

Desarrollo de una prótesis articulada para la extremidad posterior izquierda de un cánido de tamaño mediano con amputación transfemoral.

Juan Sebastián Vargas Orejuela

Fabián Manuel Castellanos Pabón

Trabajo de Grado para Optar al Título de Ingeniero Mecánico

Director

PhD. Diego Fernando Villegas Bermúdez

Codirector

Jairo Andrés Mantilla Villalobos

Ingeniero mecánico

Universidad Industrial de Santander

Facultad de Ingenierías Físicomecánicas

Escuela de Ingeniería Mecánica

Bucaramanga

2023

### **Dedicatoria**

Quiero dedicar esta tesis a mi familia y a aquellas personas que me brindaron su apoyo incondicional durante todo el proceso. Sin embargo, hay dos personas en particular a las que deseo dirigirme: la señora Yohanna Orejuela y la señora Myriam Suarez. A ustedes dos, quiero expresarles mi más profundo agradecimiento y dedicarles cada uno de los logros que alcanzo en mi vida. Esta tesis marca el inicio de ese camino, y quiero que sepan que me alegra tener el honor de enorgullecerlas. Gracias por todo, por estar siempre a mi lado.

Juan Sebastián Vargas Orejuela

Este proyecto lo dedico principalmente a Dios, a mi madre Ludy Pabón que fue mi apoyo incondicional durante toda mi carrera universitaria, quien me guío y me ayudo en los momentos más críticos, le dedico mi esfuerzo y mis logros por ayudarme a conservar la fe y por ser un ejemplo en mi vida.

Fabián Manuel Castellanos Pabón

### **Agradecimientos**

Brindamos agradecimiento a quienes aportaron ayuda, colaboración y tiempo en este proyecto. Gracias al laboratorio de Biomecánica UNAB y su auxiliar Camila Botero quien nos guio en el proceso de pruebas.

Gracias al laboratorio de diseño de ingeniería mecánica UIS, quienes nos aportaron en la construcción del modelo en impresión 3D.

Gracias a la fundación Hope Animal Rescue por facilitarnos el hallazgo del perro en las condiciones necesitadas y por su oportuna colaboración.

Gracias a la dirección que tuvimos por parte de Diego Fernando Villegas Bermúdez, director de nuestro proyecto, al codirector Jairo Andrés Mantilla Villalobos, a los profesores, administrativos, directores y compañeros de la escuela de ingeniería mecánica.

**Tabla de Contenido**

	<b>Pág.</b>
Introducción .....	16
1. Marco introductorio .....	17
1.1 Descripción del problema .....	17
1.1.1 Pregunta de investigación .....	18
1.2 Justificación .....	18
1.3 Objetivos .....	20
1.3.1 Objetivo General .....	20
1.3.2 Objetivos Específicos .....	20
1.4 Alcances y límites .....	21
1.4.1 Alcances .....	22
1.4.2 Límites .....	22
2. Marco teórico .....	23
2.1 Estado del arte .....	23
2.1.1 Antecedentes internacionales .....	23
2.1.2 Antecedentes nacionales .....	24
2.1.3 Antecedentes locales .....	25
2.2 Referentes .....	25
2.2.1 Anatomía veterinaria .....	25
2.2.2 Anatomía sistemática .....	25
2.2.3 Anatomía del perro .....	26
2.2.4 Miembro posterior .....	26

2.2.5	Locomoción animal .....	29
2.2.6	Articulaciones .....	31
2.2.7	Amputaciones .....	31
2.2.8	Prótesis .....	33
2.2.9	Impresión 3D .....	36
2.2.10	Análisis cinético y cinemático .....	38
2.2.11	Pruebas baropodométricas .....	40
2.2.12	Proceso de diseño.....	41
3.	Marco metodológico .....	43
3.1	Diseño de investigación .....	43
3.1.1	Tipo de diseño investigativo .....	43
3.1.2	Técnicas de Recolección de Datos.....	43
3.2	Técnicas y herramientas de análisis de datos.....	44
3.2.1	Técnicas: .....	44
3.2.2	Herramientas: .....	45
3.3	Fases de la Investigación .....	47
3.3.1	Fase 1: Preparación del canino y calibración del laboratorio .....	47
3.3.2	Fase 2: Obtención de datos de marcha normal. ....	48
3.3.3	Fase 3: Diseño y construcción de la prótesis. ....	49
3.3.4	Fase 4: Obtención de datos de marcha con prótesis. ....	49
4.	Resultados y análisis .....	51
4.1	Selección del canido de estudio .....	51
4.2	Preparación del canido y calibración del laboratorio.....	53

4.3	Marcha normal del canino modelo .....	53
4.3.1	Prueba en plataforma baropodométrica .....	54
4.3.2	Análisis de movimiento .....	62
4.4	Parámetros de diseño .....	72
4.5	Diseño conceptual.....	73
4.5.1	Requerimientos del diseño.....	75
4.5.2	Alternativas de diseño.....	75
4.5.3	Evaluación de alternativas .....	78
4.6	Diseño de detalle.....	79
4.6.1	Parámetros iniciales .....	79
4.6.2	Proceso de diseño.....	81
4.7	Construcción del prototipo de la prótesis.....	96
4.7.1	Impresión del socket .....	99
4.7.2	Impresión de las piezas .....	100
4.7.3	Adición de accesorios .....	101
4.8	Montaje de la prótesis .....	104
4.9	Análisis del canido amputado con la prótesis .....	105
4.9.1	Análisis Cinemático .....	105
4.10	Análisis de comparación entre la cinemática del perro con la prótesis y el perro sin discapacidad .....	110
5.	Análisis de resultados .....	114
5.1	Estudios de movimiento del perro sano .....	114
5.2	Diseño de detalle.....	116

5.3	Construcción de la prótesis .....	117
5.4	Análisis Cinemático .....	118
5.5	Comparación con el Perro sin Discapacidad .....	119
5.6	Análisis Biomecánico .....	120
5.6.1	Análisis de Carga .....	120
5.6.2	Análisis de la Marcha.....	121
5.6.3	Limitaciones del Estudio.....	121
6.	Conclusiones .....	123
7.	Recomendaciones .....	125
	Referencias bibliográficas.....	127
	Anexos .....	131

**Lista de Tablas**

	<b>Pág.</b>
Tabla 1. Análisis de magnitudes en extremidades anteriores .....	55
Tabla 2. Análisis de porcentaje según la zona de presión para extremidad anterior izquierda ....	56
Tabla 3. Análisis de porcentaje según la zona de presión para extremidad anterior derecha.....	57
Tabla 4. Análisis de magnitudes en extremidades posteriores .....	59
Tabla 5. Análisis de porcentaje según la zona de presión para extremidad posterior izquierda...	60
Tabla 6. Análisis de porcentaje según la zona de presión para extremidad posterior derecha .....	61
Tabla 7. Parámetros de diseño tomados a partir de las pruebas con canido sano.....	73
Tabla 8. Evaluación de alternativas .....	79
Tabla 9. Parámetros de diseño .....	81
Tabla 10. flujo del proceso de la creación del socket .....	85
Tabla 11. Flujo de construcción de la prótesis.....	98
Tabla 12. Tiempo de pisada y de vuelo de la prótesis en marcha.....	110
Tabla 13. Tabla de comparación entre los tiempos de la cinemática de los dos perros.....	113
Tabla 14. Resultados del análisis estructural de la prótesis.....	138

## Lista de Figuras

	<b>Pág.</b>
Figura 1. Estructura ósea de un perro .....	26
Figura 2. Tomografía computarizada del miembro posterior izquierdo centrada en el tarso, tomada de un Bull Terrier sano de 2 años. ....	29
Figura 3. Análisis de caminata canina mediante fotogrametría.....	29
Figura 4. Locomoción animal, galope de canido.....	30
Figura 5. Pola, perro de tamaño mediano con amputación en su extremidad posterior izquierda. .....	32
Figura 6. Prótesis de pierna izquierda.....	34
Figura 7. Delfín Winter con prótesis de su aleta caudal. ....	34
Figura 8. Prótesis exoesquelética (1) y endoesquelética (2). ....	35
Figura 9. Impresión 3D de mano derecha.....	36
Figura 10. Tuky, tucán con pata diseñada en impresión 3D.....	37
Figura 11. Gato con sensores de movimiento a través de cámara digital. ....	39
Figura 12. Baxter, Perro de tamaño pequeño en marcha sobre plataforma baropodométrica .....	40
Figura 13. Secciones principales del paciente amputado.....	51
Figura 14. Duke, perro sano de características similares al paciente.....	52
Figura 15. Perro sano sobre plataforma baropodométrica. ....	54
Figura 16. Análisis de porcentaje de apoyo en extremidades anteriores .....	56
Figura 17. Análisis de porcentaje según la zona de presión para extremidades anteriores .....	58
Figura 18. Análisis de magnitudes en extremidades posteriores .....	59

Figura 19. Análisis de porcentaje según la zona de presión para extremidades posteriores .....	62
Figura 20. Perro modelo con los sensores de movimiento pegados a su cuerpo .....	63
Figura 21. Sistema de referencia en el programa Smart Analyzer, plano ZY .....	64
Figura 22. Trayectoria de posición respecto a rodilla y pata de perro sano, plano ZY .....	65
Figura 23. Diagrama de posición respecto al tiempo de la rodilla posterior izquierda .....	66
Figura 24. Diagrama de posición del ángulo de apertura de la rodilla posterior izquierda respecto al tiempo.....	67
Figura 25. Diagrama de velocidad respecto al tiempo de la rodilla posterior izquierda. ....	68
Figura 26. Plataformas de fuerza, plano XZ.....	69
Figura 27. Análisis de movimiento, posición sobre plataforma de fuerza 0.....	70
Figura 28. Diagrama de fuerza respecto al tiempo en la plataforma de fuerza 0 .....	70
Figura 29. Análisis de movimiento, posición sobre plataforma de fuerza 3.....	71
Figura 30. Diagrama de fuerza respecto al tiempo en la plataforma de fuerza 3 .....	71
Figura 31. Trayectoria de movimiento de talón del canido sano .....	72
Figura 32. Análisis funcional del diseño.....	74
Figura 33. Análisis por diagrama de bloques del diseño .....	74
Figura 34. Alternativa 1, mecanismo Jansen .....	76
Figura 35. Alternativa 2, silla de ruedas para perro .....	77
Figura 36. Alternativa 3, prototipo de prótesis en impresión 3D, rodilla no grashof .....	78
Figura 37. Medidas del paciente .....	80
Figura 38. Vendajes de yeso sobre el muñón .....	83
Figura 39. Muñón digitalizado.....	84
Figura 40. Socket final.....	85

Figura 41. Mecanismo Grashof.....	87
Figura 42. Mecanismo de la articulación.....	89
Figura 43. Diseño final de la prótesis .....	90
Figura 44. Base del socket .....	91
Figura 45. barras y soporte de riel .....	92
Figura 46. Soporte de la prótesis.....	94
Figura 47. Propiedades de distintos materiales de impresión.....	97
Figura 48. Socket impreso .....	99
Figura 49. Piezas de PLA impresas .....	100
Figura 50. Vendas elásticas.....	101
Figura 51. Tornillos de 5 mm en la prótesis .....	102
Figura 52. Ligas .....	103
Figura 53. Suela de goma.....	103
Figura 54. montaje final.....	105
Figura 55. Trayectoria de posición por la rodilla y pata del perro con la prótesis.....	106
Figura 56. Diagrama de velocidad vs tiempo de la pata de la prótesis.....	107
Figura 57. Diagrama de velocidad vs tiempo de la rodilla de la prótesis .....	108
Figura 58. Diagrama de relación de velocidades .....	109
Figura 59. Comparación entre las trayectorias del perro con la prótesis y el perro sin discapacidad. .....	111
Figura 60. Comparación entre diagramas de velocidad de la rodilla del perro sano y el perro con la prótesis .....	112
Figura 61. Configuración de la prótesis en su total extensión (configuración crítica) .....	132

Figura 62. Dimensiones para simplificar la configuración.....	133
Figura 63. Geometría de referencia .....	133
Figura 64. DCL general .....	134
Figura 65. DCL del sistema de barras.....	135
Figura 66. DCL barra 1 .....	136
Figura 67. DCL nodo B .....	137
Figura 68. código MATLAB empleado y tabla de resultados .....	138
Figura 69. Malla del análisis, apoyos y fuerzas externas.....	141
Figura 70. Resultados del análisis de tensiones .....	142
Figura 71. Factor de seguridad.....	143

**Lista de Anexo**

	<b>pág.</b>
A 1. Análisis estructural de la prótesis en su posición crítica.....	132
A 2. Planos .....	144

## Resumen

**Título:** Desarrollo de una prótesis articulada para la extremidad posterior izquierda de un cánido de tamaño mediano con amputación transfemoral \*

**Autores:** Fabián Manuel Castellanos Pabón y Juan Sebastián Vargas Orejuela \*\*

**Palabras clave:** prótesis, análisis dinámico, diseño, marcha en cánidos, biomecánica, amputación transfemoral.

**Descripción:** En este proyecto se plantea diseñar y construir una prótesis articulada para extremidad posterior izquierda de un perro mediano, que cumpla con la necesidad de ayudar en la caminata del canido que ha sufrido una amputación transfemoral y así mejorar su condición, también se desea llegar a lograr una trayectoria en la prótesis que se asemeje en lo más posible a la caminata de un perro con características anatómicas similares y en sanas condiciones. Para lograr esto, Se propone la construcción de la prótesis utilizando métodos de manufactura como la impresión 3D y material PLA, el análisis de la cinemática mediante software de movimiento para el perro utilizando la prótesis y de esta manera evaluar su marcha y compararla con el perro sin discapacidad, este enfoque permitirá ajustar y rediseñar según las necesidades específicas del perro amputado. Además de esto es importante tener en cuenta la adaptación del paciente amputado al mecanismo que se desea implementar, por lo cual se requiere explorar y evaluar varias alternativas a la necesidad planteada, con el fin de obtener un modelo de prótesis cómodo, económico, liviano, que se pueda quitar y poner en el perro cada vez que se desee sin afectar su salud o integridad física.

\* Trabajo de grado

\*\* Facultad de Ingenierías Físicomecánicas. Escuela de Ingeniería Mecánica. Director: PhD. Diego Fernando Villegas Bermúdez

### Abstract

**Title:** Development of an articulated prosthesis for the left hindquarters of a medium-sized canid with transfemoral amputation \*

**Authors:** Fabián Manuel Castellanos Pabón y Juan Sebastián Vargas Orejuela \*\*

**Key words:** prosthesis, dynamic analysis, design, canid gait, biomechanics, transfemoral amputation.

**Description:** This project proposes to design and build an articulated prosthesis for the left hind limb of a medium-sized dog, which meets the need to help the canine that has suffered a transfemoral amputation walk and thus improve its condition, it is also desired to reach to achieve a trajectory in the prosthesis that resembles as much as possible the walk of a dog with similar anatomical characteristics and in healthy conditions. To achieve this, the construction of the prosthesis is proposed using manufacturing methods such as 3D printing and PLA material, the analysis of the kinematics through movement software for the dog using the prosthesis and in this way evaluate its gait and compare it with the dog. without disability, this approach will allow adjustment and redesign according to the specific needs of the amputee dog. In addition to this, it is important to take into account the adaptation of the amputee patient to the mechanism to be implemented, for which it is necessary to explore and evaluate various alternatives to the stated need, in order to obtain a comfortable, economical, lightweight, prosthetic model. that can be removed and put on the dog whenever you want without affecting its health or physical integrity.

---

\* Degree work

\*\* Faculty of Physical-Mechanical Engineering. School of Mechanical Engineering. Director: Ph.D. Diego Fernando Villegas Bermudez

## Introducción

Las prótesis son dispositivos médicos diseñados para reemplazar o compensar la pérdida o disfunción de una extremidad o parte del cuerpo. Estas soluciones tecnológicas han desempeñado un papel crucial en la mejora de la calidad de vida de las personas que han sufrido amputaciones o que tienen una malformación congénita. Están diseñadas para restaurar la funcionalidad perdida y permitir que los individuos lleven a cabo actividades diarias, como caminar, correr, agarrar objetos y realizar tareas cotidianas. Han evolucionado enormemente en términos de diseño, materiales y tecnología, lo que ha llevado a mejoras significativas en la movilidad, la comodidad y la estética.

Las prótesis en animales se adaptan a las necesidades y anatomía específicas de cada especie. Pueden incluir prótesis para extremidades como patas, alas o aletas, así como prótesis para partes del cuerpo como mandíbulas o colas. Estas prótesis están diseñadas para imitar la estructura y función natural del miembro o parte del cuerpo perdida, lo que permite a los animales llevar una vida más activa y saludable.

La finalidad de este proyecto es presentar el diseño y la construcción de una prótesis articulada para un perro de tamaño mediano con amputación transfemoral en su extremidad posterior izquierda que asista a la caminata normal del canido y se aproxime en lo más posible a la trayectoria recorrida por un perro sin discapacidad con características anatómicas similares.

## **1. Marco introductorio**

En este capítulo se presenta el marco introductorio del proyecto, que tiene como objetivo abordar el problema de movilidad de un canino de tamaño mediano con una amputación transfemoral en su extremidad posterior izquierda. Se propone el desarrollo de una prótesis articulada para mejorar su calidad de vida.

Se describe el impacto negativo de la ausencia de la pata en las articulaciones y vértebras del canino, afectando su postura y movilidad. Se plantea realizar un análisis detallado de la marcha normal de un perro similar al paciente, centrándose en la articulación de la rodilla, como punto de referencia para el diseño de la prótesis.

Se destaca la importancia de utilizar técnicas avanzadas de biomecánica y sistemas computarizados para el diseño y construcción del prototipo. Aunque existen avances en prótesis articuladas para humanos, se reconoce la necesidad de investigar y desarrollar soluciones específicas para la rehabilitación canina.

### **1.1 Descripción del problema**

El presente proyecto tiene como objetivo solucionar el problema de movilidad que presenta un canino de mediano tamaño, que tiene una amputación transfemoral en su extremidad posterior izquierda.

A pesar de que la calidad de vida del paciente ha mejorado desde su adopción, su dueño desea llegar a una recuperación total, ya que la ausencia de su pata puede causar desgaste en sus articulaciones y vértebras, afectando su postura y marcha.

La alternativa de solución consiste en realizar un análisis cinético y cinemático de la caminata normal de un perro con características similares al paciente, considerando la articulación

de la rodilla. Esto permitirá contar con un punto de referencia para el diseño de una prótesis articulada que le proporcione mayor movilidad y calidad de vida.

Para ello, se llevará a cabo un estudio exhaustivo de la dinámica del movimiento en un perro prototipo y se aplicarán técnicas avanzadas de biomecánica para analizar la cinemática y cinética del movimiento en las extremidades. De esta manera, se podrá diseñar una prótesis personalizada que se adapte a las necesidades específicas del paciente y le permita una mayor independencia y bienestar.

### ***1.1.1 Pregunta de investigación***

En el desarrollo del presente proyecto se pretende contestar a la siguiente pregunta de investigación:

¿Cómo mejora la implementación de una prótesis articulada a nivel de rodilla el patrón de marcha para un perro de tamaño mediano con amputación transfemoral?

## **1.2 Justificación**

La creación de una prótesis articulada para perros es un proyecto que involucra tanto el desarrollo investigativo como el tecnológico. Es necesario tener un conocimiento claro de la anatomía ósea, muscular y las articulaciones del animal, así como de los mecanismos de barras y equipos necesarios para llevar a cabo la caminata del perro. Para ello, se deben evaluar factores como la resistencia de materiales, la dinámica y la cinemática de cada componente del prototipo y del conjunto en general.

En este proyecto, se trabajará en base a conceptos de ingeniería mecánica, haciendo uso de sistemas computarizados para reducir los errores en la evaluación y ejecución de la construcción del prototipo. Aunque la implementación de prótesis articuladas para humanos ha avanzado significativamente, aún hay mucho campo por explorar en la rehabilitación canina. Por lo tanto, se

puede redireccionar la investigación y el desarrollo para establecer una nueva ruta viable para la ingeniería.

En Colombia, existen cerca de 3 millones de mascotas con hogar, de las cuales el 67% son perros, según Fenalco. Además, se estima que hay alrededor de un millón o más de perros sin hogar y en condiciones de calle, según la Universidad de La Salle. Aunque no se puede asegurar la cantidad de perros amputados o con problemas de caminata debido a su estado de alojamiento, es más probable que los perros callejeros sufran pérdida de extremidades debido a accidentes o enfermedades (PetIndustry, 2022).

Aunque no todos los perros amputados pueden someterse a un proceso de rehabilitación con potencial para prótesis, sus dueños están dispuestos a comprometer sus recursos por el bienestar del animal. Al trabajar en este prototipo, no solo se vela por el bienestar del perro, sino también por su familia. De esta manera, se promueve la iniciativa de integrar soluciones para los caninos con este tipo de problemáticas.

### 1.3 Objetivos

#### 1.3.1 *Objetivo General*

Diseñar y construir un prototipo funcional de una prótesis articulada para la extremidad posterior izquierda de un cánido de tamaño mediano con amputación transfemoral mediante análisis dinámico, que asista su desplazamiento en marcha.

#### 1.3.2 *Objetivos Específicos*

- Realizar análisis cinemáticos y cinéticos de la caminata normal de un perro de igual tamaño al paciente, mediante el uso de placas de fuerza y la técnica de captura de movimiento óptico para obtener parámetros de diseño preliminar.
- Construir un prototipo de prótesis articulada para extremidad posterior izquierda de canino de tamaño mediano con amputación transfemoral teniendo en cuenta su resistencia, usando impresora 3d para el proceso de su elaboración.
- Realizar análisis cinemáticos y cinéticos de la caminata normal del paciente usando la prótesis con los métodos de captura de movimiento óptico y el uso de la placa de fuerza para comparar los resultados obtenidos anteriormente
- Evaluar la funcionalidad cinemática, cinética y de diseño del prototipo comparando los resultados obtenidos entre el perro sin amputación y el paciente con la prótesis usando software para las pruebas dinámicas y de resistencia de materiales.

#### **1.4 Alcances y límites**

Los alcances y limitaciones del presente proyecto, del desarrollo de una prótesis articulada para la extremidad posterior izquierda de un cánido con amputación transfemoral son fundamentales para establecer los límites y las metas en esta investigación.

En cuanto a los alcances, se espera diseñar y construir un prototipo funcional de la prótesis articulada, centrándose específicamente en la extremidad posterior izquierda y la articulación de la rodilla de un cánido de tamaño mediano. Además, se llevará a cabo un análisis minucioso de la cinemática y cinética de la marcha normal de un perro de tamaño similar al paciente. Así mismo, se evaluará la funcionalidad cinemática, cinética y de diseño del prototipo mediante la comparación de los resultados obtenidos. Sin embargo, es importante establecer las limitaciones del proyecto.

En primer lugar, no se contempla la implementación de la prótesis en otros caninos con diferentes características o tamaños, ya que se busca desarrollar una solución específica para el paciente objetivo. Asimismo, se debe tener en cuenta que el enfoque se restringe a la extremidad posterior izquierda y la articulación de la rodilla, dejando de lado otras partes del cuerpo del cánido. Por último, aunque se espera obtener resultados relevantes y aplicables, no se garantiza la viabilidad de la implementación de la prótesis desarrollada como modelo estándar de implementación, ya que este proyecto sienta las bases para futuras investigaciones y mejoras en el campo de las prótesis articuladas para caninos.

Establecer los alcances y limitaciones de este proyecto permitirá enfocar los esfuerzos en el diseño y construcción de una prótesis funcional para mejorar la movilidad y la calidad de vida del cánido objetivo, al mismo tiempo, reconoce las restricciones y las áreas que deben ser exploradas en futuros estudios.

#### ***1.4.1 Alcances***

- Diseñar y construir un prototipo funcional de una prótesis articulada destinada a la extremidad posterior izquierda de un cánido de tamaño mediano con amputación transfemoral.
- Realizar un análisis exhaustivo de la cinemática y cinética de la marcha normal de un perro de tamaño similar al paciente.
- Evaluar la funcionalidad cinemática, cinética y de diseño del prototipo mediante la comparación de los resultados obtenidos.
- Proveer una base de referencia para futuras investigaciones y mejoras en el campo de las prótesis articuladas para caninos.

#### ***1.4.2 Limites***

- El alcance de este proyecto se limita al diseño y construcción de una prótesis articulada específicamente para la extremidad posterior izquierda y la articulación de la rodilla de un cánido de tamaño mediano con amputación transfemoral.
- No se considera la implementación de la prótesis en otros caninos con características o tamaños diferentes.
- Si bien se espera obtener resultados relevantes y aplicables, no se garantiza la implementación de la prótesis desarrollada como un modelo estándar y aplicable a cualquier tipo de paciente canino.

## 2. Marco teórico

### 2.1 Estado del arte

Para la implementación de una idea de solución, es importante realizar una investigación previa y evaluar diferentes alternativas y técnicas. Esto incluye la selección adecuada de materiales para la construcción de la prótesis, la determinación de los mecanismos funcionales necesarios, la elección de los métodos apropiados para la toma de impresiones y la fabricación del socket, y la consideración de otros elementos que componen el prototipo. Además, de realizar una evaluación completa de la funcionalidad del diseño mediante análisis cinemáticos y cinéticos para garantizar que la prótesis sea efectiva y segura para su uso. Por eso es fundamental que este proceso de construcción e investigación se realice de manera detallada y rigurosa.

#### 2.1.1 *Antecedentes internacionales*

Se han encontrado tres antecedentes investigativos relevantes para el diseño y construcción de prótesis para perros. El primero es el proyecto “23riana23 f a Prosthesis for Canines with Front Limb Deformities” realizado por Norma Bachman y su equipo en Worcester Polytechnic Institute en 2017. Este proyecto se enfoca en un perro de raza Dachshund con una deformidad en una de sus extremidades delanteras y utiliza un análisis cinemático de la marcha y la medición de fuerzas para construir una prótesis eficiente y funcional (Bachman, Lasso, Olaode, Walfield, & Al Zuhairi, 2017).

El segundo proyecto de investigación referenciado es "Diseño de una prótesis canina para extremidades delanteras" realizado por Miguel ángel Pardo y Juan Ignacio Latorre Biel en la Universidad Pública de Navarra en 2017. Este trabajo se enfoca en la selección de materiales para

la impresión en 3D de prótesis para caninos de tamaño mediano-grande con una resistencia aproximada de 30 kilogramos (Pardo & Latorre Biel, 2017).

El tercer antecedente investigativo es el proyecto de Mikel Casal Rodríguez en la Universidad del País Vasco en 2021, “Diseño de una prótesis articulada de extremidad posterior para perros amputados”. Este proyecto se enfoca en la construcción de una prótesis para una perra adulta con una amputación en su extremidad posterior derecha y destaca por la selección de materiales que garantizan la funcionalidad y resistencia de la prótesis, así como su eficiencia en peso (Casal Rodríguez, 2021).

En resumen, estos antecedentes investigativos aportan valiosa información y enfoques en cuanto al análisis de la marcha, selección de materiales y construcción de prótesis para perros con diversas deformidades o amputaciones.

### ***2.1.2 Antecedentes nacionales***

En el ámbito nacional, se ha consultado el proyecto titulado “EQUAL, Prótesis semi personalizada para perros en impresión 3D y fibra de carbono” (Acero León, 2019). El objetivo principal de este proyecto es el diseño de prótesis para perros utilizando tecnologías de manufactura aditiva, con el fin de mejorar la calidad de vida de aquellos animales que presentan discapacidad física. La prótesis diseñada se enfoca específicamente en extremidades inferiores y se ha adaptado a las características dimensionales de caninos de mediano tamaño. Uno de los aspectos destacables de este proyecto es su metodología de manufactura, construcción y diseño, la cual brinda un proceso estructurado para el desarrollo de prótesis, desde la toma de modelos del muñón amputado hasta el proceso de fabricación en impresión 3D.

### ***2.1.3 Antecedentes locales***

Se consultó el proyecto “Desarrollo de un prototipo de silla de ruedas para caninos braquicéfalos con limitaciones de movilidad del tren posterior (Sanmiguel, Díaz, & Vega, 2021). Los autores plantean como objetivo general el desarrollo de un prototipo de silla de ruedas para caninos braquicéfalos con limitaciones de movilidad del tren posterior, utilizando un software asistido por computador. Aunque este trabajo no menciona específicamente perros amputados, ofrece una solución a una problemática similar a la del proyecto consultado, es decir, la limitación del tren posterior en los caninos. El proyecto presenta metodologías interesantes para nuestro proyecto, como el análisis en software computarizado de la resistencia de los materiales del prototipo y la evaluación de la criticidad de los componentes de su diseño.

## **2.2 Referentes**

La inclusión de las bases teóricas en un proyecto de investigación es fundamental, ya que permite contextualizar y fundamentar la idea del proyecto. En esta sección se presentan los principios teóricos que sustentan la investigación, los cuales funcionan como referentes para el desarrollo del proyecto.

### ***2.2.1 Anatomía veterinaria***

La morfología animal es una disciplina que se encarga del estudio de la forma y estructura de los principales animales domésticos, y su aplicación suele ser de carácter profesional (Getty & Sisson, 2002).

### ***2.2.2 Anatomía sistemática***

La metodología sistemática es fundamental en el estudio de la anatomía animal, ya que permite analizar el cuerpo como un conjunto de sistemas de órganos y aparatos con estructuras y orígenes similares que están asociados para realizar funciones específicas (Getty & Sisson, 2002). Esta metodología se divide en diversas ramas, entre las que se encuentran la osteología

(describe el esqueleto), la sindesmología (describe las articulaciones), la miología (describe los músculos), la esplacnología (describe las vísceras), la angiología (describe los órganos del aparato circulatorio), la neurología (describe el sistema nervioso), los órganos sensoriales (relacionan al individuo con el ambiente externo) y el integumento común (encargado de proteger el cuerpo en forma de envoltura).

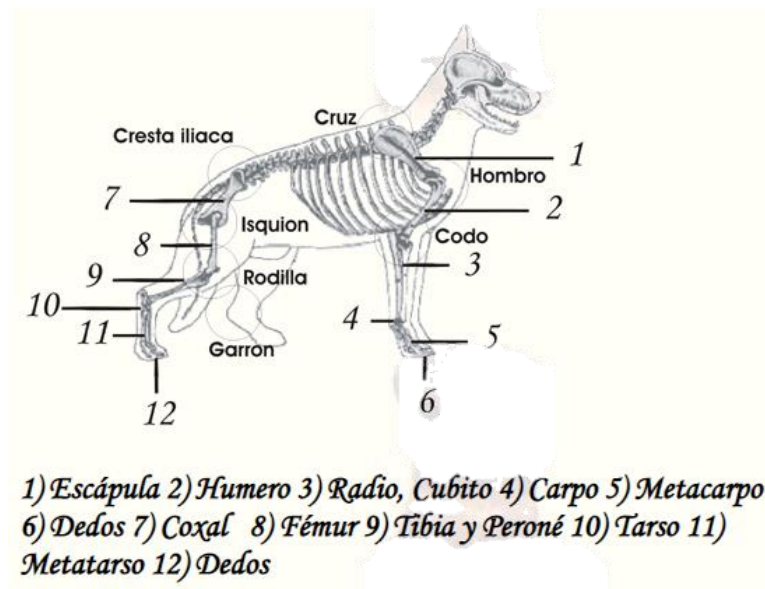
### ***2.2.3 Anatomía del perro***

El perro doméstico (*Canis familiaris*) es un mamífero carnívoro perteneciente a la familia Canidae. Sus características físicas varían según la raza y tienen una esperanza de vida promedio de 10 a 15 años. Poseen una alta inteligencia que depende del entorno y la raza, demostrando gran afectividad y un agudo sentido del olfato y del oído que les permite tener una buena orientación (Rubio, 2011).

### ***2.2.4 Miembro posterior***

La estructura ósea de la extremidad inferior del perro como se puede apreciar en la **¡Error!** **No se encuentra el origen de la referencia.** incluye el fémur, la rótula, la tibia, el peroné y el pie (Rubio, 2011).

Figura 1. Estructura ósea de un perro



Fuente: Tomado de (Criadero Von Osten, 2023)

Gracias a la documentación que se cuenta hoy en día, se conoce la composición de la estructura ósea específica de un perro, compuesta por sus conjuntos principales y en este caso el conjunto que compone su miembro posterior, como lo son: Coxal, fémur, tibia, peroné, tarso y metatarso.

#### 2.2.4.1 Fémur.

El fémur del perro presenta un cuerpo regularmente cilíndrico, excepto en las cercanías de las extremidades, donde se ensancha y comprime cráneo caudalmente. Además, tiene una curvatura extraordinaria en los dos tercios distales y es convexo en su parte superior, en dirección craneal (Getty & Sisson, 2002).

#### **2.2.4.2 Rotula.**

La rótula del perro es un hueso largo y estrecho, con una superficie libre que es convexa en ambas direcciones. Su superficie articular es convexa de lado a lado y ligeramente cóncava en sentido proximodistal (es decir, cerca del eje del cuerpo) (Getty & Sisson, 2002).

#### **2.2.4.3 Tibia.**

La tibia es similar en dimensiones al fémur y su cuerpo forma un doble arco; la parte proximal es convexa hacia adentro y la parte distal es convexa hacia afuera. El tercio proximal tiene forma de prisma, pero está comprimido lateralmente y es largo en sentido craneocaudal. Además, el borde craneal (cresta) es corto pero muy prominente (Getty & Sisson, 2002).

#### **2.2.4.4 Peroné.**

El peroné es un hueso largo que se extiende a lo largo de la región de la pierna. Tiene una forma delgada y ligeramente en espiral, y se agranda en sus extremos. La parte del hueso que está cerca de la tibia tiene un espacio interóseo considerable que los separa, mientras que la parte del hueso que está cerca del tobillo se aplana y se une íntimamente a la tibia (Getty & Sisson, 2002).

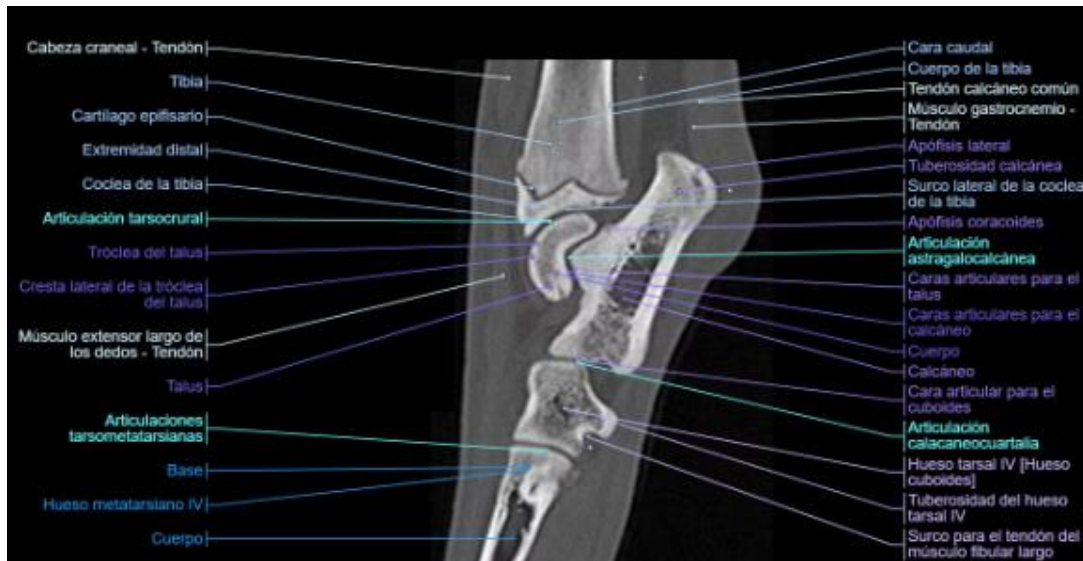
#### **2.2.4.5 Tarso.**

El tarso (ver Figura 2) es una estructura ósea ubicada en la parte posterior del pie, que comprende siete huesos: el astrágalo, calcáneo, hueso central del tarso, cuboides y los tres huesos cuneiformes (Getty & Sisson, 2002):

- El **astrágalo**, también conocido como tibial tarsal, es uno de los huesos más importantes del tarso y está formado por un cuerpo, cuello y cabeza. El cuerpo presenta una tróclea proximal para articularse con la tibia y el peroné.
- El **calcáneo**, o peroneo tarsiano, tiene una apófisis coracoides dorsal y presenta un sustentáculo corto. La tuberosidad calcánea presenta un surco sagital.

- El **hueso central del tarso** tiene una superficie proximal cóncava adaptada a la cabeza del astrágalo. Su superficie distal se articula con el primer, segundo y tercer huesos tarsianos y presenta dos tubérculos plantares.
- El **cuiboides** es un hueso corto ubicado en la parte lateral del tarso y se articula con el hueso del talón, los huesos cuneiformes y el quinto metatarsiano.
- Finalmente, los tres **huesos cuneiformes** son pequeños y están situados en la parte medial del pie, formando un puente entre el tarso y los dedos del pie.

Figura 2. Tomografía computarizada del miembro posterior izquierdo centrada en el tarso, tomada de un Bull Terrier sano de 2 años.



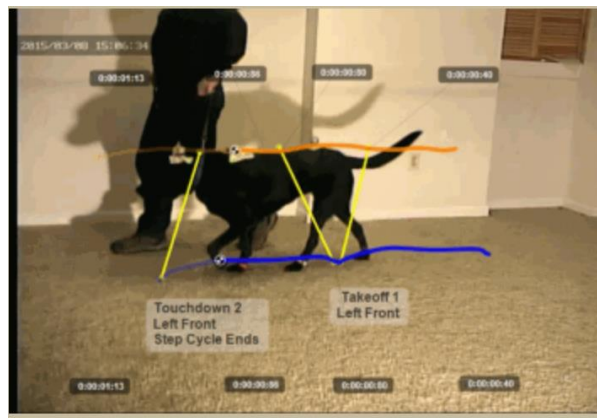
Fuente: Tomado de (Antoine Micheau, 2022) ISSN 2534-5087

En la Figura 2 se identifica detalladamente la composición de una rodilla perteneciente a un Bull terrier joven y sano, donde se observan sus articulaciones, huesos y parte de sus músculos.

### 2.2.5 Locomoción animal

La locomoción animal se refiere al estudio del movimiento de los animales

Figura 3. Análisis de caminata canina mediante fotogrametría.



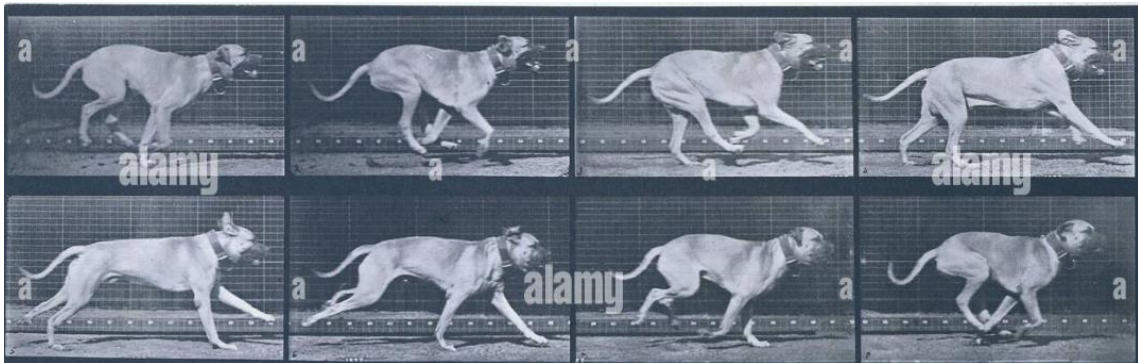
Fuente: Tomado de (RL, 2019).

La Figura 3 proporciona una representación visual de un análisis de caminata utilizando la técnica de fotogrametría. Esta imagen ilustra de manera efectiva el proceso y los resultados obtenidos al utilizar la fotogrametría para analizar el patrón de movimiento durante una caminata.

### 2.2.5.1 Locomoción de perros

Según Cavagna y Norman, la mayoría de los animales emplean estrategias de ejercicio destinadas a optimizar la energía (Cavagna & Norman, 1977). Howell describe dos tipos de marchas: simétrica (caminar, trotar, correr) con la caída de cada miembro separada uniformemente por intervalos de tiempo, y asimétrica (galope y salto) con la caída de cada miembro separada por períodos (Howell, 1994). En el caso de la locomoción de un perro, DeCamp señala que esta se compone de un ciclo que representa un paso de cada miembro, independientemente del tipo de locomoción que use para moverse (DeCamp, 1997). Este ciclo se compone de una fase de balanceo y una fase de apoyo, siendo esta última el momento en que la pata se encuentra en el aire y en el piso respectivamente.

Figura 4. Locomoción animal, galope de canido



Fuente: Tomado de (Stock, 2023).

La Figura 4 exhibe el galope de un perro en cuatro etapas distintas de movimiento. En esta imagen se puede observar claramente que la caída de cada miembro se encuentra separada por períodos específicos. Esta representación visual ofrece una comprensión detallada de la secuencia y el ritmo del galope del perro.

### **2.2.6 Articulaciones**

Los huesos, músculos, membrana sinovial, cartílago y ligamentos se combinan para formar estructuras complejas en el cuerpo animal que les permiten soportar peso y moverse por el espacio de manera eficiente. Estos componentes trabajan juntos para proporcionar fuerza, estabilidad y flexibilidad a las articulaciones, lo que permite una amplia gama de movimientos y actividades (ver figura 2). (Getty & Sisson, 2002).

#### **2.2.6.1 Articulación femoro-rotuliana.**

Los profesionales médicos tienen un gran interés en comprender en profundidad la articulación de la rodilla. La rodilla es una artropatía troclear que conecta el fémur con la tibia y la rótula, y es esencial para caminar, correr y saltar debido a su estructura especial. A pesar de que su estructura y articulaciones proporcionan la sensación de un único movimiento libre de flexión-

extensión, también se produce una segunda sensación de rotación sobre el eje longitudinal de la pierna únicamente cuando se flexiona la rodilla (Góngora, Rosales, González, & Pujals, 2003)

### *2.2.7 Amputaciones*

Las amputaciones deben considerarse como último recurso cuando la extremidad no puede ser salvada o está afectando gravemente al cuerpo por infección o gangrena (Fernández, 2004). La respuesta a la cirugía de amputación siempre será individual y estará influenciada por factores como la edad, la constitución física y los cuidados en casa por parte de los dueños del paciente (Osorio, 2012).

Figura 5. Pola, perro de tamaño mediano con amputación en su extremidad posterior izquierda.



Fuente: Elaboración propia.

En este caso se presenta a Pola (ver Figura 5), el paciente amputado en su extremidad posterior izquierda, del cual no se registra causas de su amputación, sin embargo, cuenta con buenas condiciones de salud y se estima en una edad de 3 años aproximadamente. Este paciente es por quien se trabajará en realizar la prótesis articulada.

### **2.2.7.1 Parámetros de amputación.**

El nivel de amputación debe ser determinado por consideraciones quirúrgicas, eligiendo un punto donde el tejido esté suficientemente cicatrizado para descartar el área afectada o anormal (Osorio, 2012). En cuanto a los colgajos cutáneos, se requiere que el muñón esté adecuadamente cubierto con piel, la cual debe ser móvil y tener una sensibilidad normal en la parte distal. Además, la cicatriz no debe estar adherida al hueso debajo para evitar dificultades en el ajuste de la prótesis después de un uso prolongado (Osorio, 2012). En cuanto a los músculos, se recomienda realizar el corte justo por debajo de la altura requerida de la sección de hueso para permitir que la sección distal se retraiga a ese nivel. En algunos casos, puede ser necesario biselar o contornear el músculo para obtener un muñón adecuado y no demasiado voluminoso (Osorio, 2012).

### **2.2.8 Prótesis**

Una prótesis es una pieza o aparato utilizado para reemplazar un órgano o miembro del cuerpo (RAE, 2022). Su objetivo principal es mejorar el funcionamiento de la parte del cuerpo sustituida y permitir al usuario no tener ninguna o la mínima limitación física.

La prótesis se compone de tres partes principales: interfaz, componentes estructurales y cobertura. La interfaz es el espacio entre la prótesis y el muñón, que puede estar hecha de almohadillas viscoelásticas u otro material para proteger la piel y distribuir la presión de manera uniforme. También debe tener un sistema de suspensión integrado para sostener la prótesis de forma segura. Los componentes estructurales incluyen la cuenca, los apéndices (como la mano, pie o pata) y la articulación. Los módulos de conexión conectan los apéndices y las articulaciones al receptáculo. La cobertura se refiere a la apariencia de la prótesis, que en la mayoría de los casos se busca que sea lo más natural posible por efectos estéticos (Stokosa, 2021).

Figura 6. Prótesis de pierna izquierda.



Fuente: Tomado de (Vitoria, 2020).

En los seres humanos ha evolucionado el modelo de prótesis, aparte de cumplir con la necesidad requerida, busca ser un elemento más como una extremidad, de la forma en que el paciente se sienta cómodo, e identificado con su equipo de movimiento alternativo.

Figura 7. Delfín Winter con prótesis de su aleta caudal.



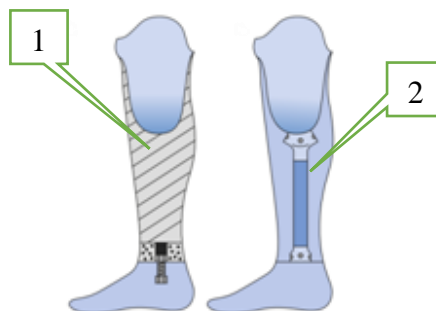
Fuente: Tomado de (Clear Water Marine Acuarium, 2021)

En el caso de los animales también se han implementado prótesis personalizadas, que llegan a ser un reto ya que algunos elementos son indispensables para el movimiento e incluso para lograr sobrevivir, tal y como lo fue el delfín Winter mostrado en la Figura 7, que se le implemento una prótesis por falta de su aleta caudal.

### 2.2.8.1 Tipos de prótesis.

Existen diferentes tipos de prótesis de miembro, entre las cuales se encuentran las prótesis exoesqueléticas y las endoesqueléticas. Las prótesis exoesqueléticas son externas y fijas, lo que significa que no son ajustables, pero son más duraderas y pueden soportar condiciones ambientales y entornos cáusticos. Por otro lado, las prótesis endoesqueléticas tienen una estructura esquelética interna central que incluye componentes modulares y acoplamientos que proporcionan un ángulo ajustable en los tres planos y facilitan la extracción de los componentes dañados (Stokosa, 2021). Asimismo, es importante mencionar que las prótesis también pueden ser articuladas, lo que significa que tienen uno o más grados de libertad, o fijas, lo que significa que solo sirven de soporte.

**Figura 8. Prótesis exoesquelética (1) y endoesquelética (2).**



Fuente: Tomado de (Barrera, 2017).

En la Figura 8 se evidencia gráficamente la diferencia entre las prótesis exoesqueléticas y las endoesqueléticas.

### **2.2.9 Impresión 3D**

La fabricación aditiva, también conocida como impresión 3D, es una técnica que ofrece una alternativa eficaz y de bajo coste frente a las técnicas tradicionales de manufactura. Permite la creación de instrumentos, herramientas y estructuras con diseños complejos y ofrece amplias opciones de materiales (Ortiz, 2019).

**Figura 9. Impresión 3D de mano derecha**



Fuente: Tomado de (Palomo, 2022).

En los seres humanos se ha implementado el uso de impresión 3D para la manufactura de prótesis como se puede evidenciar en la

. Este tipo de manufactura se caracteriza por su resistencia y relación con el peso, a tal punto que se ha logrado hoy en día a realizar movimientos de articulación, sujeción y otro tipo de tareas que haría una mano.

Figura 10. Tuky, tucán con pata diseñada en impresión 3D



Fuente: Tomado de (Gómez, 2020).

En el caso de los animales también se ha visto presente la innovación de crear prótesis para ayudarlos en sus movimientos, principalmente aquellos que están amputados o presentan deformaciones en su cuerpo, el método de impresión 3D ayuda a diseñar un prototipo personalizado según la necesidad del paciente, como es el caso de tuky, el cual tiene una prótesis en su pata (ver Figura 10)

### **2.2.9.1 Técnicas y funcionamiento de impresión.**

La creación de un modelo 3D comienza con su diseño en un software tipo CAD y su posterior guardado en un archivo en formato STL. La impresora 3D interpreta la información del archivo, lo convierte en cortes horizontales 2D y lo imprime incrementalmente hasta formar un objeto 3D completo. Algunas técnicas de impresión utilizadas son la FDM o extrusión termoplástica, que consiste en la deposición de material fundido en forma de hilos que se solidifican al instante, y la SLS o sinterización selectiva por láser, que funde una lámina continua de material en polvo según el perfil del objeto a crear. Además, las bioimpresoras 3D utilizan la

tecnología de escritura directa para la impresión de materiales, siendo la técnica más usada en ingeniería de tejidos e impresión de órganos (Ortiz, 2019).

### **2.2.9.2 Materiales de impresión.**

La impresión 3D ha permitido la creación de objetos tridimensionales a partir de una gran variedad de materiales, desde tejidos humanos hasta minerales utilizados en la producción industrial. Con el paso del tiempo, esta tecnología ha evolucionado rápidamente, lo que ha permitido la impresión de prácticamente cualquier objeto tridimensional (Mejía, 2016). Entre los materiales más utilizados se encuentran el ABS, PLA, NYLON, NINJAFLEX, LAYWOOD-D3, HPS, PET, PVA, LAYBRICK, FLEXIBLE PLA y HDPE. Cada material tiene diferentes propiedades, como la resistencia a altas o bajas temperaturas, dureza, firmeza, resistencia a impactos, capacidad de cristalización, entre otros (Mejía, 2016)

### **2.2.10 Análisis cinético y cinemático**

En el ámbito de la biomecánica, el término cinética se refiere a la relación existente entre las fuerzas y el movimiento que se produce en las articulaciones, el cual es generado tanto por fuerzas internas como externas. Para llevar a cabo un estudio cinético, se debe relacionar ángulos y momentos articulares (Sanchis & etal, 2016).

Por su parte, la cinemática es una rama de la dinámica que considera los parámetros del movimiento, así como la masa y la fuerza. Un análisis cinemático permite simular el movimiento de un mecanismo, obteniendo información como la posición, velocidad y aceleración de figuras geométricas y sus conexiones, la interferencia entre componentes, las curvas de movimiento del mecanismo y los brazaletes de movimiento que capturan el movimiento del equipo como una pieza (PTC, 2019).

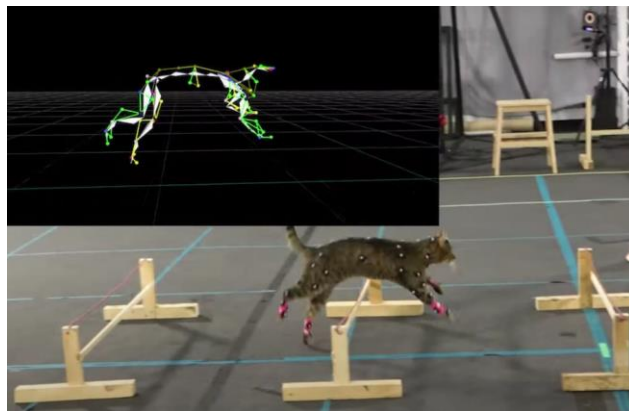
### 2.2.10.1 Plataforma de fuerza.

En Biomecánica, las plataformas de fuerza son una herramienta esencial para medir el peso estático y la fuerza dinámica vertical en saltos, así como para cuantificar el equilibrio y otros parámetros del movimiento humano (Pasco, 2009).

### 2.2.10.2 Análisis video óptico.

La tecnología inercial permite la medición de la posición y orientación de un objeto en el espacio utilizando sensores inerciales, como acelerómetros, giroscopios y magnetómetros. Los sistemas de captura y análisis de movimiento basados en esta tecnología utilizan dichos sensores en combinación con marcadores reflectivos colocados en las articulaciones para obtener los parámetros cinemáticos 3D en cualquier entorno y circunstancia. La posición de los marcadores se rastrea mediante un conjunto de cámaras digitales, lo que permite obtener una imagen precisa del movimiento del cuerpo (Barreto, Sánchez, & Gómez, 2019).

Figura 11. Gato con sensores de movimiento a través de cámara digital.



Fuente: Tomado de (Walsh, 2021).

Mediante el uso de marcadores, cámaras de movimientos y algunos obstáculos, se evidencia el estudio de movimiento de un gato que realiza saltos y desplazamiento en un circuito

como se puede evidenciar en la Figura 11, para al final ser recopilado en una base de datos que representa como barras a sus articulaciones, huesos y lo representa en un modelo en 3 dimensiones.

### *2.2.11 Pruebas baropodométricas*

La baropodometría es un estudio de la distribución de las presiones plantares utilizando una plataforma de registro electrónico. Este tipo de análisis también es conocido como plataforma de presiones, podómetro o fotopodobarometría, sin embargo, en la actualidad se utiliza más el término de baropodometría, descrito por Piero Galazzo en 1986. Otro término utilizado es baropodometría electrónica debido a la tecnología utilizada para obtener estos registros (Hurtado, 2006).

Figura 12. Baxter, Perro de tamaño pequeño en marcha sobre plataforma baropodométrica



Fuente: Tomado de (Bachman, Lasso, Olaode, Walfield, & Al Zuhairi, 2017).

En la Figura 12 se muestra a Baxter, un perro de pequeño tamaño sobre la plataforma de baropodometría y demarcado en algunas zonas de su cuerpo, tal y como se requiere con el fin de realizar un análisis de movimiento y de reacción sobre su caminata y la plataforma.

### ***2.2.12 Proceso de diseño***

El proceso de diseño comienza con la identificación de una necesidad y la decisión de tomar acción para resolverla (Shigley, 2008). Para Shigley, este proceso es iterativo y se desglosa en reconocimiento de la necesidad, definición del problema, síntesis, análisis y optimización, evaluación y presentación del diseño. La definición del problema debe incluir todos los datos técnicos del objeto planificado, como las cantidades de entrada y salida, las características y dimensiones del espacio y las limitaciones de tamaño (Shigley, 2008).

La síntesis o diseño de concepto implica la creación de una idea central que impulse el diseño del producto. A medida que se avanza en el desarrollo del esquema, se deben realizar análisis para evaluar el desempeño del sistema y determinar si es satisfactorio (Shigley, 2008). Tanto el análisis como la optimización requieren la creación de modelos matemáticos abstractos del sistema para respaldar algún tipo de análisis matemático.

La evaluación es la fase final del proceso de diseño y representa la prueba definitiva de un diseño exitoso. Esta fase implica la prueba del prototipo en el laboratorio para descubrir si el diseño satisface las necesidades establecidas (Shigley, 2008).

Finalmente, la presentación es la fase donde se muestra el diseño como un producto innovador que soluciona el problema de manera óptima. Es importante destacar que esta fase es crucial para vender el producto diseñado.

#### **2.2.12.1 Herramientas y recursos de diseño.**

Las microcomputadoras económicas y los paquetes de software potentes proporcionan a los ingenieros herramientas de gran capacidad para diseñar, analizar y simular componentes mecánicos. Además de estas herramientas, los ingenieros requieren constantemente información técnica, ya sea en forma de logros científicos o técnicos básicos o las características de

componentes especiales recién lanzados. En este caso, los recursos pueden variar desde libros de ciencia e ingeniería hasta folletos o catálogos de los fabricantes (Shigley, 2008). El software de diseño asistido por computadora (CAD) es una herramienta computacional que permite la creación de modelos tridimensionales y cálculos rápidos y precisos de propiedades (Shigley, 2008). Estas herramientas también ayudan en los análisis de fallas proporcionando una estimación del diseño final como producto elaborado.

### **3. Marco metodológico**

#### **3.1 Diseño de investigación**

El presente estudio se enmarca en una investigación experimental cuyo objetivo es examinar las relaciones de causa y efecto asociadas a la evaluación de la prótesis canina y su influencia en la movilidad del perro amputado.

##### ***3.1.1 Tipo de diseño investigativo***

En cuanto al tipo de diseño investigativo, este proyecto se enmarca en un enfoque experimental explicativo. El objetivo es utilizar conocimientos previos en anatomía canina, diseño y construcción de prótesis, así como en la selección de materiales adecuados. El enfoque consistirá en trabajar en un prototipo con el propósito de evaluar factores de resistencia y deformación que satisfagan los objetivos de diseño.

Los objetivos de diseño incluyen generar el movimiento de la pata posterior de un perro de tamaño mediano. Para lograr esto, se seguirán los pasos de construir el prototipo y evaluar su resistencia y adaptabilidad al canino. A continuación, se procederá a determinar su funcionalidad mediante métodos dinámicos y comparar los resultados con los obtenidos de un perro sano de características similares.

##### ***3.1.2 Técnicas de Recolección de Datos***

Las técnicas utilizadas en este estudio incluyen:

- Observación y registro de la marcha y movimientos del perro con prótesis, mediante análisis cinemáticos y cinéticos. Esto se llevará a cabo utilizando placas de fuerza y la técnica de captura de movimiento óptico, con el objetivo de obtener parámetros

de diseño preliminar y analizar la caminata normal de un perro de igual tamaño al paciente.

- Registro de datos de resistencia y propiedades mecánicas de la prótesis mediante pruebas como análisis de deformación, tensión máxima y límite elástico. Se utilizarán pruebas dinámicas y de resistencia de materiales, apoyadas en el uso de software SolidWorks y su herramienta de elementos finitos. Esto permitirá evaluar la funcionalidad cinemática, cinética y de diseño del prototipo, comparando los resultados obtenidos entre el perro sin amputación y el paciente con la prótesis.

### 3.2 Técnicas y herramientas de análisis de datos

Durante el desarrollo de la investigación, se emplearon diversas técnicas y herramientas para realizar un análisis exhaustivo de los datos recolectados y diseñar una prótesis efectiva para el perro amputado. A continuación, se detallan con mayor precisión cada una de estas técnicas y herramientas:

#### 3.2.1 *Técnicas:*

- **Análisis de mecanismo de 4 barras no Grashof** para la articulación de la rodilla: Esta técnica permitió evaluar y optimizar el mecanismo de articulación de la rodilla en la prótesis, considerando factores como el rango de movimiento, la estabilidad y la eficiencia mecánica.
- **Análisis de carga estática** mediante el uso del software Smart clinic para conocer la presión máxima alcanzada, el área de apoyo y el porcentaje de apoyo que tiene el perro en sus extremidades.
- Uso del **software Kinovea** para realizar análisis cinemáticos de los videos de marcha: Kinovea es una herramienta especializada que permitió analizar en detalle

los movimientos del perro durante la marcha con la prótesis. Esto incluyó el estudio de ángulos, tiempos y desplazamientos para evaluar la biomecánica de la marcha.

- **Técnica de yeso** para obtener un negativo del muñón y su posterior digitalización: Esta técnica consistió en aplicar una capa de yeso al muñón del perro amputado para obtener un molde negativo detallado. Posteriormente, se digitalizó este molde mediante escaneo 3D, lo cual permitió obtener una representación precisa del muñón y facilitó la personalización de la prótesis.

### 3.2.2 *Herramientas:*

- Software de análisis de datos, como **Excel**: Se utilizó Excel u otros programas similares para realizar análisis estadísticos avanzados de los datos recopilados durante las pruebas de marcha. Esto incluyó cálculos de promedios, desviaciones estándar y correlaciones para obtener conclusiones significativas.
- Software de diseño y modelado, como **SolidWorks** y **Fusion 360**: Estas herramientas de diseño asistido por computadora (CAD) permitieron crear modelos virtuales detallados de la prótesis. Esto facilitó la visualización de la estructura, la realización de modificaciones y la preparación de los archivos necesarios para la fabricación de la prótesis.
- Software de simulación cinemática, como **Linkage**: Se utilizó software de simulación cinemática para analizar y evaluar el movimiento de los componentes de la prótesis en diferentes escenarios. Esto permitió optimizar el diseño, verificar la funcionalidad y predecir el comportamiento de la prótesis durante la marcha.
- **Marcadores reflectivos**: Estos marcadores fueron colocados estratégicamente en el cuerpo del perro durante las pruebas de marcha. Los marcadores reflectivos

permitieron capturar y rastrear con precisión los movimientos del perro utilizando técnicas de captura de movimiento óptico, lo cual proporcionó datos precisos para el análisis cinemático.

- **Placas de fuerza:** Las placas de fuerza se utilizaron para medir las cargas ejercidas por el perro durante la marcha. Estas placas registraron las fuerzas aplicadas en las extremidades del perro, lo cual brindó información valiosa sobre la distribución de las cargas y permitió evaluar la carga soportada por la prótesis.
- **Cámaras de análisis óptico** de alta velocidad: Se emplearon cámaras de alta velocidad para capturar imágenes detalladas de la marcha del perro con la prótesis. Estas cámaras permitieron realizar un análisis óptico preciso de los movimientos y la biomecánica de la marcha, lo cual ayudó a identificar posibles mejoras en el diseño de la prótesis.
- **Escáner 3D:** Un escáner 3D se utilizó para obtener datos tridimensionales del muñón del perro amputado. Esta técnica permitió obtener una representación digital precisa del muñón, lo cual facilitó la personalización y adaptación precisa de la prótesis a las características anatómicas del perro.
- **Software Smart Analyzer:** El software Smart Analyzer fue utilizado para analizar y procesar los datos recopilados durante las pruebas de marcha. Esta herramienta permitió realizar cálculos y análisis de parámetros cinemáticos y cinéticos, proporcionando una evaluación cuantitativa del desempeño del perro con la prótesis.

- Complemento de SolidWorks (**SolidWorks Simulation**): Este complemento del software SolidWorks se utilizó para realizar un análisis estructural de la prótesis. Mediante simulaciones se evaluó la resistencia y el rendimiento estructural de la prótesis, lo cual permitió identificar posibles mejoras y garantizar su funcionalidad.

En resumen, la combinación de estas técnicas y herramientas proporcionó un enfoque integral que permitió comprender en profundidad la efectividad de la prótesis y evaluar su impacto en la movilidad del perro amputado.

### 3.3 Fases de la Investigación

La investigación se desarrolla en las siguientes fases:

#### 3.3.1 *Fase 1: Preparación del canino y calibración del laboratorio*

En esta fase inicial de la metodología, se llevaron a cabo los siguientes pasos:

- **Selección del canino de prueba para obtener el movimiento de caminata normal:** Se realizó una cuidadosa selección de un canino que representara adecuadamente el tamaño y las características necesarias para el estudio. Este canino fue utilizado como referencia para obtener el movimiento de caminata normal y establecer un punto de comparación con el perro amputado.
- **Preparación del canino y calibración del laboratorio de marcha:** Se llevó a cabo una preparación meticulosa del canino seleccionado antes de las pruebas de marcha. Esto incluyó acondicionar al perro para el entorno de laboratorio, asegurándose de que estuviera cómodo y relajado. Además, se realizó la calibración precisa de todos los equipos utilizados en el laboratorio de marcha, como cámaras de captura de movimiento y plataformas de fuerza, para garantizar mediciones precisas y confiables.

Una vez completada esta fase de preparación y calibración, se procedió a la ejecución de las pruebas de marcha, que permitieron obtener datos relevantes sobre el movimiento de caminata normal del canino de referencia.

### **3.3.2 Fase 2: Obtención de datos de marcha normal.**

Durante esta fase, se llevaron a cabo las pruebas de marcha para obtener datos precisos sobre el patrón de marcha normal del canino. Se utilizaron técnicas de captura de movimiento y placas de fuerza para registrar y medir con precisión los movimientos y las fuerzas generadas durante la marcha del canino. Estas pruebas proporcionaron datos detallados que servirían como referencia fundamental para establecer parámetros de diseño posteriores, tales como la trayectoria de la pata del canino, su porcentaje de apoyo según el peso, la presión media y máxima registrada, el tiempo de pisada y de apoyo por la extremidad posterior izquierda.

Una vez recopilados los datos de las pruebas de marcha, se procedió al procesamiento de estos utilizando métodos y herramientas adecuadas, usando software como Smart analyzer y Smart clinic. Se realizaron una lista de parámetros relevantes, como el ajuste ergonómico al paciente, la libertad de movimiento que puede tener el perro usando la prótesis y el material de construcción. Que luego servirían como base sólida para el diseño de la prótesis.

El objetivo principal de esta fase fue obtener datos sólidos y confiables sobre la marcha normal del canino. Estos datos desempeñaron un papel fundamental al establecer una base de comparación para evaluar posteriormente los efectos de la prótesis en la movilidad y de igual manera proponer una serie de requerimientos por los cuales debe cumplir la prótesis. La obtención y el procesamiento de estos datos permitieron sentar las bases científicas necesarias para el desarrollo de la prótesis canina y asegurar su efectividad en mejorar la movilidad del perro amputado.

### ***3.3.3 Fase 3: Diseño y construcción de la prótesis.***

En esta fase, se llevó a cabo el proceso de diseño y construcción de la prótesis canina. Se inició con el diseño conceptual, donde se evaluaron diversas alternativas y se seleccionó la opción más adecuada. A continuación, se procedió al diseño detallado, abarcando aspectos como el modelado de la prótesis, el dimensionamiento del mecanismo, el diseño del socket y los elementos de sujeción.

Durante el diseño, se tuvieron en cuenta los datos obtenidos en el estudio de marcha para garantizar que la prótesis se ajustara de manera precisa a las necesidades del perro. Se consideraron aspectos como la biomecánica de la marcha y la funcionalidad, con el objetivo de lograr un diseño que maximizara la movilidad del canido amputado.

Una vez finalizado el diseño, se procedió a la construcción de la prótesis utilizando los recursos y la tecnología adecuada. Se emplearon técnicas avanzadas, como la impresión 3D, para materializar el diseño y obtener una prótesis de alta calidad y precisión.

En resumen, esta fase se centró en el diseño y la construcción de una prótesis canina personalizada, teniendo en cuenta los datos obtenidos en el estudio de marcha. El objetivo principal fue desarrollar una prótesis que se adaptara de manera óptima a las necesidades del perro, mejorando su movilidad.

### ***3.3.4 Fase 4: Obtención de datos de marcha con prótesis.***

En el estudio de marcha con prótesis, se realizaron pruebas específicas en un entorno controlado para evaluar la caminata del perro amputado utilizando la prótesis diseñada. Se garantizó la correcta colocación de los marcadores y la calibración de los equipos utilizados para obtener datos precisos.

Durante el estudio, se registraron los parámetros relevantes de la marcha, como la cinemática (movimiento), con el objetivo de realizar una evaluación cuantitativa del desempeño del perro con la prótesis. Se recopilieron datos detallados que permitieron comparar y analizar los resultados obtenidos con la marcha normal del perro sin amputación.

Las técnicas de captura de movimiento jugaron un papel fundamental en la obtención de datos precisos sobre la marcha con prótesis. Estas técnicas permitieron registrar y medir con exactitud los movimientos involucrados durante la caminata del perro amputado.

#### 4. Resultados y análisis

Este capítulo se trata de la formación de datos a partir de las pruebas realizadas, análisis de los parámetros obtenidos por estas mismas, especificación de requerimientos para un diseño, la evaluación entre alternativas que cumplieran con los objetivos, el proceso de diseño y construcción para la prótesis y la comparación entre los resultados obtenidos a partir de las pruebas realizados con el perro sano y el paciente con su prótesis articulada.

##### 4.1 Selección del canido de estudio

Principalmente se tuvieron en cuenta las condiciones del paciente para así buscar y validar un canido en buen estado de salud, que fuese similar en características anatómicas, luego se confirmó que sus características cumplieran con la anatomía similar del paciente.

Figura 13. Secciones principales del paciente amputado



Fuente: Elaboración propia

Las medidas para tener en cuenta como parámetro de comparación y de construcción en el prototipo de la prótesis están definidas por las secciones nombradas L1 y L2 presentes en la Figura 13 que corresponden a los siguientes valores:

$$L1 = 16 \text{ centímetros}$$

$$L2 = 24 \text{ centímetros}$$

Estos valores son representativos para el diseño, ya que a partir de la longitud total de la extremidad y de la medida del moñón se puede limitar las dimensiones de la prótesis a construir.

Figura 14. Duke, perro sano de características similares al paciente



Fuente: Elaboración propia

El perro sano que se tomó en cuenta para las pruebas del laboratorio fue Duke, un perro de tamaño mediano y similar al paciente amputado. Principalmente se seleccionó con el propósito de

obtener parámetros iniciales de diseño y con el fin de crear o diseñar requerimientos para la prótesis articulada.

#### **4.2 Preparación del canido y calibración del laboratorio**

Para preparar el laboratorio de biomecánica (UNAB), fue necesario llevar a cabo la calibración de los equipos y el espacio de trabajo. En el software Smart Clinic, se realiza esta calibración mediante la activación inteligente. En primer lugar, se calibran los ejes ubicando la riana en la primera plataforma de fuerza durante 5 segundos, y se guarda esa captura. Luego de esto se calibro el espacio de trabajo, que es la vara de la riana, realizando movimientos desde el piso hasta el techo durante aproximadamente 60 segundos, y se guarda esta captura. Por último, se realizó la calibración en la primera plataforma únicamente con los ejes X e Y, y se guardó dicha calibración. Es importante que el margen de error fuese menor a 0.4%.

#### **4.3 Marcha normal del canino modelo**

Para este objetivo se realizaron pruebas cinemáticas y cinéticas tales como análisis de movimiento mediante el programa Smart Analyzer y estudio de prueba estática sobre plataforma baropodométrica y el programa Smart Clinic. En canido sano y similar al paciente (Duke), con el fin de obtener parámetros iniciales de diseño (Figura 14. Duke, perro sano de características similares al paciente).

Se debe tener en cuenta que el perro analizado tuvo una tendencia de apoyo en sus extremidades derechas, lo que varía según su postura, es decir, se registró mayor porcentaje de apoyo tanto en extremidad anterior y posterior derecha que en las izquierdas.

#### 4.3.1 Prueba en plataforma baropodométrica

En esta fase se midió el nivel de presión ejercida del perro sobre sus extremidades posteriores y anteriores, teniendo en cuenta su peso corporal de 13 kilogramos y una altura de 44cm y la inclinación de su centro de masa según su caminata.

Figura 15. Perro sano sobre plataforma baropodométrica.



Fuente: Elaboración propia

Para este proceso fue necesario asistir al perro en diferentes posturas, con el fin de garantizar una buena toma de datos, como se muestra en la figura 15.

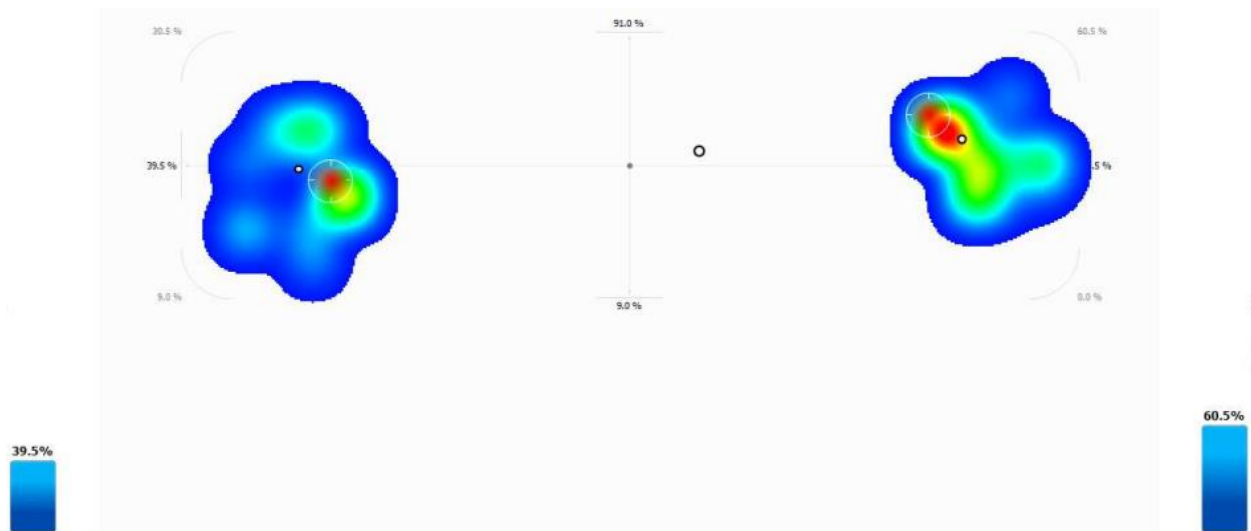
Tabla 1. Análisis de magnitudes en extremidades anteriores

<b>Unidad</b>	<b>Magnitud de pierna izquierda</b>	<b>Magnitud de pierna derecha</b>
<b>Presión máxima (Kpa)</b>	184.6 (kpa)	267.4 (Kpa)
<b>Presión media (Kpa)</b>	45.2 (Kpa)	76.8 (Kpa)
<b>Área de contacto (Centímetros)</b>	10 ( $cm^2$ )	9 ( $cm^2$ )
<b>Porcentaje de apoyo</b>	39.5%	60.5%

Fuente: Elaboración propia

Para el análisis de las extremidades anteriores se logró obtener el valor máximo en presión de 184.6 Kpa y 267.4 Kpa para la pata izquierda y derecha respectivamente. Es evidente la diferencia de porcentaje de apoyo si lo relacionamos con las presiones máximas de cada extremidad anterior.

Figura 16. Análisis de porcentaje de apoyo en extremidades anteriores



Fuente: Laboratorio de Biomecánica UNAB.

Mediante el uso de la plataforma de baropodométrica y del software Smart Clinic se identificó en la Figura 16 como es el porcentaje de apoyo de las extremidades anteriores, variando entre 39.5% y 60.5% para la extremidad izquierda y derecha respectivamente.

Tabla 2. Análisis de porcentaje según la zona de presión para extremidad anterior izquierda

Área	Superficie ( <i>cm</i> ) <sup>2</sup>	%	Fuerza (Kgf)	%	Max. Presión (Kpa)	Presión media (Kpa)
<b>M1</b>	1.8	6.4 %	0.4	3.4 %	58	23
<b>M2</b>	1.7	6.2 %	1.1	8.9 %	111	62
<b>M3</b>	1.8	6.4 %	1.2	9.7 %	112	66
<b>M4</b>	1.4	5.2 %	0.6	5.1 %	74	42
<b>M5</b>	1.3	4.8 %	0.3	2.3 %	44	21

<b>MF</b>	11.8	42.6 %	6.3	51.5 %	196	52
<b>MH</b>	3.9	14.1 %	1.3	10.8 %	93	33
<b>LH</b>	4.0	14.3 %	1.0	8.3 %	49	25

Fuente: Elaboración propia.

En la Tabla 2 se obtuvo un valor máximo de fuerza igual a 6.3 Kgf, una presión de 196 Kpa y un área de 11.8  $cm^2$  correspondientes al punto MF identificado en la extremidad anterior izquierda.

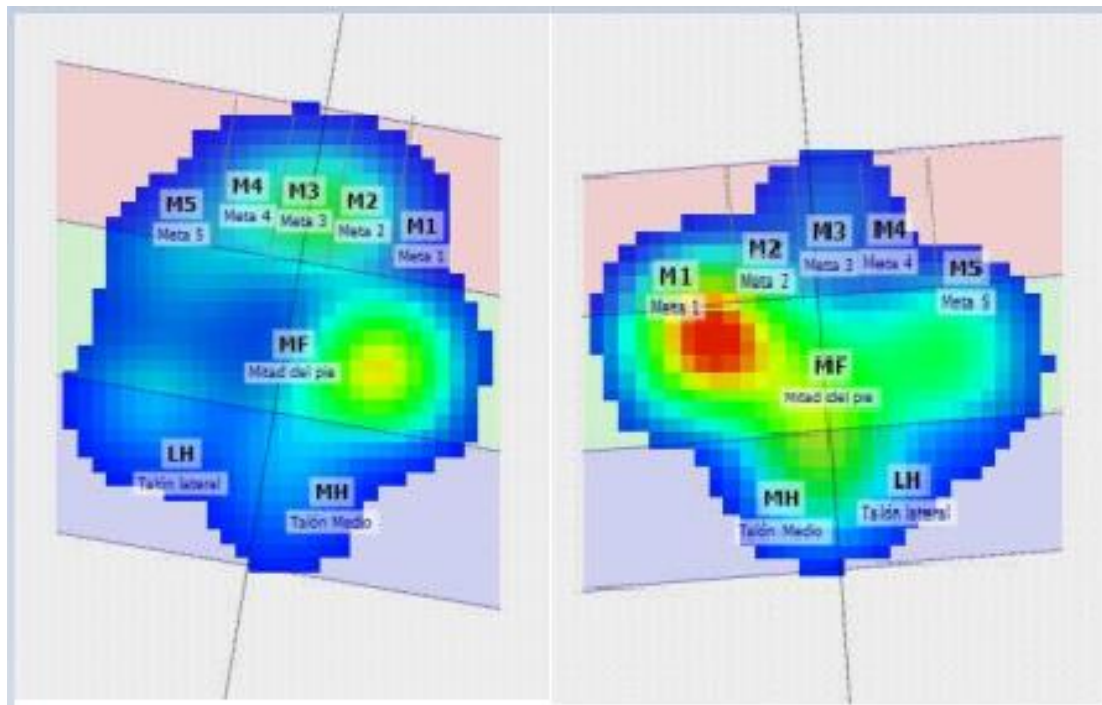
Tabla 3. Análisis de porcentaje según la zona de presión para extremidad anterior derecha

<b>Área</b>	<b>Superficie (<math>cm^2</math>)</b>	<b>%</b>	<b>Fuerza (Kgf)</b>	<b>%</b>	<b>Max. Presión (Kpa)</b>	<b>Presión media (Kpa)</b>
<b>M1</b>	1.6	7.7 %	1.1	7.0 %	206	68
<b>M2</b>	1.0	4.7 %	0.5	3.1 %	144	49
<b>M3</b>	1.7	8.1 %	0.5	3.1 %	60	29
<b>M4</b>	1.0	4.5 %	0.2	1.1%	26	18
<b>M5</b>	0.4	1.9 %	0.1	0.5 %	26	19
<b>MF</b>	10.0	47.2 %	10.4	64.4 %	270	102
<b>MH</b>	2.4	11.3 %	1.6	9.7 %	167	64
<b>LH</b>	3.1	14.5 %	1.8	11.0 %	173	56

Fuente: Elaboración propia.

Para la Tabla 3 se registraron los valores máximos de fuerza igual a 10.4 Kgf y presión igual a 270 Kpa, con un área de apoyo de 10  $cm^2$  correspondientes a la extremidad anterior derecha. Estos valores son significativamente superiores a los de la extremidad anterior izquierda.

Figura 17. Análisis de porcentaje según la zona de presión para extremidades anteriores



Fuente: Laboratorio de Biomecánica UNAB.

En el análisis de porcentaje de presión en las extremidades anteriores se evidencia una uniformidad respecto al área de apoyo de ambas patas y las marcaciones (M1, M2, M3, M4, MF, LH y MH) están relacionadas con la Tabla 2 y la Tabla 3, tal y como se muestra en la Figura 17. Análisis de porcentaje según la zona de presión para extremidades anteriores Sin embargo, predomina el apoyo en mayor presión sobre la extremidad anterior derecha.

Tabla 4. Análisis de magnitudes en extremidades posteriores

Unidad	Magnitud de pierna izquierda	Magnitud de pierna derecha
<b>Presión máxima (Kpa)</b>	71.8 (kpa)	181.1 (Kpa)
<b>Presión media (Kpa)</b>	16.6 (Kpa)	92.3 (Kpa)
<b>Área de contacto (Centímetros)</b>	8.0 (cm <sup>2</sup> )	4.0 (cm <sup>2</sup> )
<b>Porcentaje de apoyo</b>	26.4%	73.6%

Fuente: Elaboración propia.

En la Tabla 4. Análisis de magnitudes en extremidades posteriores se recopiló valores obtenidos a partir de las pruebas realizadas en las extremidades posteriores, siendo la pierna derecha con un valor máximo de presión igual a 181.1 Kpa.

Figura 18. Análisis de magnitudes en extremidades posteriores



Fuente: Laboratorio de Biomecánica UNAB.

Como se observa en la Figura 18. Análisis de magnitudes en extremidades posteriores y en la Tabla 4. Análisis de magnitudes en extremidades posteriores se logró evidenciar una gran

diferencia entre la magnitud del área aplicada por ambas extremidades posteriores, siendo la derecha con menor área, sin embargo, la que presenta mayor porcentaje de apoyo, por lo tanto, registra mayor fuerza y presión.

Tabla 5. Análisis de porcentaje según la zona de presión para extremidad posterior izquierda

<b>Área</b>	<b>Superficie (cm)<sup>2</sup></b>	<b>%</b>	<b>Fuerza (Kgf)</b>	<b>%</b>	<b>Max. Presión (Kpa)</b>	<b>Presión media (Kpa)</b>
<b>M1</b>	2.4	12.2%	0.7	19.2 %	83	28
<b>M2</b>	1.4	7.0%	0.6	15.7%	83	40
<b>M3</b>	1.2	6.2%	0.2	4.9%	33	14
<b>M4</b>	0.1	0.6%	0.0	0.1%	3	3
<b>M5</b>	0.0	0.0%	0.0	0.0%	0	0
<b>MF</b>	8.6	43%	1.3	34.7 %	68	15
<b>MH</b>	3.6	18.3%	0.6	17.4%	35	17
<b>LH</b>	2.5	12.7%	0.3	8.0 %	27	11

Fuente: Elaboración propia.

Para el análisis de Tabla 5. Análisis de porcentaje según la zona de presión para extremidad posterior izquierda de la extremidad posterior izquierda se registró un valor máximo de fuerza correspondiente a 1.3 Kgf y una presión de 68 Kpa, también se tiene en cuenta el valor del área de la superficie a la que se aplica, ya que es inversamente proporcional a la presión aplicada. Estos valores son más significativos que los de la extremidad posterior derecha, porque serán los tenidos en cuenta para el diseño de la prótesis a construir.

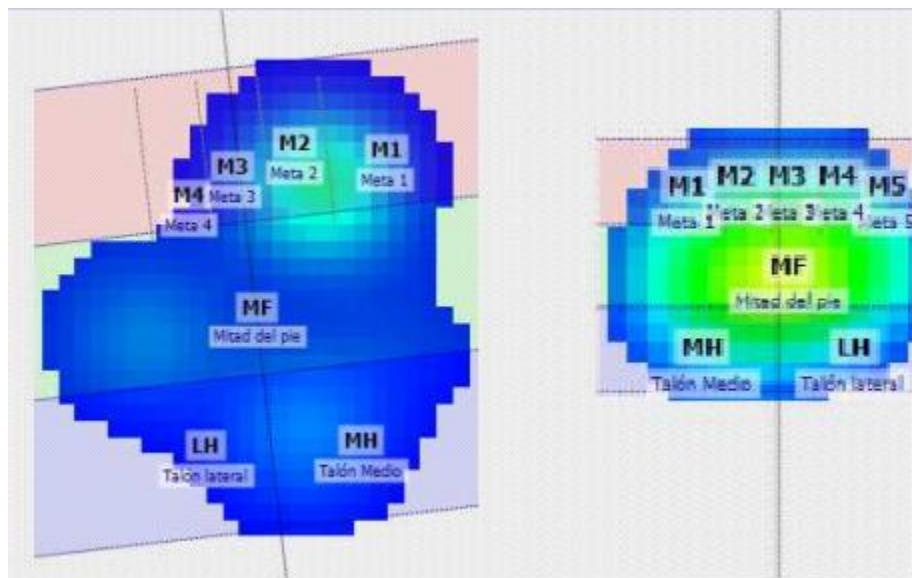
Tabla 6. Análisis de porcentaje según la zona de presión para extremidad posterior derecha

<b>Área</b>	<b>Superficie (cm)<sup>2</sup></b>	<b>%</b>	<b>Fuerza (Kgf)</b>	<b>%</b>	<b>Max. Presión (Kpa)</b>	<b>Presión media (Kpa)</b>
<b>M1</b>	0.4	5.2%	0.1	2.2 %	60	33
<b>M2</b>	0.3	4.2%	0.2	2.5%	82	47
<b>M3</b>	0.5	6.3%	0.3	4.6%	96	56
<b>M4</b>	0.3	4.2%	0.2	2.9%	92	53
<b>M5</b>	0.4	5.2%	0.2	2.6%	71	38
<b>MF</b>	3.4	44.0%	3.5	57.5 %	184	101
<b>MH</b>	1.2	15.2%	0.8	13.7%	149	70
<b>LH</b>	1.2	15.7%	0.8	14.0 %	150	69

Fuente: Elaboración propia.

Teniendo en cuenta el porcentaje de superficie que representa cada punto identificado en la extremidad posterior derecha, se obtuvo un valor mayor de fuerza igual a 3.5 Kgf, correspondiente a 184 Kpa. Estos valores son superiores a comparación de la extremidad posterior izquierda, tal como se observa en la Tabla 6. Análisis de porcentaje según la zona de presión para extremidad posterior derecha

Figura 19. Análisis de porcentaje según la zona de presión para extremidades posteriores



Fuente: Laboratorio de Biomecánica UNAB.

Se observa en la Figura 19. Análisis de porcentaje según la zona de presión para extremidades posteriores la diferencia proporcional de áreas de apoyo que posee el perro según una pata respecto la otra, en las extremidades posteriores, y con ello se aprecia donde apoya más su cuerpo y en cual pata ejerce más fuerza, de igual manera se identifica con puntos nombrados (M1, M2, M3, M4, MF, LH y MH) dentro de las zonas presentes para relacionar sus valores tal y como se muestra en la Tabla 6. Análisis de porcentaje según la zona de presión para extremidad posterior derecha y la Tabla 7. Parámetros de diseño tomados a partir de las pruebas con canido sano.

#### 4.3.2 Análisis de movimiento

En este proceso de evidenciar y captar información a partir del movimiento del perro sano fue necesario pegarle en su cuerpo sensores receptores, con el fin que las cámaras digitales del laboratorio registraran información a partir de su caminata.

En base al procedimiento se obtuvieron diagramas de posición angular, velocidad angular, trayectoria de puntos específicos, como en la rodilla, pata, cadera, y también se obtuvieron diagramas de fuerza según el desplazamiento del animal.

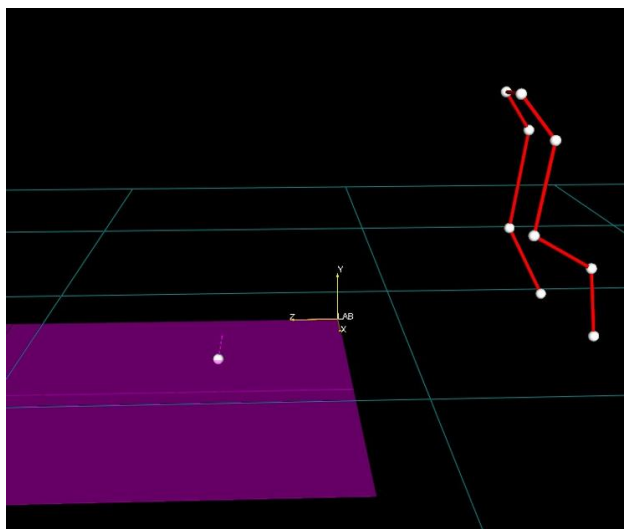
Figura 20. Perro modelo con los sensores de movimiento pegados a su cuerpo



Fuente: Elaboración propia

Para la posición de los marcadores en el cuerpo del perro sano fue necesario identificar sus articulaciones y puntos estratégicos, los cuales fueron considerados importantes para analizar posteriormente tal y como se puede evidenciar en la Figura 20

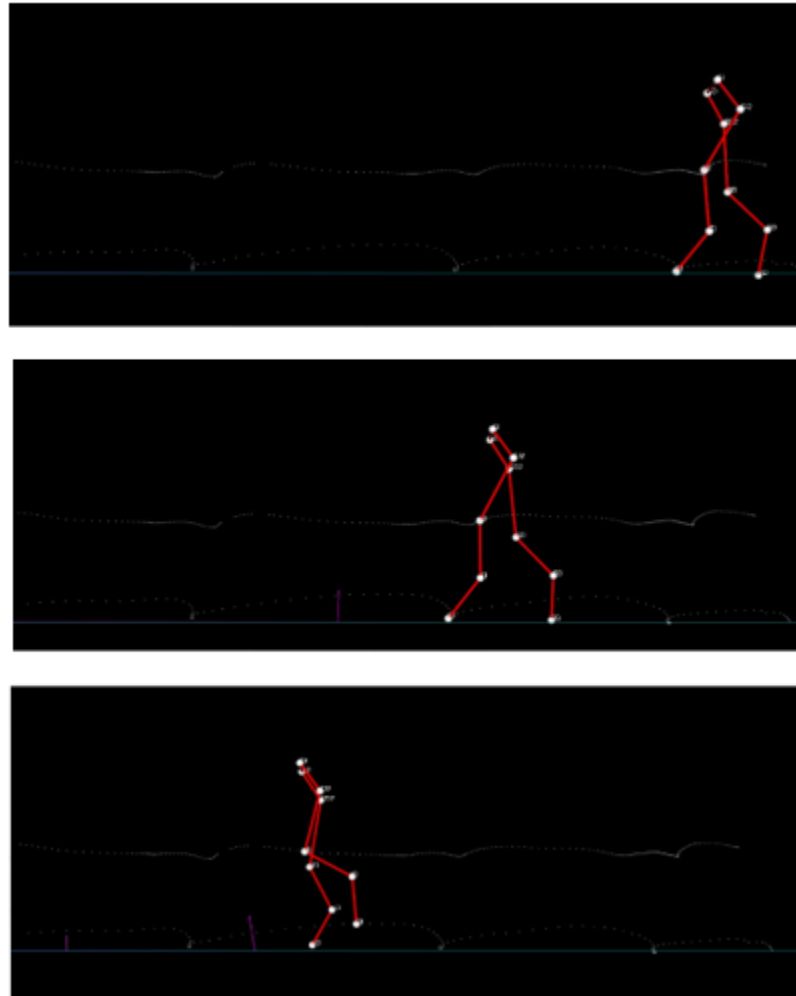
Figura 21. Sistema de referencia en el programa Smart Analyzer, plano ZY



Fuente: Laboratorio de biomecánica UNAB

Con el fin de captar en dos dimensiones las trayectorias de las articulaciones y la posición de estas, se configuro un sistema de referencia como observa en la Figura 21 correspondiente al plano de referencia ZY.

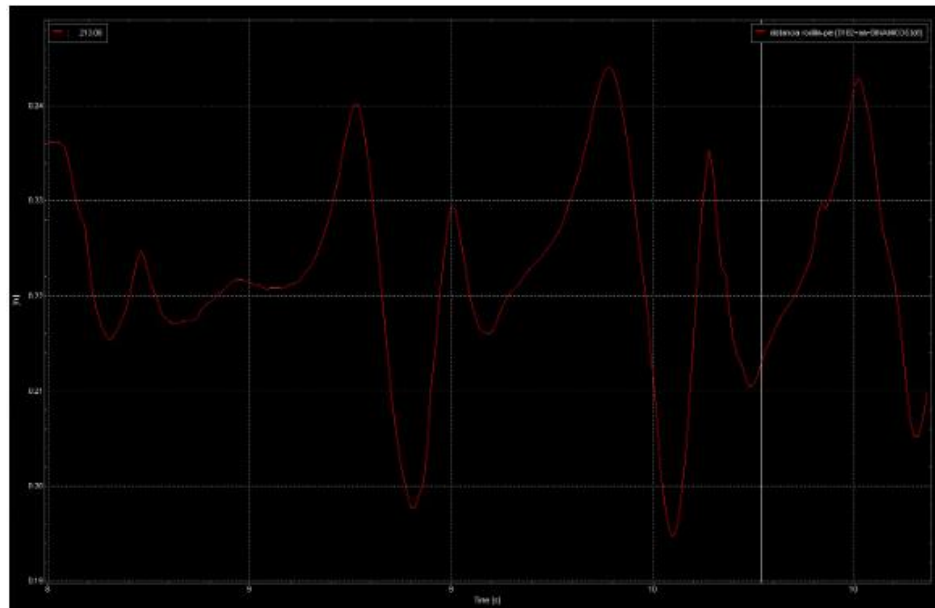
Figura 22. Trayectoria de posición respecto a rodilla y pata de perro sano, plano ZY



Fuente: Laboratorio de biomecánica UNAB

Con ayuda del software Smart Analyzer, los marcadores ópticos y las cámaras de posición se realizó el estudio de la caminata del perro sano, como se observa en la Figura 22. Trayectoria de posición respecto a rodilla y pata de perro sano, plano ZY, que nos enseña las distintas posiciones adoptadas del canino a medida que va realizando sus movimientos. Las barras que se aprecian son la unión de los respectivos marcadores, ubicados en zonas específicas y gracias a la función de trayectoria del software se aprecian las curvas de movimiento que dejan los marcadores con respecto al tiempo.

Figura 23. Diagrama de posición respecto al tiempo de la rodilla posterior izquierda

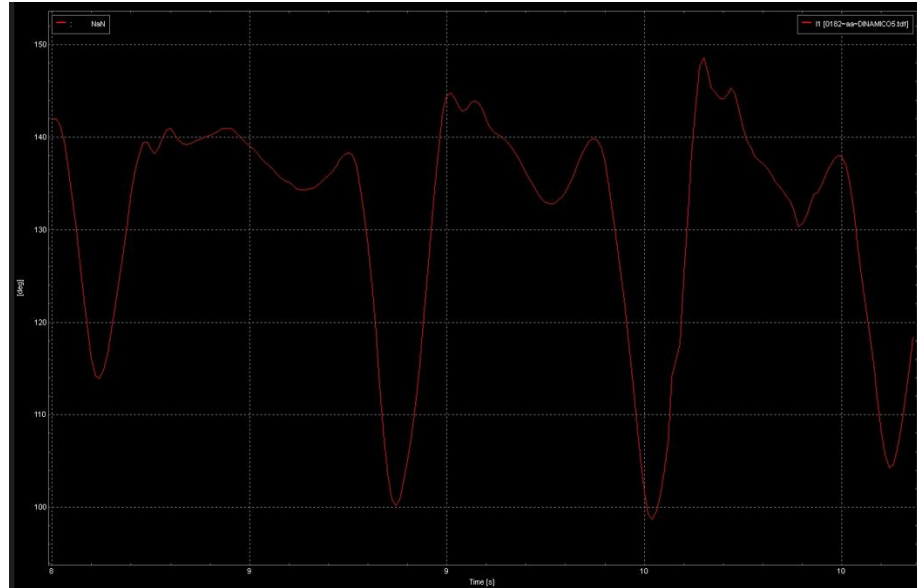


Fuente: Laboratorio de biomecánica UNAB

En la figura 23 se trabajó con un rango de distancia entre 0.19 y 0.24 metros, así mismo el intervalo de tiempo analizado fue entre 9 y 10 segundos.

Este diagrama permite valorar un rango aceptable para la posición que se debe disponer en la prótesis en consideración de la rodilla del paciente, y a partir de este intervalo se debe realizar el respectivo análisis para el diseño de la prótesis.

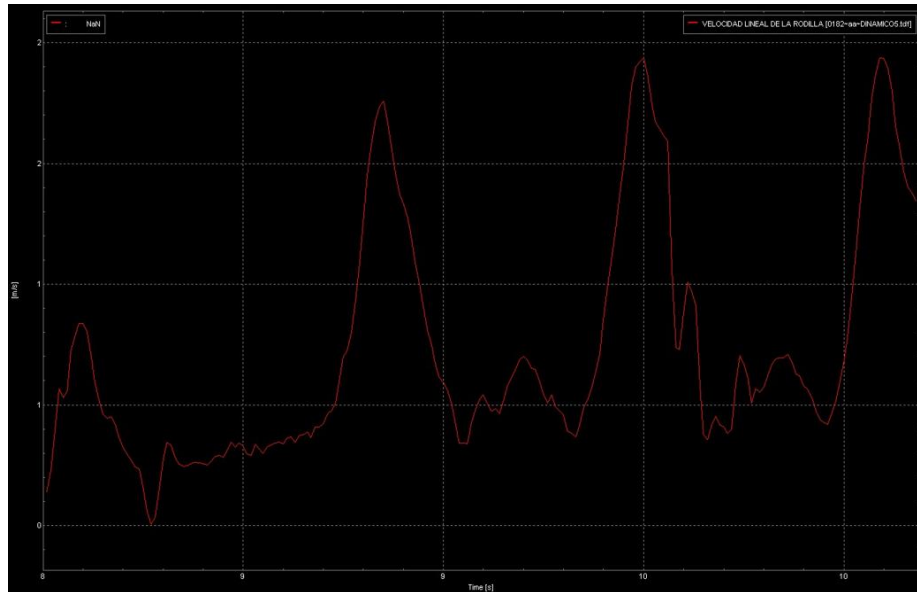
Figura 24. Diagrama de posición del ángulo de apertura de la rodilla posterior izquierda respecto al tiempo



Fuente: Laboratorio de biomecánica UNAB

En esta prueba también se analizó la apertura del ángulo de la rodilla y su variación con respecto al tiempo de la caminata, como se observa en la Figura 24. Diagrama de posición del ángulo de apertura de la rodilla posterior izquierda respecto al tiempo, donde podemos identificar el valor mínimo de este, que nos indica cuando el perro está apoyando su pata y está a punto de levantarla.

Figura 25. Diagrama de velocidad respecto al tiempo de la rodilla posterior izquierda.

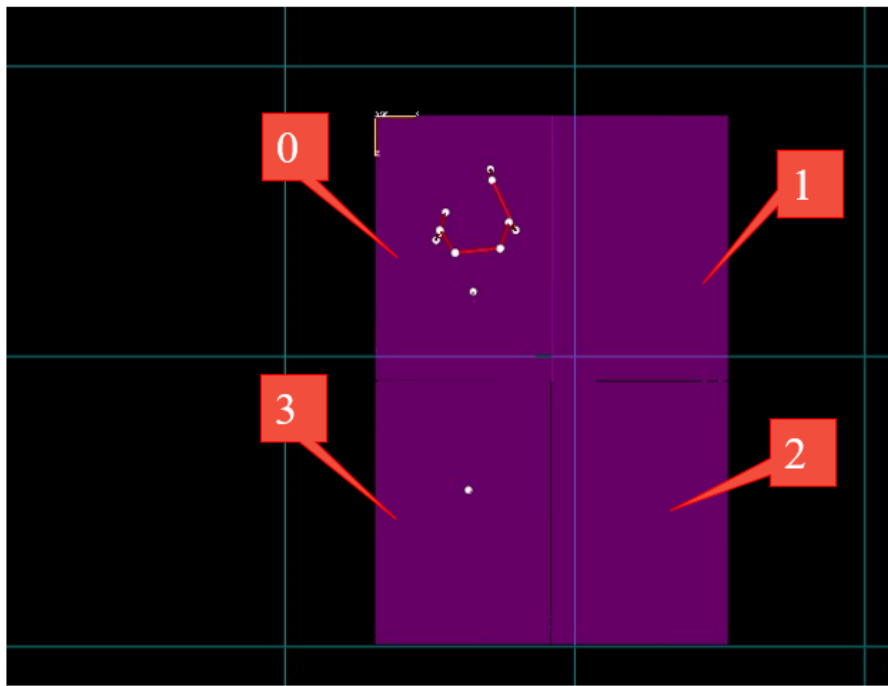


Fuente: Laboratorio de biomecánica UNAB

A partir del diagrama de posición de la rodilla se derivó en función del tiempo para así determinar la velocidad, como se observa en la Figura 25. Diagrama de velocidad respecto al tiempo de la rodilla posterior izquierda. que nos enseña 3 picos en su gráfica, los cuales son periódicos y su valor aproximado es de 2 metros por segundo, estos valores máximos corresponden a los momentos donde el perro hace cambio de posición en sus apoyos, es decir, cuando el perro tiene su extremidad apoyada y prosigue a levantarla.

Para la evaluación de los valores obtenidos a partir del movimiento del animal se evidencio toma de datos de las plataformas de fuerza 0 y 3 como se muestra en la figura 31.

Figura 26. Plataformas de fuerza, plano XZ

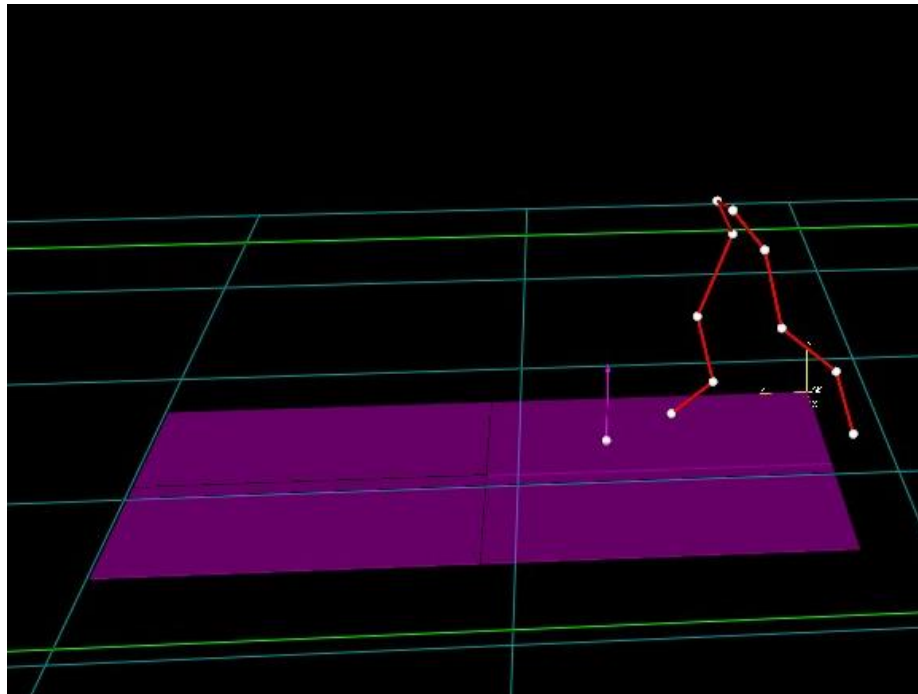


Fuente: Laboratorio de biomecánica UNAB

En la Figura 26. Plataformas de fuerza, plano XZ se identifica el nombre de cada plataforma, las cuales son cero, uno, dos, y tres, en las cuales se evidencio que en el momento mientras el perro caminaba por las plataformas 0 y 3, las plataformas tomaron el valor máximo de fuerza aplicada por este (143.8 Newton), como se observa en las figuras 32 y 33.

En este instante el perro apoya sus extremidades anterior izquierda y posterior derecha, respectivamente.

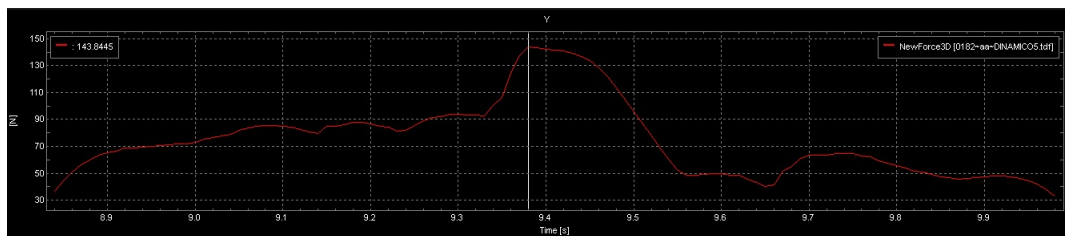
Figura 27. Análisis de movimiento, posición sobre plataforma de fuerza 0



Fuente: Laboratorio de biomecánica UNAB

En esta Figura 27. Análisis de movimiento, posición sobre plataforma de fuerza 0 se debe mencionar que el perro está empezando su caminata, sobre la plataforma cero, lo que significa que debe superar la inercia de su peso en reposo, y avanzar hacia adelante.

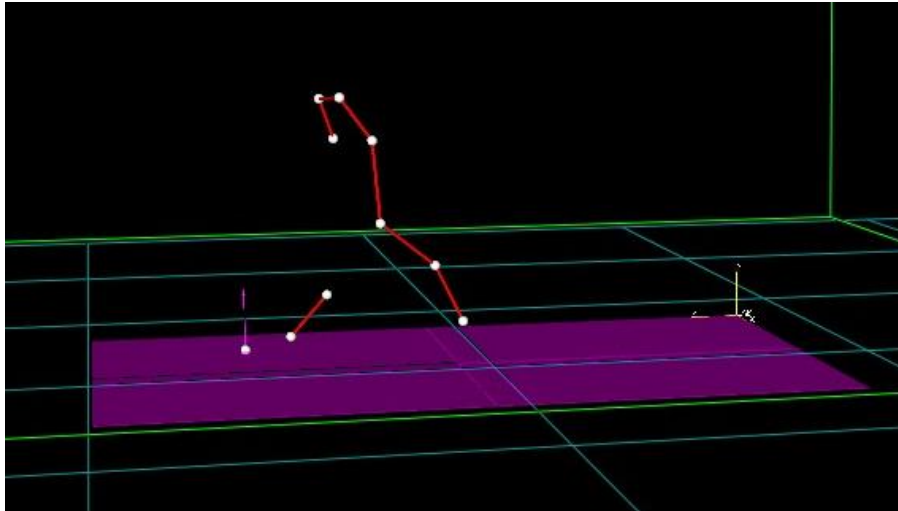
Figura 28. Diagrama de fuerza respecto al tiempo en la plataforma de fuerza 0



Fuente: Laboratorio de biomecánica UNAB

La Figura 28. Diagrama de fuerza respecto al tiempo en la plataforma de fuerza 0 evidencia el valor de fuerza máxima de 143,84 Newton, que corresponde al mayor valor registrado por la plataforma cero, y en conjunto de las cuatro plataformas.

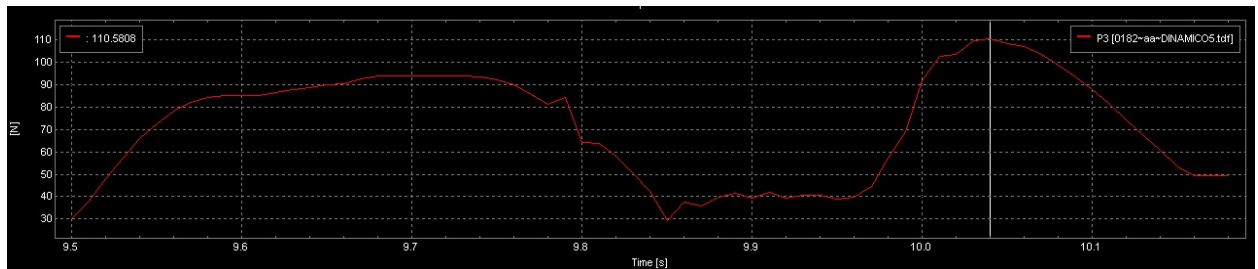
Figura 29. Análisis de movimiento, posición sobre plataforma de fuerza 3



Fuente: Laboratorio de biomecánica UNAB

En Figura 29. Análisis de movimiento, posición sobre plataforma de fuerza 3 se identifica el apoyo del perro sobre la plataforma tres, donde ya ha avanzado y superado el trayecto de la plataforma cero, lo que nos permite comparar los valores respectivos de cada plataforma.

Figura 30. Diagrama de fuerza respecto al tiempo en la plataforma de fuerza 3



Fuente: Laboratorio de biomecánica UNAB

Como se observa en la Figura **30**. Diagrama de fuerza respecto al tiempo en la plataforma de fuerza 3 el valor de la fuerza máxima registrada por la plataforma tres es de 110,58 Newton, que corresponde al perro en movimiento.

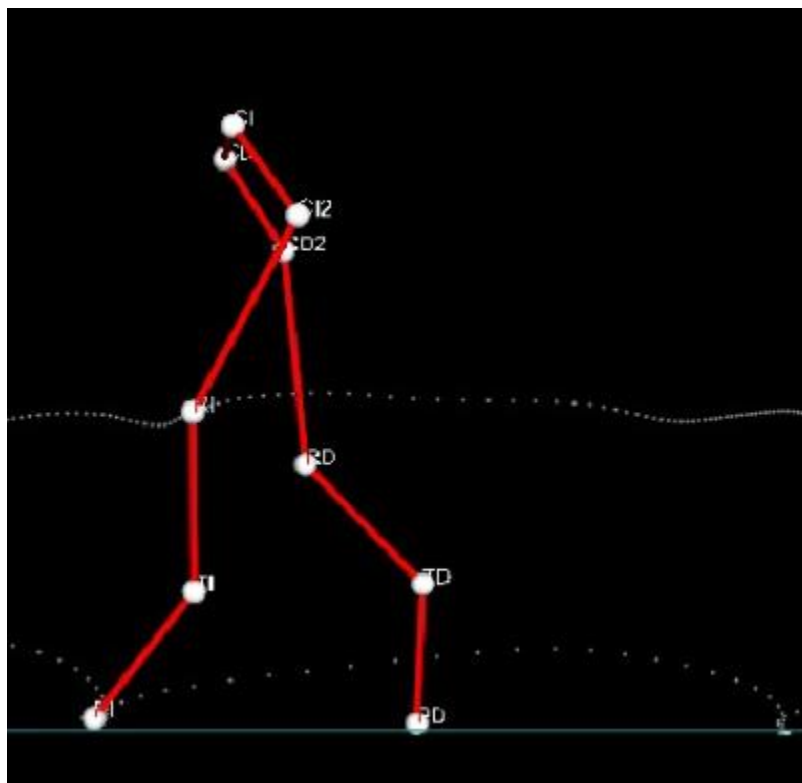
En la plataforma tres se registraron valores diferentes a la plataforma cero como se puede observar en la Figura **29**. Análisis de movimiento, posición sobre plataforma de fuerza 3 y Figura **30**. Diagrama de fuerza respecto al tiempo en la plataforma de fuerza 3, esto se puede relacionar por la inercia del movimiento que ejerce el perro, es decir, en el inicio cuando empieza a caminar ejerce más fuerza, que en al final cuando ya supero la inercia de su propio movimiento.

#### **4.4 Parámetros de diseño**

Gracias a las pruebas realizadas en el laboratorio se obtuvieron los siguientes parámetros de diseño, los cuales son una referencia para la construcción de la prótesis articulada del paciente.

En las trayectorias analizadas (Ver Figura **31**. Trayectoria de movimiento de talón del canido sano), se consideró más relevante la de la pata, pues esta es la que debe cumplirse con el diseño de la prótesis, para igualar el paso a las demás extremidades.

Figura 31. Trayectoria de movimiento de talón del canido sano



Fuente: Laboratorio de biomecánica UNAB

Para los siguientes parámetros obtenidos se registraron los más relevantes, en este caso los de la extremidad posterior izquierda, quien va a ser nuestro modelo para construcción de la prótesis.

Tabla 7. Parámetros de diseño tomados a partir de las pruebas con canido sano

<b>Fuerza máxima registrada</b>	143.8 (N)
<b>Porcentaje de apoyo respecto las dos extremidades posteriores</b>	26.4 %
<b>Presión máxima registrada</b>	83 (Kpa)

<b>Presión media registrada</b>	40 (Kpa)
<b>Tiempo de vuelo</b>	0.3 (Segundos)
<b>Tiempo de pisada</b>	0.32 (Segundos)

Fuente: Elaboración propia

Como se evidencia en la Tabla 7. Parámetros de diseño tomados a partir de las pruebas con canido sano se requiere diseñar a partir de los valores máximos de fuerza, presión, porcentaje de apoyo e incluso el tiempo representado por la prótesis en apoyo o en movimiento. Estos valores serán relacionados con el peso del paciente ya que puede ser un cambio significativo por considerar.

#### 4.5 Diseño conceptual

Para el diseño conceptual se debe analizar los elementos iniciales dispuestos y las condiciones finales esperadas, también se debe plantear el proceso de construcción esquemático y finalmente una evaluación de criterios ante las posibles alternativas para la construcción definitiva del prototipo.

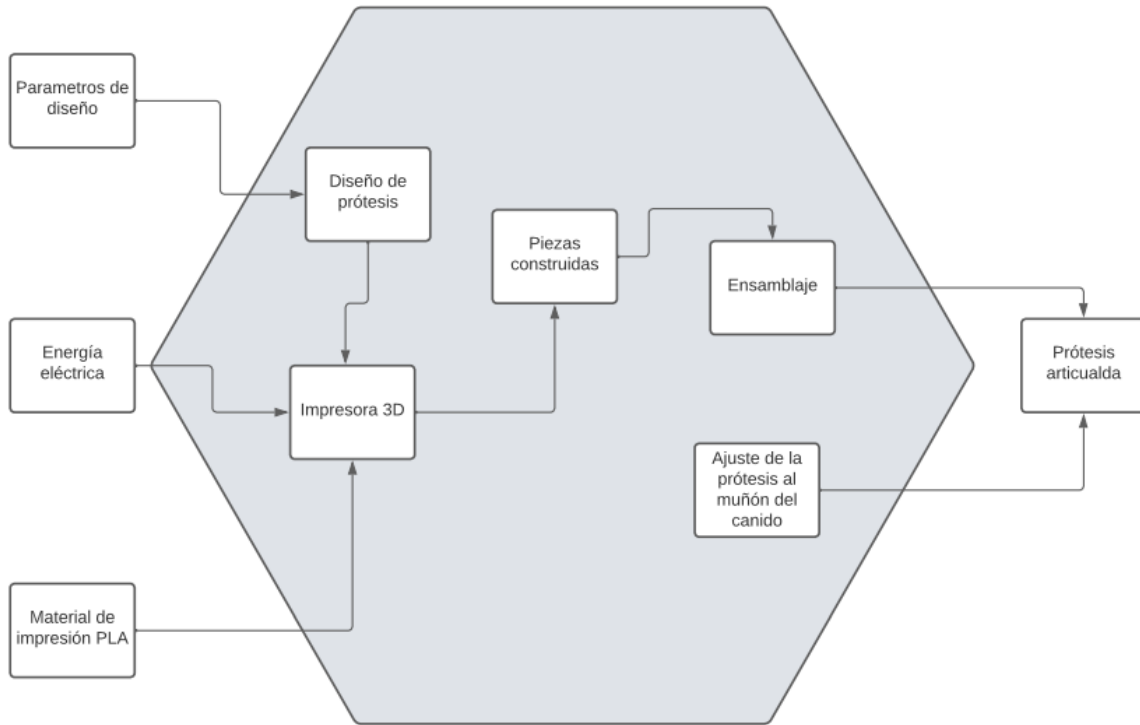
Figura 32. Análisis funcional del diseño

<b>CONDICIONES DE ENTRADA</b>	<b>FUNCIÓN</b>	<b>CONDICIONES FINALES</b>
Parámetros de diseño previo. Material PLA para impresión 3D. Bosquejo del prototipo de la prótesis. Ajuste de la prótesis al muñón.	Brindar movimiento de extremidad posterior izquierda a canido amputado de tamaño mediano	Prótesis articulada construida mediante impresora 3D

Fuente: Elaboración propia

En el análisis funcional se consideró principalmente el objetivo del diseño, la necesidad que este requiere para lograrse, su respectiva función o propósito y finalmente lo obtenido o esperado a realizar.

Figura 33. Análisis por diagrama de bloques del diseño



Fuente: Elaboración propia

El análisis funcional por diagrama de bloques fue más descriptivo, ya que abarca un proceso o guía, es decir, indica el paso a paso de los procesos, requerimientos y objetivos, también identifica los diferentes sistemas necesarios para llegar a un mismo objetivo, la prótesis articulada

#### 4.5.1 Requerimientos del diseño

El prototipo del diseño planteado debe cumplir con los siguientes requerimientos para su funcionalidad:

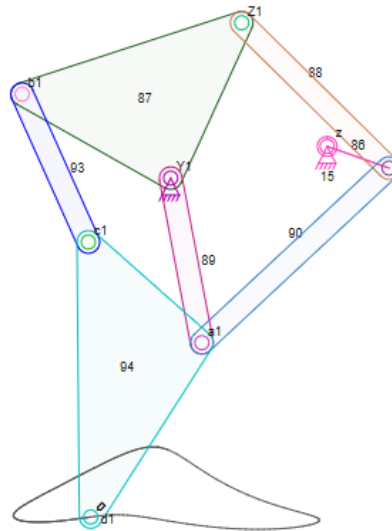
- Material PLA de impresión 3D resistente a la precarga establecida (apoyo en la extremidad del animal).
- Trayectoria de movimiento en zona inferior de la prótesis, similar a la pata del perro sano.
- Movilidad libre entre los elementos de la prótesis, es decir, que no afecten al movimiento común del paciente.
- Ajuste ergonómico de la prótesis al muñón del paciente.

#### **4.5.2 Alternativas de diseño**

El planteamiento de alternativas de diseño se realiza con el fin de seleccionar la mejor opción de diseño de la prótesis, y garantizar el cumplimiento de los requerimientos preestablecidos en la sección 4.5.1, que serán clave para lograr cumplir con el diseño y construcción de la prótesis articulada.

**Alternativa 1.** La primera alternativa consiste en un conjunto de mecanismos compuestos por barras, conocido específicamente con el nombre de mecanismo Theo Jansen, llamado así por su creador y diseñador, se trata de un sistema de mecanismos de barras (mecanismo de cuatro barras y mecanismo de manivela y par de bielas, ver Figura 34. Alternativa 1, mecanismo Jansen), que gracias al movimiento de un solo actuador rotativo simulan y representan la caminata de la extremidad de un animal, como por ejemplo un perro, caballo, jirafa y hasta incluso un elefante.

Figura 34. Alternativa 1, mecanismo Jansen



Fuente: Elaboración propia, tomado del diseño de Theo Jansen (Jansen, 2022)

La representación de la Figura 34. Alternativa 1, mecanismo Jansen se realizó mediante el programa Linkage, que nos permite valorar la libertad de movimiento del mecanismo y la trayectoria de un punto específico, gracias a ello se identifica cada elemento y el resultado según la variación de sus dimensiones.

**Alternativa 2.** La segunda alternativa es un diseño de prototipo de silla de ruedas que está compuesto por una estructura en tubería, dos ruedas y un ajuste de tipo arnés de sujeción que es amarrado al perro, asistiendo como soporte a sus dos extremidades posteriores, principalmente utilizado para canidos braquicéfalos con limitaciones de movilidad en el tren posterior e impulsado por las dos extremidades anteriores, tal y como se referencio en la sección 2.1.3.

Figura 35. Alternativa 2, silla de ruedas para perro



Fuente: Tomado del proyecto “Desarrollo de un prototipo de silla de ruedas para caninos braquicéfalos con limitaciones de movilidad del tren posterior” (Sanmiguel, Díaz, & Vega, 2021)

La Figura 35. Alternativa 2, silla de ruedas para perro a diferencia de las demás nos instruye en un proceso ya trabajado y evaluado, sin embargo, es de considerar que este modelo limita la movilidad del paciente, y puede ser contraproducente para la caminata normal del canino.

**Alternativa 3.** La tercera alternativa parte de un diseño establecido o prototipo de prótesis de rodilla humana, que se basa en un mecanismo de 4 barras no Grashof, sin embargo, se modifica el sistema de retorno, remplazado por resorte, complementado por la prótesis manufacturada en impresión 3D y sujetado a la pierna del paciente con un protector de rodilla para perros.

Figura 36. Alternativa 3, prototipo de prótesis en impresión 3D, rodilla no grashof



Fuente: Elaboración propia, tomado modelo de rodilla articulada a partir de (Ortopedia Verástegui, 2022)

La Figura 36. Alternativa 3, prototipo de prótesis en impresión 3D, rodilla no grashof es un modelo nuevo tomado a partir de innovaciones en prótesis humanas, puede considerarse su bajo peso ya que es en impresión 3D y tomar en cuenta las características del material PLA, sin embargo, por ser un prototipo nuevo para experimentar en caninos, estaría sujeto a pruebas con el fin de garantizar el movimiento esperado.

#### **4.5.3 Evaluación de alternativas**

La evaluación de alternativas consiste en calificar (de 1 a 5, siendo 1 la menor nota y 5 su máximo) los requerimientos propuestos anteriormente en cada una de las posibles opciones de desarrollo para la prótesis, también teniendo en cuenta los objetivos, la adaptación del animal al

modelo, resistencia, costos y entre otros. A continuación, se presenta en la Tabla 8 la evaluación y su promedio final de cada alternativa.

Tabla 8. Evaluación de alternativas

<b>Criterios de diseño</b>	<b>Alternativa 1</b>	<b>Alternativa 2</b>	<b>Alternativa 3</b>
<b>Costo de producción</b>	4	3	4
<b>Costo de materiales</b>	4	5	4
<b>Costo de ensamblaje</b>	4	5	4
<b>Ergonomía del prototipo</b>	1	1	5
<b>Peso de la prótesis</b>	5	2	5
<b>Resistencia de la estructura</b>	2	4	5
<b>Dimensiones del prototipo respecto a las del paciente</b>	2	3	4
<b>Movimiento del paciente sin obstrucciones</b>	2	1	5
<b>Estructura fija y estable</b>	2	5	3
<b>Promedio</b>	2.89	3.22	<b>4.33</b>

Fuente: Elaboración propia

Como resultado de la evaluación, se determinó la implementación del modelo de la alternativa 3, prototipo de prótesis en impresión 3D, rodilla no grashof. Por su promedio superior a las demás y mayor cumplimiento de requerimientos. El diseño de la prótesis articulada se enfocará en este modelo, sin embargo estará sujeta a modificaciones que se requieran según el paciente o la necesidad, y la construcción e implementación al canino amputado.

## 4.6 Diseño de detalle

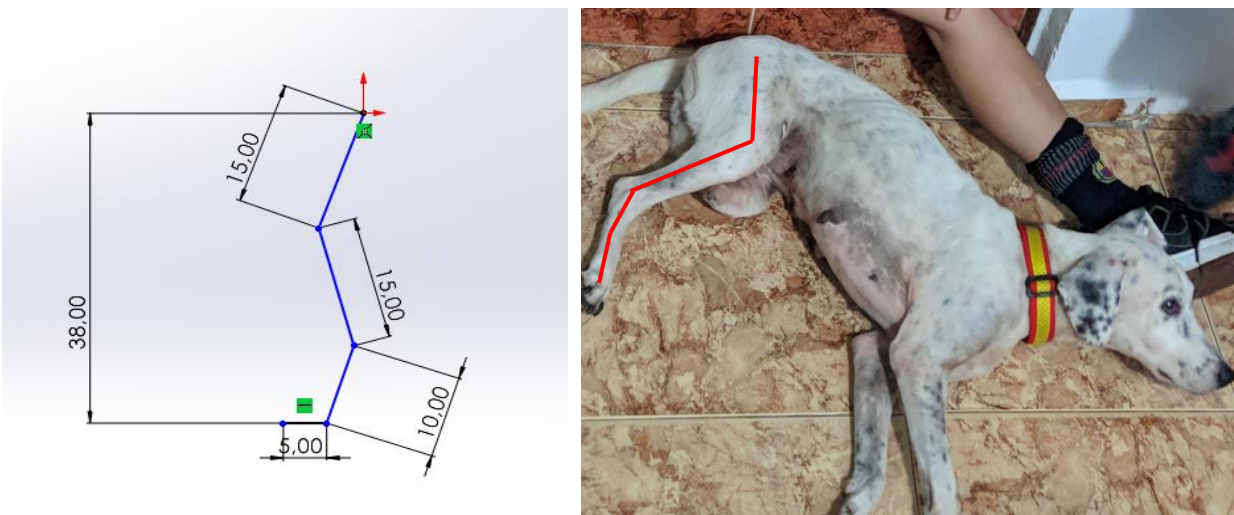
### 4.6.1 Parámetros iniciales

En el proceso de diseño de detalle, es fundamental tener en cuenta varios aspectos importantes:

En primer lugar, se deben considerar los parámetros de diseño que están referenciados según la geometría de la pierna del paciente, estudios en un perro modelo y las condiciones de la articulación de la rodilla.

Para establecer la geometría del paciente, se tomaron como medidas de referencia las dimensiones de la pata trasera derecha, las cuales se obtuvieron entre articulaciones, tal como se muestra en la Figura 37.

Figura 37. Medidas del paciente



Fuente: Elaboración propia

La Figura 37 ilustra las distancias en centímetros entre las articulaciones, las cuales son consideradas en el diseño de la propuesta. Es importante destacar que se debe tomar en cuenta la medida del muñón durante el proceso de diseño.

Un aspecto crucial por considerar es el rango de movimiento requerido para la articulación, específicamente en este caso para la rodilla. Normalmente, durante la marcha habitual, el rango de movimiento es mínimo, aproximadamente de 50°, como se evidencia en el estudio realizado en el perro sano, tal como se muestra en la Figura 24. Sin embargo, en el proceso de diseño se busca alcanzar un rango de movimiento mayor para reducir las limitaciones en ese aspecto. Se aspira lograr un rango de **al menos 90°** para garantizar una mayor libertad de movimiento.

Por último, se debe considerar la fuerza que la prótesis debe soportar. Se tomará como referencia el valor máximo de fuerza alcanzado en el estudio realizado en las placas de fuerza en perros sanos, el cual corresponde a **150 N** (ver Figura 28).

Para tener en cuenta los parámetros de diseño de una mejor manera se desarrolla la siguiente tabla.

Tabla 9. Parámetros de diseño

<b>Parámetro</b>	<b>Valor</b>
<b>Geometría del paciente</b>	Pata trasera derecha (medidas de referencia)
	Medida del muñón
<b>Rango de movimiento</b>	90° (mínimo)
<b>Fuerza de la prótesis</b>	150 N

Fuente: Elaboración propia

#### **4.6.2 *Proceso de diseño***

El proceso de diseño se estructuró en distintas etapas. En primer lugar, se dio prioridad al diseño del socket y posteriormente se empleó un mecanismo de 4 barras Grashof, cuyo desarrollo se apoyó en el uso de Linkage, para construir la articulación. Durante este proceso, se consideró el rango de movimiento requerido, tal como se especifica en la Tabla 9. La elección de un mecanismo Grashof se basó en las características propias de las articulaciones presentes en prótesis humanas.

Una vez completada la fase de diseño de la articulación, se procedió a la creación de la prótesis, teniendo en cuenta tanto la resistencia como las medidas del paciente (ver Tabla 9). Se consideraron las dimensiones del socket y las barras de la articulación para asegurar un ajuste adecuado y un funcionamiento óptimo de la prótesis.

En resumen, el proceso de diseño se llevó a cabo en diferentes etapas, comenzando con el diseño del socket y la creación de la articulación utilizando un mecanismo de 4 barras no Grashof y un sistema de linkage. Posteriormente, se diseñó la prótesis, tomando en consideración tanto la resistencia como las medidas del paciente, incluyendo las dimensiones del socket y las barras de la articulación.

##### **4.6.2.1 Diseño del socket**

Para el diseño del socket, se siguió un proceso que involucró varias etapas. En primer lugar, se obtuvo el negativo del muñón utilizando la técnica de yeso. Esto implicó envolver el muñón con vendas de yeso como se puede ver en la Figura 38.

Figura 38. Vendas de yeso sobre el muñón

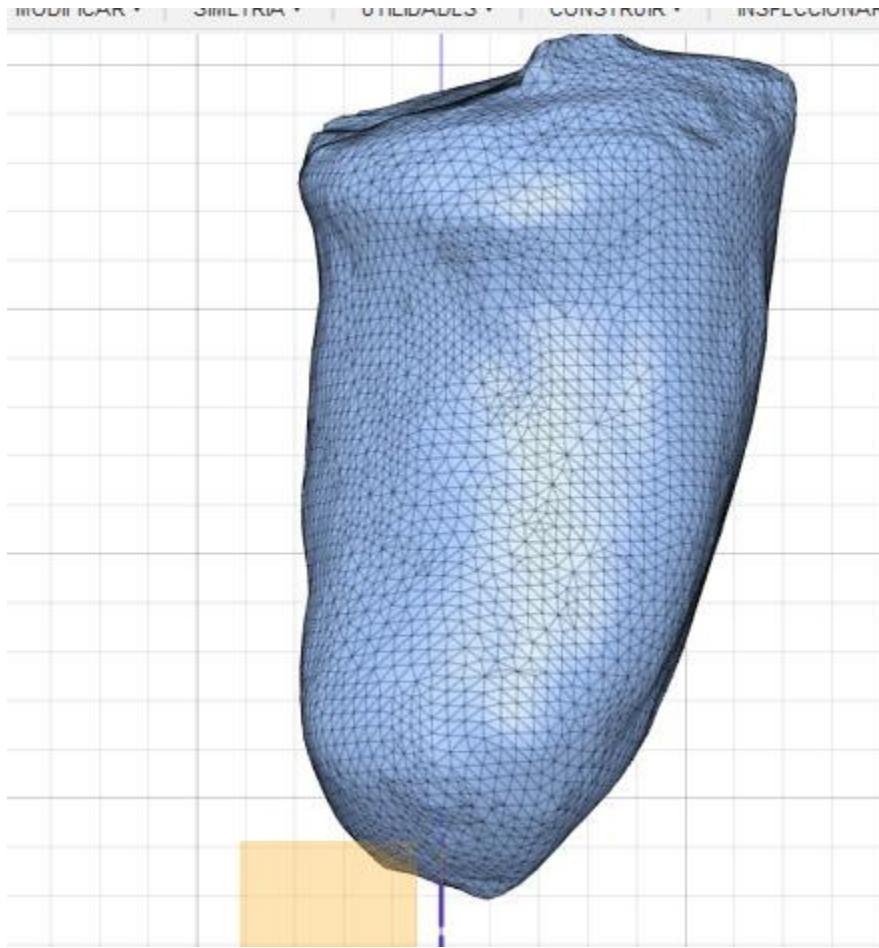


Fuente: Elaboración propia

Posteriormente, se procedió a verter una mezcla de yeso y agua en el molde. Se dejó que la mezcla se solidificara completamente. Luego, se retiró el vendaje y se obtuvo el positivo del muñón.

Luego, se utilizó un escáner 3D disponible en el laboratorio de la UNAB para digitalizar el positivo del muñón. Este escáner capturó con precisión la forma y las dimensiones del positivo, creando una representación digital del muñón como se puede apreciar en la Figura 39.

Figura 39. Muñón digitalizado



Fuente: Elaboración propia

Finalmente, con el uso de la herramienta Fusión 360 de Autodesk, se llevó a cabo el diseño final del socket. Se utilizaron las medidas y la forma digitalizadas del muñón para crear un diseño personalizado que se ajustara perfectamente al paciente. Fusión 360 permitió modelar y ajustar el diseño del socket de manera precisa, considerando factores como la comodidad, la estabilidad y la funcionalidad. El socket final se puede apreciar en la Figura 40.

Figura 40. Socket final



Fuente: Elaboración propia

A continuación, se presenta una tabla que resume el flujo del proceso de diseño del socket:

Tabla 10. flujo del proceso de la creación del socket

Etapa	Actividad
<b>Etapa 1: Obtención del negativo del muñón</b>	- Aplicar vendas de yeso en el muñón para obtener su forma negativa.
	- Rellenar el molde de yeso y permitir que se solidifique.

Etapa	Actividad
<b>Etapa 2: Digitalización del muñón</b>	- Utilizar un escáner 3D para capturar la forma y dimensiones del positivo del muñón.
<b>Etapa 3: Diseño final del socket</b>	- Utilizar la herramienta Fusión 360 para crear un diseño personalizado del socket basado en la digitalización.

Fuente: Elaboración propia

La Tabla 10 presenta una descripción concisa del flujo de trabajo utilizado en el diseño del socket, desde la obtención del negativo del muñón hasta la creación del diseño final utilizando Fusion 360.

#### 4.6.2.2 Elección de la configuración de la articulación mediante linkage

Después de completar el diseño del socket, se procedió a determinar la configuración de operación de la articulación. Para esto, se tomaron en consideración los mecanismos utilizados en las prótesis de rodilla en humanos, los cuales se basaban principalmente en un mecanismo de 4 barras.

Utilizando el software linkage, se exploraron diferentes configuraciones de barras que ofrecieran el rango de movimiento necesario. Se optó por seleccionar el mecanismo 4R Grashof, ya que consistía en un mecanismo de doble manivela, el cual era requerido para la rodilla del paciente.

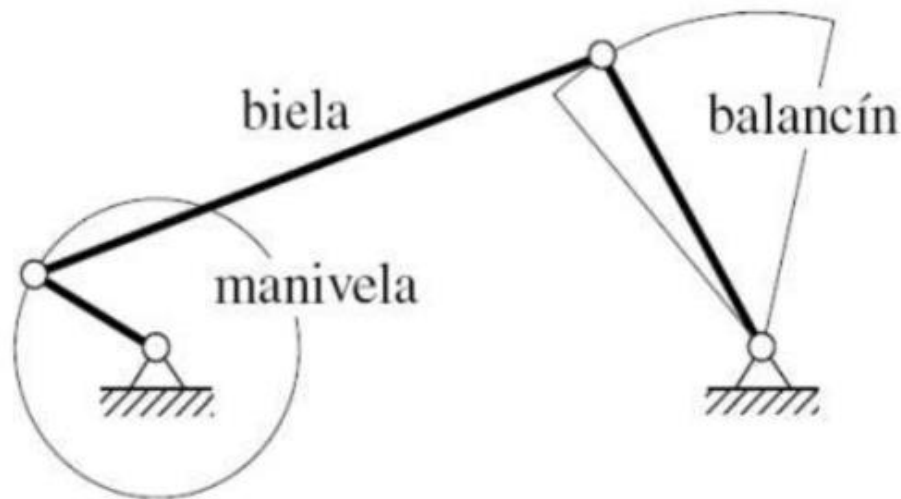
El mecanismo de 4 barras Grashof es un tipo de sistema articulado que cumple con la condición de Grashof, como se muestra en la Figura 41. Esta condición establece que uno de los eslabones, en particular el más corto, girará continuamente si la suma de las longitudes de los otros tres eslabones es mayor o igual a la longitud del eslabón más largo (Javier Andres (Mecapedia), 2021):

$$S + L \leq P + Q$$

Donde:

- L: longitud del eslabón más largo
- S: longitud del eslabón más corto
- P y Q: longitudes de los eslabones restantes

Figura 41. Mecanismo Grashof



Fuente: imagen tomada de (Javier Andres (Mecapedia) , 2021)

Este mecanismo está compuesto por cuatro barras conectadas mediante articulaciones, formando un sistema cerrado. Dependiendo de las longitudes y posiciones de las barras, se pueden obtener diferentes configuraciones y movimientos.

### **Mecanismo de doble manivela (de Grashof)**

Este mecanismo se obtiene a partir de la misma cadena cinemática de 4 barras. En esta configuración, la barra más corta (s) se mantiene fija. Como resultado, las dos barras articuladas a la barra fija tienen la capacidad de girar completamente, actuando como manivelas. Esta elección se hizo con el objetivo de obtener la mayor amplitud de movimiento posible.

Sin embargo, es importante tener en cuenta que, en el caso específico de la prótesis de rodilla, el actuador es el muñón del paciente. Durante la marcha normal, el muñón tiene un rango de movimiento limitado, aproximadamente de  $50^\circ$ . Por lo tanto, aunque el mecanismo permite un mayor rango de libertad, el movimiento efectivo se verá restringido por las limitaciones del muñón durante la caminata habitual.

**Con ayuda de linkage se llegó al siguiente mecanismo mostrado en la** Con estos análisis, se estableció una configuración que cumple con la ley de Grashof y ofrece el rango de movimiento necesario para la articulación de la prótesis de rodilla.

Figura 42 el cual tiene las siguientes medidas:

- Barra 1: 5,50 cm
- Barra 2: 6 cm
- Distancia de aY: 3 cm
- Distancia de XZ: 5 cm

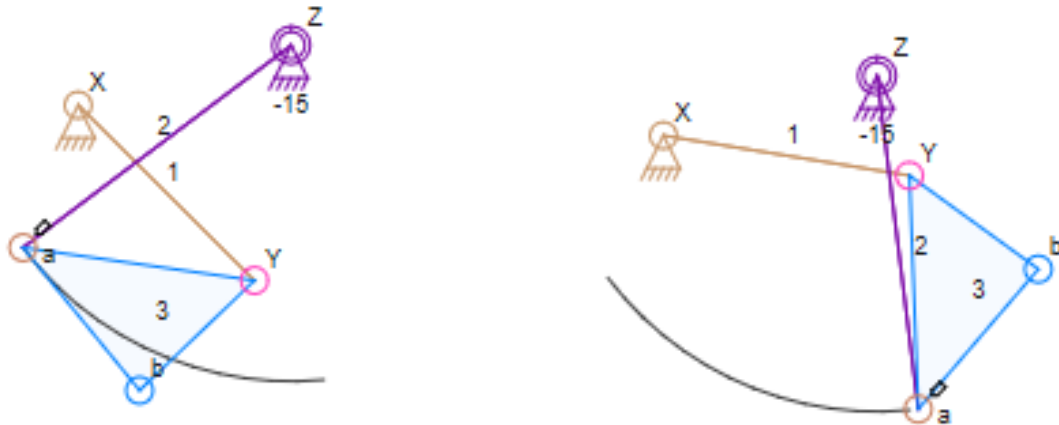
Si desarrollamos la regla de Grashof obtenemos que:

$$\text{Barra 2} + \text{Distancia de aY} \leq \text{Barra 1} + \text{Distancia de XZ}$$

$$9 \leq 11.5$$

Con estos análisis, se estableció una configuración que cumple con la ley de Grashof y ofrece el rango de movimiento necesario para la articulación de la prótesis de rodilla.

Figura 42. Mecanismo de la articulación

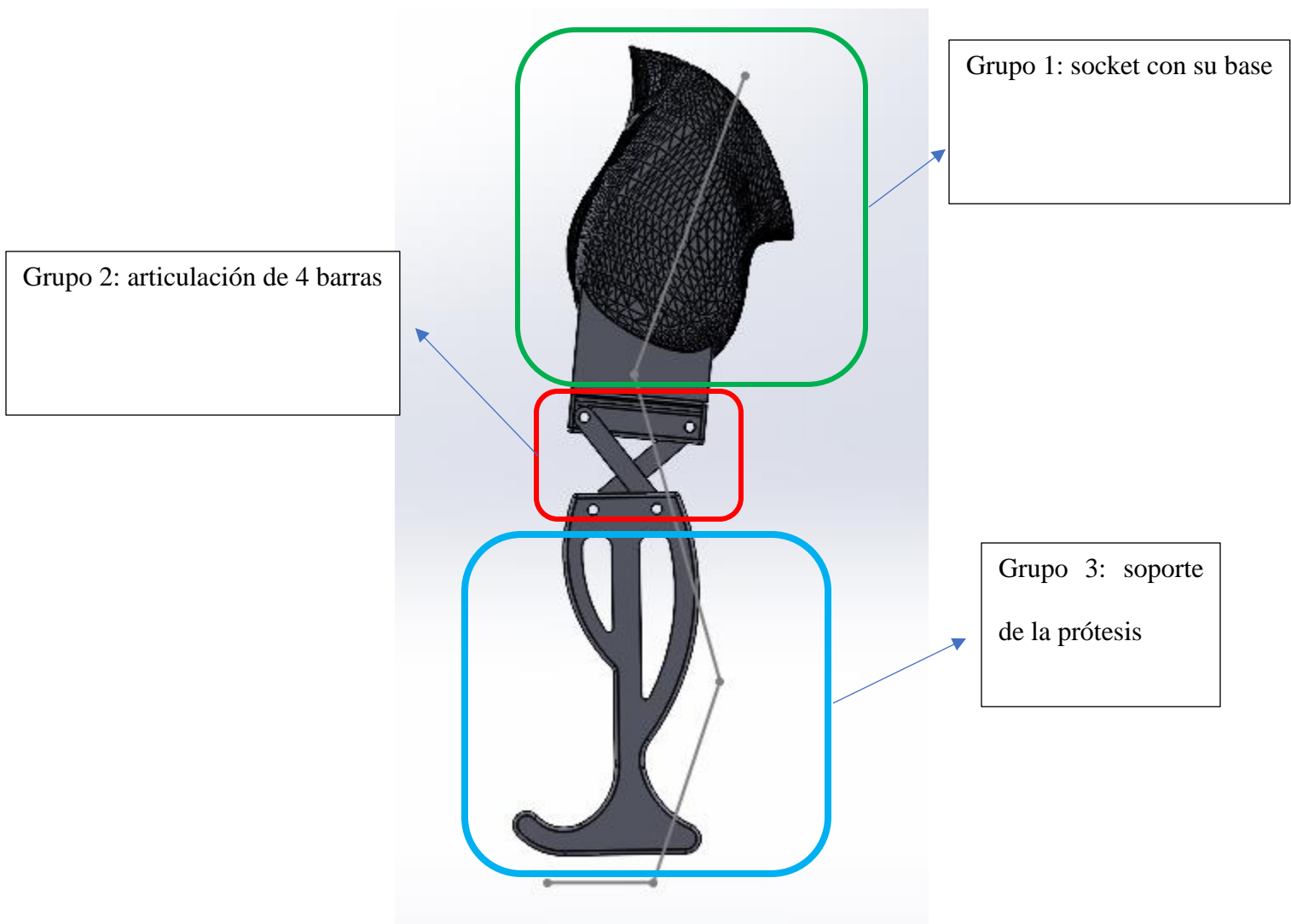


Fuente: Elaboración propia

#### 4.6.2.3 Dimensionamiento de la prótesis

Después de haber diseñado el socket y haber escogido la articulación de la rodilla se procede a dimensionar la prótesis teniendo en cuenta las medidas del paciente, para esto se usó el software Solidworks y colocando como plantilla las medidas del paciente como fondo, se procedió con el diseño. El diseño final se puede ver en la Figura 43.

Figura 43. Diseño final de la prótesis



Fuente: Elaboración propia

La Figura 43 consiste en un ensamble de 3 grupos, los cuales son:

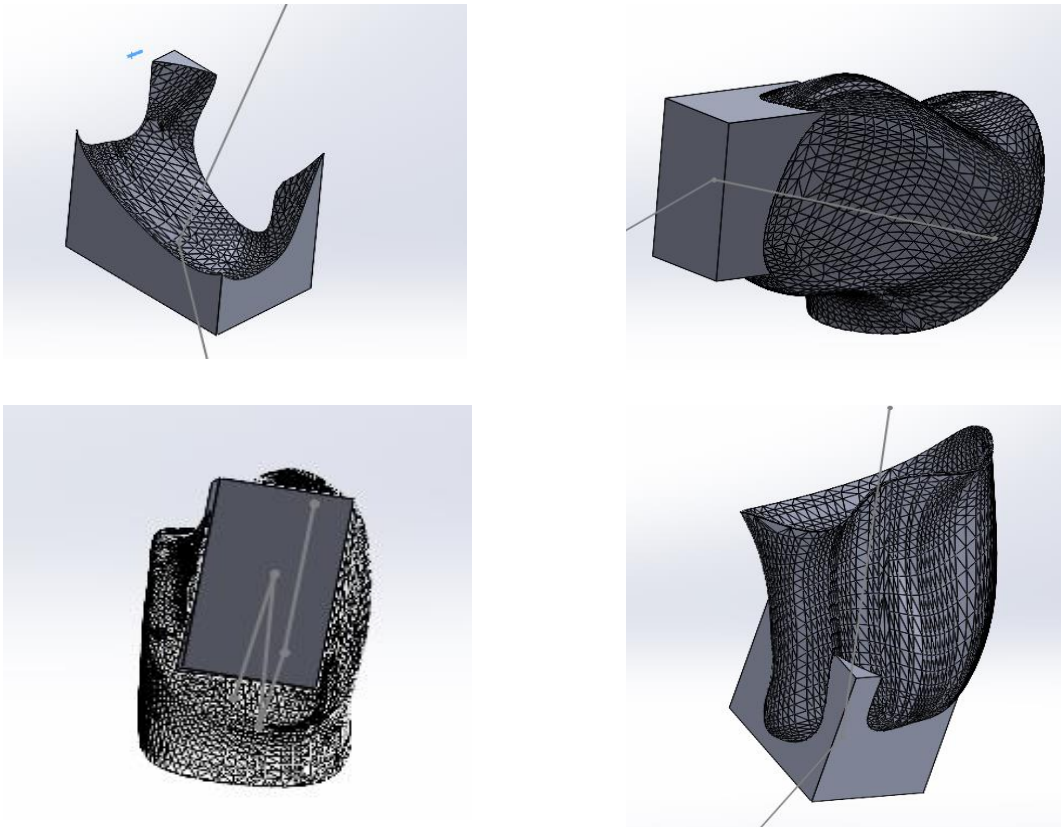
***Socket con su base***

Este conjunto consta de dos componentes principales: el socket y la base. Para el socket, se planea utilizar un material flexible como el TPU, lo cual proporcionará comodidad y adaptabilidad al muñón del paciente. Por otro lado, se requiere que la base sea rígida, y se propone

utilizar material PLA para cumplir con esta especificación. Ambas partes se unirán para formar el primer grupo de la prótesis.

El dimensionamiento de la base del socket como se puede ver en la Figura 44. se realizó de manera que estuviera directamente relacionado con el socket, ya que es una medida fija el área que tiene la base cuadrada es de **25.6 cm<sup>2</sup>** y un espesor desde el punto más bajo del socket de **1 cm**. El objetivo principal fue cubrir la mayor parte de la base del socket para proporcionar un mayor soporte en esta área específica. Al abarcar una superficie más amplia, se buscó distribuir de manera adecuada la carga y ofrecer una mayor estabilidad en la prótesis. De esta manera, se garantiza un soporte sólido y confiable para el paciente, disminuyendo los esfuerzos en el muñón.

Figura 44. Base del socket

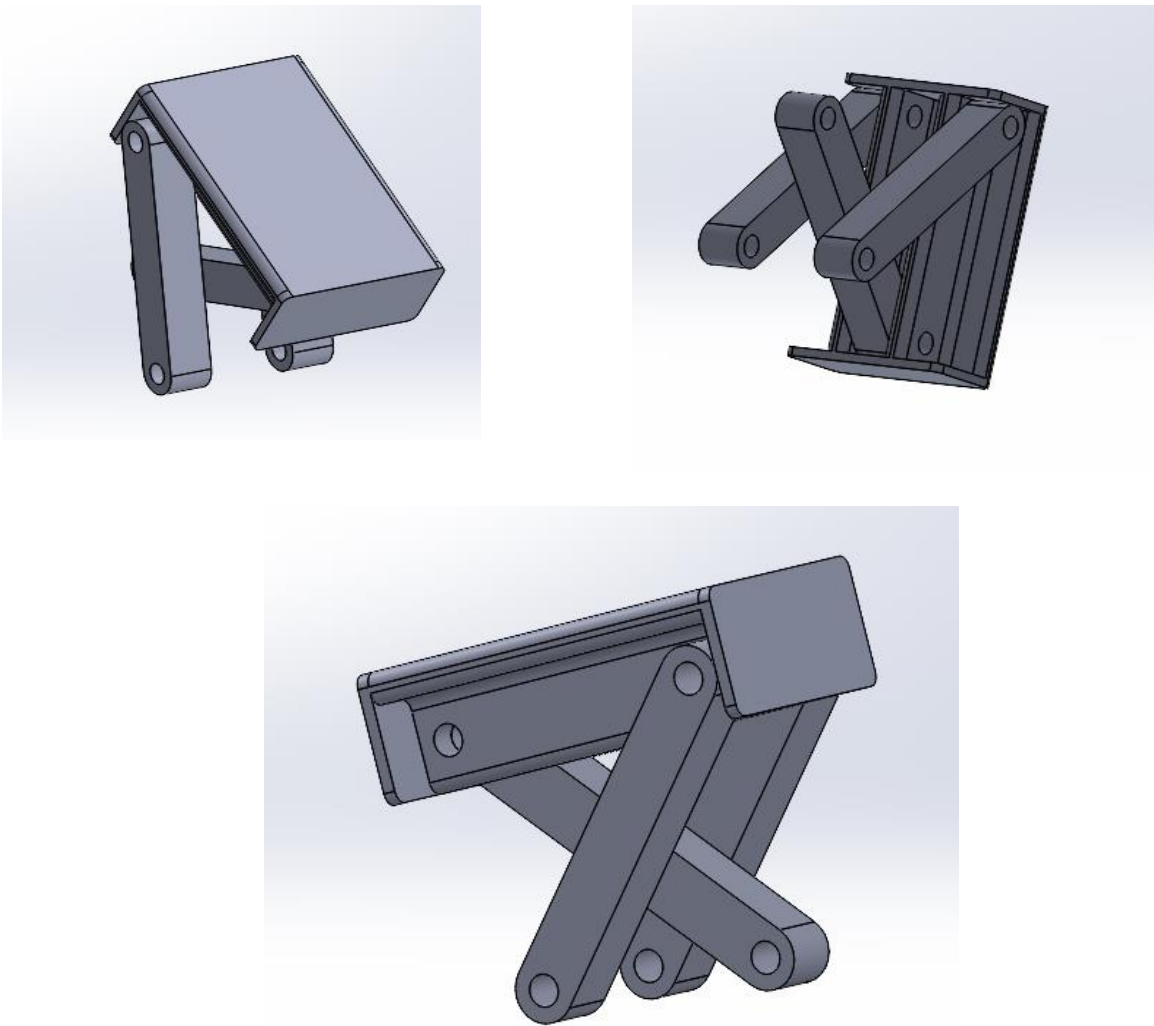


Fuente: Elaboración propia

### *Articulación de cuatro barras*

Este conjunto desempeña dos funciones fundamentales: unir el socket con el soporte y proporcionar el movimiento a la articulación de la prótesis. Está compuesto por tres barras, las cuales tienen la responsabilidad de soportar la carga de diseño y controlar el movimiento de la articulación. Además, incluye un soporte que se une a la base del socket y cuenta con rieles donde se ensamblan las barras. Se puede apreciar su configuración en la Figura 45.

Figura 45. barras y soporte de riel



Fuente: Elaboración propia

Las tres barras del conjunto desempeñan un papel crucial, ya que no solo soportan la carga, sino que también permiten un movimiento fluido y controlado de la articulación. Han sido diseñadas específicamente para resistir las fuerzas aplicadas durante el uso de la prótesis, lo que garantiza su estabilidad y durabilidad a lo largo del tiempo. Cada una de las barras tiene una sección de **1 cm<sup>2</sup>**, y dos de ellas tienen una longitud de **5.5 cm**, mientras que la tercera mide **6 cm**.

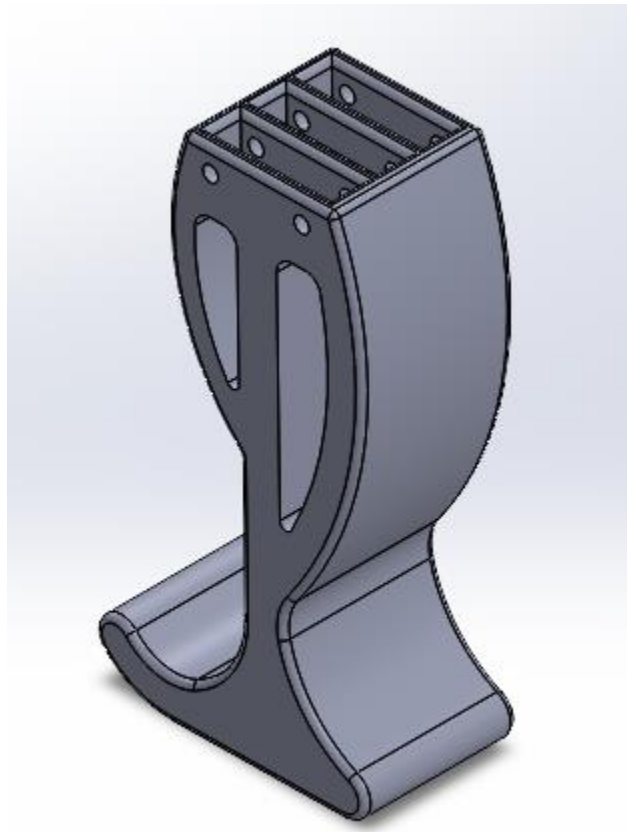
En cuanto al soporte, su función principal es conectar el conjunto con la base del socket. Este soporte está equipado con rieles que ofrecen un sistema de ensamblaje seguro para las barras, asegurando así su correcto funcionamiento y evitando deslizamientos o desalineaciones indeseadas. Las dimensiones del soporte son de 6.4 cm x 4 cm, lo que proporciona un área de **25.6 cm<sup>2</sup>**, al igual que el área de la base del socket. Por esta razón, se busca lograr una unión completa entre estas dos partes, garantizando una conexión sólida y estable.

#### *Soporte de la prótesis*

Durante el diseño del soporte de la prótesis, se consideró cuidadosamente el movimiento que se buscaba lograr. A partir del análisis realizado en perros sanos, se observó que, en el ciclo de la marcha, la pata primero apoya toda la planta en el suelo y a medida que avanza, se apoya en la punta. Con esta información en mente, se diseñó el perfil del soporte de manera que evitara la generación de concentradores de esfuerzos y proporcionara una distribución uniforme de las cargas.

Para lograr esto, se diseñó una base plana en la parte inferior del soporte, que permite un apoyo estable en la fase inicial de la marcha. Además, se implementó una curva en la punta del soporte, de manera que a medida que se da el paso, se facilite una transición suave y gradual hacia el apoyo en la punta de la pata. Esto se puede observar en la Figura **46**.

Figura 46. Soporte de la prótesis



Fuente: Elaboración propia

Esta configuración del perfil del soporte tiene como objetivo minimizar los puntos de tensión y evitar la generación de esfuerzos concentrados que puedan afectar la durabilidad y funcionalidad de la prótesis. Al proporcionar una distribución más uniforme de las cargas durante el ciclo de la marcha, se busca optimizar la comodidad y el rendimiento de la prótesis para el paciente. Sus dimensiones principales son: alto **17 cm** y de ancho: **5 cm**

**Además, como respaldo de todas estas medidas, se incluye en los Anexos**

### **A 1. Análisis estructural de la prótesis en su posición crítica**

Mediante los estudios de análisis de movimiento y placas de fuerza realizados en el laboratorio con perros sanos, se pudo constatar que había un incremento en el valor de la fuerza registrado en las placas de fuerza cuando la pata trasera se encontraba completamente extendida. Basándonos en esta observación, se tomó la decisión de realizar un estudio de análisis estructural con el objetivo de determinar las dimensiones de las secciones de las barras.

El análisis se enfocará únicamente en determinar las dimensiones de las secciones de las barras, ya que se entiende que el soporte del socket y el soporte de la prótesis están influenciados principalmente por factores geométricos.

la simulación de la estructura utilizando la herramienta de simulación de SolidWorks. Esta simulación fue realizada tras llevar a cabo un análisis estructural exhaustivo que determinó las áreas de la prótesis sujeta a mayores cargas.

La simulación en SolidWorks permitió evaluar y visualizar de manera precisa las áreas de la prótesis que experimentaban mayores niveles de tensión y carga durante su uso. Esto proporcionó información crucial para el diseño y la optimización de la prótesis, garantizando su resistencia y durabilidad en condiciones de carga máxima.

Al incorporar la simulación estructural en la etapa de diseño, se pudo validar la integridad estructural de la prótesis y realizar los ajustes necesarios para fortalecer las áreas de mayor carga. Esto aseguró que la prótesis pudiera soportar las demandas físicas a las que se vería sometida durante su uso, brindando confiabilidad y seguridad al paciente.

#### **4.6.2.4 Consideraciones adicionales en el proceso de diseño**

Considerando que el modelo se imprimirá en 3D, se realizó un redondeo en las piezas con el propósito de prevenir futuras concentraciones de esfuerzos y para facilitar el proceso de

impresión. Además, se tuvo en cuenta que los agujeros tienen un diámetro de 5 mm para permitir el uso de tornillos convencionales.

**Asimismo, se prestó atención al redondeo de las puntas de las barras para mejorar y agilizar el movimiento, evitando así posibles fricciones con otras piezas de la prótesis. Para obtener información detallada sobre todas las medidas, se adjuntarán los planos de las principales piezas en los Anexos**

### **A 1. Análisis estructural de la prótesis en su posición crítica**

Mediante los estudios de análisis de movimiento y placas de fuerza realizados en el laboratorio con perros sanos, se pudo constatar que había un incremento en el valor de la fuerza registrado en las placas de fuerza cuando la pata trasera se encontraba completamente extendida. Basándonos en esta observación, se tomó la decisión de realizar un estudio de análisis estructural con el objetivo de determinar las dimensiones de las secciones de las barras.

El análisis se enfocará únicamente en determinar las dimensiones de las secciones de las barras, ya que se entiende que el soporte del socket y el soporte de la prótesis están influenciados principalmente por factores geométricos.

lo que permitirá una consulta minuciosa.

**Con estas consideraciones en el diseño, se busca asegurar tanto la funcionalidad como la viabilidad de impresión en 3D de las piezas de la prótesis. La redondez de las piezas y el uso de medidas estándar en los agujeros facilitarán su montaje y garantizarán un movimiento suave y libre de fricciones. Los planos en los Anexos**

### **A 1. Análisis estructural de la prótesis en su posición crítica**

Mediante los estudios de análisis de movimiento y placas de fuerza realizados en el laboratorio con perros sanos, se pudo constatar que había un incremento en el valor de la fuerza registrado en las placas de fuerza cuando la pata trasera se encontraba completamente extendida. Basándonos en esta observación, se tomó la decisión de realizar un estudio de análisis estructural con el objetivo de determinar las dimensiones de las secciones de las barras.

El análisis se enfocará únicamente en determinar las dimensiones de las secciones de las barras, ya que se entiende que el soporte del socket y el soporte de la prótesis están influenciados principalmente por factores geométricos.

proporcionarán una referencia detallada para una mayor comprensión y replicabilidad del diseño.

### **4.7 Construcción del prototipo de la prótesis**

El proceso de construcción del prototipo se dividió en tres etapas. En primer lugar, se imprimió el socket utilizando un material flexible. Esto permitió obtener un componente que se ajustara cómodamente al muñón del paciente. Luego, se procedió a imprimir las demás piezas utilizando material PLA, ya que se requería que fueran más resistentes y livianas. Se utilizó una densidad de impresión del 30%, lo que resultó en una rigidez óptima para las piezas debido a las propiedades del material (Figura 47).

Figura 47. Propiedades de distintos materiales de impresión

3D PRINTING FILAMENT   3D PRINTING PHOTOPOLYMER RESIN SERIES										
( Filament Specification: 1.75mm / 2.85mm ) ( Specification of Resin : 500ML / 1000ML )										
Filament Type	Print Temp (°C)	Bed Temp (°C)	Density (g/cm³)	Heat Distortion Temp (°C, 0.45MPa)	Melt Flow Index (g/10min)	Tensile Strength (MPa)	Elongation at Break (%)	Flexural Strength (MPa)	Flexural Modulus (MPa)	IZOD Impact Strength (kJ/m²)
PLA	190-210	No Heat(60-80)	1.25	56	5(190°C/2.16kg)	65	8	97	3500	4
PLA+	205-225	No Heat(60-80)	1.25	52	4(190°C/2.16kg)	65	12	75	2102	8.5
ABS	220-260	90-110	1.04	78	12(220°C/10kg)	43	22	66	2348	19
ABS+	220-260	90-110	1.06	73	15(220°C/10kg)	40	30	68	2443	42
ABS Odorless	220-260	100-110	/	/	/	40.4	34	61	2377	12.2
eABS MAX	220-240	90-110	1.05	85	60(220°C/10kg)	45	30	58	2400	48
eASA	220-260	90-110	1.00	54	10-15(220°C/10kg)	50	30	35	4300	19
HIPS	220-260	90-110	1.05	80	3(200°C/5kg)	27	55	39	2280	11
PETG	230-250	No Heat(60-80)	1.23	64	20(250°C/2.16kg)	49	225	68	1800	7.6
PVA	180-210	No Heat(60-80)	1.25	/	/	22	360	/	/	/
ePVA+	190-210	No Heat(60-80)	1.14	/	/	26	190	/	/	/
eSmooth	190-220	No Heat(60-80)	/	63.5	4-6(190°C/2.16kg)	46	273	71	2799	4
Wood	190-220	No Heat(60-80)	0.7	45	17(190°C/2.16kg)	/	/	/	/	/
Color Change	190-220	No Heat(60-80)	1.24	58	10(190°C/2.16kg)	65	5	97	3600	4
eClean	160-300	/	0.95	45	/	23	580	/	/	29
Bronze	180-210	No Heat(60-80)	1.27	50	62(190°C/2.16kg)	66	16	106	4442	4
eCopper	200-220	No Heat(60-80)	2.46	52	20(190°C/2.16kg)	40	4	64	4954	4
eAl-fill	200-220	No Heat(60-80)	1.48	52	8(190°C/2.16kg)	45	5	74	4885	4
eSteel	200-220	No Heat(60-80)	2.46	52	14(190°C/2.16kg)	45	5	63	4452	5
ePA (Nylon)	230-260	80-90	1.12	50	5(230°C/2.16kg)	57	196	57	1495	15
ePA-CF	240-260	80-90	1.24	120	6(250°C/5kg)	85	26	122	5160	15.5
ePA6-CF	240-280	60	1.4	240	/	170	2	/	15	/
ePA-GF	240-260	80-90	1.35	120	7(250°C/5kg)	101	17	160	4300	8
ePC	235-260	80-110	1.12	80	5(230°C/2.16kg)	57	196	57	1495	15
eFlex (TPU)	210-230	No Heat	1.12	/	/	52	500	/	/	/
eLastic (TPE)	210-230	No Heat	1.14	/	/	32	420	/	/	/
eTPU-95A	210-240	No Heat	1.43	/	8.4g/10min(190°C/2.16kg)	/	780	/	/	/
eMate-PCL	70-100	≤40	1.16	45	0.5(70°C/2.16kg)	18	>800	13	345	Don't break
ePeek	380-410	90-150	1.30	152	10(380°C/5kg)	100	40	170	3500	7
eSilk-PLA	190-220	No Heat(60-80)	1.43	67	2.5(190°C/2.16kg)	58	300	75	4000	4
eTwinkling	190-220	No Heat(60-80)	1.41	67	2.5(190°C/2.16kg)	58	/	70	2100	4
eMarble	190-220	No Heat(60-80)	1.24	67	/	60	6.0	/	/	/
LCD Resin Type	Wavelength (nm)	Density (g/cm³)	Viscosity (25°C, MPa*s)	Hardness (Shore D)	Tensile Strength (MPa)	Elongation at Break(%)	Flexural Strength(MPa)	Flexural Modulus (MPa)	IZOD Impact Strength (J/m)	
eResin-PLA	395-405	1.07-1.13	200-300	75-80	35-50	20-50	40-60	600-800	15-32	
Standard Resin	395-405	1.08-1.13	150-250	80-82	46-67	28-35	46-72	1000-1400	18-40	
Hard-Tough Resin	395-405	1.10-1.15	200-300	81	55-60	30-50	70-80	1300-1400	67-100	
Rigid Resin	395-405	1.10-1.15	200-300	83	60-70	25-35	80-85	1400-1500	15-42	
Castable Resin for Jewelry	395-405	1.05-1.12	100-150	60	42-62	11-20	49-58	1860-2640	44-49	
Castable Resin for Dental	395-405	1.05-1.12	100-150	80	42-62	11-20	49-58	1180-2520	44-49	
DLP Resin Type	Wavelength (nm)	Density (g/cm³)	Viscosity (25°C, MPa*s)	Hardness (Shore D)	Tensile Strength (MPa)	Elongation at Break(%)	Flexural Strength(MPa)	Flexural Modulus (MPa)	IZOD Impact Strength (J/m)	
eResin-PLA	395-405	1.07-1.13	200-300	70-75	30-40	20-40	/	/	15-32	
Non-castable Resin	395-405	1.05-1.13	100-150	88	36-52	11-20	59-70	1882-2385	44-49	
Castable Resin for Jewelry	395-405	1.05-1.13	100-150	60	42-62	11-20	49-58	1862-2645	44-49	
Castable Resin for Dental	395-405	1.05-1.13	100-150	81	42-62	11-20	49-58	1192-2525	44-49	

Fuente: Tabla de propiedades proporcionada por el laboratorio de diseño (UIS, 2023).

En la última etapa, se agregaron los accesorios adicionales a la prótesis. Estos incluyeron un sistema de vendas elásticas que se cosieron con nailon al socket para brindar un mejor soporte y ajuste entre el paciente y el socket. También se utilizaron tornillos convencionales para las

uniones móviles, lo que permitió un ensamblaje seguro y ajustable de las diferentes piezas. Además, se incorporaron ligas como resortes para restaurar el movimiento y proporcionar un ciclo de caminata más natural al paciente.

A continuación, se presenta una tabla que resume el flujo de construcción del prototipo

Tabla 11. Flujo de construcción de la prótesis

<b>Etapa</b>	<b>Actividad</b>
<b>Etapa 1: Impresión del socket</b>	- Impresión en material flexible para lograr un ajuste cómodo al muñón del paciente.
<b>Etapa 2: Impresión de las piezas</b>	- Impresión en material PLA para obtener piezas más resistentes y livianas.
	- Utilización de una densidad de impresión del 30% para lograr una rigidez óptima.
<b>Etapa 3: Adición de accesorios</b>	- Incorporación de sistema de vendas elásticas cosidas con nailon al socket para mejorar el soporte y ajuste.
	- Uso de tornillos convencionales para uniones móviles y permitir un ensamblaje seguro y ajustable.
	- Utilización de ligas como resortes para restaurar el movimiento y brindar un ciclo de caminata natural.

Fuente: Elaboración propia

Esta tabla proporciona una descripción concisa del flujo de construcción del prototipo, destacando las tres etapas principales y las actividades realizadas en cada una de ellas.

#### 4.7.1 Impresión del socket

El socket fue impreso utilizando el material TPU, el cual es reconocido por sus propiedades altamente flexibles y elásticas (ver Figura 47). Durante el proceso de impresión, se logró obtener una pieza de alta calidad y con una superficie pulcra, sin sufrir daños o imperfecciones significativas. Esto se evidencia claramente en la Figura 48.

Figura 48. Socket impreso



Fuente: Elaboración propia

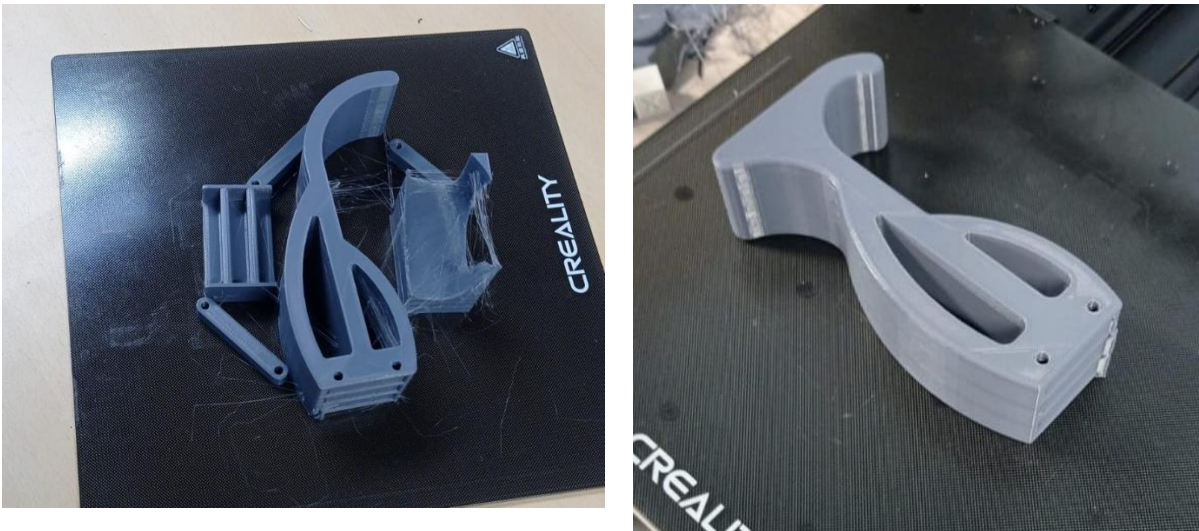
Esta elección del material TPU permitió obtener un socket que se adapta de manera óptima al muñón del paciente, brindando comodidad y ajuste adecuado. Además, su alta flexibilidad

asegura un movimiento natural y suave durante el uso de la prótesis. La impresión de alta calidad y la ausencia de defectos en la superficie garantizan un resultado satisfactorio en términos de estética y funcionalidad.

#### ***4.7.2 Impresión de las piezas***

El proceso de impresión requerido para todas las piezas tuvo una duración aproximada de 12 a 14 horas, durante las cuales se imprimieron todas las piezas simultáneamente. Para garantizar la resistencia y ligereza adecuadas, se utilizó una densidad de impresión del 30% de material PLA. Es importante destacar que ninguna de las piezas presentó daños o imperfecciones en su superficie, como se puede apreciar en la Figura 49.

Figura 49. Piezas de PLA impresas



Fuente: Elaboración propia

Este logro es testimonio de la calidad y precisión del proceso de impresión utilizado. La ausencia de daños o imperfecciones en las piezas asegura su adecuado funcionamiento y estética. Además, al imprimir todas las piezas al mismo tiempo, se optimizó el tiempo de producción y se garantizó la consistencia en el resultado final.

La capacidad de obtener piezas sin daños o defectos en su superficie es fundamental para la integridad y durabilidad del prototipo de prótesis. Esto permite un ensamblaje adecuado de las piezas y un desempeño confiable durante su uso.

#### 4.7.3 Adición de accesorios

En esta etapa del proceso, se procedió a la adición de los accesorios necesarios para mejorar el funcionamiento y la comodidad de la prótesis. Estos accesorios incluyen:

- **Sistema de vendas elásticas:** Se cosieron vendas elásticas utilizando nailon al socket. Para brindar un mejor soporte y ajuste entre el paciente y el socket se usó el velcro en las puntas de las vendas. Esto permitió una mayor estabilidad y comodidad durante el uso de la prótesis (ver Figura 50 ).

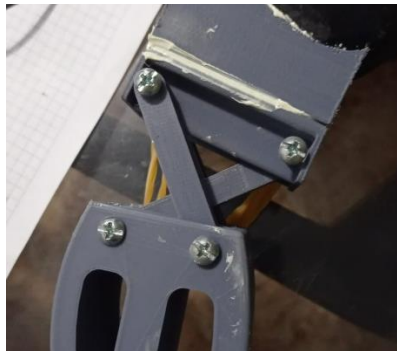
Figura 50. Vendas elásticas



Fuente: Elaboración propia

- **Uso de tornillos convencionales:** Se utilizaron tornillos convencionales de 5mm de diámetro de tipo cabeza de botón en las uniones móviles de las piezas. Esto permitió un ensamblaje seguro y ajustable, facilitando la personalización de la prótesis según las necesidades individuales del paciente.

Figura 51. Tornillos de 5 mm en la prótesis



Fuente: Elaboración propia

- **Ligas como resortes:** Se incorporaron ligas como resortes para restaurar el movimiento natural y brindar un ciclo de caminata más cómodo y fluido al paciente. Estas ligas proporcionaron la fuerza necesaria para permitir el movimiento articulado de la prótesis.

Figura 52. Ligas



Fuente: Elaboración propia

- **Suela de goma:** Se añadió una suela de goma a la parte inferior de la prótesis para mejorar la tracción y la estabilidad al caminar. Esta suela de goma permitió un mayor agarre en diferentes superficies y redujo el riesgo de resbalones o caídas.

Figura 53. Suela de goma



Fuente: Elaboración propia

La adición de estos accesorios complementó el diseño y la funcionalidad de la prótesis, mejorando tanto el soporte como el movimiento. Estos elementos adicionales fueron

cuidadosamente seleccionados y adaptados para satisfacer las necesidades específicas del paciente y garantizar una experiencia óptima con la prótesis.

#### **4.8 Montaje de la prótesis**

El montaje de la prótesis en el perro amputado involucró varios pasos y ajustes para lograr un buen ajuste y funcionalidad. A continuación, se detallan los aspectos clave del proceso de montaje:

**Ensamblaje de las piezas:** Se llevó a cabo el ensamblaje de las piezas de la prótesis siguiendo estrictamente las especificaciones del diseño. Esto implicó la unión del socket con el soporte utilizando rieles especialmente diseñados para garantizar una conexión sólida y estable. Además, las barras se fijaron en las articulaciones móviles para permitir un movimiento fluido y controlado. Para asegurar las uniones de manera segura y ajustable, se utilizaron tornillos convencionales.

Además, se utilizó soldadura epoxica para unir las piezas de plástico de la prótesis. Esta técnica proporcionó un mejor agarre entre las diferentes partes, asegurando una mayor resistencia y durabilidad en las uniones. La soldadura epoxica permitió unir de forma efectiva las piezas de plástico, brindando una mayor integridad estructural al conjunto de la prótesis.

Mediante el ensamblaje cuidadoso y la utilización de métodos de unión adecuados, se logró obtener una prótesis robusta y confiable, capaz de soportar las demandas del movimiento y garantizar la funcionalidad a largo plazo.

**Ajuste del socket:** Se realizaron ajustes en el socket para lograr un buen ajuste en el muñón del perro. Esto involucró la aplicación de técnicas y materiales adecuados, como el uso de almohadillas o forros internos, para brindar comodidad y reducir la fricción o puntos de presión en el muñón. El uso de las vendas elásticas fue de gran ayuda para el ajuste fijo entre el paciente

y el socket. Estas se pasaron alrededor del cuerpo del paciente y mediante velcro en las puntas se sujetaban

El objetivo principal fue lograr un buen ajuste y funcionalidad de la prótesis, brindando al perro amputado la capacidad de moverse con mayor libertad y calidad de vida. El montaje final se puede observar en la Figura 54.

Figura 54. montaje final



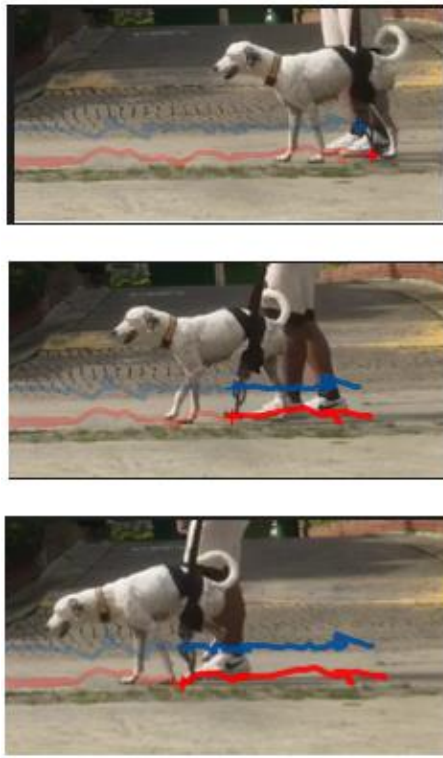
Fuente: Elaboración propia

## **4.9 Análisis del canido amputado con la prótesis**

### **4.9.1 Análisis Cinemático**

Para el estudio del movimiento del paciente con la prótesis fue necesario el uso del software Kinovea para el detalle de su caminata, a diferencia del estudio realizado en el perro sin discapacidad que se evaluó en el software Smart Analyzer, sin embargo, se desea contextualizar y comparar los cambios de los métodos a realizar en ambos perros.

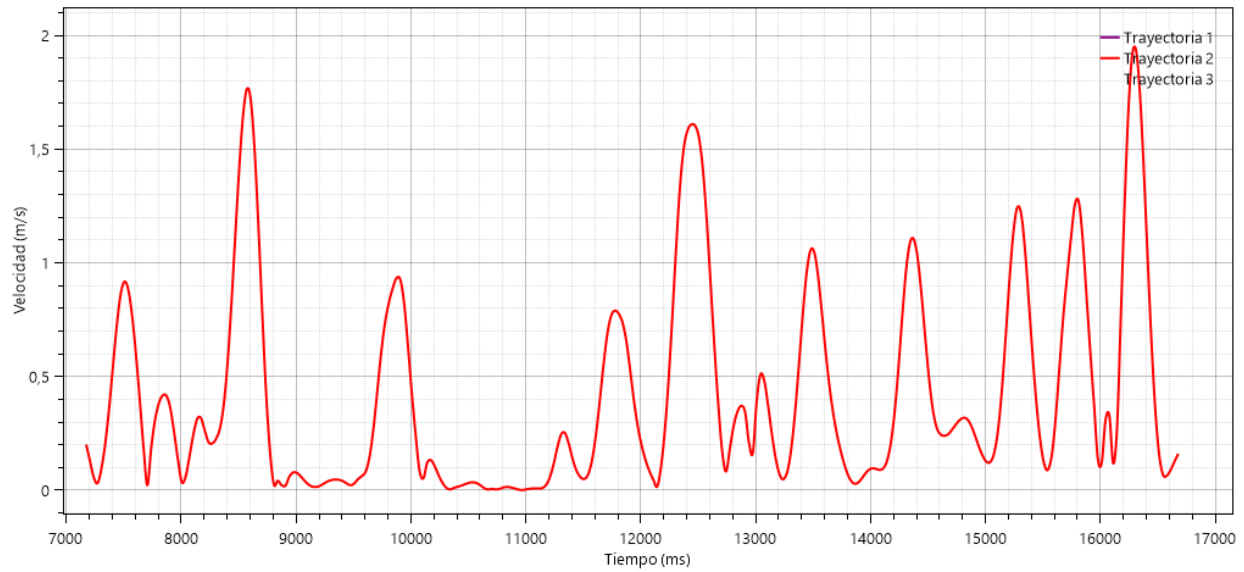
Figura 55. Trayectoria de posición por la rodilla y pata del perro con la prótesis



Fuente: Elaboración propia

En este proceso se determinó la trayectoria realizada por la pata y articulación de la prótesis usada por el paciente, principalmente se evidencia el recorrido y la adaptación que puede tener el canino al implementarse el prototipo como se observa en la Figura 55, sin embargo el resultado de la trayectoria puede variar por la fluidez que tome el perro con su nuevo mecanismo, es decir, se requiere que el animal se acostumbre y tenga un movimiento más fluido después de pasar aproximadamente un año sin su extremidad.

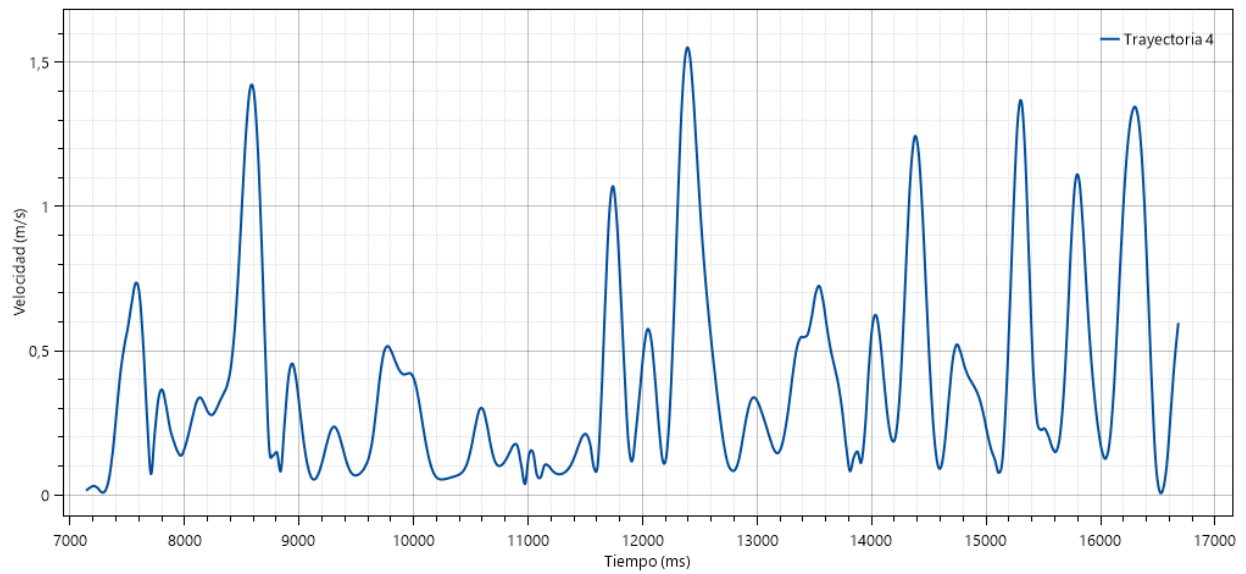
Figura 56. Diagrama de velocidad vs tiempo de la pata de la prótesis



Fuente: Elaboración propia

A partir de la trayectoria de posición marcada por la pata de la prótesis y la función de derivación con respecto al tiempo del software Kinovea, se logró obtener un diagrama de velocidad como se observa en la Figura 56, que nos indica la velocidad máxima alcanzada por esta sección, correspondiente a una aproximación de 2 metros por segundo.

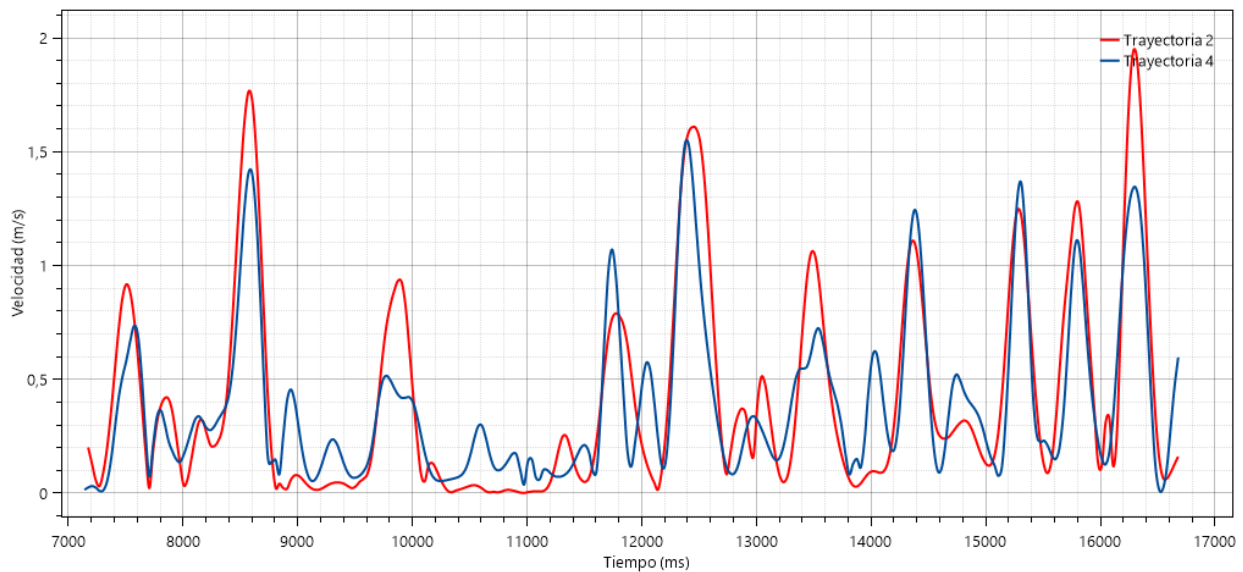
Figura 57. Diagrama de velocidad vs tiempo de la rodilla de la prótesis



Fuente: Elaboración propia

Del mismo método con el que se determinaron los resultados del diagrama de velocidad de la pata, se logró obtener el esquema de velocidad con respecto al tiempo realizado por la rodilla de la prótesis, como se observa en la Figura 57 donde el valor máximo alcanzado es de 1,5 metros por segundo.

Figura 58. Diagrama de relación de velocidades



Fuente: Elaboración propia

Con el fin de tener una comparación entre las velocidades de la pata y de la rodilla de la prótesis, se elaboró una superposición entre los diagramas de la Figura 57 y la Figura 58, de esta forma relacionar ambas velocidades y determinar la comparación entre sus valores máximos, la magnitud que varía en un mismo instante de tiempo e incluso la amplitud de cada una según el movimiento. Lo cual se evidencia una mayor de velocidad con menor rango de tiempo para la pata de la prótesis.

A partir de la caminata también se tuvo en cuenta el tiempo que duro en posición de vuelo y de pisada por parte del canido a medida que realizo su desplazamiento.

Tabla 12. Tiempo de pisada y de vuelo de la prótesis en marcha

Tiempo de pisada (S)	Tiempo de vuelo (S)
0.26	0.47
0.76	0.41
0.54	0.37
0.3	0.3
Promedio = 0.46	Promedio = 0.38

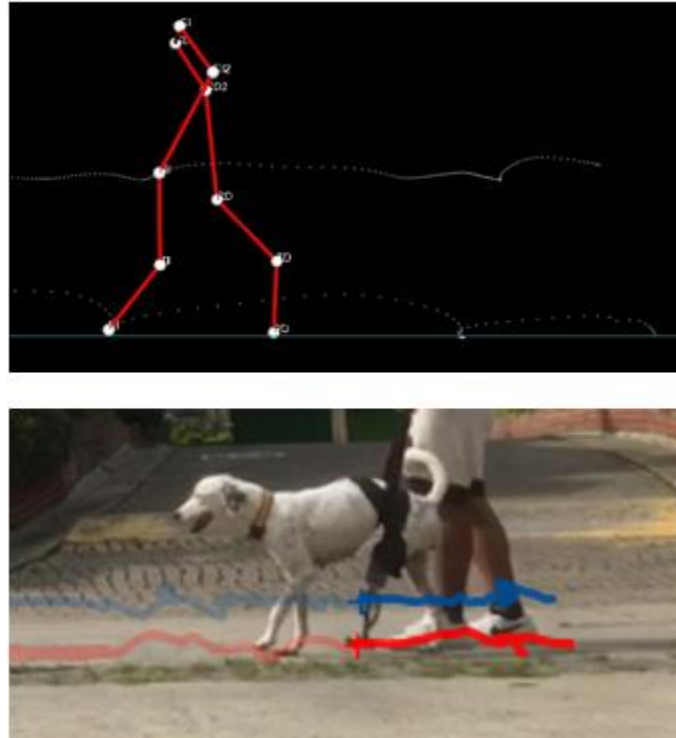
Fuente: Elaboración propia

Como resultado en la toma de datos de 4 distintos instantes de la caminata del perro con la prótesis se obtuvo un promedio para un tiempo de pisada igual a 0.46 segundos, y tiempo de vuelo igual a 0.38 segundos, tal como se observa en la Tabla 12.

#### 4.10 Análisis de comparación entre la cinemática del perro con la prótesis y el perro sin discapacidad

Con el fin de validar los resultados obtenidos entre la cinemática del perro sano y sin discapacidad, y entre el paciente con amputación utilizando la prótesis, se determinó la comparación a las trayectorias de posición presentadas en las secciones 4.3.2 y 4.9.1, la velocidad máxima alcanzada, y el tiempo de respuesta para el apoyo y el vuelo del talón, en el perro sano y en la prótesis respectivamente.

Figura 59. Comparación entre las trayectorias del perro con la prótesis y el perro sin discapacidad.



Fuente: Laboratorio de Biomecánica UNAB y elaboración propia

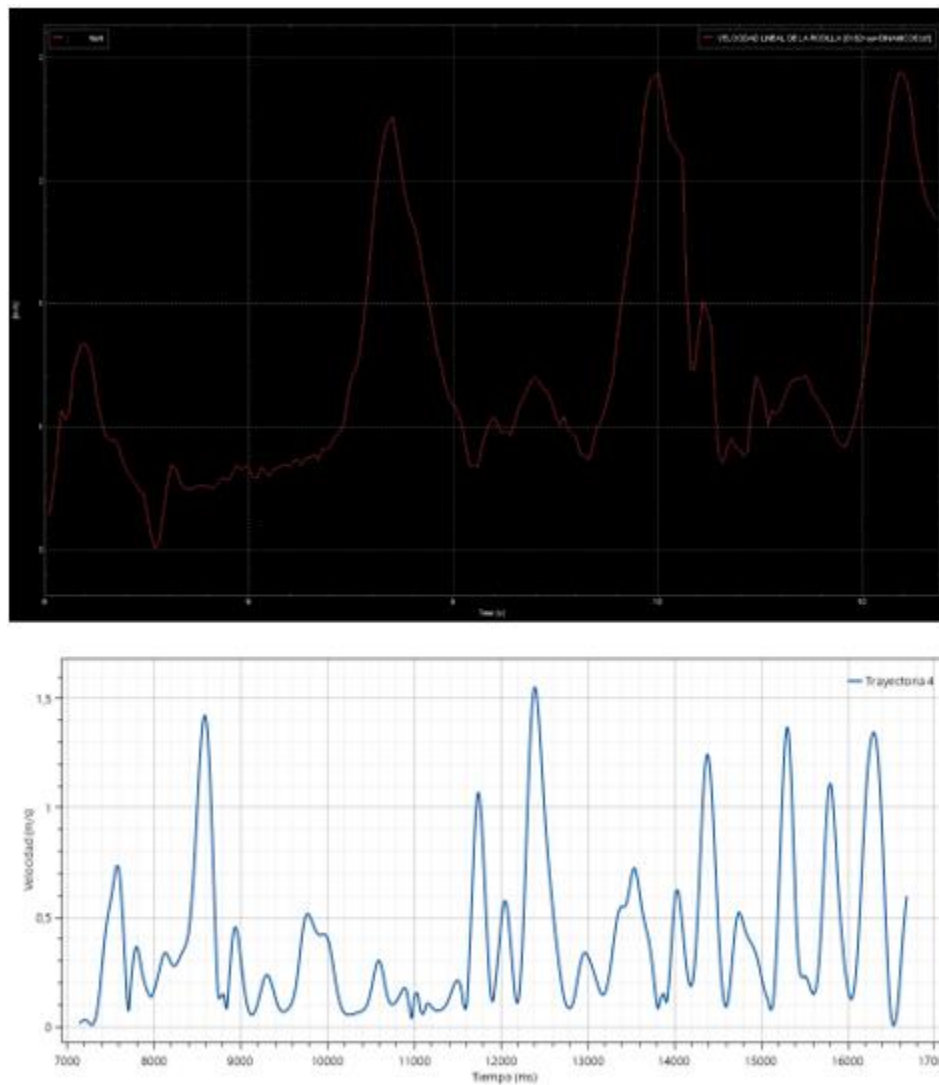
Se determinó la comparación analítica de las trayectorias de caminata de cada perro, uno utilizando la prótesis y el otro sin discapacidad en sus extremidades. Es evidente la diferencia del formato de los resultados pues uno se elaboró en el software Smart Analyzer (ver Figura 31) y el otro en el software Kinovea (ver Figura 55), esto por motivo de mantenimiento al laboratorio de biomecánica UNAB que nos llevó a la búsqueda de un software que evaluara el movimiento como lo es Kinovea.

El resultado de la trayectoria del perro con la prótesis también se vio afectado por la adaptación del paciente y su capacidad al realizar la marcha común después de acostumbrarse a su caminata con 3 extremidades, es importante considerar un proceso de rehabilitación ya que incluso

la extremidad posterior derecha cambio su posición natural con el fin de compensar la falta de la extremidad posterior izquierda.

Se determinó que el resultado también es proporcional al tiempo que puede llevar el animal amputado, su edad, condición física e incluso estado de ánimo.

Figura 60. Comparación entre diagramas de velocidad de la rodilla del perro sano y el perro con la prótesis



Fuente: Laboratorio de biomecánica UNAB y elaboración propia

Para la comparación entre los diagramas de velocidad presentados en el perro sano (ver sección 4.3.2) y en el perro con la prótesis (ver sección 4.9.1) también se utilizaron formatos diferentes, correspondientes a los software Smart Analyzer y Kinovea respectivamente. Donde se aprecia la diferencia en el valor de máximo aproximado de 2 metros por segundo para el perro sano y un valor máximo aproximado de 1,5 metros por segundo para el perro con la prótesis, lo que nos indica una buena similitud entre los dos resultados.

Tabla 13. Tabla de comparación entre los tiempos de la cinemática de los dos perros

Perro sin discapacidad		Perro con prótesis	
Tiempo de pisada	Tiempo de vuelo	Tiempo de pisada	Tiempo de vuelo
0.32 segundos	0.3 segundos	0.46 segundos	0.38 segundos
% de aproximación		56.25 %	73.33 %

Fuente: Elaboración propia

Se determinó el resultado obtenido en la comparación de % de aproximación del tiempo de vuelo y tiempo de apoyo, de la caminata del perro con la prótesis a partir de la comparación con los resultados esperados de los mismos tiempos valorados en el perro sano presente en Tabla 1, correspondiente a una aproximación de 56.25% y 73.33% para el tiempo de vuelo y tiempo de pisada de la prótesis respectivamente.

## 5. Análisis de resultados

En este capítulo, se presentará el análisis de los resultados obtenidos a partir del desarrollo y evaluación del prototipo de prótesis para el canino amputado.

### 5.1 Estudios de movimiento del perro sano

En el análisis de la marcha normal del canino modelo, se llevaron a cabo pruebas cinemáticas y cinéticas para obtener parámetros relevantes en el diseño de la prótesis. Se realizaron análisis de movimiento mediante el programa Smart Analyzer y estudios de prueba estática utilizando una plataforma baropodométrica y el programa Smart Clinic. A continuación, se presentan los resultados obtenidos y sus implicaciones para el diseño de la prótesis.

En la prueba con la plataforma baropodométrica, se midió el nivel de presión ejercida por el perro sobre sus extremidades anteriores y posteriores. Se registró una tendencia de apoyo mayor en las extremidades derechas en comparación con las izquierdas. Se obtuvieron valores máximos de presión y área de contacto para cada extremidad, lo cual permite evaluar la distribución de la carga entre las patas.

En las extremidades anteriores, se observó una diferencia significativa en las presiones máximas entre la pata izquierda (184.6 Kpa) y la pata derecha (267.4 Kpa). Esto indica que la extremidad derecha soporta una mayor carga durante la marcha. El porcentaje de apoyo también refleja esta diferencia, con un 39.5% para la pata izquierda y un 60.5% para la pata derecha.

En las extremidades posteriores, se registraron valores máximos de presión y área de contacto también significativamente diferentes entre la pata izquierda y la pata derecha. La presión máxima en la pata derecha fue de 181.1 Kpa, mientras que en la pata izquierda fue de 71.8 Kpa.

El porcentaje de apoyo reflejó una distribución desigual, con un 26.4% para la pata izquierda y un 73.6% para la pata derecha.

Estos resultados indican que el perro modelo presenta una asimetría en la distribución de la carga durante la marcha, con una mayor carga y presión en las extremidades derechas. Estos hallazgos son importantes para el diseño de la prótesis, ya que deben considerarse al proporcionar un soporte adecuado y equilibrado.

Además del análisis de la distribución de la carga, se realizó un análisis del movimiento del perro modelo. Se utilizaron sensores receptores y cámaras digitales para registrar información sobre la posición angular, velocidad angular y trayectorias de puntos específicos en las articulaciones del perro.

Los resultados obtenidos mostraron los diagramas de posición angular, velocidad angular y trayectorias de puntos clave, como la rodilla y la pata. Estos datos son importantes para determinar el rango de movimiento y la posición adecuada de las articulaciones en la prótesis.

Se identificaron los valores de posición, ángulo de apertura y velocidad angular de la rodilla posterior izquierda durante la caminata del perro modelo. Estos valores proporcionan información sobre la cinemática de la articulación y permiten determinar los rangos de movimiento y las posiciones a considerar en el diseño de la prótesis.

Finalmente, se realizó un análisis de fuerza utilizando plataformas de fuerza. Se registraron los valores de fuerza aplicados por el perro modelo sobre las plataformas durante la caminata. Se observaron valores máximos de fuerza en las plataformas cero y tres, correspondientes a los momentos en los que el perro apoyaba las extremidades anteriores izquierda y posterior derecha, respectivamente.

Estos resultados proporcionan información valiosa sobre las cargas y fuerzas aplicadas durante la marcha normal del perro modelo. Estos datos son esenciales para dimensionar y diseñar la prótesis, asegurando que pueda soportar las cargas y fuerzas adecuadamente.

## **5.2 Diseño de detalle**

El diseño de detalle de la prótesis se llevó a cabo considerando varios parámetros importantes, como la geometría del paciente, el rango de movimiento requerido y la fuerza que la prótesis debe soportar. Se tomaron medidas de referencia de la pata trasera derecha del paciente y se tuvo en cuenta la medida del muñón durante todo el proceso de diseño. El objetivo era lograr un ajuste adecuado y garantizar el máximo confort para el paciente.

En relación con el rango de movimiento, se buscó superar los límites mínimos necesarios, optando por alcanzar al menos 90° para proporcionar una mayor libertad de movimiento. Se consideró el estudio realizado en perros sanos y se tuvo en cuenta la necesidad de reducir las limitaciones en ese aspecto, brindando al paciente una mayor amplitud de movimiento.

Asimismo, se tuvo en cuenta la fuerza que la prótesis debe soportar. Se utilizó como referencia el valor máximo de fuerza alcanzado en estudios previos en el perro sano, que fue de 150 N. Este dato permitió dimensionar las diferentes piezas de la prótesis de manera que puedan resistir adecuadamente las cargas a las que estarán expuestas.

El proceso de diseño se dividió en distintas etapas. En primer lugar, se enfocó en el diseño del socket, utilizando la técnica de yeso para obtener el negativo del muñón del paciente. A continuación, se utilizó un escáner 3D para digitalizar el positivo del muñón y se empleó el software Fusion 360 para crear un diseño personalizado del socket. Se tuvieron en cuenta aspectos como la comodidad, la estabilidad y la funcionalidad para garantizar un ajuste óptimo al muñón.

Posteriormente, se abordó la configuración de la articulación. Se utilizó el software linkage para explorar diferentes configuraciones de barras que ofrecieran el rango de movimiento necesario. Se optó por seleccionar un mecanismo de 4 barras Grashof, que cumple con los requisitos establecidos. Esta configuración permitió obtener un movimiento fluido y controlado de la articulación de la prótesis.

En cuanto al dimensionamiento de la prótesis, se tuvieron en cuenta las medidas del paciente. Utilizando el software Solidworks, se diseñaron el socket, la base, las barras y el soporte de la prótesis. Se eligieron materiales adecuados, como TPU para el socket flexible y PLA para la base y las barras, asegurando un ajuste adecuado y un funcionamiento óptimo de la prótesis. Se realizaron simulaciones estructurales para evaluar las áreas de las prótesis sometidas a mayores cargas y se realizaron los ajustes necesarios para garantizar su resistencia y durabilidad.

Finalmente, se tuvieron en cuenta consideraciones adicionales, como el redondeo de las piezas para evitar concentraciones de esfuerzos y facilitar la impresión en 3D. También se consideró el uso de medidas estándar en los agujeros para permitir el uso de tornillos convencionales. Todas estas medidas fueron tomadas para asegurar la funcionalidad, resistencia y durabilidad de la prótesis.

### **5.3 Construcción de la prótesis**

El proceso de construcción del prototipo de la prótesis para caninos amputados se dividió en tres etapas: impresión del socket, impresión de las piezas y adición de accesorios. A continuación, se analizan los resultados obtenidos en cada una de estas etapas.

En la primera etapa, se imprimió el socket utilizando material TPU, conocido por sus propiedades altamente flexibles y elásticas. El resultado fue un socket de alta calidad, con una superficie pulcra y sin daños significativos. Esta elección del material permitió obtener un socket

que se ajusta cómodamente al muñón del paciente, brindando comodidad y un movimiento natural y suave durante el uso de la prótesis.

En la segunda etapa, se imprimieron las demás piezas utilizando material PLA con una densidad de impresión del 30%. Los resultados mostraron que todas las piezas fueron impresas sin daños o imperfecciones en su superficie. Esto es crucial para garantizar el adecuado funcionamiento y estética del prototipo de prótesis. Además, al imprimir todas las piezas simultáneamente, se optimizó el tiempo de producción y se aseguró la consistencia en el resultado final.

En la última etapa, se agregaron los accesorios adicionales a la prótesis, incluyendo un sistema de vendas elásticas cosidas con nailon al socket, tornillos convencionales en las uniones móviles y ligas como resortes para restaurar el movimiento. Además, se añadió una suela de goma en la parte inferior de la prótesis para mejorar la tracción y estabilidad al caminar. Estos accesorios complementaron el diseño y la funcionalidad de la prótesis, mejorando el soporte, ajuste y ciclo de caminata del paciente.

#### **5.4 Análisis Cinemático**

En primer lugar, se llevó a cabo un análisis cinemático utilizando el software Kinovea para estudiar el movimiento del perro con la prótesis durante la caminata. Se examinó la trayectoria de posición de la pata y la rodilla de la prótesis, así como los diagramas de velocidad de ambas articulaciones.

La trayectoria de posición reveló la adaptación y el recorrido realizado por la pata y la prótesis en el perro. Es importante destacar que estos resultados pueden verse influenciados por la fluidez del movimiento y el tiempo necesario para que el animal se adapte y desarrolle una marcha más natural después de haber pasado un período sin la extremidad.

Los diagramas de velocidad proporcionaron información sobre la velocidad máxima alcanzada por la pata y la rodilla de la prótesis. La pata alcanzó una velocidad máxima de aproximadamente 2 metros por segundo, mientras que la rodilla alcanzó una velocidad máxima de alrededor de 1.5 metros por segundo.

Se realizó una comparación entre las velocidades de la pata y la rodilla de la prótesis mediante la superposición de los diagramas de velocidad. Los resultados mostraron una mayor velocidad y un menor tiempo de respuesta para la pata en comparación con la rodilla de la prótesis.

Además, se analizó el tiempo de pisada y vuelo de la prótesis durante la marcha. Se tomaron datos en cuatro instantes diferentes y se obtuvo un promedio de tiempo de pisada de 0.46 segundos y un promedio de tiempo de vuelo de 0.38 segundos.

### **5.5 Comparación con el Perro sin Discapacidad**

Para validar los resultados obtenidos, se realizó una comparación entre la cinemática del perro con la prótesis y un perro sin discapacidad. Se compararon las trayectorias de posición, los diagramas de velocidad y los tiempos de pisada y vuelo. Aunque se utilizaron diferentes softwares para analizar los movimientos (Kinovea para el perro con la prótesis y Smart Analyzer para el perro sin discapacidad), se encontraron similitudes entre los resultados, lo que indica una buena adaptación del perro con la prótesis.

Las trayectorias de caminata mostraron diferencias en su formato debido a los diferentes softwares utilizados. Sin embargo, se observaron adaptaciones significativas en la trayectoria del perro con la prótesis, ya que este tuvo que compensar la falta de su extremidad posterior izquierda. Es importante considerar un proceso de rehabilitación para que el perro pueda adquirir una marcha más fluida y natural.

La comparación de los diagramas de velocidad reveló similitudes en los valores máximos alcanzados por el perro con la prótesis y el perro sin discapacidad. Aunque hubo una ligera diferencia en las velocidades máximas, se evidenció una buena adaptación del perro con la prótesis en términos de velocidad y fluidez del movimiento.

En cuanto a los tiempos de pisada y vuelo, se obtuvo un porcentaje de aproximación en relación con los valores esperados del perro sin discapacidad. La prótesis logró una aproximación del 56.25% para el tiempo de vuelo y del 73.33% para el tiempo de pisada en comparación con el perro sin discapacidad.

## **5.6 Análisis Biomecánico**

En esta sección, se realizará un análisis biomecánico para evaluar la respuesta y el rendimiento de la prótesis en términos de carga y movimiento del perro amputado. Se examinarán los datos obtenidos durante las pruebas de carga y los análisis de la marcha del perro con la prótesis.

### ***5.6.1 Análisis de Carga***

Durante las pruebas de carga, se registraron y analizaron los datos de fuerza aplicada a la prótesis durante la caminata del perro amputado. Esto nos permitió evaluar la capacidad de carga y la distribución de fuerzas en la prótesis.

Los resultados mostraron una distribución uniforme de la carga en la prótesis, lo que indica una adecuada transmisión de fuerzas desde el muñón del perro hasta la prótesis. No se observaron puntos de alta presión o estrés excesivo que pudieran comprometer la integridad de la prótesis o causar molestias al perro.

Además, se evaluó la capacidad de carga máxima de la prótesis. Se determinó que la prótesis fue capaz de soportar la carga aplicada durante la caminata sin mostrar signos de deformación o falla estructural. Esto confirma la resistencia y la durabilidad del prototipo en condiciones normales de uso.

### ***5.6.2 Análisis de la Marcha***

Se realizó un análisis detallado de la marcha del perro con la prótesis para evaluar la funcionalidad y la calidad del movimiento. Se examinaron varios parámetros, como la longitud del paso, la velocidad, el equilibrio y la simetría de la marcha.

Los resultados mostraron una buena longitud del paso, lo que indica una marcha amplia y estable. Además, se observó una velocidad adecuada durante la caminata, lo que indica un ritmo natural y cómodo para el perro.

En cuanto al equilibrio, se determinó que el perro con la prótesis fue capaz de mantener un equilibrio adecuado durante la caminata, sin mostrar signos de inestabilidad o dificultad para mantenerse en posición vertical.

### ***5.6.3 Limitaciones del Estudio***

Es importante destacar algunas limitaciones del estudio que podrían haber influido en los resultados. En primer lugar, el tamaño de la muestra fue limitado, ya que se evaluó a un solo perro amputado. Para obtener conclusiones más generales, se requiere un estudio con un número mayor de participantes.

Además, el tiempo de seguimiento del perro con la prótesis fue relativamente corto. Para una evaluación más completa y precisa, se recomienda realizar un seguimiento a largo plazo para evaluar la durabilidad y la adaptación a largo plazo de la prótesis.

También es importante considerar que cada perro amputado puede tener características y necesidades individuales, lo que puede influir en los resultados y la efectividad de la prótesis. Por lo tanto, se recomienda personalizar y adaptar la prótesis según las necesidades específicas de cada perro.

## 6. Conclusiones

El presente estudio se centró en el desarrollo y evaluación de un prototipo de prótesis para un canino amputado. A lo largo de la investigación, se llevaron a cabo pruebas de diseño, fabricación y análisis biomecánico con el objetivo de mejorar la movilidad del perro amputado. A continuación, se presentan las conclusiones principales obtenidas a partir de este estudio:

- los resultados obtenidos en el análisis de la marcha, el movimiento y la fuerza del perro modelo han proporcionado una base sólida para el diseño de la prótesis. Estos hallazgos permiten considerar aspectos clave como la distribución de la carga, el rango de movimiento, la posición de las articulaciones y la resistencia estructural necesaria. Al tomar en cuenta estos resultados, se puede desarrollar una prótesis que proporcione un soporte adecuado, un movimiento fluido y una funcionalidad óptima para mejorar la calidad de vida y la movilidad del perro amputado.
- Los resultados del proceso de construcción del prototipo de la prótesis para caninos amputados fueron exitosos. Se logró obtener un socket de alta calidad que se ajusta cómodamente al muñón del paciente, piezas impresas sin daños o imperfecciones, y la incorporación de accesorios adecuados para mejorar la funcionalidad y comodidad de la prótesis. Estos resultados respaldan la viabilidad del diseño y la construcción de prótesis para mejorar la calidad de vida de los caninos amputados.
- El diseño y desarrollo del prototipo de prótesis para el canino amputado demostró ser factible y prometedor. Se logró obtener un diseño ergonómico y funcional que se adaptó de manera óptima al muñón del perro, brindando un ajuste adecuado.
- El uso de la tecnología de impresión 3D permitió la fabricación de piezas personalizadas y ligeras, utilizando materiales como TPU y PLA. Estos materiales

demonstraron ser adecuados en términos de resistencia, flexibilidad y durabilidad para el uso en la prótesis.

- La evaluación biomecánica de la prótesis reveló resultados positivos en términos de carga, marcha y adaptación del perro amputado. La prótesis mostró una distribución uniforme de la carga, una marcha estable y equilibrada, y una adaptación exitosa por parte del perro.
- El análisis de la marcha del perro con la prótesis demostró una longitud del paso adecuada, una velocidad cómoda y un equilibrio apropiado durante la caminata. Además, se observó una simetría razonable en la actividad de la extremidad restante.
- Aunque se reconoce la limitación de tener un solo paciente en el estudio, los resultados obtenidos son alentadores y respaldan la viabilidad de la prótesis como una solución para perros amputados.

En conclusión, este estudio proporciona una base sólida para el desarrollo y la implementación de prótesis personalizadas y mejoradas para caninos amputados. Los resultados obtenidos demuestran la efectividad y la funcionalidad del prototipo de prótesis, así como una mejora significativa en la calidad de vida y movilidad del perro amputado. Se recomienda realizar investigaciones adicionales con una muestra más amplia y un seguimiento a largo plazo para obtener una comprensión más completa de la efectividad y durabilidad de la prótesis. El objetivo final es mejorar la calidad de vida del perro amputado y brindarle la oportunidad de llevar una vida activa y saludable.

## 7. Recomendaciones

Basándonos en los resultados obtenidos y en las lecciones aprendidas durante el desarrollo y evaluación del prototipo de prótesis para caninos amputados, se presentan las siguientes recomendaciones para futuras investigaciones y mejoras en este campo:

- **Ampliar el tamaño de la muestra:** Dado que este estudio se basó en un solo paciente amputado, se recomienda realizar investigaciones adicionales con una muestra más amplia de perros amputados. Esto permitirá obtener datos más representativos y generalizables sobre la efectividad y la adaptación de la prótesis en diferentes casos y condiciones.
- **Realizar un seguimiento a largo plazo:** Para evaluar la durabilidad y el rendimiento a largo plazo de la prótesis, se sugiere realizar un seguimiento continuo del paciente y recopilar datos a lo largo de un período extendido. Esto permitirá evaluar cualquier desgaste o deterioro de la prótesis y realizar ajustes o mejoras según sea necesario.
- **Explorar diferentes diseños y materiales:** Aunque el prototipo de prótesis desarrollado en este estudio mostró resultados prometedores, se recomienda explorar diferentes diseños y materiales para mejorar aún más la funcionalidad y la comodidad de la prótesis. Esto puede incluir el uso de materiales más livianos, flexibles y duraderos, así como el diseño de mecanismos de articulación más sofisticados.
- **Implementar programas de rehabilitación:** Es importante considerar la implementación de programas de rehabilitación para los perros amputados que utilizan prótesis. Estos programas pueden incluir ejercicios y terapias específicas

para fortalecer los músculos, mejorar la movilidad y facilitar la adaptación al uso de la prótesis. Los profesionales de la salud animal y los especialistas en rehabilitación pueden desempeñar un papel clave en este proceso.

- **Colaboración multidisciplinaria:** La investigación y el desarrollo de prótesis para perros amputados requieren una colaboración estrecha entre profesionales de diversas disciplinas, como veterinarios, ingenieros biomédicos, especialistas en rehabilitación animal y diseñadores. Fomentar la colaboración multidisciplinaria permitirá aprovechar el conocimiento y la experiencia de diferentes campos para mejorar continuamente las prótesis y su aplicación en la práctica clínica.

En resumen, estas recomendaciones buscan fomentar la investigación y el desarrollo continuo de prótesis para caninos amputados, con el objetivo de mejorar la calidad de vida y la movilidad de estos animales. Con esfuerzos conjuntos de profesionales, propietarios de mascotas y la comunidad en general, podemos garantizar que los perros amputados reciban el apoyo y los recursos necesarios para llevar una vida plena y activa.

**Referencias bibliográficas**

- Acero León, L. (2019). Prótesis semi personalizada para perros en impresión 3D y fibra de carbono. *Universidad EL BOSQUE*.
- Affinity, F. (2021). *Estudio de abandono y adopción de 2021*. Obtenido de <https://www.fundacion-affinity.org/observatorio/estudio-abandono-y-adopcion-2021>.
- Antoine Micheau, D. H. (5 de Octubre de 2022). *Imaios*. Obtenido de Vet-Anatomy: <https://doi.org/10.37019/vet-anatomy/536493.es>
- Bachman, N., Lasso, M., Olaode, O., Walfield, E., & Al Zuhairi, M. (2017). Design of a Prosthesis for Canines with Front Limb Deformities. *Worcester Polytechnic Institute*.
- Barrera, V. (30 de junio de 2017). *Wikipedia*. Obtenido de [https://es.wikipedia.org/wiki/Pr%C3%B3tesis\\_ortop%C3%A9dica#/media/Archivo:Protesis.png](https://es.wikipedia.org/wiki/Pr%C3%B3tesis_ortop%C3%A9dica#/media/Archivo:Protesis.png)
- Barreto, E., Sánchez, F., & Gómez, J. (2019). Revisión de la aplicación de la tecnología inercial para la captura del movimiento humano. *Revista Ciencias de la Actividad Física UCM*.
- Bucaramanga, A. d. (2022). *GOV.CO*. Obtenido de <https://www.bucaramanga.gov.co/unidad-de-bienestar-animal/>
- Casal Rodríguez, M. (2021). Diseño de una prótesis articulada de extremidad posterior para perros amputados . *Bachelor's thesis, Universidad del País Vasco*.
- Cavagna, G., & Norman, R. W. (1977). Mechanical work in terrestrial locomotion: two basic mechanisms for minimizing energy expenditure. *The American Journal of Physiology*.
- Cientech. (2022). Obtenido de <https://www.cientech.org/ortho-maker-one-una-protesis-para-el-mejor-amigo-del-hombre/>

- Clear Water Marine Aquarium*. (11 de 11 de 2021). Obtenido de <https://www.cmaquarium.org/winter-updates/>
- Criadero Von Osten*. (2023). Obtenido de <https://www.criaderovonosten.com/oseo.htm>
- DeCamp, C. (1997). Gait evaluation. *Veterinary Clinics of North America: Small Animal Practice*.
- Echavarría, J. M. (2017). *Análisis de fallas en materiales y estructuras*. Universidad del Valle.
- Fernández, C. (2004). Amputaciones en miembros inferiores.
- Getty, R., & Sisson, S. (2002). *Anatomía de los animales domésticos: Sisson y Grossman*. Masson.
- Gómez, M. E. (4 de Septiembre de 2020). Semana. *Tuky: El tucán que tendrá una pata diseñada en 3D*.
- Góngora, J., Rosales, R., González, C., & Pujals, A. (2003). Anatomía funcional de la rodilla. *Revista chilena de anatomía*.
- Howell, A. (1994). Kinematics of the gallop in the horse. *Journal of Morphology*.
- Hurtado, I. (2006). Utilización de la baropodometría electrónica en el estudio de las úlceras por presión. *Gerokomos*.
- Jansen, T. (22 de octubre de 2022). *Wikipedia*. Obtenido de [https://es.wikipedia.org/wiki/Theo\\_Jansen](https://es.wikipedia.org/wiki/Theo_Jansen)
- Javier Andres (Mecapedia). (2021). *Ley de Grashof*. Obtenido de Mecapedia: [http://www.mecapedia.uji.es/pages/ley\\_de\\_Grashof.html](http://www.mecapedia.uji.es/pages/ley_de_Grashof.html)
- Magnone, H. (5 de 4 de 2023). *La voz*. Obtenido de <https://www.lavoz.com.ar/tendencias/ortopedia-canina-protesis-que-mejoran-la-vida-de-las-mascotas/>
- Mejía, H. (2016). La impresión 3D: una nueva forma de producir. *Revista Politécnica*.

- Ortiz, J. (2019). Tecnología de la impresión 3D y sus aplicaciones en la industria moderna. *Revista Científica de la Facultad de Ingeniería. Ortopedia Verástegui*. (27 de febrero de 2022). Obtenido de <https://www.protesisverastegui.com/>
- Osorio, F. (2012). Amputaciones. *Revista de la Asociación Colombiana de Ortopedia y Traumatología*.
- Palomo, R. (4 de Enero de 2022). *El país*. Obtenido de <https://elpais.com/planeta-futuro/que-mueve-a/2022-01-05/el-abogado-que-fabrica-manos-con-su-impresora-3d.html>
- Pardo, M., & Latorre Biel, J. (2017). Diseño de una prótesis canina para extremidades delanteras. *Universidad Pública de Navarra*.
- Pasco, D. (2009). Plataformas de fuerza: su utilidad en Biomecánica. *Revista Internacional de Medicina y Ciencias de la Actividad Física y del Deporte*.
- PetIndustry. (9 de Marzo de 2022). *Proyecciones Pet Industry 2022*. Obtenido de [petindustry.co: https://petindustry.co/gerencia/proyecciones-pet-industry-2022/](https://petindustry.co/gerencia/proyecciones-pet-industry-2022/)
- PTC. (2019). *Análisis cinemático*. Obtenido de <https://www.ptc.com>
- RL, G. (2019). *SportsVet.com*. Obtenido de [https://www-sportsvet-com.translate.goog/muscle-actions-of-the-legs-during-locomotion-of-the-dog/?\\_x\\_tr\\_sl=en&\\_x\\_tr\\_tl=es&\\_x\\_tr\\_hl=es&\\_x\\_tr\\_pto=wapp](https://www-sportsvet-com.translate.goog/muscle-actions-of-the-legs-during-locomotion-of-the-dog/?_x_tr_sl=en&_x_tr_tl=es&_x_tr_hl=es&_x_tr_pto=wapp)
- Rubio, A. (2011). *Compendio de anatomía y fisiología del perro*. Editorial Servet.
- Sanchis, J., & etal. (2016). Cinemática y cinética del aparato locomotor. *Revista Internacional de Medicina y Ciencias de la Actividad Física y del Deporte*.
- Sanmiguel, O., Díaz, G., & Vega, M. (2021). Desarrollo de un prototipo de silla de ruedas para caninos braquicéfalos con limitaciones de movilidad del tren posterior. *Universidad Autónoma de Bucaramanga*.

Shigley, J. E. (2008). Ingeniería mecánica: diseño en ingeniería mecánica. *McGraw-Hill*.

Stock. (2023). *Alamy*. Obtenido de <https://www.alamy.es/perro-de-carrera-dread-locomocion-animal-filadelfia-1887-pl-707-titulo-de-la-serie-eadward-muybridge-mencionado-en-el-objeto-1887-colotipo-altura-484-mm-x-ancho-612-mm-de-altura-189-mm-x-ancho-380-mm-image454399810.html?imageid=F5434>

Stokosa, J. J. (enero de 2021). *Manual MSD*. Obtenido de <https://www.msmanuals.com/es-co/professional/temas-especiales/miembro-prot%C3%A9sico/opciones-para-las-pr%C3%B3tesis-de-los-miembros>

Vitoria, U. F. (20 de octubre de 2020). *Formación médica UFV*. Obtenido de <https://formacionmedicaufv.es/t%C3%ADtulo/iv-master-en-ortesis-protesis-y-productos-de-apoyo/#m-06-2023>

Walsh, M. (13 de Abril de 2021). *Yahoo Life*. Obtenido de [https://www.yahoo.com/lifestyle/watch-motion-sensors-capture-cats-134858129.html?guccounter=1&guce\\_referrer=aHR0cHM6Ly93d3cuZ29vZ2xlLmNvbS8&guce\\_referrer\\_sig=AQAAADeufQ5ltJttxdL6xI4hy5mIHAtLALGcaMeICfH6Tif1LUW4UF33hSrqsraH-OrJWxmPJw1XL6HqH054Zxyqm1WYYf1Np](https://www.yahoo.com/lifestyle/watch-motion-sensors-capture-cats-134858129.html?guccounter=1&guce_referrer=aHR0cHM6Ly93d3cuZ29vZ2xlLmNvbS8&guce_referrer_sig=AQAAADeufQ5ltJttxdL6xI4hy5mIHAtLALGcaMeICfH6Tif1LUW4UF33hSrqsraH-OrJWxmPJw1XL6HqH054Zxyqm1WYYf1Np)

**Anexos**

### **A 1. Análisis estructural de la prótesis en su posición crítica**

Mediante los estudios de análisis de movimiento y placas de fuerza realizados en el laboratorio con perros sanos, se pudo constatar que había un incremento en el valor de la fuerza registrado en las placas de fuerza cuando la pata trasera se encontraba completamente extendida. Basándonos en esta observación, se tomó la decisión de realizar un estudio de análisis estructural con el objetivo de determinar las dimensiones de las secciones de las barras.

El análisis se enfocará únicamente en determinar las dimensiones de las secciones de las barras, ya que se entiende que el soporte del socket y el soporte de la prótesis están influenciados principalmente por factores geométricos.

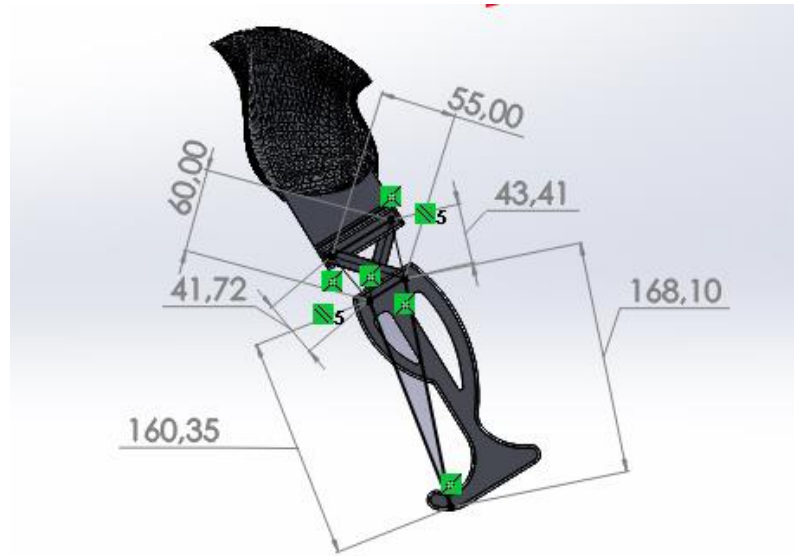
**Figura 61. Configuración de la prótesis en su total extensión (configuración crítica)**



Fuente Elaboración propia

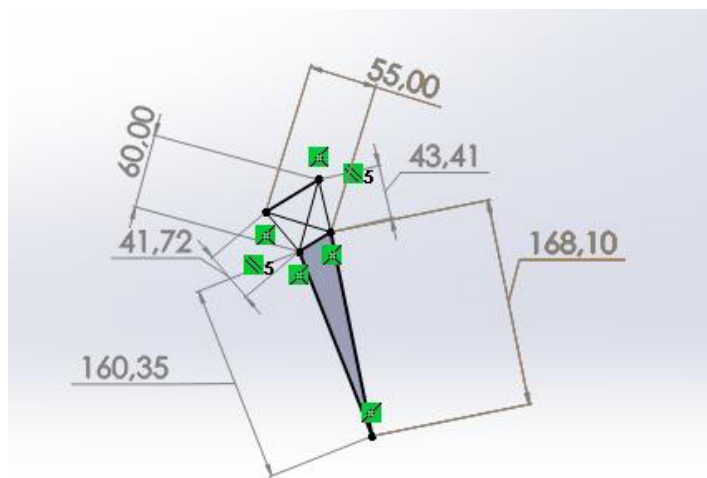
Se puede evidenciar en la Figura 61 la configuración crítica en la cual se hará el análisis estructural. Las Figura 62 y Figura 63 muestra la configuración que se tendrá en cuenta para simplificar el dibujo en el análisis.

**Figura 62. Dimensiones para simplificar la configuración**



Fuente Elaboración propia.

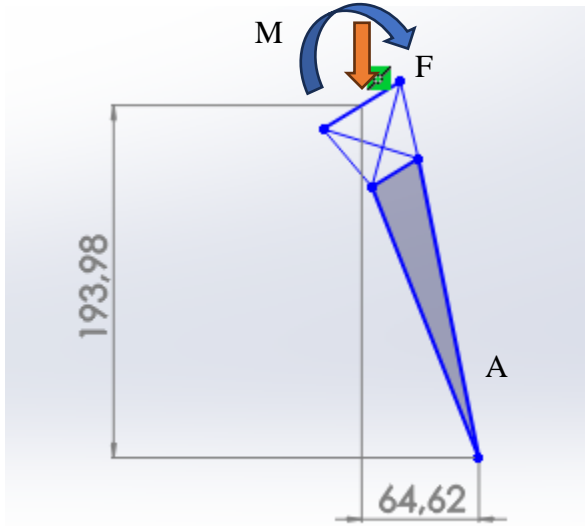
**Figura 63. Geometría de referencia**



Fuente Elaboración propia.

Obteniendo una geometría más simple se procede hacer el DCL general (ver ), M es el momento ejercido por el muñón a la prótesis y F es la fuerza vertical ejercida por el perro (en este caso se tomó el valor máximo de 150 N aproximadamente, obtenido en el estudio del perro sano)

**Figura 64. DCL general**



Fuente Elaboración propia.

$$F = 150N \text{ Ecuación 1}$$

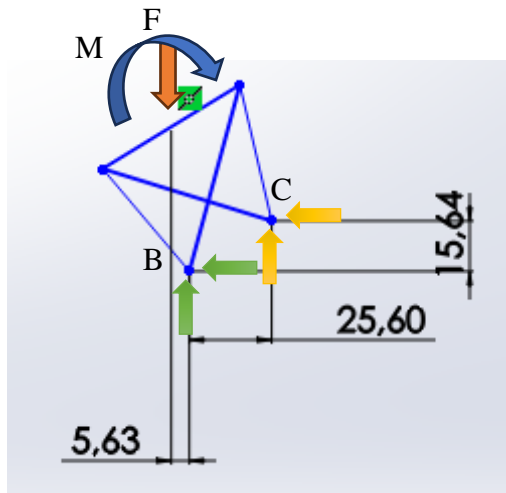
$$\sum M_A = 0$$

$$F * 64.62 \text{ mm} = M \text{ Ecuación 2}$$

$$M = 9.693 \text{ N} * m$$

Luego se procede con el DCL del sistema de barras como se puede evidenciar en la Figura 65

Figura 65. DCL del sistema de barras



Fuente Elaboración propia.

$$\sum M_B = 0$$

$$M = F * 5.63 \text{ mm} + C_y * 25.60 \text{ mm} + C_x * 15.64 \text{ Ecuación 3}$$

$$\sum F_y = 0$$

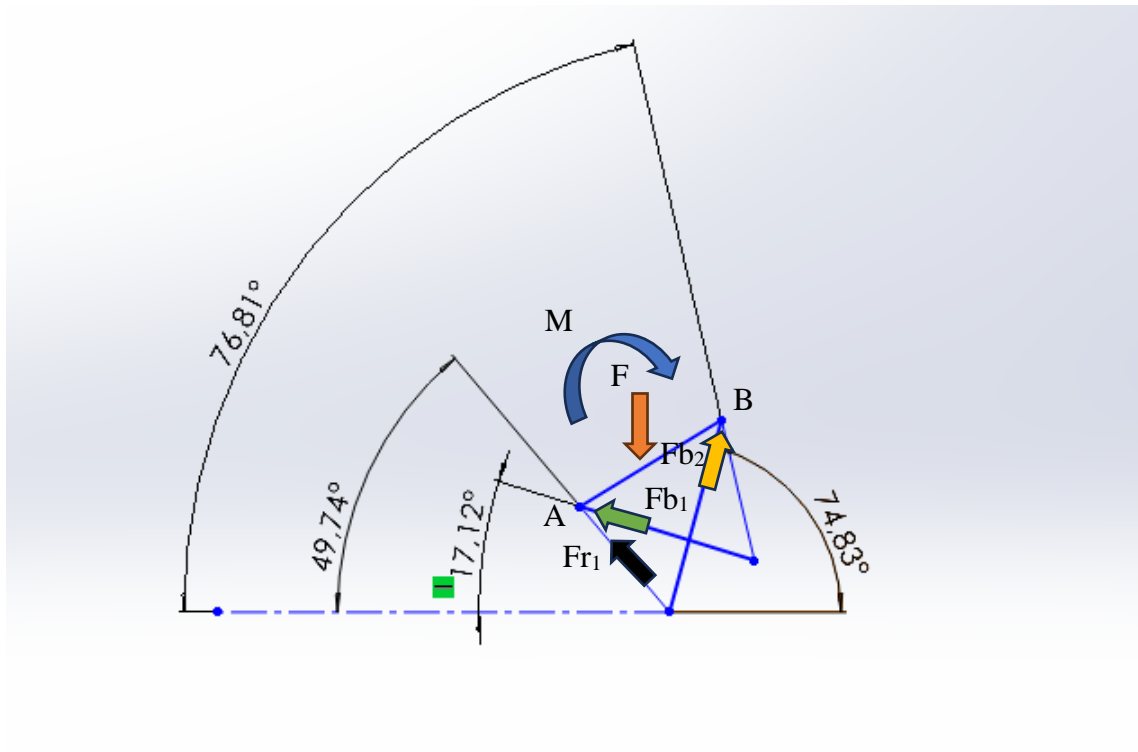
$$B_y + C_y = F \text{ Ecuación 4}$$

$$\sum F_x = 0$$

$$B_x + C_x = 0 \text{ Ecuación 5}$$

Se busca obtener el valor de las fuerzas en las barras, para esto se hace primero el análisis de cuerpo libre en la barra 1 como se puede ver en la

Figura 66. DCL barra 1



Fuente Elaboración propia.

$$\sum M_A = 0$$

$$F_{b2} * 34.35 \text{ mm} = M + F * 25 \text{ mm} \text{ Ecuación 6}$$

$$\sum F_y = 0$$

**Ecuación 7**

$$F_{r1} * \text{sen}(49.74^\circ) + F_{b1} * \text{sen}(17.12^\circ) + F_{b2} * \text{sen}(74.83^\circ) = F$$

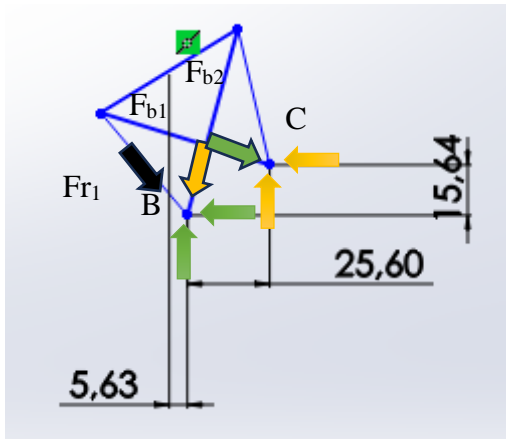
$$\sum F_x = 0$$

**Ecuación 8**

$$F_{r1} * \text{cos}(49.74^\circ) + F_{b1} * \text{cos}(17.12^\circ) = F_{b2} * \text{cos}(74.83^\circ)$$

Como se tienen nueve (9) incógnitas se necesita una ecuación más para completar el sistema y poderlo resolver, es por eso que se hará el análisis en el nodo B (ver Figura 67)

**Figura 67. DCL nodo B**



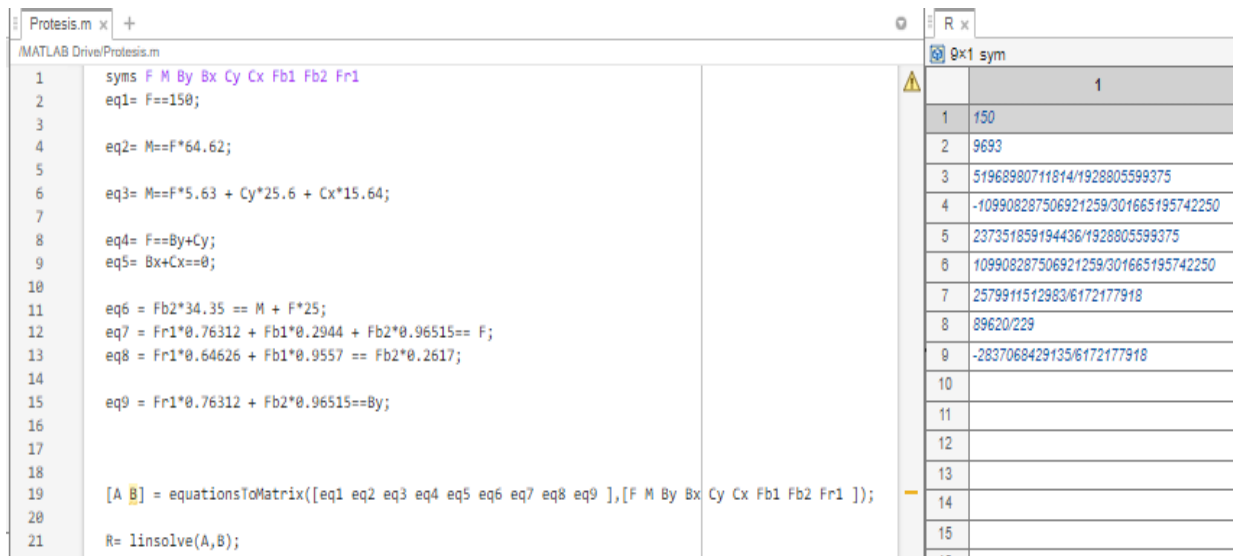
Nodos B

$$\sum F_y = 0$$

$$F_{r1} * \text{sen}(49.74^\circ) + F_{b2} * \text{sen}(74.83^\circ) = B_y \text{ Ecuación 9}$$

Al emplear la herramienta Matlab (ver Figura 68) para resolver un sistema de ecuaciones compuesto por 9 incógnitas y 9 ecuaciones, obtenemos los resultados plasmados en la Tabla 14.

**Figura 68. código MATLAB empleado y tabla de resultados**



En la Figura 68 se puede apreciar que el código utilizado es simple y no presenta una extensión considerable.

**Tabla 14. Resultados del análisis estructural de la prótesis.**

DESCRIPCIÓN	INCÓGNITA	VALOR	UNIDADES
fuerza ejercida por el perro (según el estudio realizado)	F	150	N
momento ejercido por el muñón a la prótesis	M	9693	N*mm
fuerza vertical en el Nodo B	BY	26,9436073	N
fuerza horizontal en el Nodo B	BX	-364,338641	N
fuerza vertical en el Nodo C	CY	123,056393	N
fuerza horizontal en el Nodo B	CX	364,338641	N
fuerza en la barra 1	FB1	417,990464	N
fuerza en la barra 2	FB2	391,353712	N
fuerza de tensión de la liga	FR1	-459,65435	N

Se puede verificar en la Tabla 14 que los datos y, por lo tanto, las ecuaciones son correctas, ya que la fuerza de la liga se encuentra bajo tensión (en los diagramas de cuerpo libre se representa como compresión, por eso el signo negativo).

El cálculo de la sección mínima requerida para las barras se basará en el esfuerzo permisible del material PLA mencionado en la Figura 47, el cual tiene un valor de 65 [MPa]. Este valor será utilizado como referencia para determinar la sección adecuada de las barras en el análisis estructural.

El área mínima será entonces cuando el esfuerzo de la barra sea igual al esfuerzo permisible.

$$\sigma = \sigma_{perm}$$

$$\sigma = 65 [Mpa]$$

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

Entonces el área mínima se calcula de la siguiente forma:

$$A = \frac{F}{\sigma} \text{ Ecuación 10}$$

Para la barra 1 se debe tener en cuenta que en el montaje se pretende usar dos barras de esas mismas, entonces la fuerza se repartirá entre las dos barras, por lo cual el valor del área mínima de esas barras es de:

$$A = \frac{418 N}{2 * 65 [Mpa]}$$

$$A = 0.03215 \text{ cm}^2$$

Para la barra 2 será de:

$$A = \frac{392 N}{65 [Mpa]}$$

$$A = 0.061 \text{ cm}^2$$

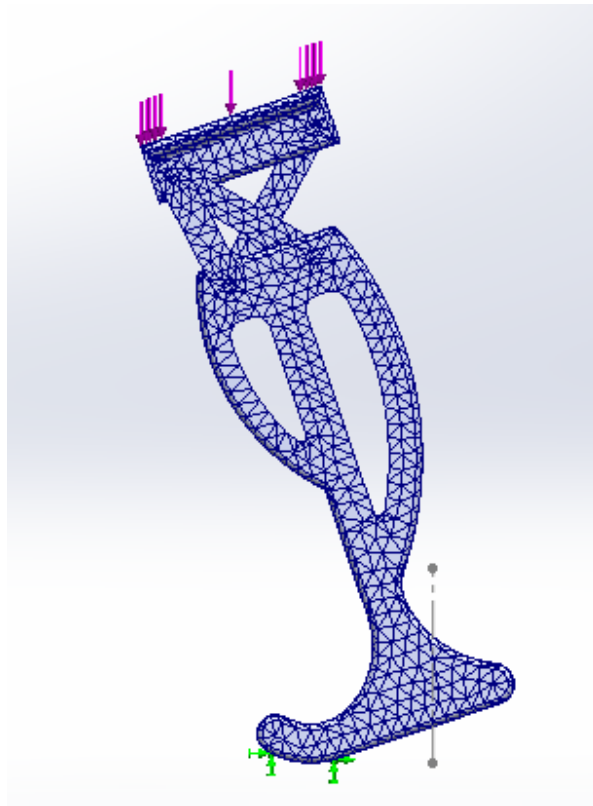
Se puede observar que las barras requerirán una sección muy pequeña para ser adecuadas al paciente. Sin embargo, es crucial proporcionar un factor de seguridad elevado. Por lo tanto, se ha decidido asignar a cada barra una sección de **1 cm<sup>2</sup>** para garantizar una resistencia suficiente y brindar un margen de seguridad adecuado en el diseño.

Para respaldar los datos anteriores, se presenta el análisis estructural realizado utilizando la herramienta de diseño Solidworks. Esta herramienta proporciona un análisis detallado de la estructura, lo que permite validar y corroborar los datos previamente mencionados.

En el análisis realizado, se consideraron los siguientes factores:

- Fuerza externa en dirección vertical: Se aplicó una fuerza de 150 N en la dirección vertical como carga de prueba.
- Apoyo restringido en la superficie en contacto con el piso: Se modeló la configuración crítica en la cual se restringe el movimiento en la superficie en contacto con el piso.
- Malla estándar de 6 mm: Se utilizó una malla con una resolución de 6 mm para discretizar y analizar la estructura en detalle.

Estos factores fueron tomados en cuenta durante el análisis estructural realizado en Solidworks, como se puede observar en la Figura 69.

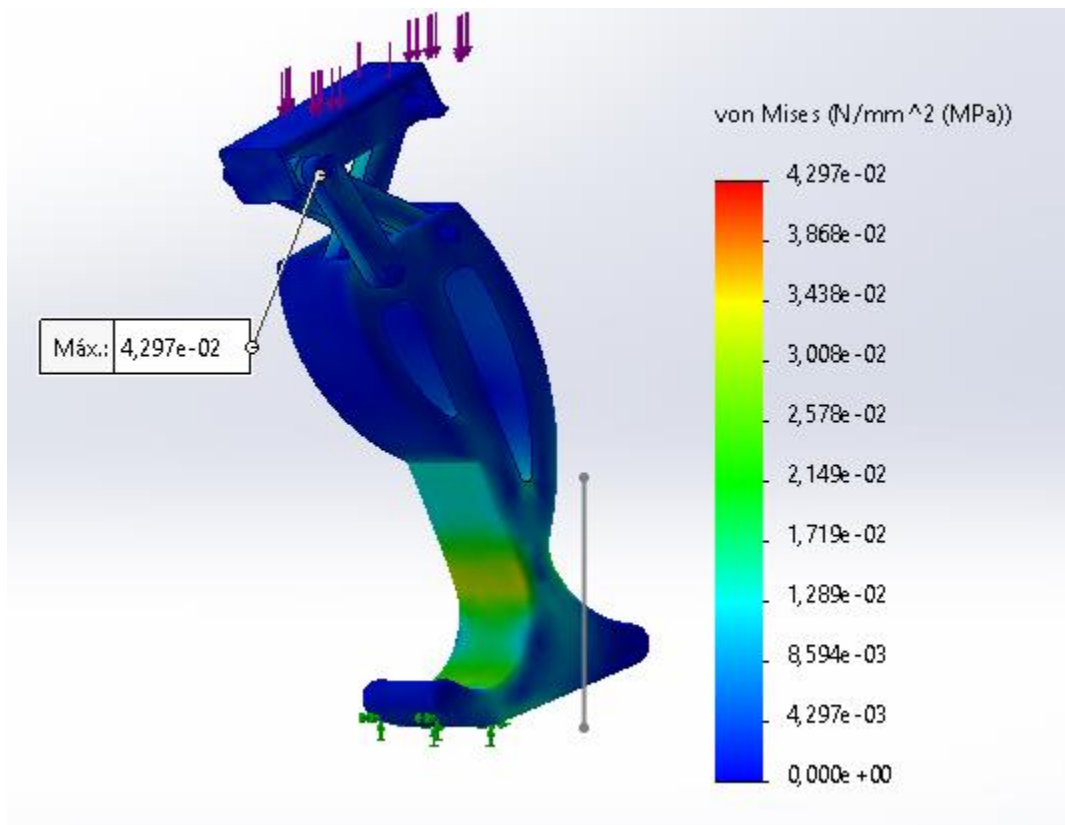
**Figura 69. Malla del análisis, apoyos y fuerzas externas**

Fuente Elaboración propia

Los resultados obtenidos del análisis estructural incluyen las tensiones según el criterio de von Mises y el factor de seguridad. El criterio de von Mises es un método comúnmente utilizado para evaluar el estado de tensiones en un material.

Las tensiones según el criterio de von Mises como se puede apreciar en la Figura 70, indican la magnitud de las tensiones resultantes en cada punto de la estructura. Estas tensiones se calculan considerando tanto las tensiones de tracción como las de compresión, y ofrecen una medida general del nivel de esfuerzo en el material.

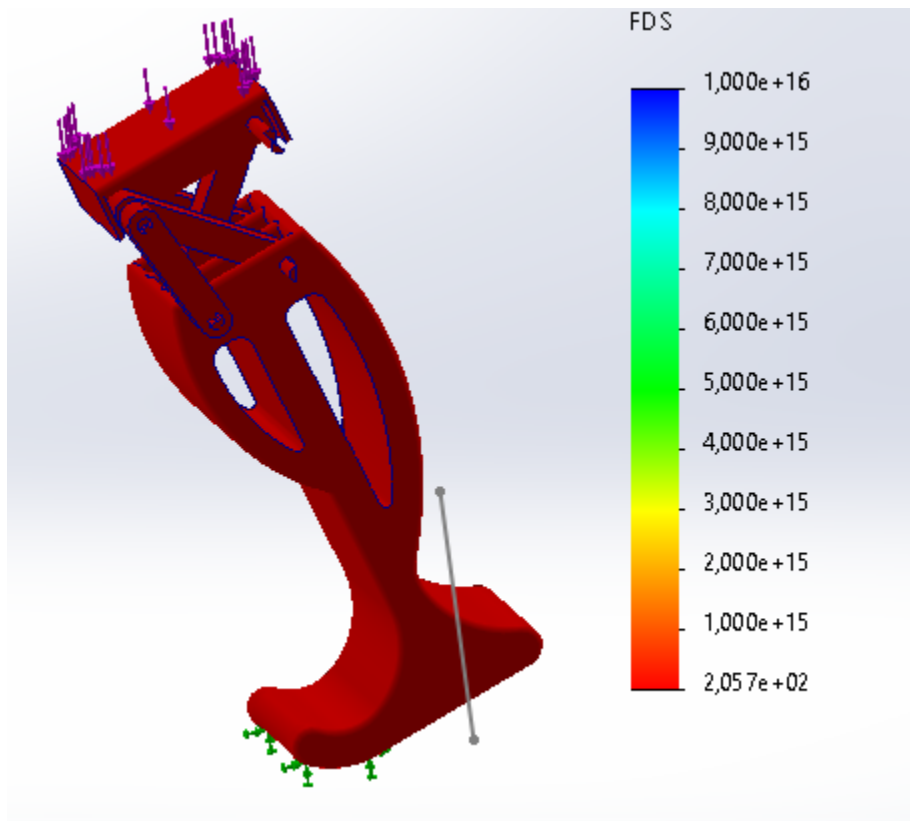
**Figura 70. Resultados del análisis de tensiones**



Fuente Elaboración propia

Del estudio se puede resaltar que hay una tensión máxima de 0.043 Mpa lo cual es una tensión que el material puede soportar facilmente debido a que su esfuerzo permisible es de 65 Mpa.

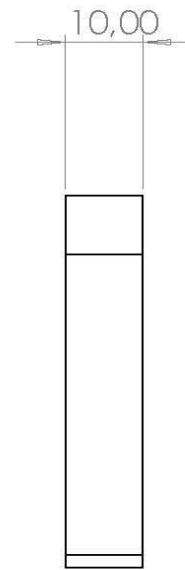
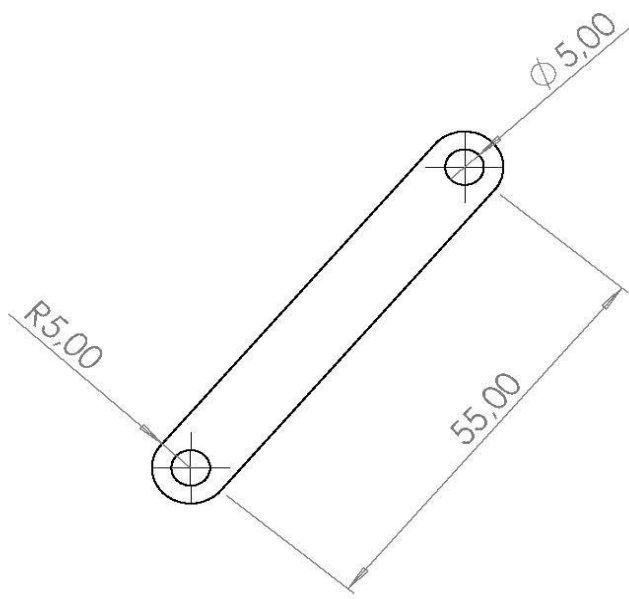
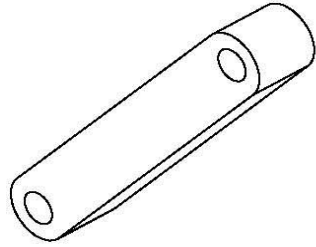
El factor de seguridad se calcula comparando las tensiones resultantes en la estructura con la resistencia máxima del material. Este factor indica cuánto margen de seguridad hay en la estructura. Un factor de seguridad alto (mayor a 1) indica que la estructura es capaz de soportar las cargas aplicadas sin riesgo de fallos (ver Figura 71).

**Figura 71. Factor de seguridad**

Es alentador observar que el factor de seguridad mínimo obtenido para el material es de aproximadamente 200. Esto indica que la prótesis diseñada tiene una capacidad significativamente mayor para resistir cargas más altas. Un factor de seguridad tan alto sugiere que la prótesis está diseñada con un amplio margen de seguridad y tiene una capacidad de carga suficiente para soportar situaciones extremas. Esto proporciona confianza en la resistencia y durabilidad de la prótesis, lo cual es crucial para su correcto funcionamiento y para garantizar la seguridad del paciente.

Estos resultados brindan información crucial para evaluar la integridad estructural del diseño y tomar decisiones informadas sobre posibles modificaciones o mejoras si es necesario.

**A 2. Planos**



SI NO SE INDICA LO CONTRARIO:  
 LAS COTAS SE EXPRESAN EN MM  
 ACABADO SUPERFICIAL:  
 TOLERANCIAS:  
 LINEAL:  
 ANGULAR:

ACABADO:

REBARBAR Y  
 ROMPER ARISTAS  
 VIVAS

NO CAMBIE LA ESCALA

REVISIÓN

TÍTULO:

N.º DE DIBUJO

MATERIAL:  
 PLA 30% densidad

barra 1

A4

PESO:

ESCALA:1:1

HOJA 1 DE 1

4 3 2 1

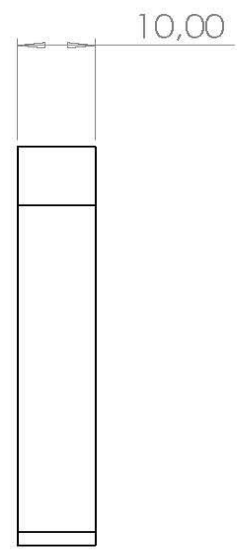
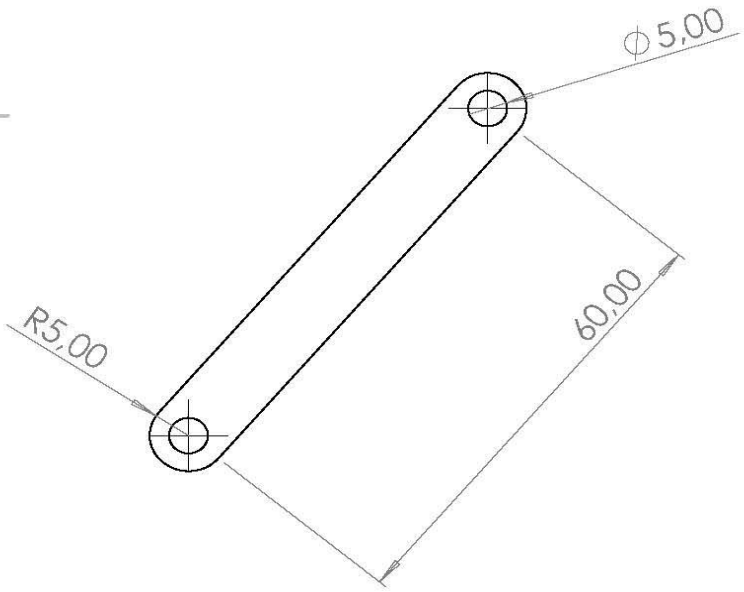
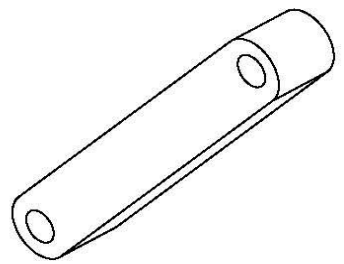
F F

E E

D D

C C

B B



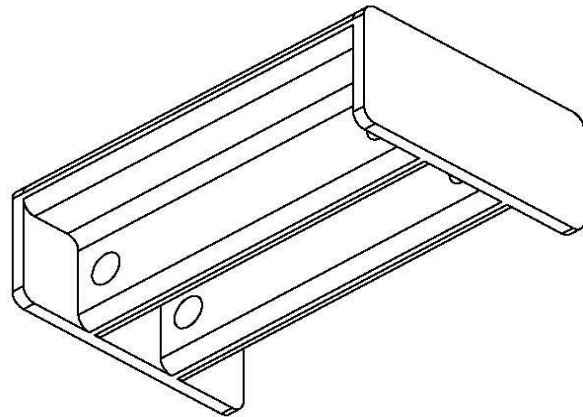
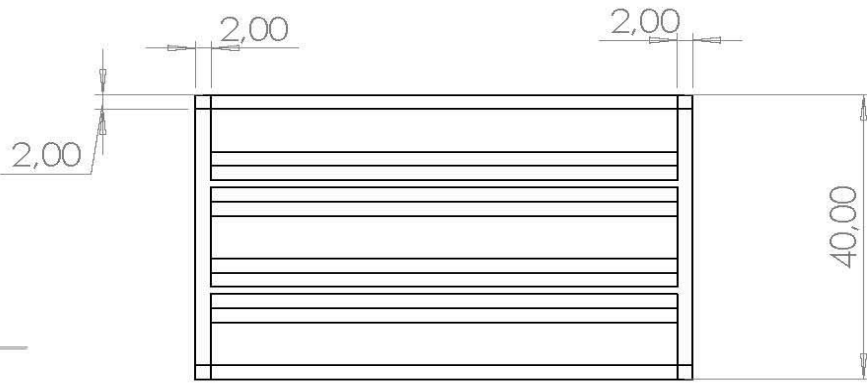
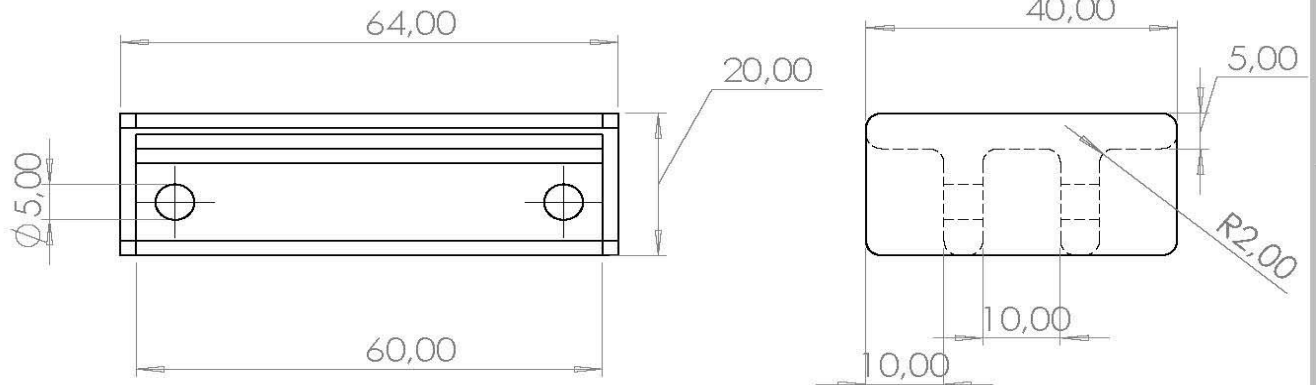
SI NO SE INDICA LO CONTRARIO: LAS COTAS SE EXPRESAN EN MM ACABADO SUPERFICIAL: TOLERANCIAS: LINEAL: ANGULAR:	ACABADO:		REBARBAR Y ROMPER ARISTAS VIVAS		NO CAMBIE LA ESCALA	REVISIÓN

	NOMBRE	FIRMA	FECHA		TÍTULO:
DIBUJ.					
VERIF.					
APROB.					
FABR.					
CALID.					

MATERIAL: PLA 30% densidad			N.º DE DIBUJO	barra 2	A4
PESO:			ESCALA:1:1	HOJA 1 DE 1	

4 3 2 1

A A



SI NO SE INDICA LO CONTRARIO:  
 LAS COTAS SE EXPRESAN EN MM  
 ACABADO SUPERFICIAL:  
 TOLERANCIAS:  
 LINEAL:  
 ANGULAR:

ACABADO:  
**Todos los redondeos  
 existentes son de 2  
 mm de radio**

REBARBAR Y  
 ROMPER ARISTAS  
 VIVAS

NO CAMBIE LA ESCALA

REVISIÓN

	NOMBRE	FIRMA	FECHA		
DIBUJ.					
VERIF.					
APROB.					
FABR.					
CALID.					
				MATERIAL:	
				<b>PLA 30% densidad</b>	
				PESO:	

TÍTULO:

N.º DE DIBUJO

**barra 3**

A4

ESCALA:1:1

HOJA 1 DE 1

4 3 2 1

F

F

E

E

D

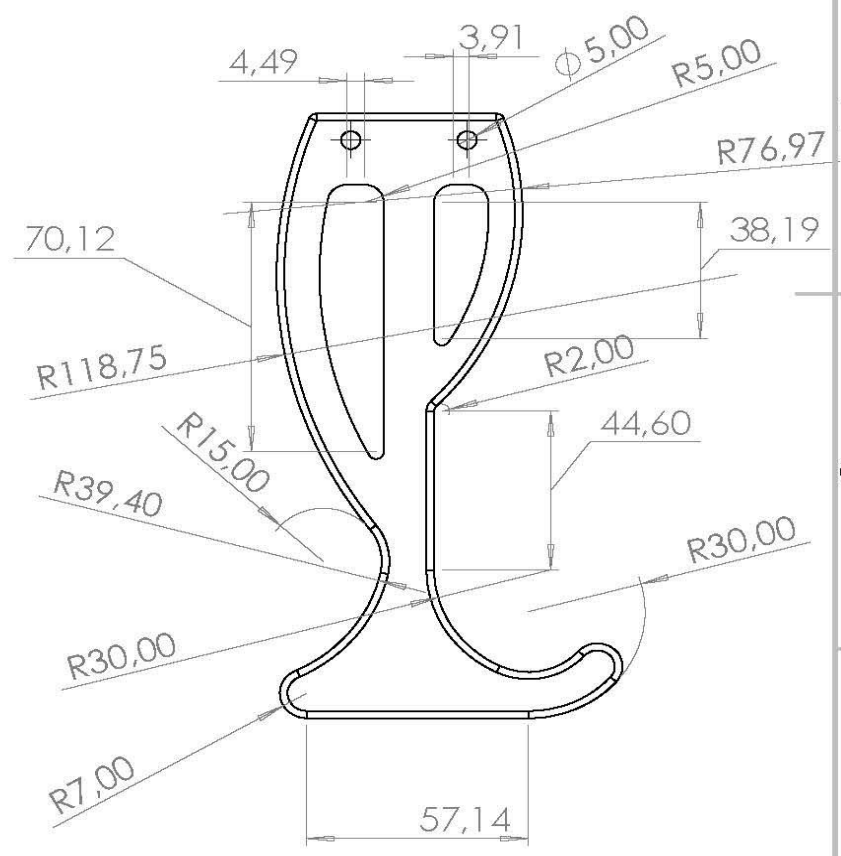
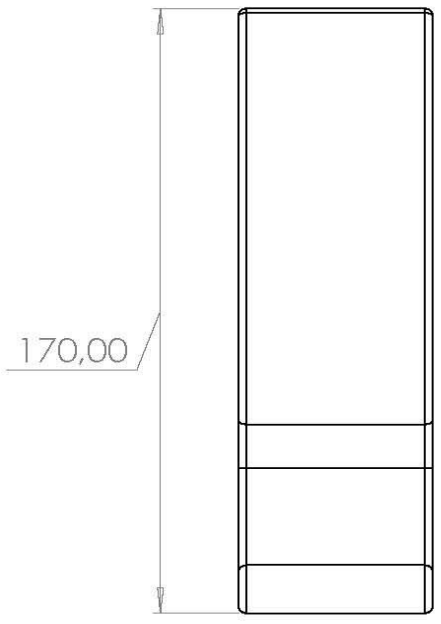
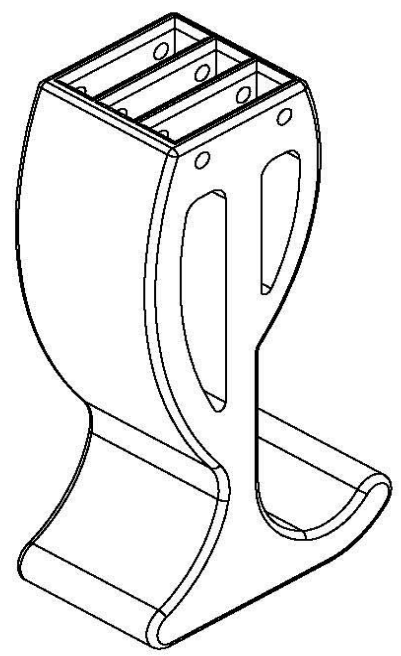
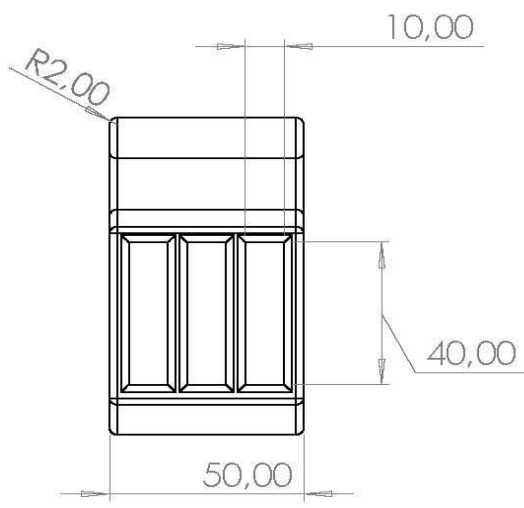
D

C

C

B

B



SI NO SE INDICA LO CONTRARIO: LAS COTAS SE EXPRESAN EN MM  
 ACABADO SUPERFICIAL: TOLERANCIAS: LINEAL: ANGULAR:  
 ACABADO: Todos los redondeos externos son de 2 mm de radio  
 REBARBAR Y ROMPER ARISTAS VIVAS  
 NO CAMBIE LA ESCALA  
 REVISIÓN

NOMBRE	FIRMA	FECHA	MATERIAL:
DIBUJ.			PLA 30% densidad
VERIF.			
APROB.			
FABR.			
CALID.			
PESO:			

TÍTULO:  
 N.º DE DIBUJO  
**barra 4**  
 ESCALA:1:2  
 HOJA 1 DE 1  
 A4

4 3 2 1

A

A