asume que la construcción de la pieza no tiene defectos a no ser que se indique lo contrario.

Figura 50. Valores de vida útil.



- Construcción del pie

Ya que en la simulación se encontró que el proceso de impresión 3D con polímeros como material no iba ser la mejor opción y se debía tomar una decisión de usar otro proceso de construcción con ABS usando la geometría final propuesta o usar otro material como el aluminio 6061 T6, con el cual igualmente se debía buscar un proceso de construcción diferente a la impresión 3D se realizó la búsqueda de empresas que se encargaran de cualquiera de las dos opciones que se tenía, donde se encontró la empresa INDUFERR, en la ciudad de Bucaramanga, quienes mediante un maquinado de un bloque del aluminio 6061 T6 lograron la creación de la pieza que se deseaba.

En la tabla 5 se presentan las propiedades del aluminio 6061 T6

Tabla 5. Propiedades del Aluminio 6061 T6.

Propiedad	Unidad	Valor
Carga de rotura R_m	N/mm ²	310
Límite elástico $R_p 0,2$	N/mm ²	270
Límite a la fatiga	N/mm ²	190
Resistencia a la cizalladura T	N/mm ²	190
Dureza Brinell	(HB)	95
Módulo elástico	N/mm ²	70,000

Nota: Ficha de datos técnicos Aluminio 6061. Disponible en:
[http://www.alacermas.com/img/galeria/files/aluminio/chapa_6061_aluminio\(1\).pdf](http://www.alacermas.com/img/galeria/files/aluminio/chapa_6061_aluminio(1).pdf)

4. VALIDACIÓN DEL DISEÑO

4.1 Elementos Finitos

En esta validación, usamos el complemento *simulation* para simular las cargas que recibirá el prototipo, a continuación se muestra el estudio realizado y los resultados más relevantes. (Para ver más a detalle el análisis, ver anexo C).

4.1.1 Carga estática

- Descripción

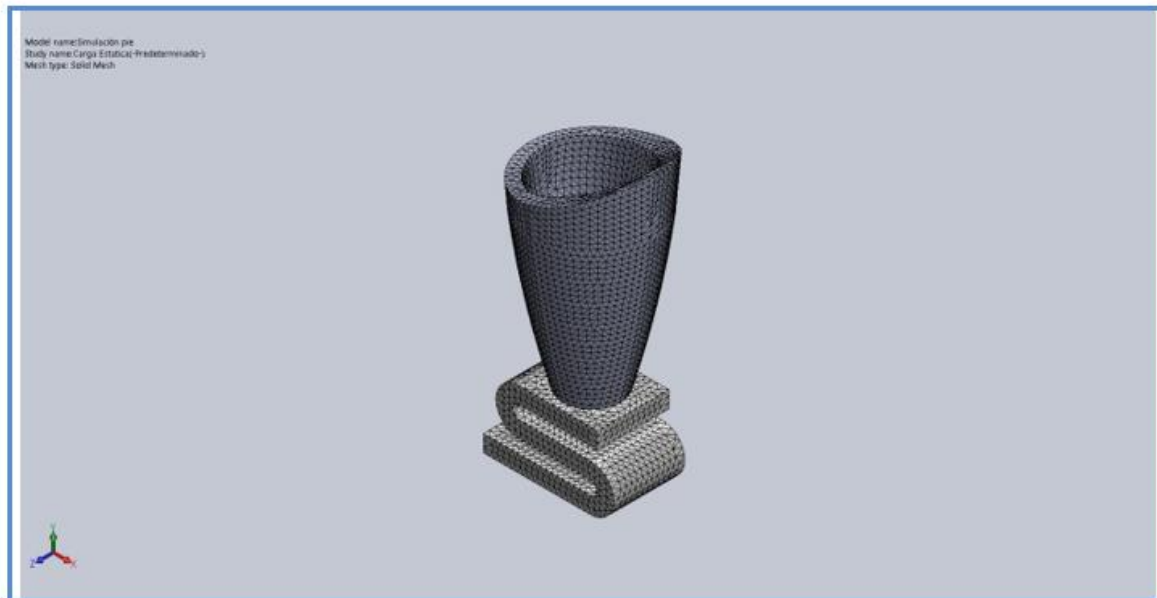
Simulación de carga estática al prototipo de la prótesis, se llevó a cabo usando una carga distribuida uniformemente de 200 N, esta carga es más de 3 veces el peso máximo del paciente. Se decidió usar este valor debido a que en el análisis de fatiga no se mostraban datos de vida útil con solo el peso del paciente.

Información del mallado

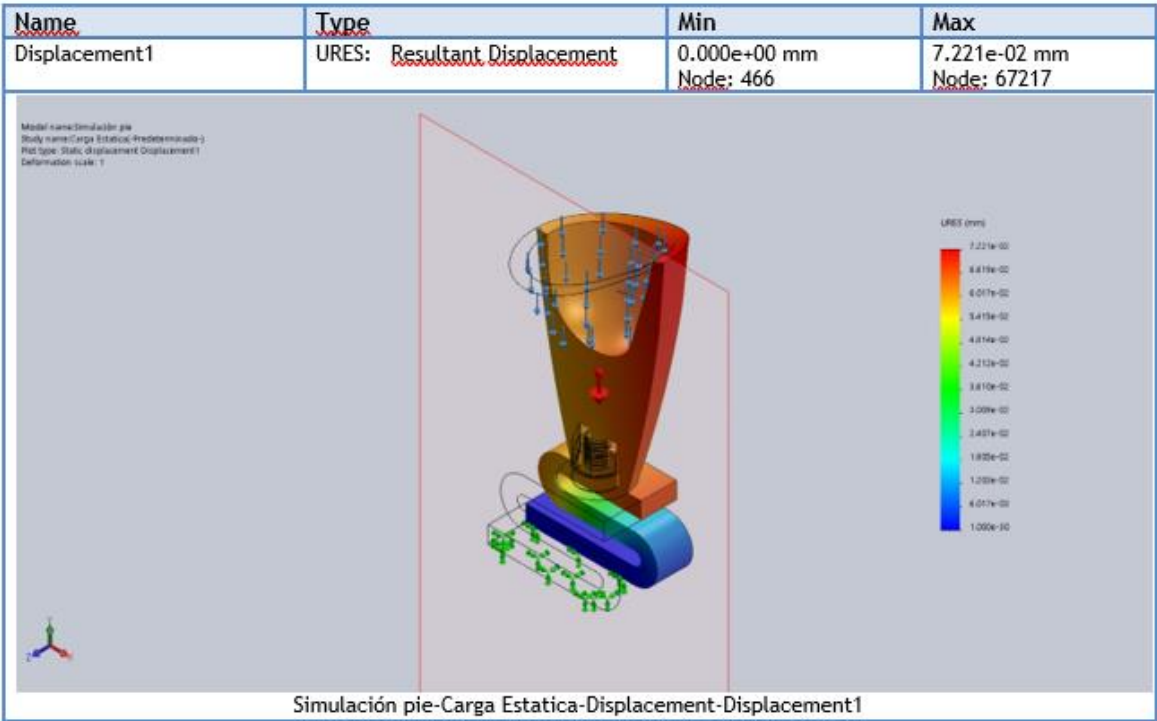
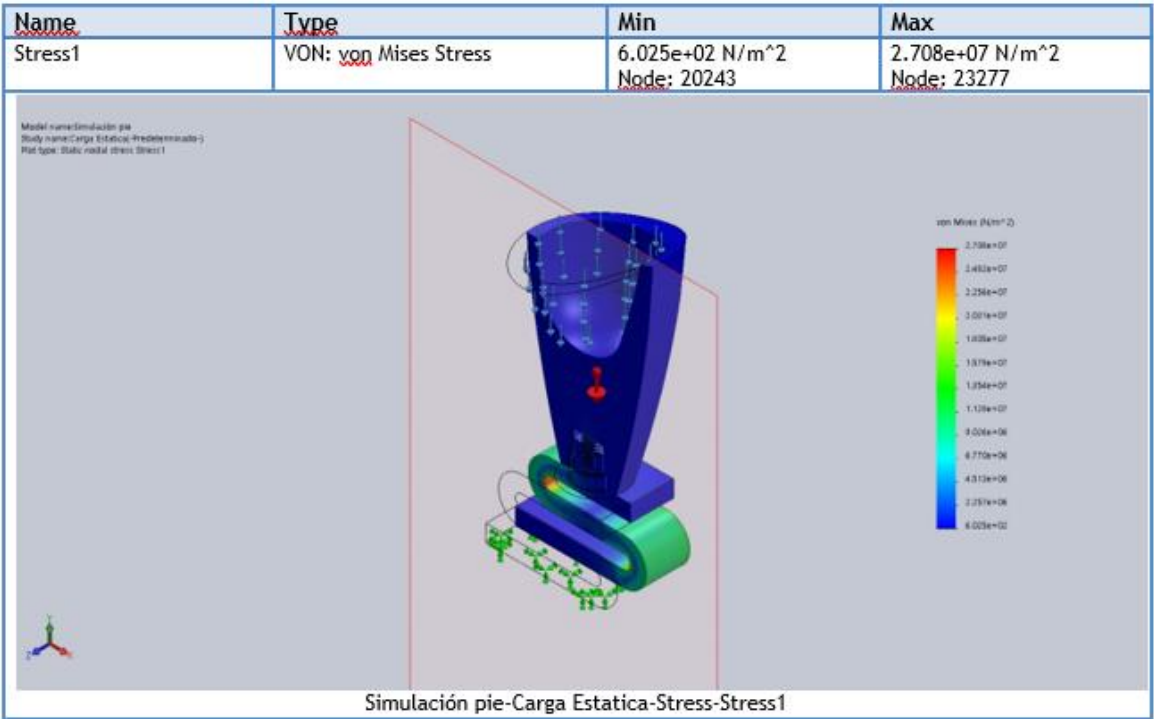
Mesh type	Solid Mesh
Mesher Used:	Standard mesh
Automatic Transition:	Off
Include Mesh Auto Loops:	Off
Jacobian points	4 Points
Element Size	2.39959 mm
Tolerance	0.119979 mm
Mesh Quality Plot	High

Detalles

Total Nodes	86784
Total Elements	56830
Maximum Aspect Ratio	173.47
% of elements with Aspect Ratio < 3	97.2
% of elements with Aspect Ratio > 10	0.181
% of distorted elements(Jacobian)	0
Time to complete mesh(hh:mm:ss):	00:00:05



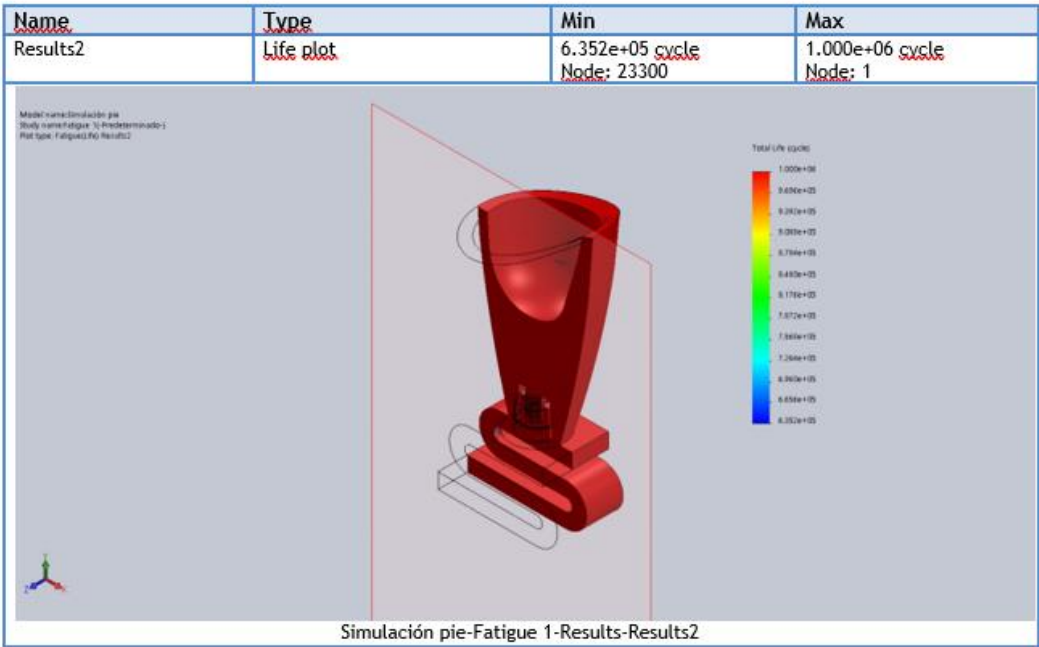
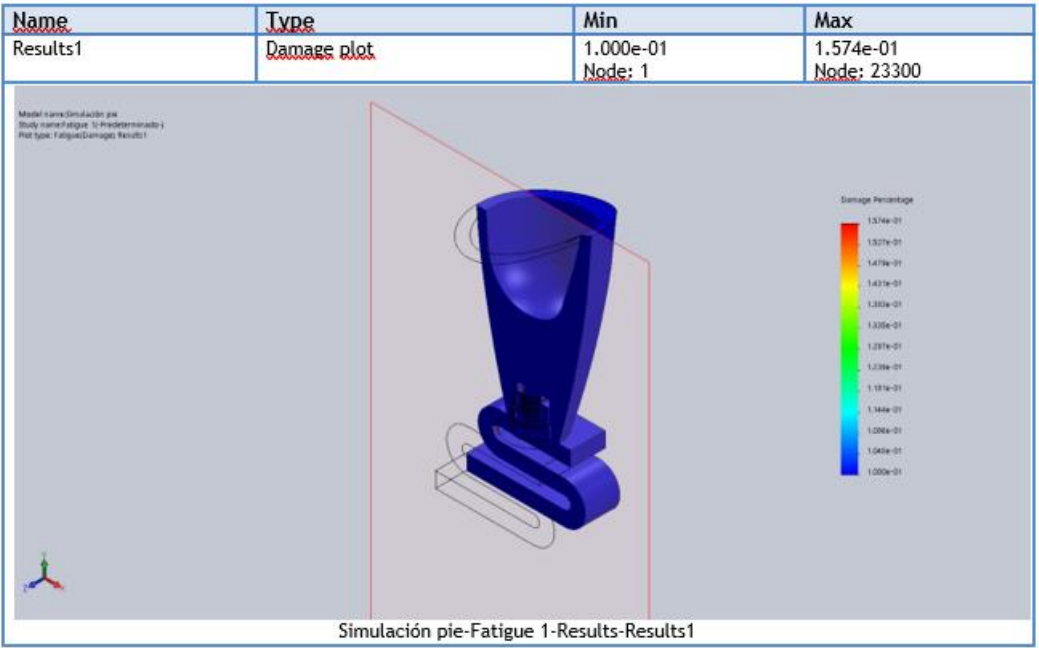
Resultados del estudio



4.1.2 Fatiga

Descripción. Usando la carga aplicada para el análisis estático se realizó la simulación dinámica en aras de analizar la fatiga, el porcentaje de daño y la vida útil que tendría el prototipo

Resultados del estudio



4.2. Pruebas en Paciente

Al realizar las pruebas con la paciente se pudo notar que a pesar de que el tamaño y el ajuste de la prótesis estaban bien, al realizar la caminata la paciente perdía control de esta. Por lo que se procede a realizar un rediseño de las partes del proyecto.



Figura 51. Pruebas de prótesis ensamblada.

5. REDISEÑO

Para iniciar se modificó el material del pie pues se observó que el peso de este podía ser un factor que estuviera afectando el control que la paciente tendría sobre la prótesis.

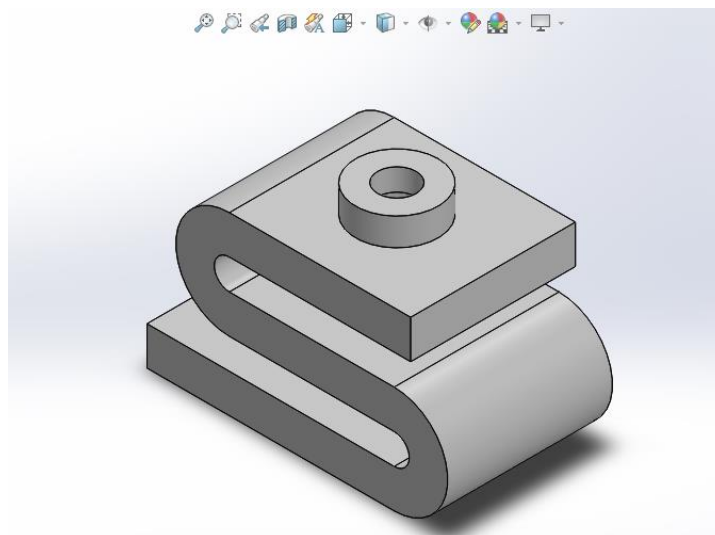


Figura 52. Rediseño pie

Para mantener el factor de vida útil en valores aceptables se analizó la posibilidad de realizar la impresión 3D del pie con un material mucho mas flexible como lo es el TPU, para el cual se analizaron sus propiedades y se realizó una simulación con estos valores para poder certificar la durabilidad (Ver anexo D).

Tabla 6. Propiedades TPU.

Propiedad	Valor típico	Método de ensayo
Módulo de elasticidad a la tracción	26,0 MPa	ASTM D638
Esfuerzo de tracción a la deformación	8,6 MPa	ASTM D638
Esfuerzo de tracción a la rotura	39,0 MPa	ASTM D638
Alargamiento a la deformación	55,0 %	ASTM D638
Alargamiento a la rotura	580,0 %	ASTM D638
Resistencia a la flexión	4,3 MPa	ISO 178
Módulo de flexión	78,7 MPa	ISO 178

Nota: Ficha de datos técnicos TPU para impresión 3D. Disponible en: <https://ultimaker.com/download/73768/TDS%20TPU%2095A%20v3.010%20ES.pdf>

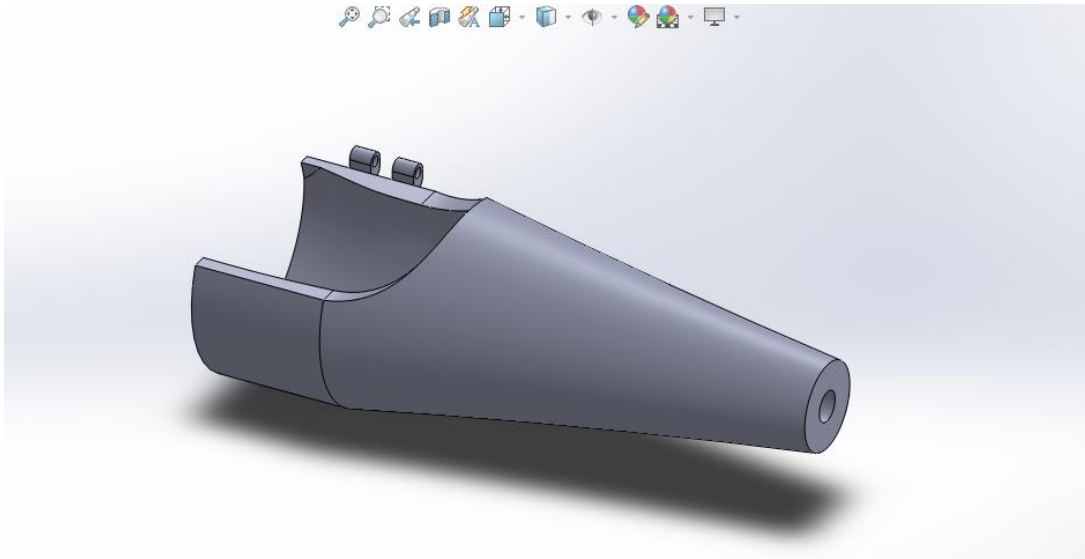


Figura 53. Rediseño de prótesis caña

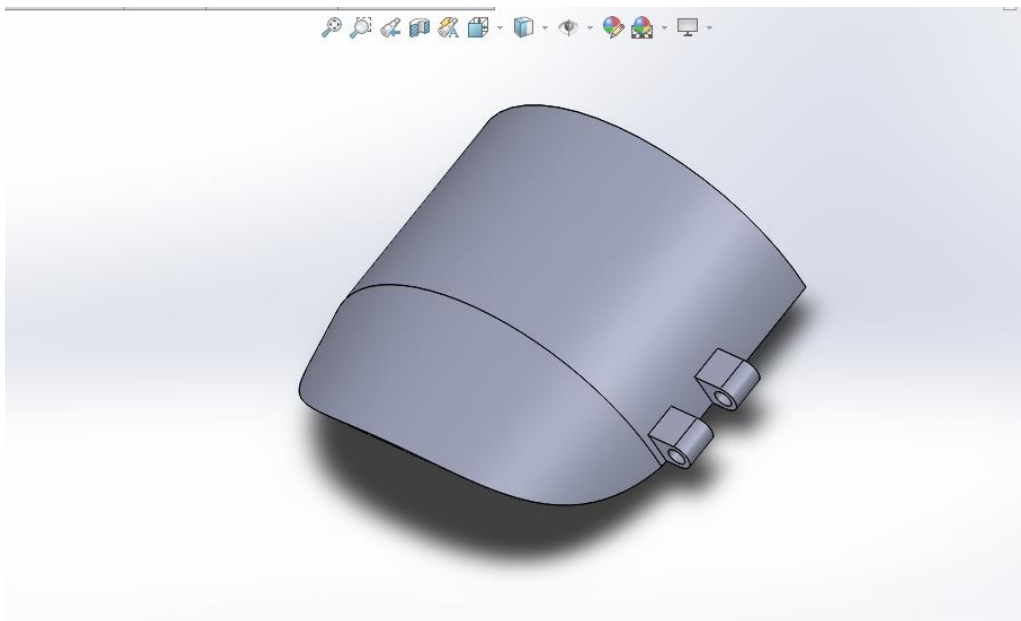


Figura 54. Rediseño de prótesis tapa

5.1 Elementos finitos Rediseño

5.1.1 Carga estática caña.

- Descripción. Simulación de carga estática al prototipo de la prótesis, se llevó a cabo usando una carga distribuida uniformemente de 55 N, esta carga es más de 3 veces el peso máximo que recibiría la extremidad del paciente. Se decidió usar este valor asumiendo condiciones de caminata o apoyos extraños de parte del paciente.

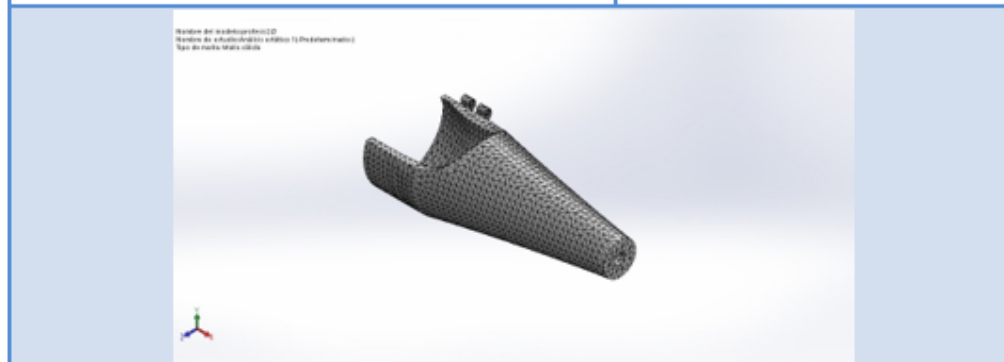
Información de malla

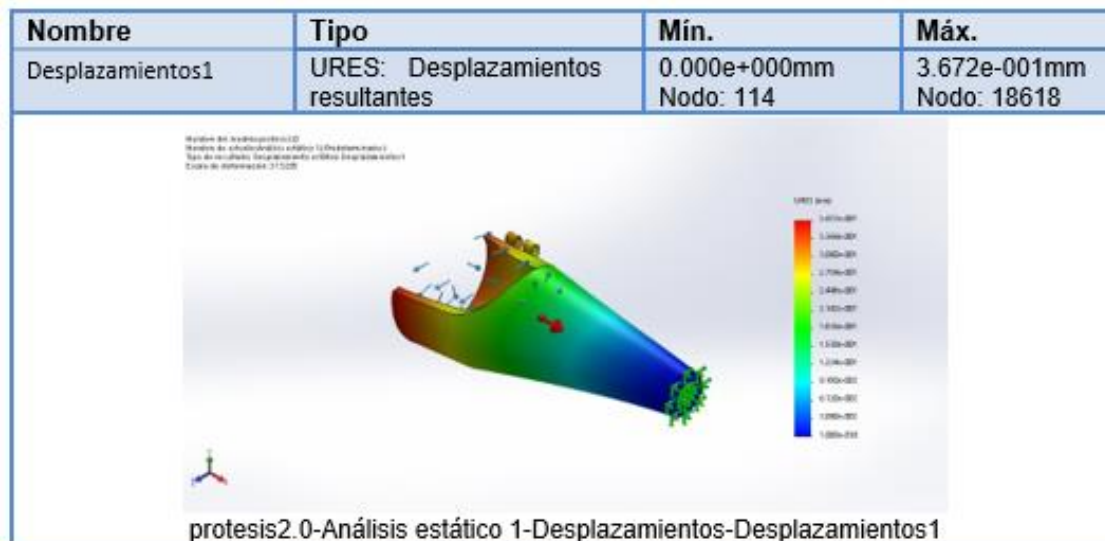
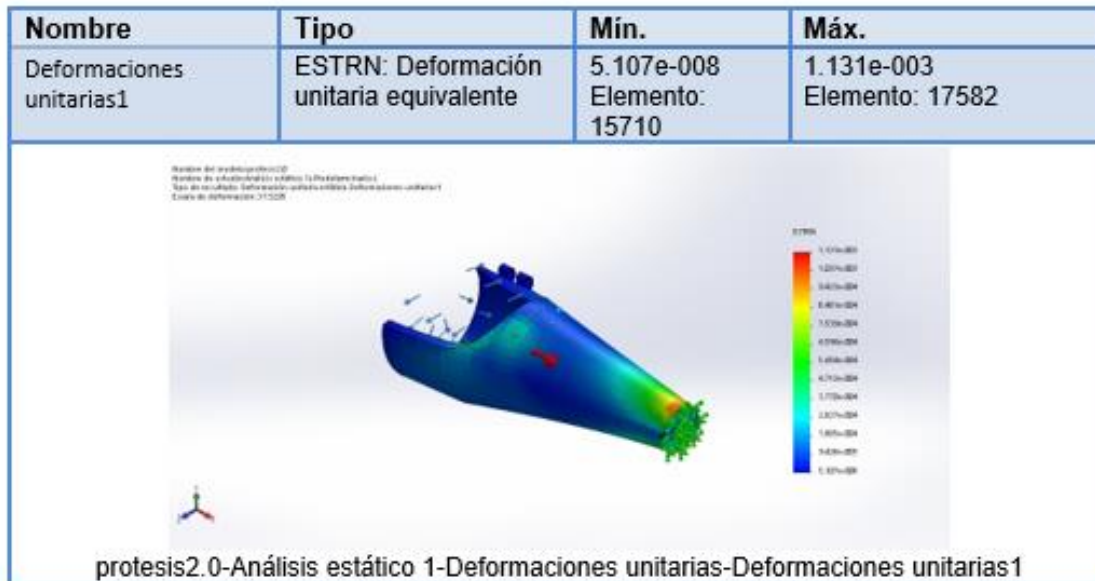
Tipo de malla	Malla sólida
Mallador utilizado:	Malla estándar
Transición automática:	Desactivar
Incluir bucles automáticos de malla:	Desactivar
Puntos jacobianos	4 Puntos

Tamaño de elementos	3.04708 mm
Tolerancia	0.152354 mm
Trazado de calidad de malla	Elementos cuadráticos de alto orden

Información de malla - Detalles

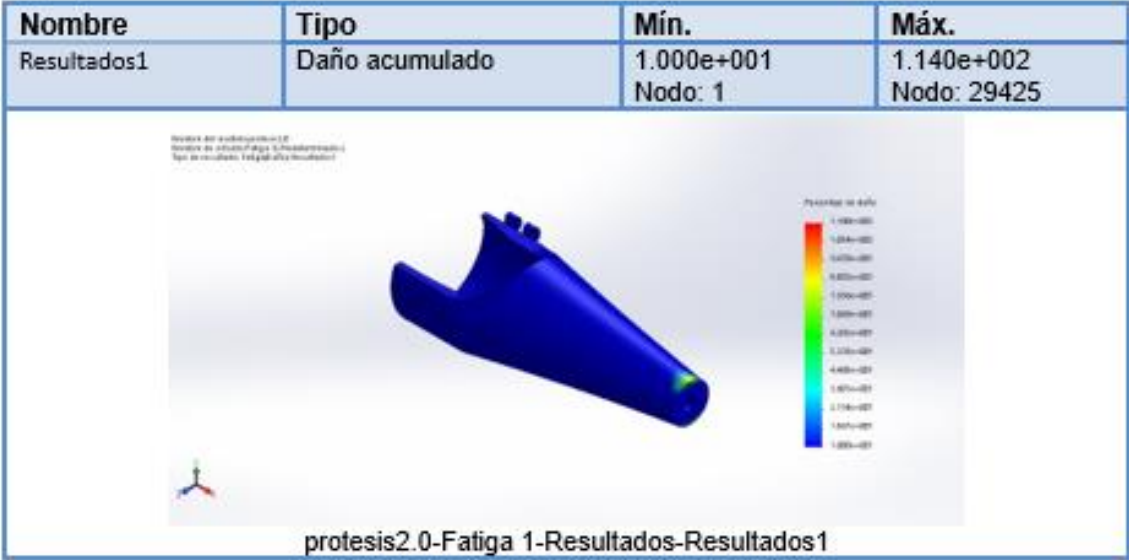
Número total de nodos	30344
Número total de elementos	18578
Cociente máximo de aspecto	11.195
% de elementos cuyo cociente de aspecto es < 3	98.6
% de elementos cuyo cociente de aspecto es > 10	0.0377
% de elementos distorsionados (Jacobiana)	0
Tiempo para completar la malla (hh:mm:ss):	00:00:05
Nombre de computadora:	





5.1.2 Fatiga caña

Descripción. Usando la carga aplicada para el análisis estático se realizó la simulación dinámica en aras de analizar la fatiga, el porcentaje de daño y la vida útil que tendría el prototipo



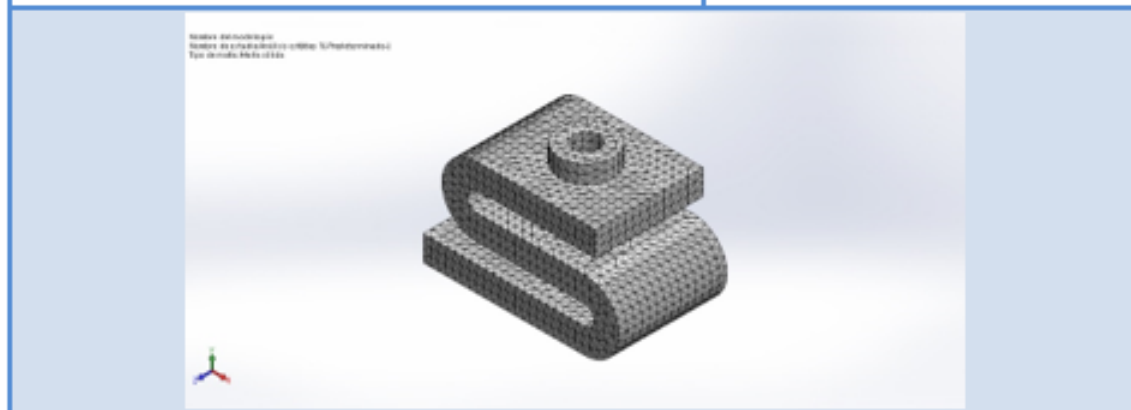
5.1.3 Carga estática pie

Información de malla

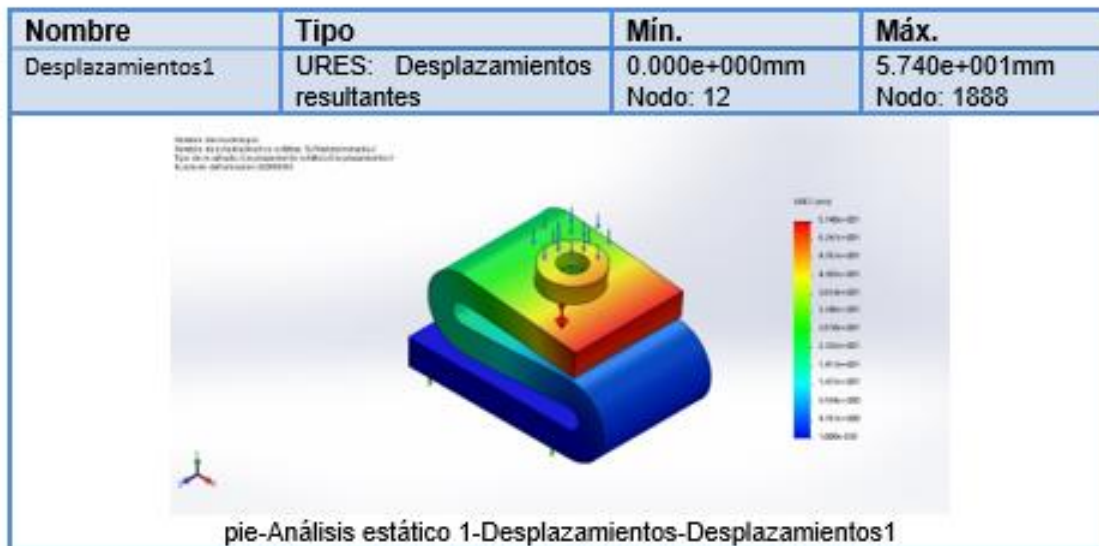
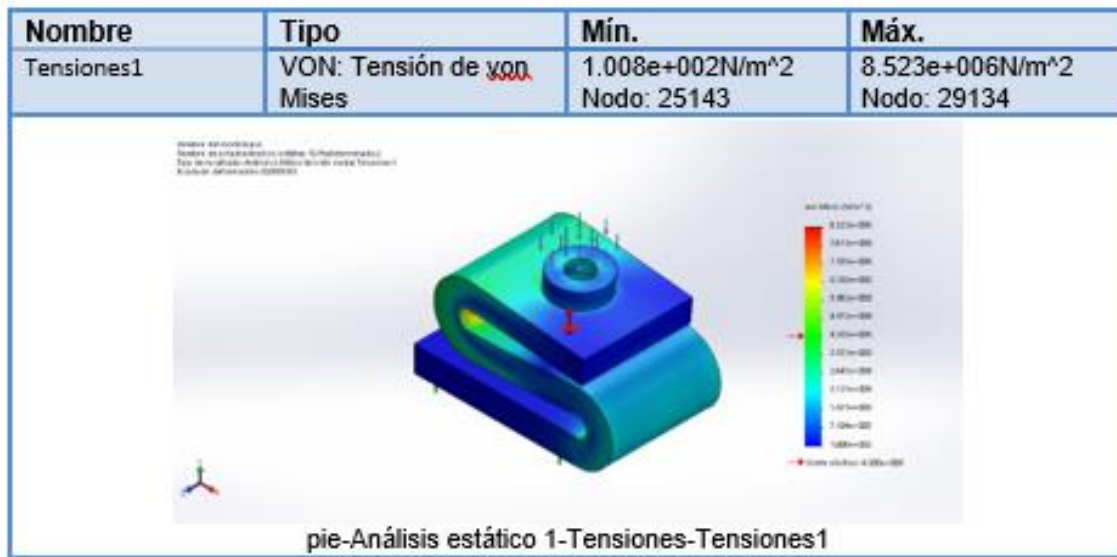
Tipo de malla	Malla sólida
Mallador utilizado:	Malla estándar
Transición automática:	Desactivar
Incluir bucles automáticos de malla:	Desactivar
Puntos jacobianos	4 Puntos
Tamaño de elementos	2.14922 mm
Tolerancia	0.107461 mm
Trazado de calidad de malla	Elementos cuadráticos de alto orden

Información de malla - Detalles

Número total de nodos	31754
Número total de elementos	19854
Cociente máximo de aspecto	3.3371
% de elementos cuyo cociente de aspecto es ≤ 3	99.9
% de elementos cuyo cociente de aspecto es > 10	0
% de elementos distorsionados (Jacobiana)	0
Tiempo para completar la malla (hh:mm:ss):	00:00:03
Nombre de computadora:	



Resultados del estudio



5.2 Validación mediante compresión repetitiva

Para analizar la fatiga del pie es necesario recurrir a ensayos mecánicos, esto debido a que la impresión 3D no fabrica piezas totalmente macizas y eso puede provocar menos resistencias y por lo tanto una menor vida útil. Para ello se realizó un ensayo de compresión repetitiva a un modelo del pie fabricado mediante impresión 3D en TPU con densidad de relleno del 80%.

El ensayo se realizó durante 50000 ciclos que sería un tiempo de duración aceptable relacionándolo con el costo de fabricación de la pieza.

Estas son las gráficas de la histéresis en distintos puntos del ensayo

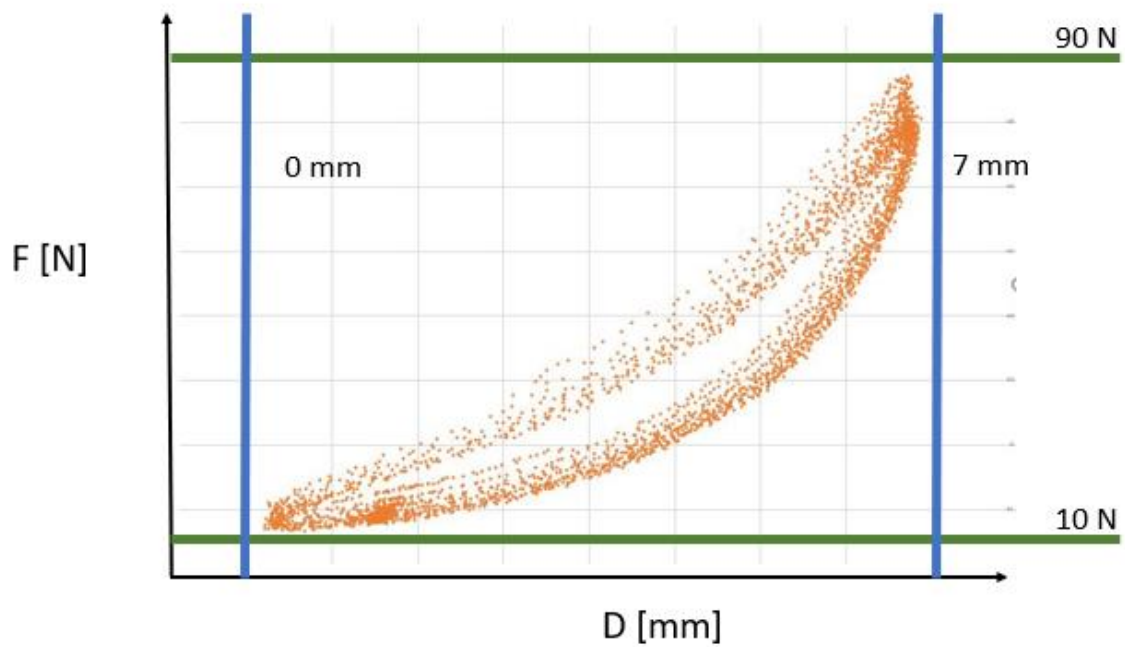


Figura 55. Histéresis a los 1000 ciclos de carga

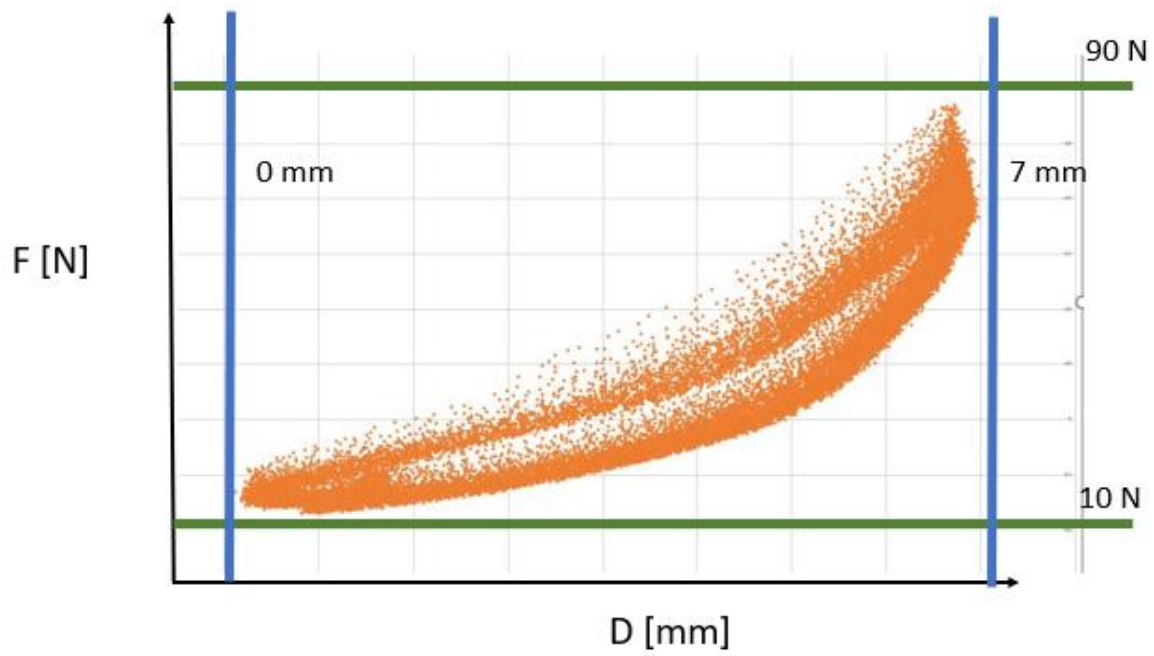


Figura 56. Histéresis a 10000 ciclos de carga

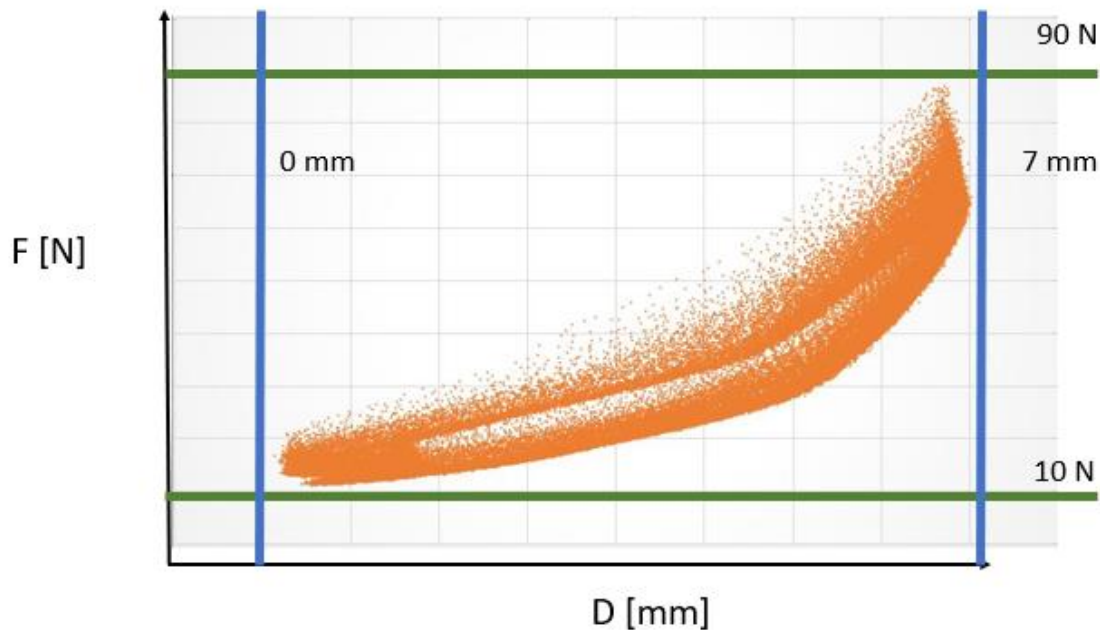


Figura 57. Histéresis a 30000 ciclos de carga

Analizando los resultados, se puede evidenciar que durante los primeros momentos la histéresis es muy clara, con un poco de dispersión, pero mantiene una ruta definida, conforme aumentan los ciclos se define más la ruta a la vez que la dispersión y aparece una anomalía en un extremo, esta se debe a la geometría de la pieza y que en ese punto se da un efecto de rebote en los pliegues del pie y luego retoma la curva de histéresis. Después de los 30000 ciclos se evidencia que hay zonas de la curva que están más anchas que antes, esto se debe al desgaste en el material, y empieza a flectar mucho más rápido ante la compresión, esto se traduce en el concepto de fatiga y de deformación plástica. Tras los 50000 ciclos la pieza seguía aun con sus propiedades elásticas y sin daños graves en el exterior, aunque si se pudo apreciar un poco de deformaciones plásticas en los voladizos, que indican fatiga.

Este ensayo nos lleva a la conclusión de que la pieza es viable para su uso, teniendo una vida útil de más de 50000 ciclos, dato más que aceptable tomando en cuenta el bajo costo que tiene su fabricación.

5.3 Validación de experto veterinario

Para validar el prototipo desde el punto de vista médico se realizó una consulta con un experto en medicina veterinaria, el cual analizó cualitativamente el modelo y basándose en diversos criterios

emitió un concepto general de validado.

Para la evaluación del prototipo se realizaron movimientos libres y forzados con el montaje de la prótesis en la respectiva extremidad, luego se realizó una observación cuidadosa evaluando los conceptos de acoplamiento, sensibilidad, funcionalidad, adaptabilidad y desempeño (Ver anexo E).

Informe de costos de construcción

Tabla 7. Análisis de costos

CONCEPTO	COSTO (\$/HORA)	TOTAL
Impresión 3D PLA	\$ 10.000	\$ 140.000
Impresión 3D TPU	\$ 12.000	\$ 48.000
COSTO BASE DE PROTESIS		\$ 188.000

Nota: No se consideraron elementos como tornillos ni mano de obra

6. CONCLUSIONES

Al estudiar la anatomía canina en general, se interpretó de manera correcta el estudio médico realizado por el experto en veterinaria, esto permitió entender las principales consecuencias de las lesiones en extremidades de caninas como lo son la displasia de cadera, lesiones por compensación de fuerzas en otras extremidades y aumento del gasto energético al caminar.

Aplicando los criterios de fatiga y de esfuerzo máximo de una pieza, se diseñó un prototipo funcional desde el punto de vista mecánico, cumpliendo los parámetros estipulados en la matriz QFD y optimizando la relación costo – beneficio.

Se realizó satisfactoriamente la construcción del prototipo, con especial atención a las condiciones del paciente diseñando a la medida y comprobando paso a paso el comportamiento del mismo con cada pieza que se añadió.

Se validó satisfactoriamente el prototipo desde el punto de vista mecánico, usando una carga considerablemente más alta que a la que estará expuesto el paciente, esto confirma la funcionalidad de cada una de las partes y la correcta selección de materiales y formas.

7. RECOMENDACIONES Y OBSERVACIONES

El pie dinámico, aunque muy eficiente, puede ser optimizado de diversas maneras, desde cambiando el material a una mezcla de compuestos, hasta simplificando el diseño para ampliar las zonas concentradoras de esfuerzos sin perder de vista el criterio de la fatiga.

El primer prototipo construido presentaba un diseño robusto con un factor de seguridad mínimo de aproximadamente 120, tras el rediseño ese valor se redujo a 4,8, pero aumentó su funcionalidad, esto nos lleva a pensar que aún hay un gran espacio para optimizaciones y que no necesariamente el diseño más robusto es el mejor.

Las propiedades mecánicas del polímero usado para la construcción del socket son ideales, se han generado diversos debates sobre la durabilidad del PLA debido a su biodegradabilidad (aunque según pruebas realizadas por fabricantes no hay ningún riesgo), sí se desea, es posible cambiarlo por ABS u otros polímeros sin afectar el funcionamiento del prototipo y sin alterar significativamente su costo.

Se recomienda para futuros trabajos realizar una validación mediante un modelado matemático y comparar las ecuaciones de un perro sano con las del perro una vez tratado con la prótesis.

Se recomienda buscar otro tipo de banda o guaya que reduzca la fricción entre elementos y de este modo aumentar la vida útil de la prótesis.

Es importante para un mejor resultado del prototipo, conformar un grupo de trabajo entre la parte de ingeniería mecánica, diseño industrial y medicina veterinaria, de esta forma se contempla todos los aspectos importantes para un prototipo final que pueda tener buenos resultados en el mercado.

Cuando un veterinario se encuentra con un caso en el que se debe amputar, la decisión más común hasta el momento es buscar realizar un corte alto de la extremidad,

buscando con esto que el animal no continúe apoyando la extremidad lesionada pues puede generar más problemas que si se acopla a el uso de solo tres extremidades, esta decisión es comúnmente tomada hasta el momento debido a que los veterinarios no contaban con la opción de las prótesis caninas, y en los pacientes que tienen este tipo de corte se presenta la dificultad del espacio suficiente para el agarre y ajuste de la prótesis.

Para un mejor diseño y una mejor funcionalidad, lo ideal es que haya un común acuerdo entre la familia del paciente, el médico veterinario y el ingeniero sobre el uso de la prótesis, para que esta sea realizada lo más pronto posible respecto a la amputación del miembro.

En el caso particular de la paciente canina tratada en el presente proyecto, el corte de la amputación genera un problema para el diseño, ya que los tratamientos médicos que recibió para la amputación no fueron correctos y el resultado fue un muñón medicamente malo que no permitía un buen agarre, adicional a eso la paciente se encuentra en un estado de balanceo corporal que provoca que sea difícil acostumbrarse al uso de la prótesis, esto se puede solucionar con terapia de rehabilitación.

Referencias Bibliográficas

- Ácido Poliláctico. (Sin fecha). En Wikipedia. Recuperado el 26 de agosto de 2018 de: https://es.wikipedia.org/wiki/%C3%81cido_polil%C3%A1ctico
- Andrés, M. R., & Fuertes, B. F. (2011). Terapia quirúrgica para la resolución de la displasia de cadera en perros jóvenes. *Revista Reduca*. Volumen (3), páginas 40–41. recuperado el 8 de mayo de 2018, disponible en: <http://www.revistareduca.es/index.php/reduca/article/view/384>
- Bucco, M. (2016). La impresión 3D y su aplicación en los servicios médicos (prótesis, fármacos, órganos) p. 44.
- Cotrena, C. (2016). Prótesis como alternativa terapéutica para parálisis laríngea canina. Reporte de un caso. *Revista Veterinaria argentina*. Volumen (XXXIII). páginas 1-16.
- Cuadrúpedo. (Sin fecha). En Wikipedia. Recuperado el 19 de Agosto de 2018 de <https://es.wikipedia.org/wiki/Cuadr%C3%BApedo>
- Diario el país. (27 de abril de 2017). La sorprendente recuperación de los perros con tres patas. [mensaje en un blog]. recuperado de https://verne.elpais.com/verne/2017/04/25/mexico/1493141518_162781.html
- Dyce, K., Wensing. (2010) *Textbook of veterinary anatomy*, Missouri, USA. Saunders Elsevier.
- El desconocido mundo de las prótesis. (28 de diciembre de 2015). El espectador. Disponible en: <https://www.elespectador.com/noticias/medio-ambiente/el-desconocido-mundo-de-protesis-animales-articulo-608093>
- Enfermedades de los perros. (10 de octubre de 2008). perro: el esqueleto del perro. [Entrada en un blog]. Recuperado de: <http://enfermedadesdelosperros.blogspot.com/2008/10/el-esqueleto-desempena-en-el-perro.html>
- Etilvinilacetato. (Sin fecha). En Wikipedia. Recuperado el 26 de agosto de 2018 de <https://es.wikipedia.org/wiki/Etilvinilacetato>
- Etilenvinilacetato (EVA). (21 de junio de 2012). [Entrada en Blog]. Recuperado de: <http://tecnologiadelosplasticos.blogspot.com/2012/06/etilvinilacetato-eva.html>
- Evans, H. E., & DeLahunta, A. (2010). *Guide to the dissection of the dog*. Missouri, USA. Saunders Elsevier.

Extremidad. (Sin fecha). En Wikipedia. Recuperado el 19 de Agosto de 2018 de <https://es.wikipedia.org/wiki/Extremidad>

Fariña, J., & Smith, S. F. (2016). Capítulo 2: Anatomía. *Manual Ilustrado de Cinología*, 13–36. Retrieved from https://issuu.com/dariocuba/docs/manual_2016__1_

Gutiérrez, J. (2012). Morfología y estructura general del perro. [Entrada en un blog]. Adiestrador Canino. Recuperado de: <http://www.adiestradorcanino.com/webdelperro/morfologia-y-estructura-general-del-perro/100>

Kardong, K (2005) Vertebrados, Anatomía comparada, función y evolución, Madrid, España. McGraw-Hill

LARREA M, (2017). Prótesis caninas se imprimen en 3D. en Diario el comercio, [Entrada de un blog]. Disponible en: <http://www.elcomercio.com/narices-frias/protesis-perros-impresion3d-tecnologia-depocaspulgas.html>

Lincoln J. Parkes. (2013). *Mobile prosthetic apparatus for disabled four-legged animals* [Gráfico]. Tomado de <https://patents.google.com/patent/US6820572B1/en>

López Contreras, G. (2016). ANÁLISIS NUMÉRICO Y EXPERIMENTAL DE UN PROTOTIPO DE PRÓTESIS CANINA PARA EXTREMIDAD POSTERIOR " T E S I S. Retrieved from http://tesis.ipn.mx/bitstream/handle/123456789/21727/Analisis_numerico_y_experimental_de_un_prototipo_de_prótesis_canina_para_extremidad_posterior.pdf?sequence=1&isAllowed=y

Marcos, E., López, C. (2005). Relación seres humanos - animales de compañía en la Ciudad de Buenos Aires, vista desde la marginalidad y la exclusión social. Revista de Medicina Veterinaria, Vol. 78, N°5, 351-354. Recuperado el 8 de Mayo de 2018, disponible en: <http://salud.ciee.flacso.org.ar/files/flacso/pasteur/pdf/RelacionSeresHumanosAnimalesCompani.pdf>

Nielsen, M., & Miller, S. (2012). Atlas de anatomía humana, Madrid, España. Editorial médica panamericana.

Porex. (Sin fecha). COPOLÍMERO DE ETILENO Y ACETATO DE VINILO (EVA). Recuperado el 26 de agosto de 2018. Disponible en: <http://www.porex.com/es/technologies/materials/porous-plastics/ethyl-vinyl-acetate/>

Protésica Colombia. (24 de octubre de 2017). ¿Qué es un Liner? [Entrada de un blog]. Protésica. Recuperado de: <http://protesica.com.co/que-es-un-liner/>

- Ortega Sánchez-Diezma, I., Trobo, J., San, M. F., & Ascaso, R. (1993). CLINICA VETERINARIA DE PEQUEÑOS ANIMALES Volumen 13 Número 1 Enero/Marzo 1993.
- Ortiz, X., Landero, R., & González, M. (2012). Terapia asistida por perros en el tratamiento del manejo de las emociones en adolescentes Dog-assisted therapy to treat emotional management in teenagers. *Summa Psicológica Ust*, Vol. 9, N°2, 25–32. Recuperado el 8 de Mayo de 2018, disponible en: <https://doi.org/10.18774/summa-vol9.num2-95>
- Orthocanis. (2013). Silla de ruedas para perros ajustable. Recuperado el 6 de Agosto de 2018. disponible en: <https://www.ortocanis.com/es/home/103-sillas-de-ruedas-para-perros.html>
- Rodríguez, R. (Sin fecha). Biomecánica. Recuperado el 14 de enero de 2019. Disponible en: <http://www.traumatologiveterinaria.com/articulaciones/docs/biomecanica.pdf>
- Rojas, M. y Montenegro, M. An anatomical and embryological study of the clavicle in cats (*Felis domesticus*) and sheep (*Ovis aries*) during the prenatal period. *Cell Tissues Organs* Volumen 154, No. 2, pp 128-134.
- Romero P. (2016). Una patita, una vida: diseño de prótesis para extremidades caninas e identidad visual para su comercialización. *Tesis*. Retrieved from <http://200.24.220.94/bitstream/33000/6489/1/UDLA-EC-TDGI-2016-27.pdf>
- Ruiz P. (2011). Impresión 3D: Modelos Reales, Productos Más Funcionales. *Revista Metal actual*. Recuperado de: <http://kimerius.com/app/download/5795562035/Impresi%C3%B3n+3D.+Modelos+reales,+productos+m%C3%A1s+funcionales.pdf>
- Sanitas. (Sin fecha). Riesgos y complicaciones de la amputación de extremidades [entrada en un blog]. Sanitas – particulares y autónomos. Recuperado de: <https://www.sanitas.es/sanitas/seguros/es/particulares/biblioteca-de-salud/tercera-edad/control-patologias-cronicas/amputacion-extremidades.html>
- Schweiz, M. (28 de octubre de 2008). Sistema óseo. Anatomía del perro [Mensaje en un blog]. Enciclopedia de Animales. Recuperado de: <https://enciclopediadeanimales.wordpress.com/2008/10/28/sistema-oseo-anatomia-del-perro/>
- Universidad de Sevilla. (2007). Concepto de Osteointegración. Recuperado el 6 de agosto de 2018, de Open Course Ware Universidad de Sevilla. disponible en: http://ocwus.us.es/estomatologia/cirugia-bucal/cirugia_bucal/tema-39/page_02.htm
- Vargas J. (2013). Universidad Nacional Autónoma de México. *Manual de organización de La Dirección General de Evaluación Educativa de La UNAM.*, 95–127. Retrieved from <http://www.ptolomeo.unam.mx:8080/xmlui/bitstream/handle/132.248.52.100/5465/T>

esis.pdf?sequence=1