

GRADO EN INGENIERÍA MECÁNICA

**TRABAJO FIN DE GRADO**

***DISEÑO DE UNA PRÓTESIS ARTICULADA  
DE EXTREMIDAD POSTERIOR PARA  
PERROS AMPUTADOS***

***DOCUMENTO 2- MEMORIA***

**Alumno:** Casal Rodriguez, Mikel

**Director:** Macho Mier, Erik

**Curso:** 2020-2021

**Fecha:** Bilbao, 30 de Junio de 2021

eman ta zabal zazu



Universidad  
del País Vasco

Euskal Herriko  
Unibertsitatea

BILBOKO  
INGENIARITZA ESKOLA

ESCUELA  
DE INGENIERIA DE BILBAO



## 2. MEMORIA

2.1.	INTRODUCCIÓN .....	8
2.2.	OBJETIVOS Y ALCANCE DEL PROYECTO .....	10
2.3.	BENEFICIOS .....	11
2.3.1.	BENEFICIOS TÉCNICOS.....	11
2.3.2.	BENEFICIOS SOCIOECONÓMICOS.....	11
2.4.	ESTADO DEL ARTE.....	12
2.4.1.	¿QUÉ ES UNA PRÓTESIS? .....	12
2.4.2.	HISTORIA DE LAS PRÓTESIS .....	14
2.4.3.	ANTECEDENTES DE PRÓTESIS EN ANIMALES .....	19
2.4.4.	PRÓTESIS EN CANES .....	24
2.5.	ANÁLISIS CANINO .....	26
2.5.1.	ANATOMÍA CANINA .....	26
2.5.2.	CAUSAS DE AMPUTACIÓN.....	27
2.5.3.	ESTUDIO DEL MIEMBRO POSTERIOR .....	32
2.5.3.1.	ILIÓN.....	33
2.5.3.2.	FÉMUR.....	34
2.5.3.3.	TIBIA Y PERONÉ.....	34
2.5.3.4.	TARSO Y METATARSO .....	35
2.5.3.5.	FALANGES .....	36
2.5.4.	ZOOMETRÍA CANINA .....	36
2.5.5.	ANÁLISIS DE LA MARCHA CANINA .....	37
2.5.5.1.	LOCOMOCIÓN CANINA .....	37
2.5.5.2.	BIOMECÁNICA CANINA .....	39
2.5.5.3.	ANÁLISIS DEL MIEMBRO POSTERIOR EN LA MARCHA.....	40



2.6.	ESTUDIO DE ALTERNATIVAS .....	46
2.6.1.	ALTERNATIVAS DE MERCADO .....	46
2.6.2.	ALTERNATIVAS DE DISEÑO DE LA PRÓTESIS .....	49
2.7.	DESCRIPCIÓN DE LA SOLUCIÓN ADOPTADA.....	53
2.7.1.	MATERIALES .....	60
2.7.2.	ESTRUCTURA DE LA PRÓTESIS.....	64
2.7.2.1.	SOCKET .....	65
2.7.2.2.	RODILLA.....	66
2.7.2.3.	PARALELOGRAMO.....	70
2.7.2.4.	PIE .....	71
2.8.	CÁLCULO MEF .....	74
2.8.1.	MATERIAL Y PROPIEDADES .....	75
2.8.2.	MALLADO DE LAS PIEZAS .....	75
2.8.3.	CASO 1 .....	76
2.8.3.1.	CONDICIONES DE CONTORNO Y CARGAS .....	77
2.8.3.2.	SOLUCIÓN Y ANÁLISIS DE RESULTADOS .....	78
2.8.3.3.	CÁLCULO MODAL .....	81
2.8.4.	CASO 2 .....	84
2.8.4.1.	CONDICIONES DE CONTORNO Y CARGAS .....	85
2.8.4.2.	SOLUCIÓN Y ANÁLISIS DE RESULTADOS .....	85
2.8.4.3.	CÁLCULO MODAL .....	87
2.8.5.	COMPARACIÓN CON GIM .....	89
2.9.	PLANIFICACION Y DIAGRAMA DE GANTT .....	90
2.10.	CONCLUSIONES .....	93
2.11.	BIBLIOGRAFÍA.....	95



## ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1. Tasa de hogares europeos con un perro como mascota 2019 [3] .....	8
Figura 2. Prótesis canina de extremidad anterior [8] .....	9
Figura 3. Pico de titanio impreso en 3D [10] .....	10
Figura 4. Órtesis de rodilla [12] .....	12
Figura 5. Prótesis de pierna [13].....	12
Figura 6. Endoprótesis de cadera [14] .....	13
Figura 7. Exoprótesis de piernas [15] .....	13
Figura 8. Prótesis de dedo del pie [17] .....	14
Figura 9. Réplica de la prótesis de una pierna encontrada en Italia [18].....	14
Figura 10. Pierna ortopédica de madera [19].....	15
Figura 11. Invenciones de Ambroise Pare [20].....	16
Figura 12. Avance de Pieter Verduyn [21].....	17
Figura 13. Prótesis fabricada por James Pott [22].....	17
Figura 14. Pierna ortopédica fabricada en aluminio [23].....	18
Figura 15. Prótesis de pierna moderna [24] .....	19
Figura 16. Mano ortopédica [24].....	19
Figura 17. Páginas del libro "Diseases of the Dog" [26] .....	20
Figura 18. Prótesis de aleta caudal de delfín [29] .....	21
Figura 19. Pico artificial de un águila [31] .....	22
Figura 20. Prótesis de cola de cocodrilo [32] .....	23
Figura 21. Diferentes prótesis en animales de cuatro patas [34] .....	23
Figura 22. Prótesis de cadera no cementada [36].....	24
Figura 23. Prótesis total de cadera canina [37] .....	25
Figura 24. Prótesis dentales en perros [39].....	25
Figura 25. Prótesis en extremidades de los perros [41] .....	26
Figura 26. Esqueleto de un Perro de Agua [43].....	27
Figura 27. Radiografía con fractura distal del fémur [44] .....	28
Figura 28. Amputaciones en miembro anterior [45].....	28
Figura 29. Amputación de extremidad posterior .....	29



Figura 30. Radiografía de hueso con lesión por osteosarcoma intraóseo [48].....	30
Figura 31. Osteosarcoma en pata delantera [49].....	30
Figura 32. Primeros indicios de necrosis [51].....	31
Figura 33. Radiografía de cabeza femoral con necrosis [52].....	31
Figura 34. Casos de malformaciones congénitas [54].....	32
Figura 35. Miembro posterior canino [56].....	33
Figura 36. La cadera y sus partes [57].....	33
Figura 37 Fémur izquierdo del perro visión craneal [58].....	34
Figura 38. Tibia y peroné canina [59].....	35
Figura 39. Tarso y metatarso en perros [60].....	35
Figura 40 Pie del perro [61].....	36
Figura 41. Representación de medidas zoométricas caninas [56].....	37
Figura 42. Ciclo de paso canino [56].....	38
Figura 43. El trote en perros [63].....	38
Figura 44. El galope en perros [63].....	39
Figura 45. Marcador en miembro posterior derecho.....	40
Figura 46. Fotogramas del video analizado mediante Kinovea.....	41
Figura 47. Función del movimiento de la cadera.....	41
Figura 48. Apertura de ángulo de la rodilla durante un ciclo.....	42
Figura 49. Apertura de ángulo del corvejón durante un ciclo.....	42
Figura 50. Velocidad angular de la rodilla.....	43
Figura 51. Velocidad angular del corvejón.....	43
Figura 52. Velocidad lineal de la cadera.....	44
Figura 53. Velocidad lineal de la rodilla.....	44
Figura 54. Velocidad lineal del corvejón.....	45
Figura 55. Velocidad lineal del pie.....	45
Figura 56. Ejemplo 1 [65].....	47
Figura 57. Ejemplo 2 [66].....	48
Figura 58. Ejemplo 3 [67].....	48
Figura 59. Puntos de contacto durante la rotación de la rodilla.....	50
Figura 60. Rodilla monocéntricas para prótesis en humanos [68].....	51



Figura 61. Rodilla policéntrica de 4 ejes [69].....	52
Figura 62. Barras de un cuadrilátero articulado [70] .....	52
Figura 63. Ejemplos de cuadrilátero articulado [71] .....	53
Figura 64. Prototipo CAD .....	54
Figura 65. Escaneo de la pata trasera izquierda desde diferentes ángulos .....	55
Figura 66. Medidas obtenidas en Inventor.....	55
Figura 67. Medidas del muñón desde Inventor .....	56
Figura 68. Diseño del mecanismo en GIM.....	57
Figura 69. Diseño de la rodilla en GIM .....	57
Figura 70. Simulación en GIM con la cadera fijada .....	58
Figura 71. Simulación de un ciclo completo de la marcha .....	59
Figura 72. Rollos de Etilvinilacetato [72] .....	61
Figura 73. Cinta adhesiva antideslizante [75].....	63
Figura 74. Vista explosionada con partes del prototipo.....	64
Figura 75. Socket del modelo CAD .....	65
Figura 76. Correa de velcro regulable de la marca VELCRO [77].....	66
Figura 77. Rodilla del modelo CAD .....	67
Figura 78. Ángulos de bloqueo .....	68
Figura 79. Ángulo máximo de barras en la rodilla .....	68
Figura 80. Graficas de comparación de ángulos.....	69
Figura 81. Ángulo mínimo entre barras de la rodilla.....	70
Figura 82. Barra que forma el paralelogramo .....	71
Figura 83. Pie del prototipo .....	72
Figura 84 CAD del pie con corte .....	73
Figura 85 Grafica con los ángulos entre la barra que forma el paralelogramo y el pie	73
Figura 86. Grafica con los ángulos entre la barra de la tibia y el pie .....	74
Figura 87. Refinado en barras de la rodilla.....	76
Figura 88. Limitaciones de desplazamiento .....	77
Figura 89. Aplicación de la fuerza .....	78
Figura 90. Desplazamiento (mm).....	79
Figura 91. Esfuerzo von Mises (MPa) .....	79



Figura 92. Zona aligerada del pie.....	80
Figura 93. Radios que modificar .....	81
Figura 94. Grafica frecuencias naturales .....	82
Figura 95. Segundo modo de vibración .....	83
Figura 96. Primer modo de vibración .....	83
Figura 97. Cuarto modo de vibración .....	83
Figura 98. Tercer modo de vibración.....	83
Figura 99. Quinto modo de vibración .....	84
Figura 100. Sexto modo de vibración .....	84
Figura 101. Desplazamiento (mm) .....	85
Figura 102. Esfuerzo von Mises (MPa) .....	86
Figura 103. Grafica frecuencias naturales .....	87
Figura 104. Cuarto modo de vibración .....	88
Figura 107. Primer modo de vibración .....	88
Figura 105. Segundo modo de vibración .....	88
Figura 106. Tercer modo de vibración.....	88
Figura 109. Sexto modo de vibración .....	89
Figura 108. Quinto modo de vibración.....	89
Figura 110. Resultados del análisis en GIM .....	90
Figura 111. Tareas a realizar .....	92
Figura 112. Diagrama de Gantt.....	93

## ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 1. Características del perro a analizar.....	39
Tabla 2. Ventajas y desventajas de los mecanismos monocéntricas .....	50
Tabla 3. Ventajas y desventajas de los mecanismos policéntricos .....	51
Tabla 4. Propiedades de goma EVA [73] .....	61
Tabla 5. Propiedades del acero AISI 410 [74] .....	62
Tabla 6. Propiedades de la Poliamida 6 [76] .....	63
Tabla 7. Frecuencias naturales .....	82
Tabla 8. Frecuencias durante la marcha canina .....	84
Tabla 9. Frecuencias naturales .....	87



## 2.1. INTRODUCCIÓN

El perro es la mascota de preferencia, por ello, en los últimos años el número de perros domésticos ha aumentado mucho. En particular, se encuentra en un cuarto de los hogares españoles lo que se convierte en unos 12 millones de perros en este país [1]. Con ello, desde hace años las tendencias en cuidados para perros muestran la preocupación de los dueños por cuidar de su salud y su bienestar [2].

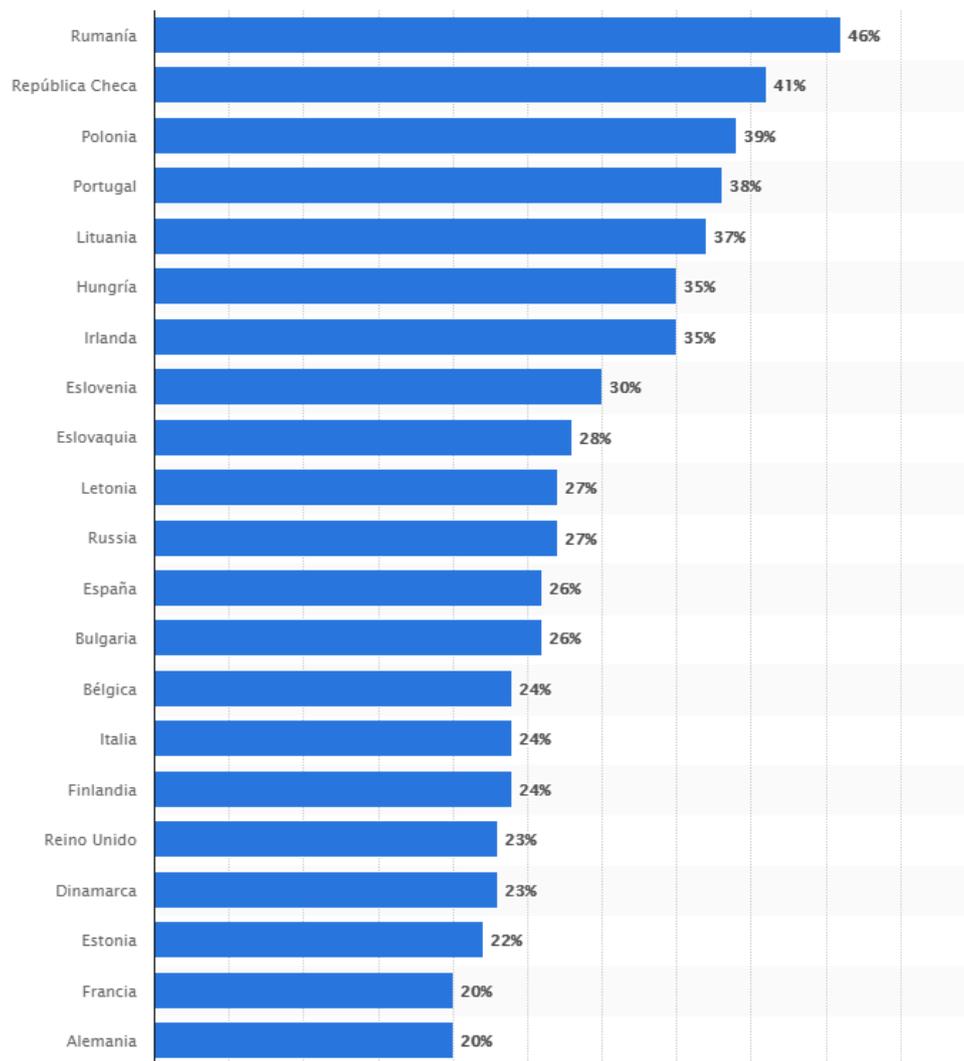


Figura 1. Tasa de hogares europeos con un perro como mascota 2019 [3]

Por otro lado, miles de perros son abandonados y sacrificados anualmente. Las causas principales son los cambios de domicilio, carencias económicas, problemas de conducta, fin de temporada de caza y lesiones que provoquen una discapacidad [4]. En este último

caso, los cuidados que requieren pueden suponer un esfuerzo económico que las familias a veces no se pueden permitir [5].

Entre las discapacidades físicas, la causa más común (que es la pérdida de extremidad) se debe a accidentes, siendo los más frecuentes los accidentes con vehículos, aunque también puede darse por anomalías congénitas debidas a malformaciones genéticas o por enfermedades [6].

Ya sea por un accidente o por enfermedad, la amputación de miembros es frecuente entre los canes, y con el paso del tiempo la falta de una pata puede derivar en graves problemas de salud. Por ello, es importante un buen cuidado junto a una buena rehabilitación y a ser posible la incorporación de una prótesis que reemplace la extremidad perdida [7].



*Figura 2. Prótesis canina de extremidad anterior [8]*

Una prótesis adecuada puede traducirse en calidad de vida, ayudando en las acciones cotidianas y evitando lesiones mayores, es por ello por lo que cada vez más dueños y veterinarios optan por esta salida.

Hoy en día, una prótesis canina puede estar fuera de las posibilidades de mucha gente con precios que rondan los 600€. Este precio tan elevado se debe a los métodos de fabricación, mayormente manuales y de materiales compuestos. En cambio, nos podemos encontrar prótesis formadas con materiales imprimibles en impresoras 3D que, en algunos casos, han salvado la vida de muchos seres [9]. Por ejemplo; picos de

titanio impreso en 3D, mandíbulas impresas en titanio, aletas en tortugas o piernas para mamíferos.



*Figura 3. Pico de titanio impreso en 3D [10]*

## 2.2. OBJETIVOS Y ALCANCE DEL PROYECTO

El objetivo de este trabajo es diseñar y analizar una prótesis canina para el miembro posterior que sea funcional, y en la medida de lo posible, sea imprimible en 3D y así pueda ser adaptable de manera fácil a diferentes pacientes.

Por ello es necesario desarrollar y cumplir una serie de objetivos más específicos:

- Investigar la salud animal y la implementación de prótesis en estos casos.
- Estudiar la anatomía canina. En especial de la extremidad posterior del perro.
- Analizar la marcha canina.
- Diseñar y analizar el prototipo de la prótesis.
- Evaluar el cumplimiento de la prótesis.

En cuanto al alcance del proyecto, los diseños de las piezas que forman la prótesis se realizarán mediante el software informático Autodesk Inventor. Además, para darle un mayor grado de seguridad al diseño, se realizará un estudio del conjunto mediante un software de elementos finitos. En este estudio se analizará el comportamiento de la prótesis bajo la influencia de unas cargas para así garantizar su resistencia.



## 2.3. BENEFICIOS

En este apartado se comentarán los beneficios del diseño de una prótesis canina que justifiquen la utilidad de su realización. Estos beneficios se darán en dos áreas diferentes: técnica y socioeconómica.

### 2.3.1. BENEFICIOS TÉCNICOS

A pesar de que los avances tecnológicos en este ámbito cada vez son mayores aún hay mucho margen de mejora. La mayor parte de los progresos se han dado en humanos mientras que las soluciones para animales se están quedando atrás.

En la mayoría de los casos se alcanzan soluciones rígidas en las cuales no se encuentran articulaciones. En este caso se va a diseñar un mecanismo que optimice el movimiento y sea más realista.

Por otro lado, los materiales que se utilizan suelen ser metales, para este caso se utilizarán materiales que sean resistentes, ligeros, con una elaboración sencilla y fácilmente adaptables a diferentes casos.

### 2.3.2. BENEFICIOS SOCIOECONÓMICOS

Las prótesis desde siempre han servido para mejorar la situación de una persona o animal para reemplazar una extremidad. Esto supone una gran mejora en la calidad de vida y sobre todo si la colocación de ésta no deriva en ninguna otra lesión.

Para asegurarse del correcto funcionamiento se usará una simulación mediante el Método de Elementos Finitos (MEF) que permitirá validar y optimizar el diseño antes de fabricarlo. Esto permite conseguir el diseño óptimo ahorrando tiempos y costes ya que no es necesario ensayar con prototipos.

## 2.4. ESTADO DEL ARTE

### 2.4.1. ¿QUÉ ES UNA PRÓTESIS?

Se define como prótesis a un elemento artificial que se adapta al organismo con el objetivo de reemplazar un órgano que no funciona de forma correcta o una parte del cuerpo que falte por diversos motivos, como la amputación [11].

Sin embargo, no hay que confundir una prótesis con una órtesis. Una órtesis es una herramienta la cual ayuda a realizar una función. Esta no sustituye ninguna parte del cuerpo, sino que la complementa.



Figura 4. Órtesis de rodilla [12]



Figura 5. Prótesis de pierna [13]

Las prótesis se pueden clasificar en función de la ubicación:

- **Endoprótesis:** Se sitúan dentro del cuerpo y suelen ser fijas, necesitan de procedimientos quirúrgicos para su colocación.



Figura 6. Endoprótesis de cadera [14]

- **Exoprótesis:** Se sitúan fuera del cuerpo y suelen ser móviles, al contrario que las endoprótesis, no requieren de procedimientos quirúrgicos.



Figura 7. Exoprótesis de piernas [15]

## 2.4.2. HISTORIA DE LAS PRÓTESIS

La pérdida de una extremidad bien sea por una enfermedad o por un accidente, supone problemas físicos y psicológicos a la persona que lo padece. Es por eso, que a lo largo de la historia el hombre ha buscado la solución a este gran problema y, al igual que el desarrollo de cualquier otro campo, ha ido evolucionando.

Los egipcios fueron pioneros en el desarrollo de prótesis, ya que la primera prótesis fue encontrada en una momia enterrada en Egipto y data aproximadamente del año 950 a.C. al 750 a.C.. Durante esas fechas hicieron prótesis básicas a partir de maderas y cuero. Se cree que las usaban para la sensación de estar completos en lugar de funcionar en sí [16].



Figura 8. Prótesis de dedo del pie [17]

El siguiente hallazgo de prótesis se dio en el año 300 a.C., se trataba de una pierna protésica que fue encontrada en Capua (Italia). El miembro artificial estaba formado por elementos de hierro, bronce y madera; al parecer, era de un amputado transtibial.



Figura 9. Réplica de la prótesis de una pierna encontrada en Italia [18]



En el año 424 a. C., Herodoto, historiador y geógrafo griego, documentó que un vidente persa condenado a muerte consiguió escapar amputándose su propio pie. Utilizó una plantilla protésica de madera que estuvo preparando durante días para así poder caminar unos 50 kilómetros hasta el próximo pueblo más cercano.

Por otro lado, Plinio el Viejo, escritor y militar romano del siglo I, escribió una anécdota de la Segunda Guerra Púnica (218-210 a. C.) sobre un general romano que tras perder su brazo derecho se colocó una mano de hierro para poder sostener su escudo y así volver al campo de batalla.

En la Edad Media (más o menos del año 476 al año 1000), con la excepción de los ganchos de mano y las patas de palo, hubo pocos avances en el campo de las prótesis. La mayoría de las prótesis fabricadas en ese momento se usaban para cubrir deformidades o heridas del combate. Fuera del campo de batalla, solo los ricos tenían la suerte de poder contar con una prótesis para el trabajo diario.



Figura 10. Pierna ortopédica de madera [19]

En el Renacimiento (siglos XV y XVI en Europa Occidental) se produjo una renovación de la prótesis, y su principal característica fue el uso de hierro, acero, cobre y madera.

A pesar de que todas las guerras representan momentos devastadores en la historia de la humanidad, contradictoriamente, entre ellas, el campo de las prótesis ha sido cuando más crecimiento ha tenido. La guerra provocó un gran número de bajas entre los distintos ejércitos y dejó miles de amputados. Frente a la necesidad de que estos soldados siguieran luchando, los cirujanos del ejército comenzaron a diseñar herramientas que permitieran seguir combatiendo.

A mediados del siglo XVI, el barbero y cirujano del ejército francés Ambroise Paré introdujo los procedimientos modernos de amputación en la profesión médica y elaboradas prótesis para amputaciones de miembros superiores. Diseñó muchas prótesis con el objetivo de que los soldados pudiesen seguir batallando. Una de sus prótesis más reconocidas fue diseñada para un alemán y consistía en un mecanismo que simulaba las articulaciones de las muñecas y dedos.

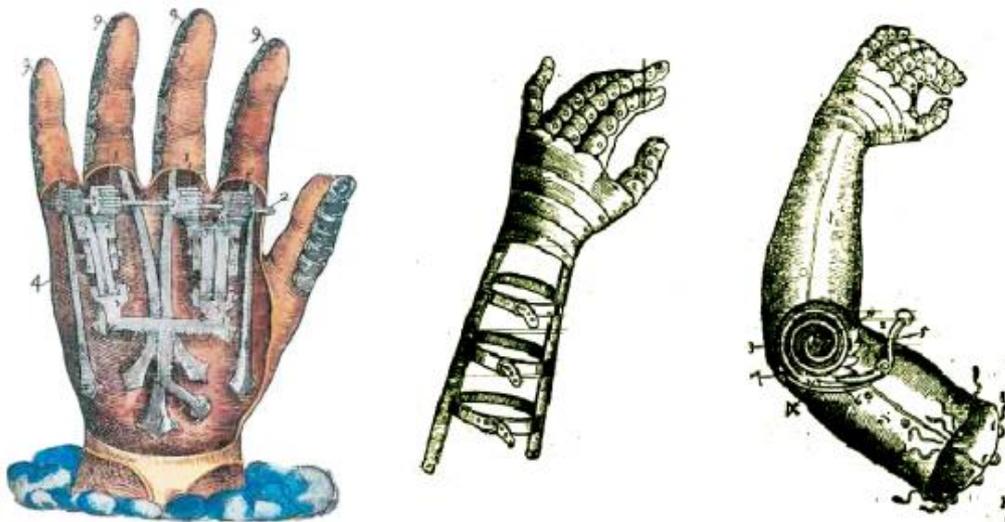


Figura 11. Invenciones de Ambroise Paré [20]

Entre los siglos XVII y XIX se dieron grandes avances en la medicina y la prótesis. En 1696 el cirujano Pieter Verduyn fue el primero en diseñar una prótesis para amputaciones por debajo de la rodilla sin mecanismos de bloqueo, más tarde sentó las bases para el movimiento articular y los dispositivos de apoyo actuales.

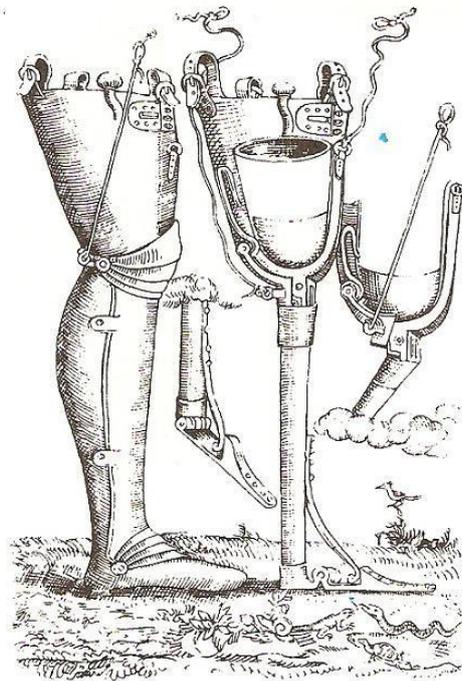


Figura 12. Avance de Pieter Verduyn [21]

En 1800, James Pott, diseñó una prótesis con madera, rodilla de acero y un pie articulado por tendones de tripa de gato.



Figura 13. Prótesis fabricada por James Pott [22]

En 1843, James Syme descubrió el método de amputar el pie por el tobillo, dando lugar así a la aparición de las prótesis de pie. En 1846 Benjamin Palmer mejoró la prótesis de James Pott, ya nombrada 'Pierna Selpho' añadiéndole un resorte delantero y tendones escondidos para dar mayor naturalidad al movimiento.

Dubois Parmlee, en 1863, inventó una prótesis avanzada con un encaje de succión, una rodilla policéntrica y un pie multiarticulado. Más tarde, en 1868 se empezó a utilizar el aluminio como alternativa para la fabricación de prótesis más ligeras gracias a la aportación de Gustav Hermann, aunque la aparición de la primera prótesis hecha entera de aluminio tuvo lugar en 1912.



*Figura 14. Pierna ortopédica fabricada en aluminio [23]*

En el siglo XX, en la Primera Guerra Mundial no hubo un gran avance en este campo. En cambio, en la Segunda Guerra Mundial, los veteranos no contentos con la falta de tecnología en sus dispositivos exigían mejoras. De esta manera, el gobierno de los Estados Unidos de América cerró un trato con distintas compañías militares para que se centraran en mejorar la función protésica en lugar de la de las armas. Gracias a este acuerdo se empezaron a desarrollar prótesis mucho más livianas y funcionales elaboradas con plástico, aluminio y materiales compuestos.

Finalmente, en las últimas décadas, los avances que se han dado en este campo han sido gracias a los sectores de la informática, robótica y electrónica. Por ejemplo, hoy en día se puede conseguir mover cualquier tipo de prótesis con las nuevas tecnologías con la amplificación de señales biológicas, que son las señales que producen las neuronas de nuestro cerebro llamadas impulsos nerviosos.

Gracias a todo ese tipo de señales que se pueden extraer de nuestro cuerpo, todos los avances en la programación y robótica, se han conseguido diseñar prótesis como las que

se pueden ver en las siguientes imágenes. Estas prótesis son capaces de reproducir con exactitud todos los movimientos y con una gran velocidad de respuesta.



Figura 15. Prótesis de pierna moderna [24]



Figura 16. Mano ortopédica [24]

### 2.4.3. ANTECEDENTES DE PRÓTESIS EN ANIMALES

Antes de nada, para conocer el origen de las prótesis animales, hay que empezar hablando del inicio de la medicina veterinaria.

A finales del siglo I, Lucio Julio Columela usó por primera vez el término "veterinario" en su libro "Los doce libros de agricultura" para definir a un pastor que cura enfermedades en los animales. En 1761 se crea y pone en funcionamiento la Real Escuela de Veterinaria de Lyon, primera institución educativa dedicada a esta profesión. Desde entonces, ha

habido innumerables conocimientos y descubrimientos relacionados con este campo [25].

Por el contrario, la documentación sobre la historia de las prótesis animales es muy reducida. A finales del siglo XIX, la ortopedia de animales estaba subdesarrollada, donde el primer antecedente se encuentra en el libro "Diseases of the Dog", el cual solo tenía siete páginas y estaban dedicadas al esqueleto del perro y lo relacionado con fracturas

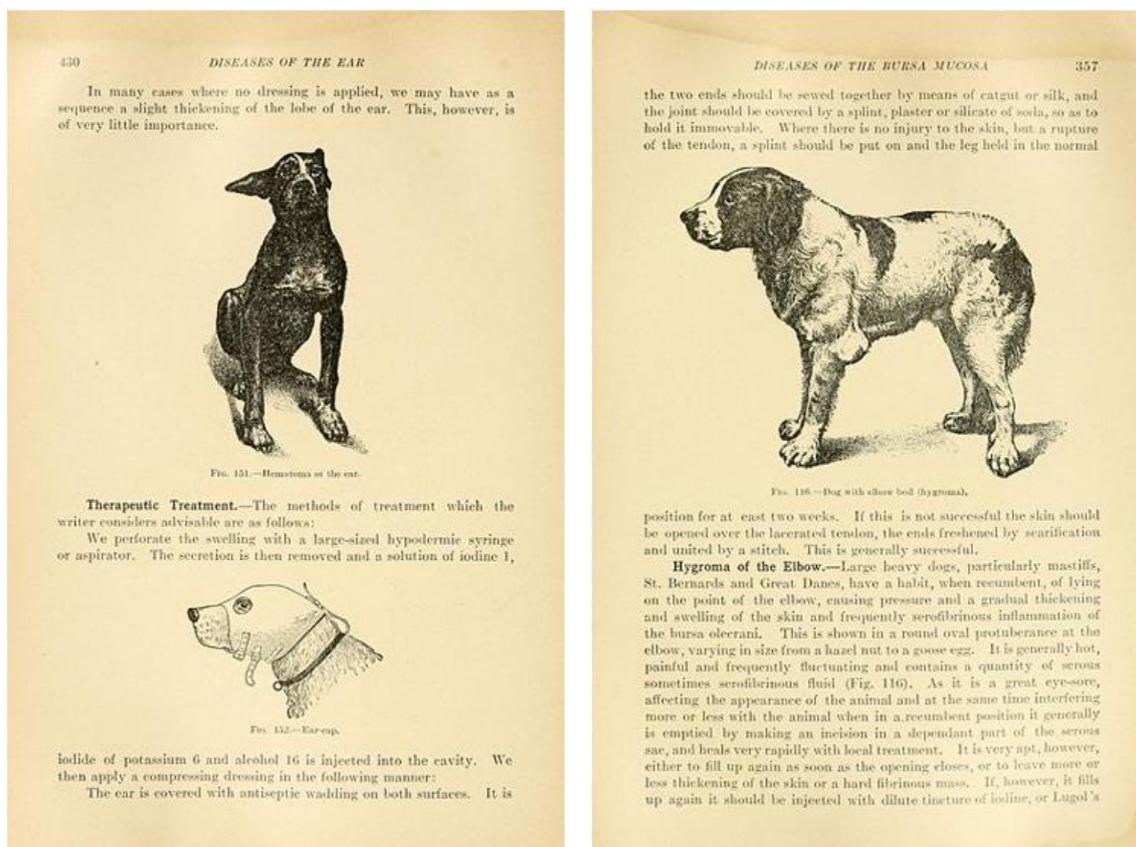


Figura 17. Páginas del libro "Diseases of the Dog" [26]

Por ejemplo, el rastro de las primeras prótesis diseñadas para animales fue fomentado por el coronel estadounidense Harry A. Gorman, quien desarrolló una de las primeras prótesis de cadera para ayudar a un perro, que posteriormente adaptó para su uso en seres humanos [27].

Se han encontrado otros ejemplos similares en animales diagnosticados con displasia de cadera. Presentan un cuadro de artritis degenerativa que se complica cada vez más con el tiempo, padeciendo aumento de dolor y, por consiguiente, alteraciones en la

movilidad. Es por eso por lo que se han adoptado las técnicas de las prótesis de caderas humanas a la cirugía veterinaria. Utilizando el mismo cemento ortopédico para los implantes, el polimetilmetacrilato, se consiguió restaurar la movilidad y la función articular de la cadera de los perros [28].

En la actualidad, el uso de prótesis en animales es bastante común, no solo para curar la displasia de cadera en perros, sino también para reemplazar extremidades por cualquier traumatismo o enfermedad, ya sean aves, reptiles, mamíferos o animales marinos.

A continuación, se describe distintos tipos de prótesis que se han aplicado en animales:

- **Prótesis de aleta caudal:** Esta delfín llegó a un hospital-acuario en Florida (EE. UU.) tras ser rescatada después de haberse quedado atrapada en unas redes de pesca para cangrejos. Las cuerdas le habían cortado la circulación de su aleta trasera dando lugar a la amputación de ésta por los veterinarios del centro. Su aleta caudal es el principal órgano motor, impulsando a los delfines hacia delante mediante movimientos verticales. Tras meses de cuidados e investigación, se consiguió desarrollar una prótesis, impresa mediante tecnología 3D. Winter consiguió recuperar la capacidad de impulso. Nunca un delfín que había perdido la aleta caudal había sobrevivido.



Figura 18. Prótesis de aleta caudal de delfín [29]

- **Picos para aves:** Las aves utilizan su pico principalmente para capturar alimentos, pero también lo usan para su propia defensa, atraer a una pareja y el alisado de las plumas. Por ello, la pérdida total o parcial de este miembro tiene un gran impacto en la salud y calidad de vida. Como se puede observar, actualmente ya se han desarrollado prótesis que pueden sustituir los picos de las aves. En este caso (Figura 19), se puede ver la imagen de un águila que perdió su pico a causa de un disparo y se le implantó una prótesis de pico impresa en 3D [30].



*Figura 19. Pico artificial de un águila [31]*

- **Prótesis para reptiles:** Éste es un cocodrilo que perdió la cola a causa de una batalla. Años más tarde, se descubrió que la herida había sanado, pero las secuelas le impedían bucear o cazar. Se le diseñó una prótesis adaptativa y a pesar de que tuvo que volver a aprender a nadar su situación mejoró significativamente.



Figura 20. Prótesis de cola de cocodrilo [32]

- **Prótesis para cuadrúpedos:** Los animales cuadrúpedos distribuyen su peso sobre un área muy amplia, bien definida por cada extremidad. Esta distribución regular del esfuerzo, normalmente, puede permitir una vida sin ningún tipo de dolor o lesión [33].

Por otro lado, aunque los animales con tres extremidades son capaces de sostenerse sin mostrar apenas problemas, la distribución de peso y del movimiento es irregular. Los problemas que causan tales irregularidades acortan la esperanza de vida y reducen la calidad de vida en este tipo de animales.

Por tanto, es necesario incorporar una prótesis que sustituya el miembro perdido y ayude a regularizar la distribución del peso en las restantes extremidades. En la Figura 21 se muestran diferentes ejemplos de prótesis en cuadrúpedos que se pueden utilizar en la actualidad.



Figura 21. Diferentes prótesis en animales de cuatro patas [34]

#### 2.4.4. PRÓTESIS EN CANES

Puesto que el objetivo de este proyecto es el desarrollo de una prótesis canina, en este apartado se va a hablar de las prótesis de extremidades utilizadas en perros.

En el grupo de prótesis de extremidades para cuadrúpedos se encuentran las prótesis para perros. Dado que los perros son los animales domésticos más comunes, el mercado de las prótesis caninas ha avanzado mucho y está muy desarrollado. Precisamente por eso se pueden encontrar todo tipo de prótesis u órtesis.

A continuación, se muestran algunos tipos de prótesis que son actualmente aplicadas en canes.

- **Prótesis de cadera:** Las prótesis de cadera llevan más de 20 años usándose en la medicina veterinaria. Es una de las alternativas para las enfermedades degenerativas, traumatismos con fracturas irreparables o luxaciones de cadera crónica [35].
  - Prótesis de cadera no cementada: Este es un nuevo sistema el cual está fabricado en titanio, se comporta de manera más noble que las fabricadas en acero. Además, su diseño permite que los huesos crezcan sobre el implante y logre un anclaje permanente sin el uso de cemento.



Figura 22. Prótesis de cadera no cementada [36]

- Prótesis total de cadera: La sustitución total de cadera se lleva a cabo principalmente cuando el animal sufre un dolor articular claro y su movilidad se ve comprometida. Este tipo de intervención solo se puede realizar a partir de la finalización de su crecimiento (entre los 9 y 12 meses).



Figura 23. Prótesis total de cadera canina [37]

- **Prótesis dentales:** Los implantes en perros tienen el mismo principio que para los seres humanos. Se sustituye una pieza dental dañada o ausente por una artificial. El mayor beneficio de los implantes es evitar la pérdida de masa ósea de la mandíbula. Al generarse ese espacio el daño de la masa ósea puede ser sustancial. También, podría afectar a la digestión y a la aparición de enfermedades [38].



Figura 24. Prótesis dentales en perros [39]

- **Prótesis en extremidad delantera y trasera:** Las patas delanteras reciben el empuje, mientras que las traseras son importantes para la resistencia, empuje y el trote. El uso de prótesis en sus extremidades les brinda una mejor calidad de vida, dando una salida a todos los problemas por la ausencia de un miembro; como las limitaciones físicas o las lesiones por la redistribución de pesos [40].



Figura 25. Prótesis en extremidades de los perros [41]

## 2.5. ANÁLISIS CANINO

En este apartado se pretende realizar una labor de investigación respecto a la anatomía canina en general y del miembro posterior en especial. Por otra parte, se analizará la locomoción canina para obtener las expresiones que describen las diferentes articulaciones y elementos del miembro trasero durante el movimiento de un perro.

### 2.5.1. ANATOMÍA CANINA

La anatomía es la ciencia que estudia la estructura y forma de los seres vivos, es decir, la forma, ubicación, disposición y relación de los órganos que lo componen [42]. A continuación, en la Figura 26 se puede observar la descripción anatómica de un perro.

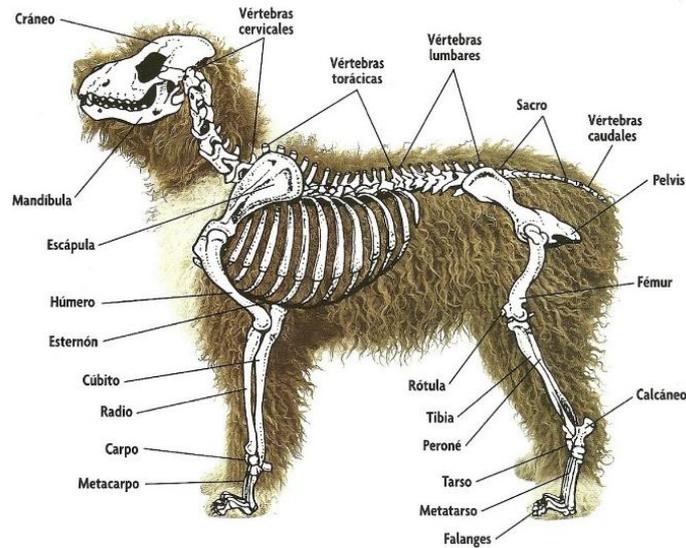


Figura 26. Esqueleto de un Perro de Agua [43]

Un perro puede recuperarse relativamente rápido de una amputación, dependiendo de la raza, peso y edad. Pero a la larga, como se ha comentado anteriormente, pueden desarrollar otros problemas musculares y articulares. Cuando un canino pierde una extremidad, consigue redistribuir el peso corporal entre las extremidades restantes y adopta la posición óptima para poder realizar las actividades del día a día. Es por eso por lo que los huesos y musculatura sufren modificaciones. Como su cuerpo no está preparado para funcionar con estas modificaciones sufre de desgastes y lesiones.

También cabe mencionar que la columna es la más castigada en estos casos, y esto se traduce en problemas articulares y artritis. En consecuencia, la implementación de una prótesis es necesaria para poder evitar estos problemas.

### 2.5.2. CAUSAS DE AMPUTACIÓN

La amputación es la eliminación de una extremidad del cuerpo mediante cirugía. Es usada como medida para controlar el dolor o propagación de una enfermedad en el miembro afectado. Existen diferentes motivos por los cuales un canino puede sufrir una amputación.

- **Traumatismo:** Los traumatismos son lesiones que sufren los órganos y tejidos del cuerpo. Entre las causas más comunes de traumatismos están los accidentes de tráfico. En estas situaciones los animales son arrollados por vehículos y las

extremidades sufren daños como los huesos astillados y nervios dañados. Por otro lado, entre las causas también están las caídas de grandes alturas.



Figura 27. Radiografía con fractura distal del fémur [44]

Las amputaciones en el miembro anterior suelen llevarse a cabo retirando la extremidad completa junto a la escápula. Las amputaciones por debajo del hombro no suelen llevarse a cabo ya que estéticamente son peores y el miembro restante no tiene función alguna a no ser que se desee colocar una extremidad protésica.

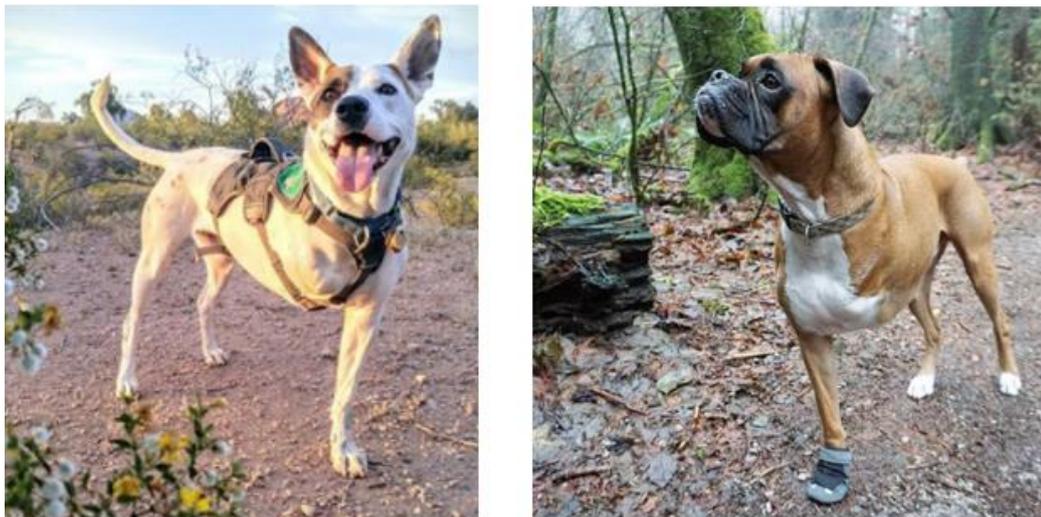


Figura 28. Amputaciones en miembro anterior [45]

En las amputaciones del miembro posterior a ser posible, suelen realizarse de manera transfemoral (por encima de la rodilla). Con este método se consigue una forma más estética y con la posibilidad de colocar una prótesis [46].



*Figura 29. Amputación de extremidad posterior*

- **Neoplasia:** Es la expresión que se utiliza en la medicina para referirse a la formación de un nuevo tejido de carácter tumoral benigno o maligno. Concretamente, una de las causas más comunes de amputación es la aparición de un osteosarcoma (cáncer de hueso). Este tipo de cáncer es muy agresivo en los perros y puede extenderse por todo el cuerpo.

Lo más común es encontrarlo en huesos largos, con mayor frecuencia en las extremidades traseras, y sobre todo en las zonas de las articulaciones. El 85% de los tumores óseos detectados son osteosarcomas intraóseos, la mayor parte de ellos afectan a razas de gran tamaño y en perros jóvenes entre 18 a 24 meses o adultos con más de 7 años [47].



*Figura 30. Radiografía de hueso con lesión por osteosarcoma intraóseo [48]*



*Figura 31. Osteosarcoma en pata delantera [49]*

- **Necrosis isquémica:** Es una enfermedad que provoca la pérdida de flujo sanguíneo hacia los tejidos óseos que hace que el hueso muera. Aparece en articulaciones, normalmente en perros jóvenes de 4 a 12 meses de edad, en razas de perro estándar y miniatura, y sin predilección de sexo. Una vez aparece la enfermedad es irrecuperable [50].



Figura 32. Primeros indicios de necrosis [51]



Figura 33. Radiografía de cabeza femoral con necrosis [52]

- **Deformaciones congénitas de miembros:** Las alteraciones congénitas pueden llegar a ser en órganos, extremidades o sistemas como errores del metabolismo. La mayoría de las enfermedades congénitas caninas son anomalías detectables desde el nacimiento del cachorro, que se presentan como malformaciones estructurales o funcionales.

Tras unos estudios, se ha determinado que este tipo de alteraciones anatómicas ocurren debido a factores genéticos, medioambientales o deficiencias en la captación de los nutrientes. Sin embargo, recientemente se sospecha que el aumento de enfermedades congénitas se ajusta a la mayor consanguinidad a causa de los cruces inapropiados en criaderos [53].



*Figura 34. Casos de malformaciones congénitas [54]*

### 2.5.3. ESTUDIO DEL MIEMBRO POSTERIOR

Con el propósito de reproducir mecánicamente las patas traseras del perro, se va a realizar un estudio previo sobre su estructura y su funcionamiento. Los miembros posteriores soportan el 40% del peso total del perro [55].

La estructura ósea del miembro posterior está compuesta por:

Ilión, es parte de la cintura pélvica. El muslo está compuesto por el fémur y la rótula. La pierna está formada por la tibia y el peroné. Por último, en el esqueleto del pie se encuentran 3 partes; tarso, metatarsos y falanges.

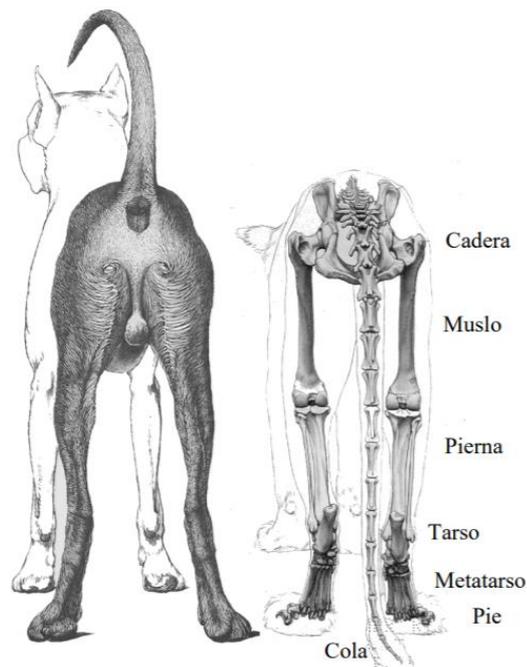


Figura 35. Miembro posterior canino [56]

### 2.5.3.1. ILIÓN

El ilion es un hueso ancho y en forma de abanico, que forma las secciones superior y lateral de la pelvis. El hueso ilion es el hueso más grande de la pelvis y es uno de los tres huesos que forman la cintura pélvica y conectan la columna con cada miembro inferior.

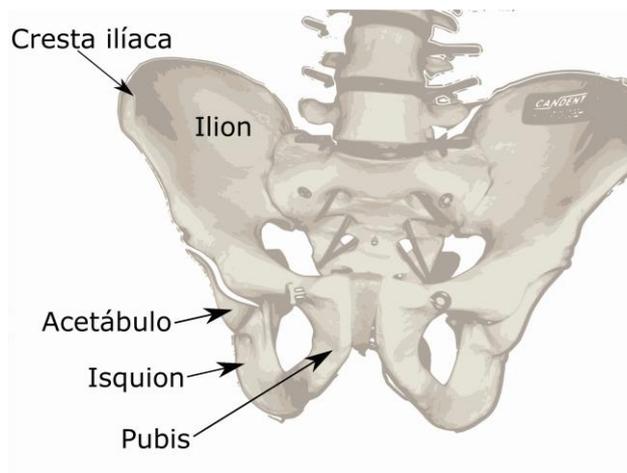


Figura 36. La cadera y sus partes [57]

### 2.5.3.2. FÉMUR

El fémur es el hueso largo que articula de forma proximal con la cadera y con la tibia (no con el peroné) y la rótula por su extremo distal.

La rótula es un hueso plano y triangular de tamaño pequeño que se encuentra en la parte delantera de la rodilla. Este hueso permite los movimientos de extensión y flexión de la extremidad. La cara trasera está en contacto con el fémur



Figura 37 Fémur izquierdo del perro visión craneal [58]

### 2.5.3.3. TIBIA Y PERONÉ

La tibia es un hueso prismático largo que articula en la rodilla de forma proximal y con el peroné y el corvejón (tobillo en los humanos) de forma distal donde se puede distinguir un abultamiento llamado maléolo.

Por otro lado, el peroné es un hueso un poco más pequeño conectado a la tibia, se coloca casi pegado a la tibia, no articula con la rodilla, pero si con el corvejón formando así un segundo maléolo.



*Figura 38. Tibia y peroné canina [59]*

#### 2.5.3.4. TARSO Y METATARSO

El tarso está ubicado entre los huesos de la pierna (tibia y peroné) y los metatarsos, es llamado corvejón o articulación tarsal y consiste en siete huesos dispuestos en dos filas.

Existen cinco metatarsianos, están muy próximos entre sí por arriba, pero divergen algo distalmente. Se articulan por arriba con la hilera inferior de los huesos del tarso y por abajo con cada una de las falanges de forma individual.



*Figura 39. Tarso y metatarso en perros [60]*

### 2.5.3.5. FALANGES

Por lo general solo hay cuatro dedos, pero puede haber un primer dedo más corto que el resto con una o dos falanges en algunas razas de perro, el resto tiene 3 falanges. En algunos casos raros puede salir un sexto dedo (espolón).

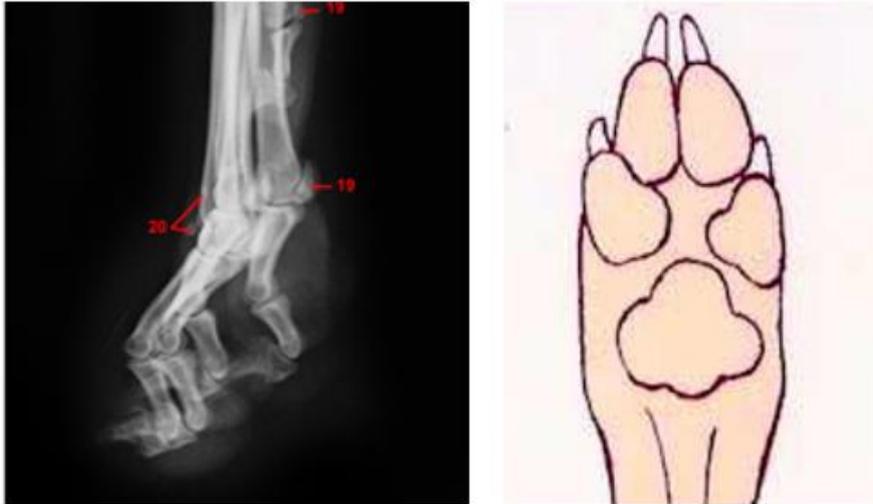


Figura 40 Pie del perro [61]

### 2.5.4. ZOMETRÍA CANINA

Esta rama de la zoología estudia la morfología de los animales, especialmente la de los perros, a través de medidas corporales específicas, y puede cuantificar sus conformaciones anatómicas, de modo que se pueda conocer la capacidad de reproducción de la raza o su tendencia a producir una determinada zootécnica.

En la siguiente figura se puede ver las principales medidas de un perro.

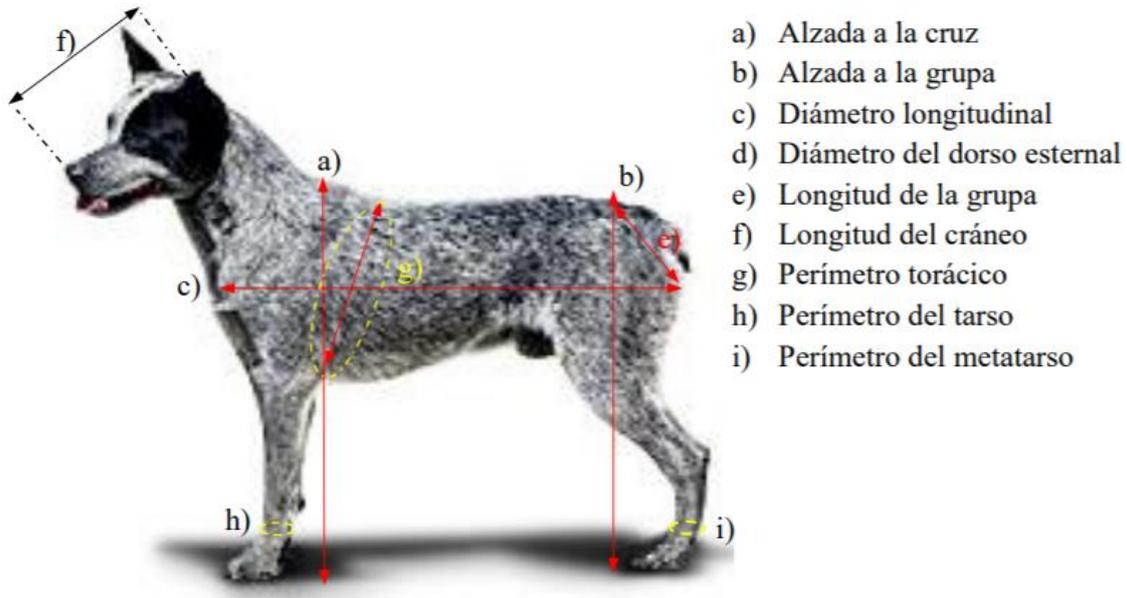


Figura 41. Representación de medidas zoométricas caninas [56]

## 2.5.5. ANÁLISIS DE LA MARCHA CANINA

### 2.5.5.1. LOCOMOCIÓN CANINA

La locomoción se describe como una serie de movimientos alternantes, rítmicos de las extremidades que determinan un desplazamiento hacia delante del centro de gravedad. Los dos tipos principales de locomoción son la marcha y los movimientos no repetitivos. La marcha es una serie de movimientos repetitivos que incluyen caminar, trotar, galopar y nadar [62].

Los movimientos no repetitivos no ocurren en secuencia e incluyen eventos únicos como saltos, iniciación de movimientos, y sentarse. Los movimientos no repetitivos han recibido cierta atención de investigación y es importante comprenderlos para las evaluaciones clínicas porque las fuerzas y las tensiones estructurales pueden estar en sus niveles más altos durante estos movimientos.

A continuación, se van a exponer los diferentes tipos de marcha canina:

#### **El Paso:**

El paso es la más lenta de todas entre las marchas caninas. Cada miembro está en contacto con el suelo más del 50% del tiempo. Todas las extremidades se mueven de forma independiente y no están sincronizadas. Una de las extremidades posteriores siempre hace el primer movimiento, seguida por la delantera del mismo lado como se puede observar en el diagrama de la Figura 42. Por lo general, dos o tres miembros soportan el peso total del cuerpo al mismo tiempo.

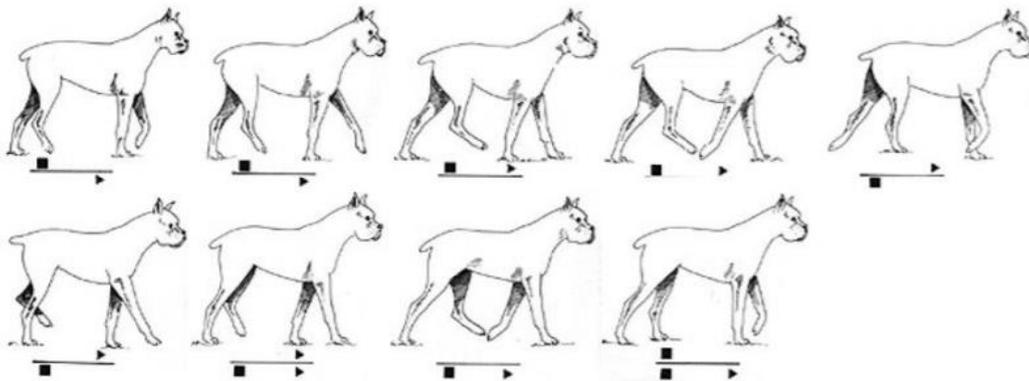


Figura 42. Ciclo de paso canino [56]

### **El trote:**

Durante el trote, las extremidades anteriores y posteriores del lado opuesto se mueven casi simultáneamente. Después de cada par de patas golpean contra el suelo existe un momento de suspensión en el aire antes de que el otro par toque el suelo.

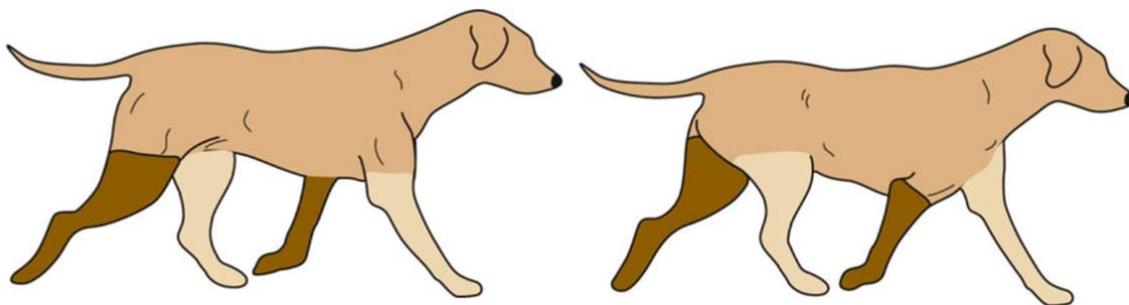


Figura 43. El trote en perros [63]

Además, cuando se observa al perro trotando desde el frente, tanto las patas delanteras como traseras deben converger en el centro debajo del cuerpo del perro para lograr la mejor eficiencia biomecánica posible. Esto hace que el peso se mantenga en el centro y

no vaya de lado a lado utilizando la fuerza muscular exclusivamente para moverse hacia adelante.

### **El galope:**

El galope es la marcha del perro más rápida, las patas traseras están en ligero contacto con el suelo, aunque no están sincronizadas entre sí. Las delanteras repiten lo mismo que las posteriores salvo que con un desfase. En este ciclo se producen 2 periodos de suspensión a la vez que 2 golpes alternativos entre patas delanteras y traseras.



*Figura 44. El galope en perros [63]*

### **2.5.5.2. BIOMECÁNICA CANINA**

La biomecánica estudia los movimientos simples y complejos de los cuadrúpedos utilizando los métodos de la mecánica para resolver problemas causados por diversas condiciones. Para diseñar una prótesis o algún tipo de dispositivo ortopédico se necesita calcular el peso del animal, con el propósito de conocer el esfuerzo que éste ejerce sobre la prótesis cuando ésta se encuentre estática o en movimiento.

En el caso de los perros, la distribución del peso corporal es la siguiente: la parte anterior soporta el 60% del peso corporal, mientras que la posterior se encarga del 40%. Esta diferencia de porcentajes es debido al peso de la cabeza [64]. Teniendo en cuenta los datos de la Tabla 1, se consiguen los siguientes datos; la masa que le corresponde a la parte anterior es de 9,6 kg y 6,4 kg a la parte posterior.

*Tabla 1. Características del perro a analizar*

<b>RAZA</b>	<b>TALLA</b>	<b>SEXO</b>	<b>EDAD</b>	<b>PESO</b>
Perro de agua	Mediana	Hembra	5 años	16 kg

### 2.5.5.3. ANÁLISIS DEL MIEMBRO POSTERIOR EN LA MARCHA

El análisis se limita a la marcha del perro, que describe de forma general los movimientos, sin tener en cuenta las fuerzas que los producen. Para eso se han aislado los movimientos de la extremidad posterior derecha del perro durante un solo ciclo. Para el desarrollo, solo se ha estudiado en el plano sagital.

Para llevar a cabo el análisis cinemático de manera experimental se ha utilizado una técnica de videometría, haciendo diferentes grabaciones y después, gracias a las herramientas de las que dispone la aplicación Kinovea, se ha podido hacer un estudio profundo de la marcha.

A partir del movimiento de cada una de las articulaciones se han podido analizar diferentes parámetros como la velocidad lineal y angular, la angulación y la posición relativa. En la siguiente figura se muestran los marcadores que se han colocado en las distintas articulaciones del miembro trasero.



Figura 45. Marcador en miembro posterior derecho

Después de realizar el estudio, se observaron varias cosas. La primera, que el desplazamiento de la cadera es en el eje vertical, esto junto al movimiento del perro hacia delante se le podría asignar una función sinusoidal con una amplitud de 15 mm y un periodo de 0,5 (Figura 47).

Por otro lado, el movimiento de la rodilla es más complicado. Para obtener este movimiento en función de los ángulos se ha tenido que unir todos los valores obtenidos durante el estudio. Por último, para obtener el desplazamiento del calcáneo se han seguido los mismos pasos que para la rodilla.



Figura 46. Fotogramas del video analizado mediante Kinovea.

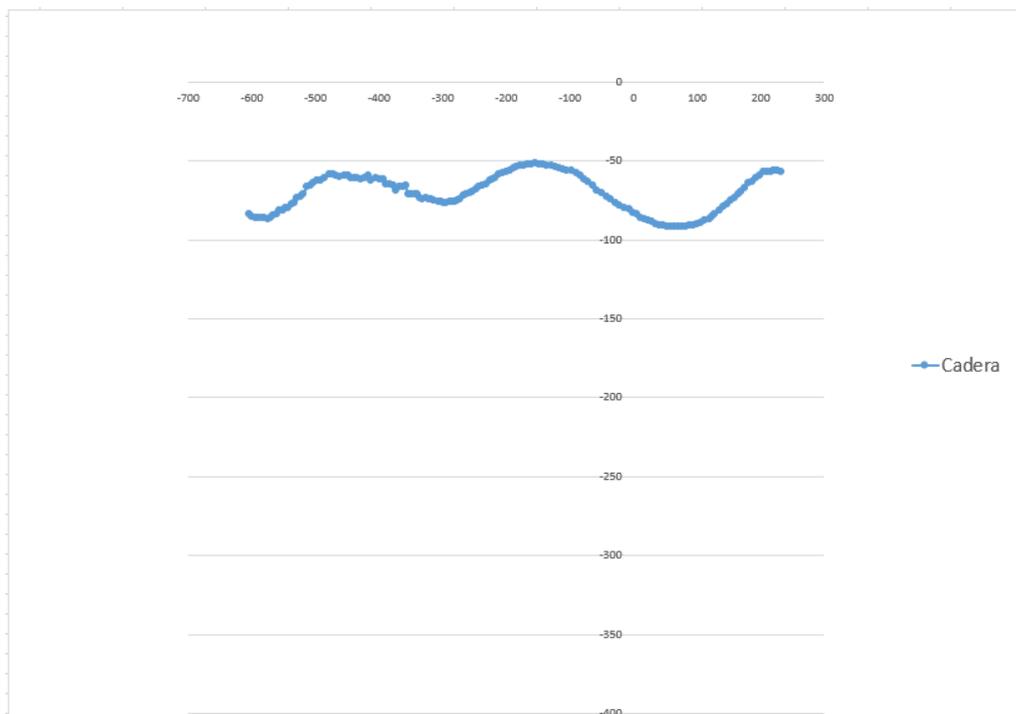


Figura 47. Función del movimiento de la cadera

En las siguientes gráficas se pueden ver las funciones obtenidas en base a los ángulos, velocidades angulares y lineales de las distintas articulaciones.

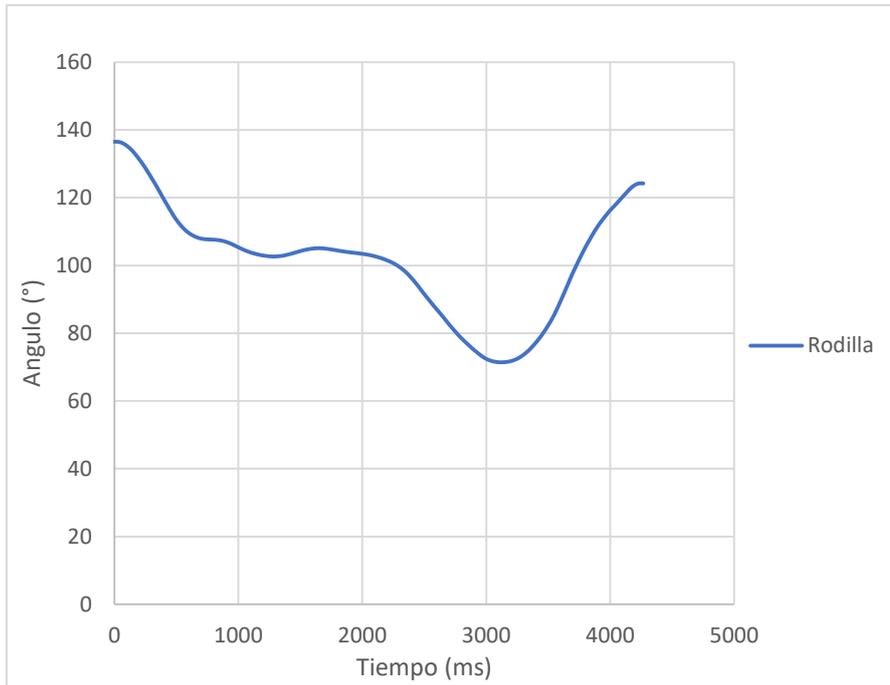


Figura 48. Apertura de ángulo de la rodilla durante un ciclo

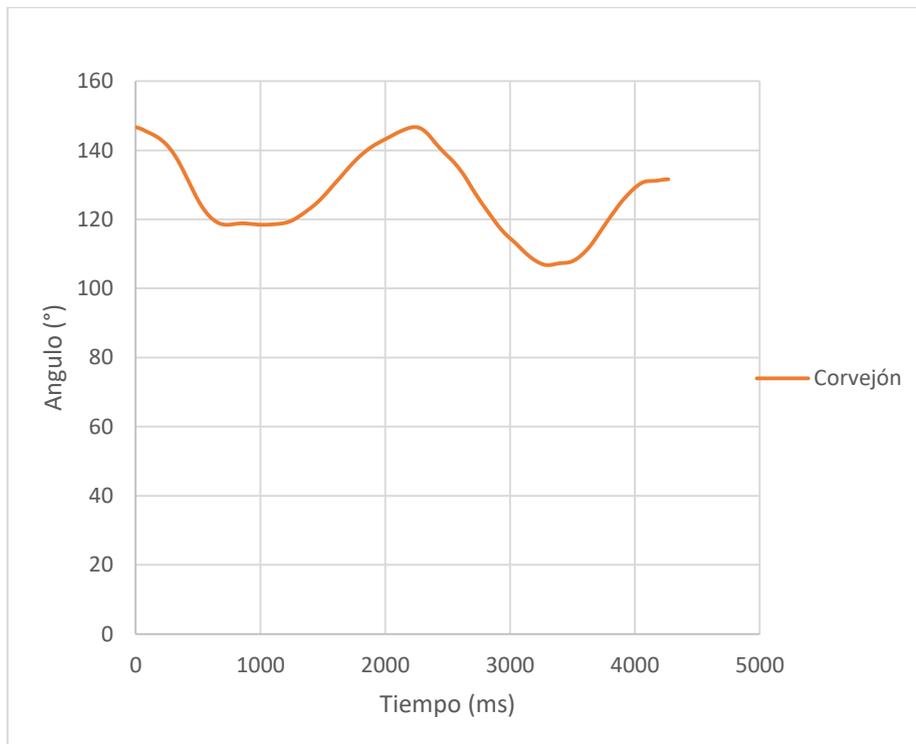


Figura 49. Apertura de ángulo del corvejón durante un ciclo

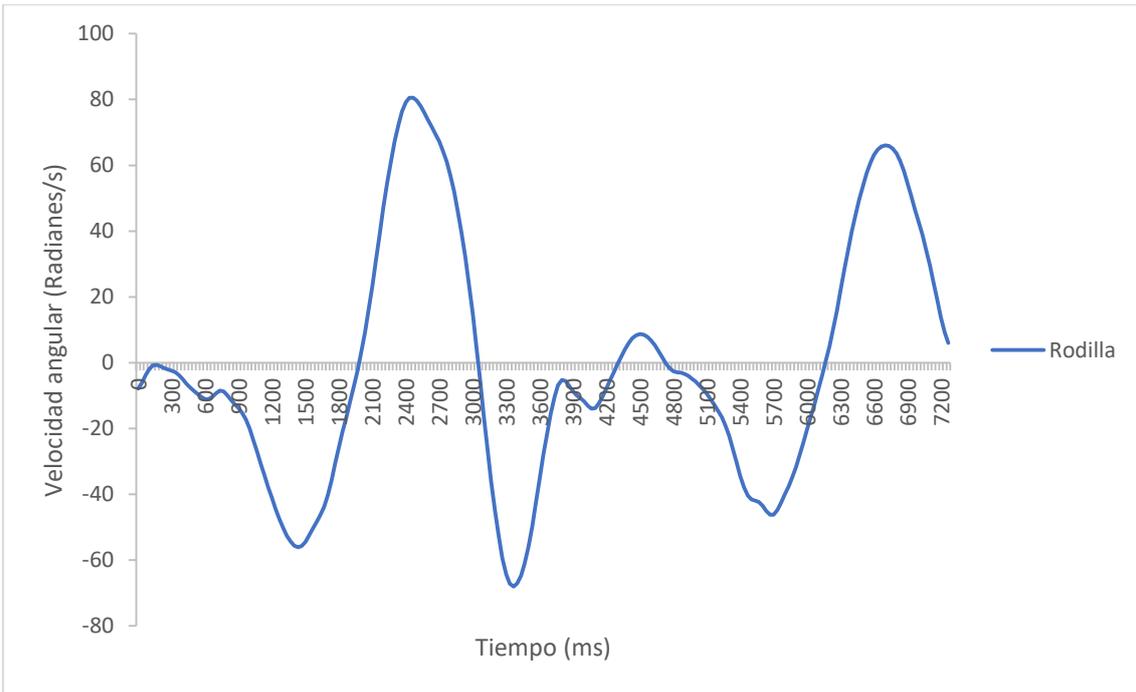


Figura 50. Velocidad angular de la rodilla

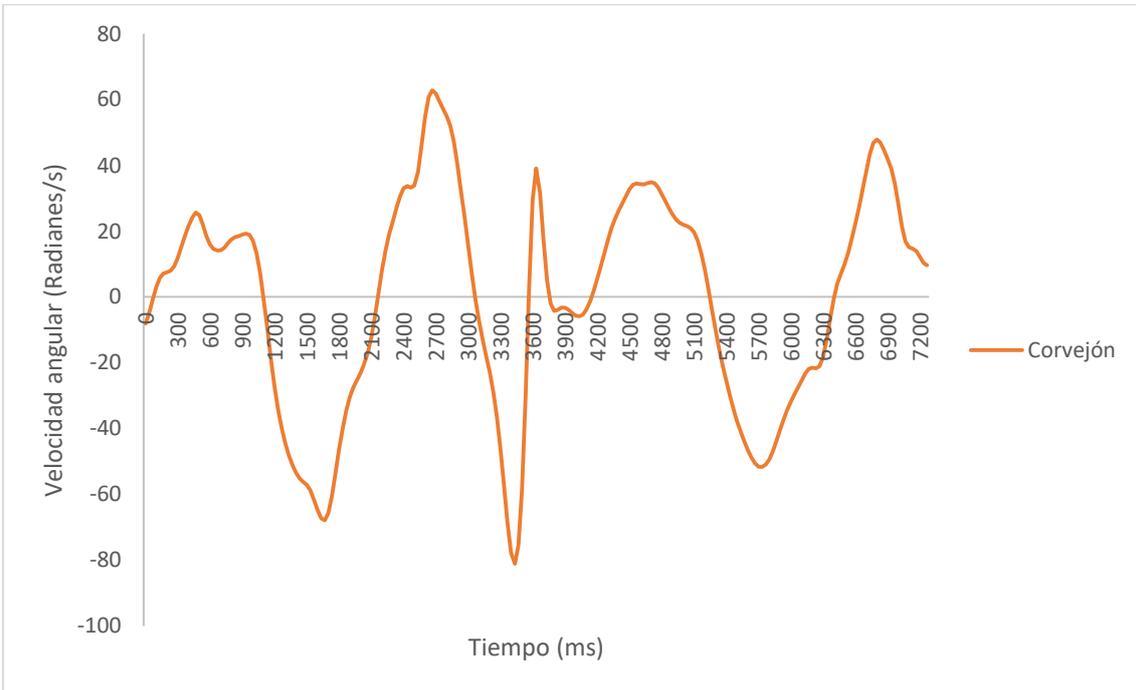


Figura 51. Velocidad angular del corvejón

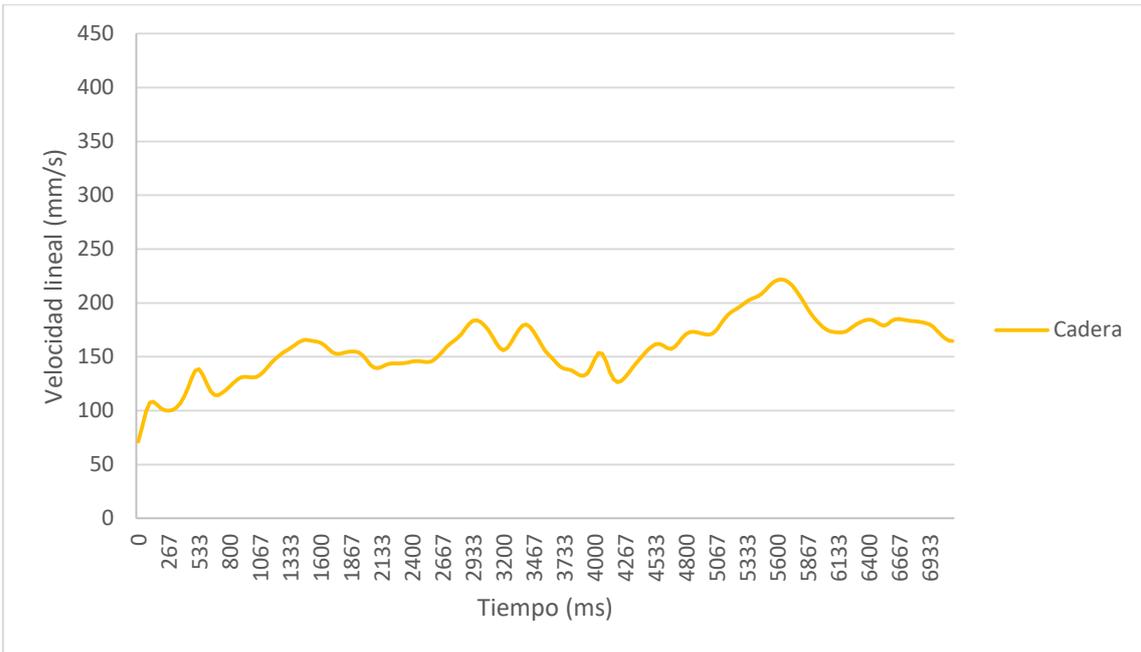


Figura 52. Velocidad lineal de la cadera

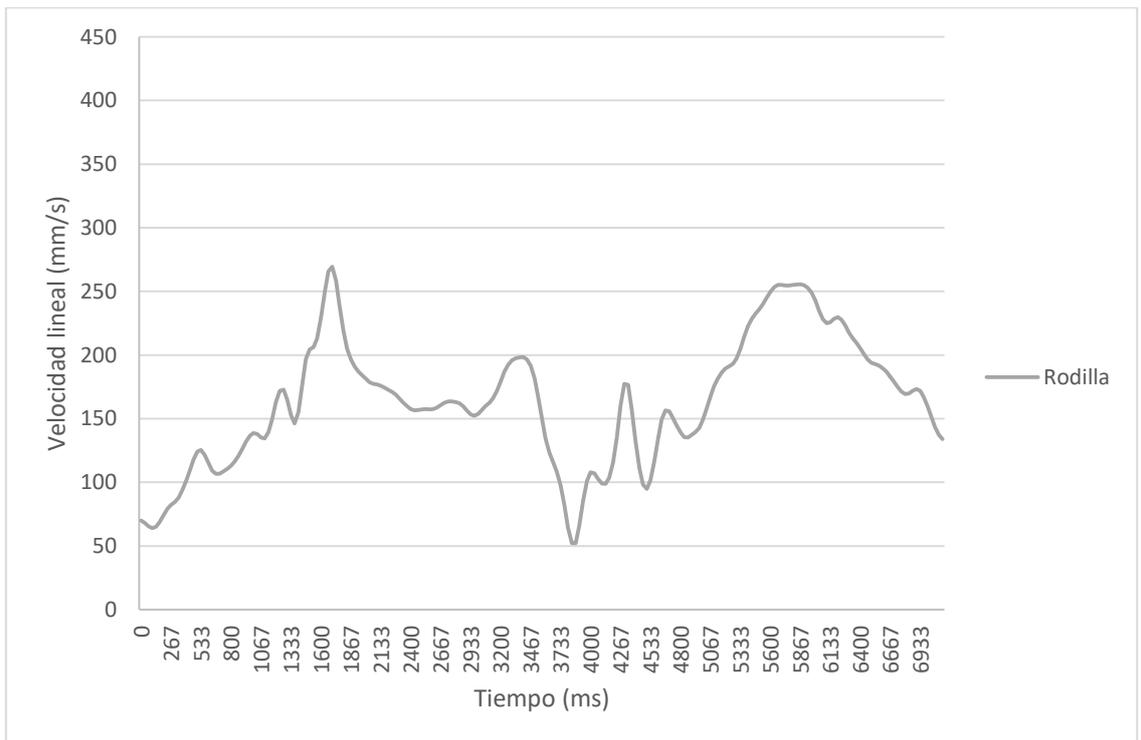


Figura 53. Velocidad lineal de la rodilla

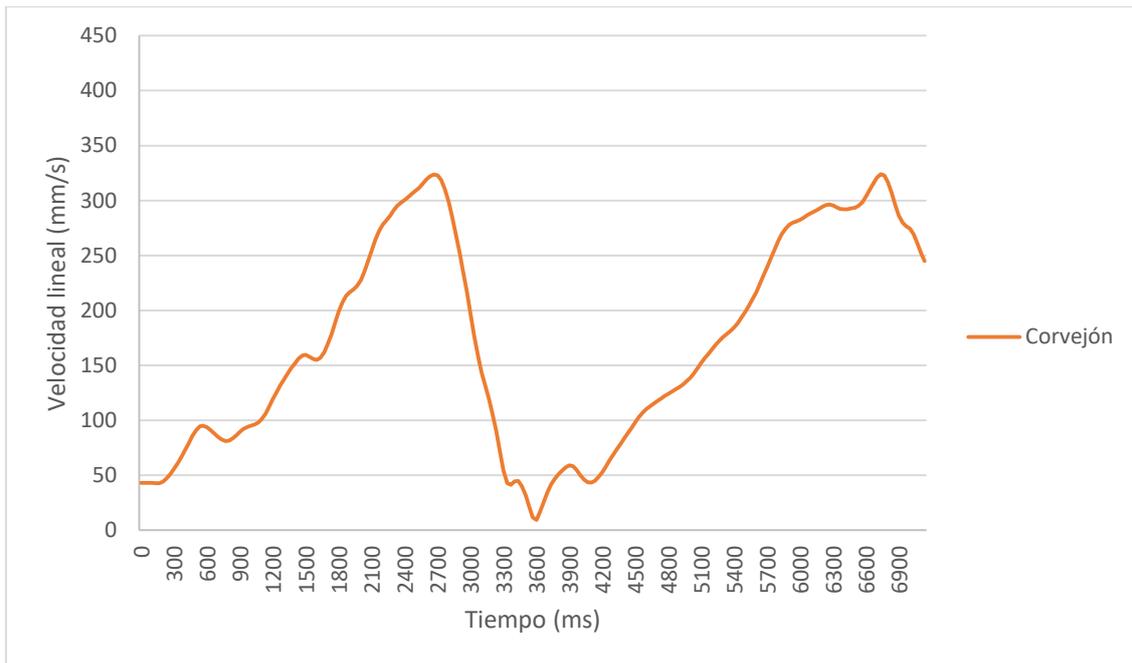


Figura 54. Velocidad lineal del corvejón

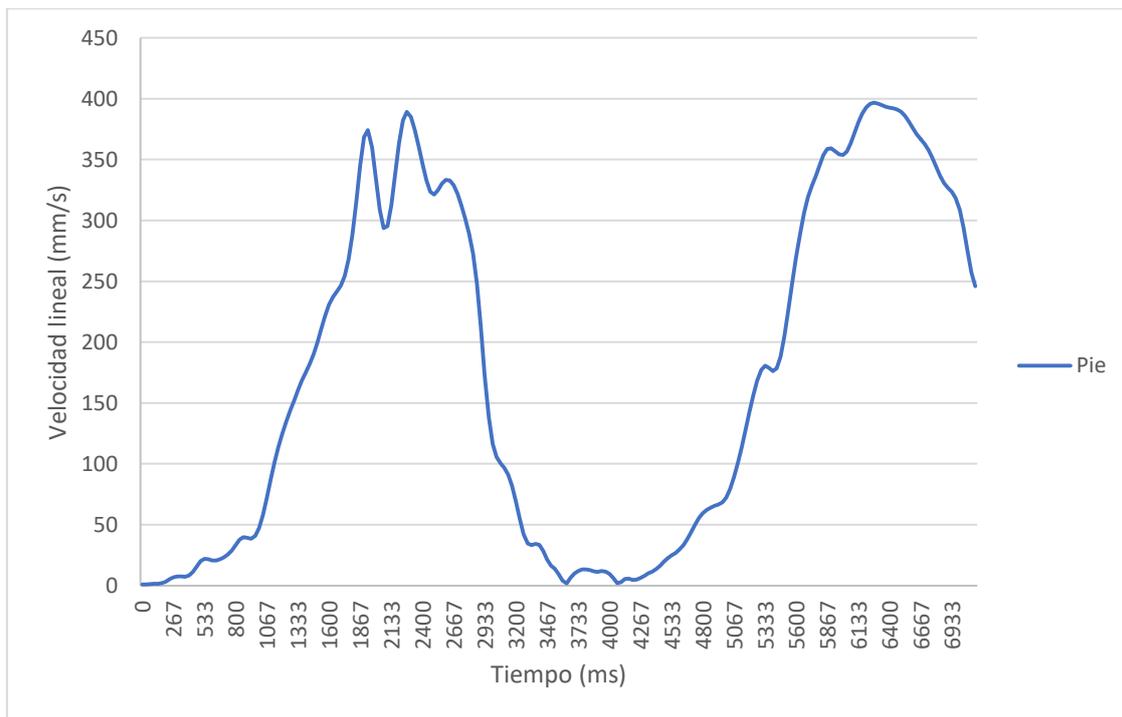


Figura 55. Velocidad lineal del pie

A través de los datos obtenidos se podrá determinar la flexión y extensión máxima que debe tener la rodilla. También se pueden determinar las posiciones relativas entre 2 piezas como pueden ser el fémur y los metatarsos. Como se puede determinar comparando las Figuras 46, 48 y 49 estos dos huesos son paralelos todo el rato salvo en

la fase de empuje antes del balanceo. Además, a través de las velocidades se puede determinar qué partes están paradas y cuáles se desplazan dependiendo del tiempo en un solo ciclo.

## 2.6. ESTUDIO DE ALTERNATIVAS

En este apartado, se van a analizar diferentes prótesis de miembro posterior para perros que se pueden encontrar en el mercado y posibles soluciones para el diseño, también teniendo en cuenta las posibles soluciones que hay en humanos.

Una prótesis canina tiene que ser funcional, atendiendo cualidades como la ligereza y resistencia al mismo tiempo que la comodidad. Además, tiene que evitar lo máximo posible alterar las actividades del día a día del perro.

Por esta razón, en este apartado se van a comentar los puntos fuertes y débiles de diferentes alternativas divididas entre las que se pueden encontrar en el mercado y las que aún no han sido fabricadas. Este análisis servirá para escoger las mejores características para el diseño.

### 2.6.1. ALTERNATIVAS DE MERCADO

De cada una de las prótesis que se van a exponer se revisaran las siguientes características: material, método de sujeción, ergonomía, mecanismo y formas de apoyo.

- **Ejemplo 1:** En esta prótesis se diferencian varios tipos de materiales: plásticos (en la parte del cuerpo y las ruedas de apoyo) y piezas metálicas que forman los soportes de las ruedas y la unión con estas. En este ejemplo la sujeción se hace mediante un arnés que está unido a su vez con el cuerpo que sujeta las ruedas, de este modo se evita el contacto directo con materiales poco flexibles que podrían llegar a molestar. Por otro lado, se consigue una gran sujeción y se evitan desplazamientos o movimientos no deseados de la prótesis.

Al ser una pieza que está constantemente en contacto con el suelo puede haber problemas a la hora de tener que superar obstáculos como un bordillo, subir escaleras o pasar por sitios estrechos.



Figura 56. Ejemplo 1 [65]

- **Ejemplo 2:** En este segundo ejemplo se puede observar que a diferencia del primero abulta mucho menos espacio pero, es una sola pieza rígida, sin articulaciones. Para la sujeción de esta prótesis se han utilizado correas y un socket de plástico imprimible en 3D. Para el resto del cuerpo se han utilizado plásticos y algún trozo de aluminio que es muy resistente y ligero. Por otro lado el apoyo con el suelo es de tipo ballesta que ayuda a la marcha almacenando y devolviendo la energía acumulada a cada paso.

Finalmente, hay que añadir que en la zona de contacto de la prótesis contra el suelo se ha añadido un material antideslizante que garantice la seguridad del perro al caminar por zonas resbaladizas, como el pavimento mojado.



Figura 57. Ejemplo 2 [66]

- **Ejemplo 3:** En este otro caso se puede ver una prótesis articulada en la parte del pie, mediante una goma que está anclada a la zona de encaje. Es una prótesis compuesta por plásticos imprimibles en 3D y diferentes materiales compuestos (en la zona de sujeción, el tensor y zona de apoyo). Para este caso, igual que en el anterior ejemplo, se ha utilizado un material antideslizante en el suelo para así disminuir las posibilidades de caída. Además, se ha colocado un tendón artificial junto a la articulación que le da un movimiento más natural a toda la prótesis.



Figura 58. Ejemplo 3 [67]

Gracias a este breve análisis de las distintas alternativas que podemos encontrar en el mercado de exoprótesis caninas, se ha podido identificar cuáles son las características que se buscan en la realización de un buen prototipo de prótesis.

## 2.6.2. ALTERNATIVAS DE DISEÑO DE LA PRÓTESIS

En este apartado vamos a analizar todas las alternativas de diseño que se han tenido en cuenta a la hora de realizar el diseño de la prótesis. Se analizarán sus pros y sus contras. Para ello se ha dividido la prótesis en partes. Esta división en partes permite que el diseño sea más específico.

### **Método de sujeción:**

Entre los diferentes métodos de sujeción que se han visto los más comunes son 2: un arnés que esté sujeto al socket y al cuerpo del animal o un socket sujeto por correas que lo presionen a la pierna del perro.

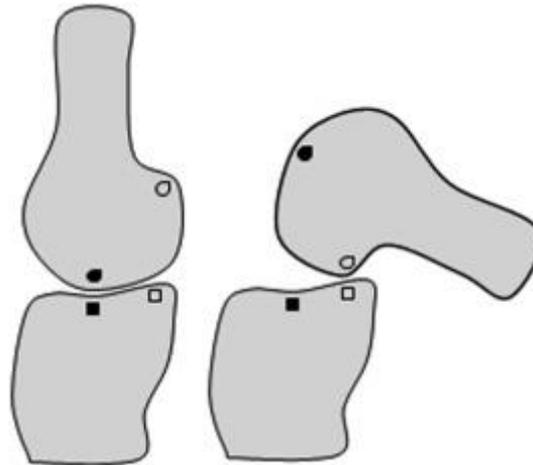
En el caso del arnés, suelen estar agarrados al cuerpo para una mayor seguridad e inmovilización de la prótesis respecto a la pierna. Por esta mayor sujeción son más recomendables para casos de pérdida completa de la extremidad después de una desarticulación de cadera, ya que no hay posibilidad de poner un socket. El arnés es más incómodo a la hora de la colocación y durante la marcha, puesto que si no se aprieta bien pueden aparecer rozaduras.

Por otro lado, el uso de correas es el más común en amputaciones transfemorales y transtibiales ya que existe un muñón y se puede sujetar mediante correas o cintas. La sujeción es algo más débil que en los arneses, pero aun así se consigue un buen resultado. Para el animal este método es más cómodo si se consigue que no se mueva ya que la presión se ejerce sobre el propio socket que aprieta el muñón del animal. Tiene una fácil colocación.

### **Articulaciones:**

En caso de articular la prótesis igual que una extremidad natural nos encontraríamos con 3 articulaciones a analizar: rodilla, corvejón y pie. En los casos del corvejón y el pie como se ha podido ver en el ejemplo 3 las articulaciones posibles que se pueden dar son las de bisagra. Este tipo de articulación permite un movimiento de vaivén en un mismo plano.

En la rodilla, en cambio, nos encontramos un movimiento de tipo bisagra en la cual el centro de rotación no es siempre el mismo punto, esto se puede observar en la Figura 59. Esta articulación tiene 2 tipos de soluciones actualmente: monocéntricas y policéntricas.



*Figura 59. Puntos de contacto durante la rotación de la rodilla*

Las rodillas monocéntricas funcionan como una bisagra, es decir, solo pueden rotar en un mismo plano y con un solo centro de rotación.

*Tabla 2. Ventajas y desventajas de los mecanismos monocéntricas*

<b>VENTAJAS</b>	<b>DESVENTAJAS</b>
Facilidad de empleo (Bisagra).	Desgaste.
Durabilidad.	No acortamiento.
Ligereza.	Movimiento poco natural.
Económica.	
Recomendable actividad media-baja.	



*Figura 60. Rodilla monocéntricas para prótesis en humanos [68]*

Las rodillas policéntricas, en cambio, funcionan como un cuadrilátero articulado, esto implica que el eje sobre el que se flexiona y se extiende la articulación no es fijo, sino que cambia con el ángulo de flexión o extensión.

*Tabla 3. Ventajas y desventajas de los mecanismos policéntricos*

<b>VENTAJAS</b>	<b>DESVENTAJAS</b>
Mayor libertad de movimiento.	Reparaciones y sustituciones más frecuentes.
Mayor estabilidad en fase de apoyo.	Más pesado.
Fenómeno de acortamiento en la fase de oscilación para evitar tropiezos.	Más caro.
Limitaciones en algunos movimientos para evitar caídas.	
Actividad media-alta.	



Figura 61. Rodilla policéntrica de 4 ejes [69]

Para el estudio de este tipo de articulación es muy útil construir un modelo y manipularlo para conseguir los resultados necesarios. Para ello a partir de las reglas de Grashof se puede conseguir predecir el comportamiento de unas barras respecto a otras.

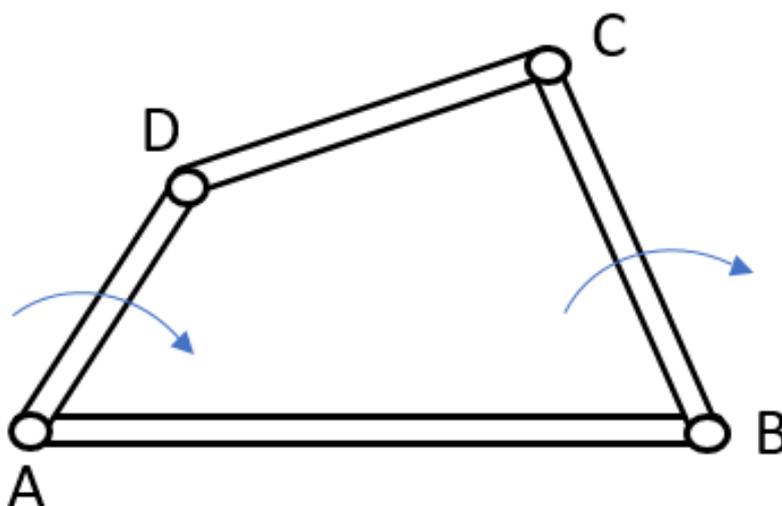


Figura 62. Barras de un cuadrilátero articulado [70]

Los cuadriláteros, teniendo en cuenta si alguno de sus elementos puede efectuar una rotación completa, se pueden clasificar en dos categorías:

- CLASE I: Al menos una de las barras puede realizar una rotación completa (manivela).
- CLASE II: Ninguna de las barras puede hacer una rotación completa (balancín).

El teorema de Grashof ayuda a determinar la clase a la que pertenece un mecanismo articulado con 4 barras, solo con conocer las dimensiones y posición de éstas. Si un mecanismo no cumple el teorema pertenece a la clase II. Si la suma entre la longitud de la barra más corta y la barra más larga es más pequeña o igual que la suma de las longitudes de las otras dos barras entonces, al menos una barra del mecanismo puede realizar giros completos (clase I) [70].

También existen diferentes tipos de cuadriláteros dentro de cada clase:

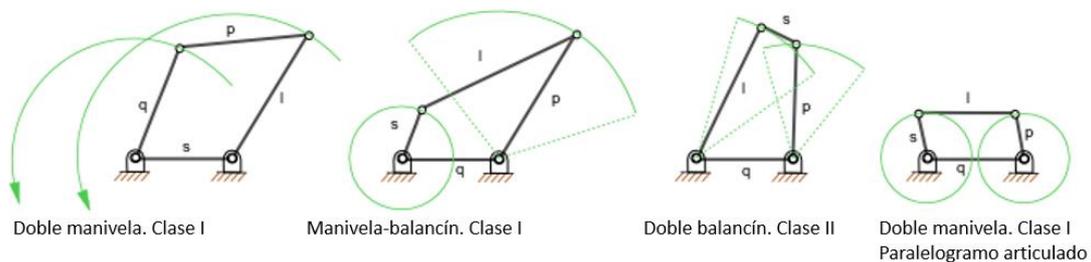


Figura 63. Ejemplos de cuadrilátero articulado [71]

## 2.7. DESCRIPCIÓN DE LA SOLUCIÓN ADOPTADA

La prótesis ha sido diseñada para una perra de raza Perro de agua, adulta, de 16 kg y con un muñón en su extremidad posterior derecha a una altura por encima de la rodilla.

Como se puede observar en la Figura 64, el diseño de la prótesis propuesta se ha creado en base a los diferentes puntos fuertes que se han encontrado en las distintas alternativas anteriormente analizadas.

Finalmente, se ha optado por un diseño de una prótesis articulada, la cual consigue un movimiento muy realista y con un material imprimible en 3D liviano pero muy resistente, que es la Poliamida 6. Esto hace que tenga una masa total de 0,591 kg.

En primer lugar, para poder elaborar la prótesis se ha necesitado adquirir los parámetros de la pata posterior de la perra. Para esto se ha utilizado una perra a la cual no le faltaba ninguna extremidad, por lo que se ha supuesto la altura del muñón por encima de la rodilla para así obtener la forma y dimensiones.

Se ha utilizado un escaneo 3D, obteniendo información a partir de un elemento real para ajustar al máximo posible el diseño a la realidad.

Para esto se han utilizado las diferentes herramientas de video con las que dispone el iPhone 12 Pro, siendo la más importante el sensor LiDAR. Los datos obtenidos no son tan precisos como los de un sensor de alta precisión, pero permite disponer de valores efectivos para realizar el diseño. Para la obtención de los datos se han realizado los siguientes pasos:

- Se ha escaneado a la perra por completo. Para esto se ha utilizado una aplicación de código abierto (*3d Scanner App*). Mediante esta aplicación se ha podido escanear en tres dimensiones gracias a las 3 cámaras de las que dispone el dispositivo y el sensor LiDAR. Para realizar el escaneo se ha grabado realizando un giro de 360º.



Figura 64. Prototipo CAD

- Después, usando la misma aplicación se ha conseguido aislar la pata trasera eliminando el resto del escaneado que no era necesario para el desarrollo de la prótesis.



Figura 65. Escaneo de la pata trasera izquierda desde diferentes ángulos

- Por último, una vez aislada la pata se ha exportado a Autodesk Inventor para así poder obtener todos los parámetros necesarios para el desarrollo del modelo.

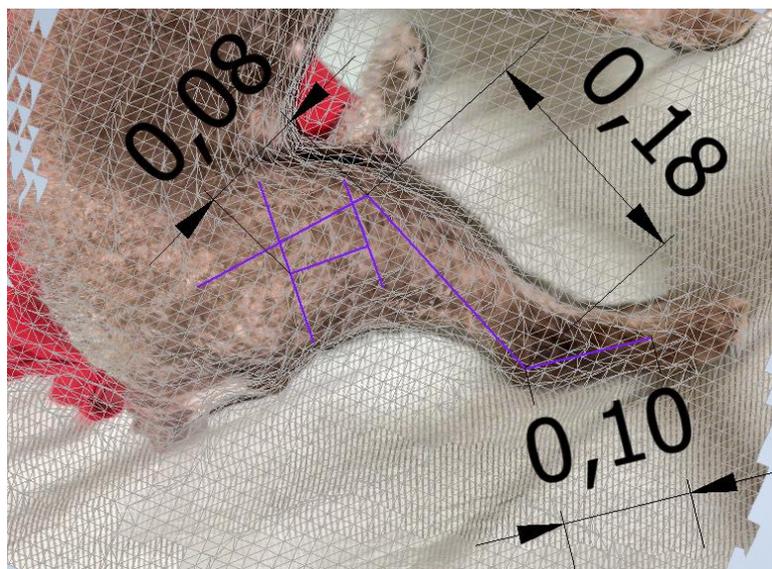


Figura 66. Medidas obtenidas en Inventor

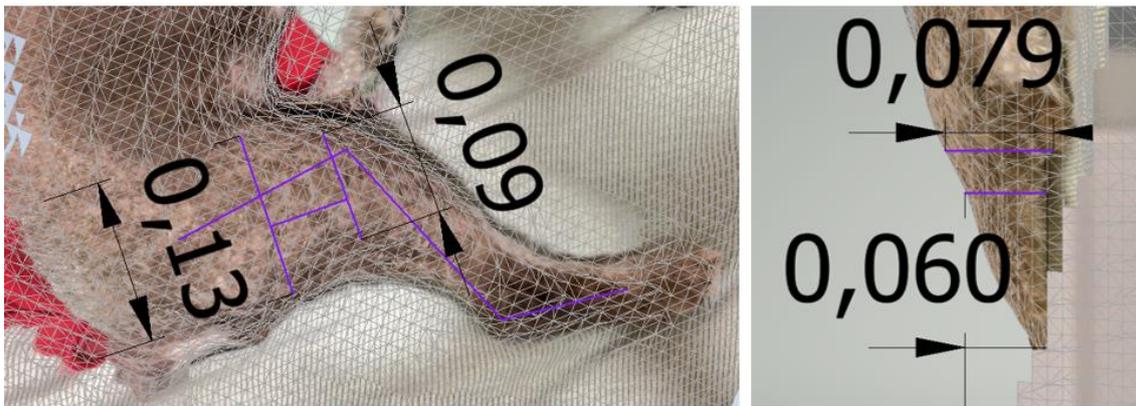


Figura 67. Medidas del muñón desde Inventor

Seguido, se ha podido obtener el perímetro y la forma de éste que se asemeja mucho a una elipse. Por ello, se han medido los diámetros que se forman en estas elipses. Los diámetros obtenidos de la elipse superior son 130 mm para el diámetro mayor y 79 mm para el diámetro más pequeño, para la elipse inferior los diámetros son 90 mm el diámetro mayor y 60 mm para el diámetro pequeño.

En base a esos resultados y a las medidas de los diferentes sólidos que se encuentran en la pata se han dimensionado los sólidos de la prótesis articulada.

Por otro lado, una vez recogidos todos los datos de las dimensiones de los sólidos de la extremidad del canino se ha simulado un diseño realizado mediante el software GIM. A través de este programa se ha diseñado un mecanismo articulado que consigue reproducir con gran exactitud los movimientos reales del animal.

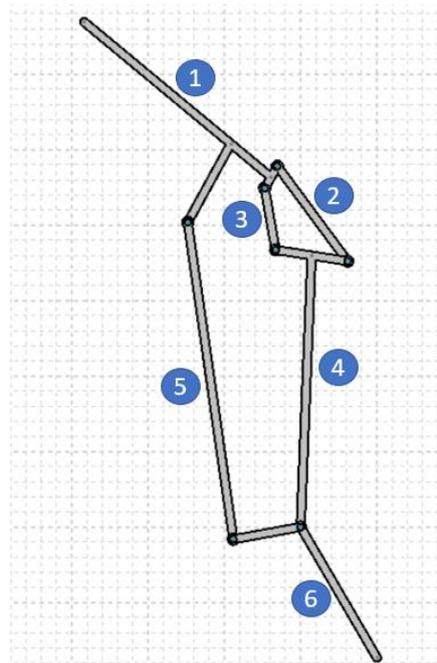


Figura 68. Diseño del mecanismo en GIM

Para ello se ha hecho una previa investigación en la cual, empezando por la rodilla, se ha conseguido definir un cuadrilátero que reproduce los múltiples centros de rotación con los que cuenta una rodilla real (Figura 69). Después, se han colocado con las dimensiones obtenidas los sólidos de los que dispondría una pata real (barras de los elementos 1, 4 y 6). Finalmente, se ha diseñado el paralelogramo con la incorporación del elemento 5 que se ve en la Figura 68. Gracias a esta barra se consigue sincronizar los movimientos entre el elemento 1 y el 6.

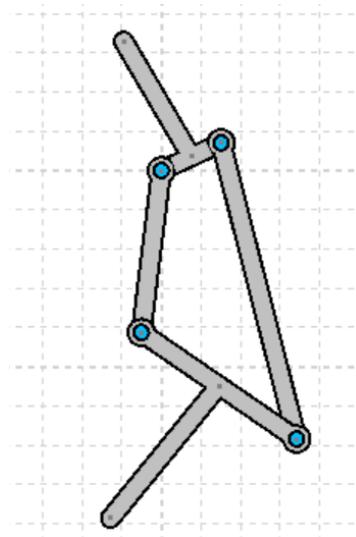


Figura 69. Diseño de la rodilla en GIM

Finalmente, para validar el funcionamiento del mecanismo se han realizado unas simulaciones utilizando diferentes actuadores para comprobar que los movimientos que hace el mecanismo se asemejan a los movimientos que haría una pata natural. Para eso, se ha simulado el movimiento con la cadera fijada y un ciclo completo de la marcha canina.

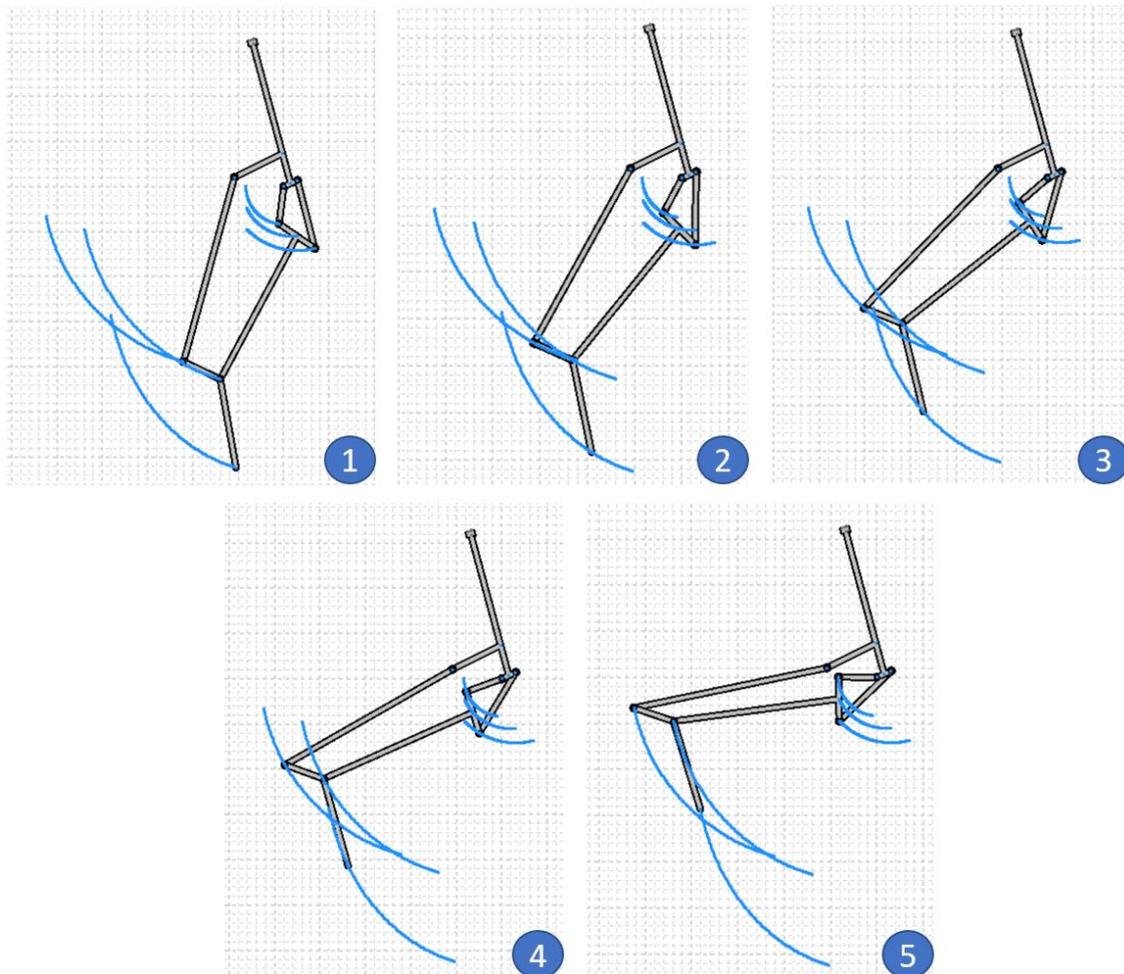


Figura 70. Simulación en GIM con la cadera fijada

En la simulación de la anterior figura, se ha actuado en la barra anterior de la rodilla, estando la cadera fijada. Se le ha aplicado una rotación de 60 grados que es el giro máximo que tiene la rodilla de un perro durante la marcha. Se puede observar cómo los elementos que simulan al fémur y a los metatarsos durante la rotación de la rodilla se mantienen paralelos.

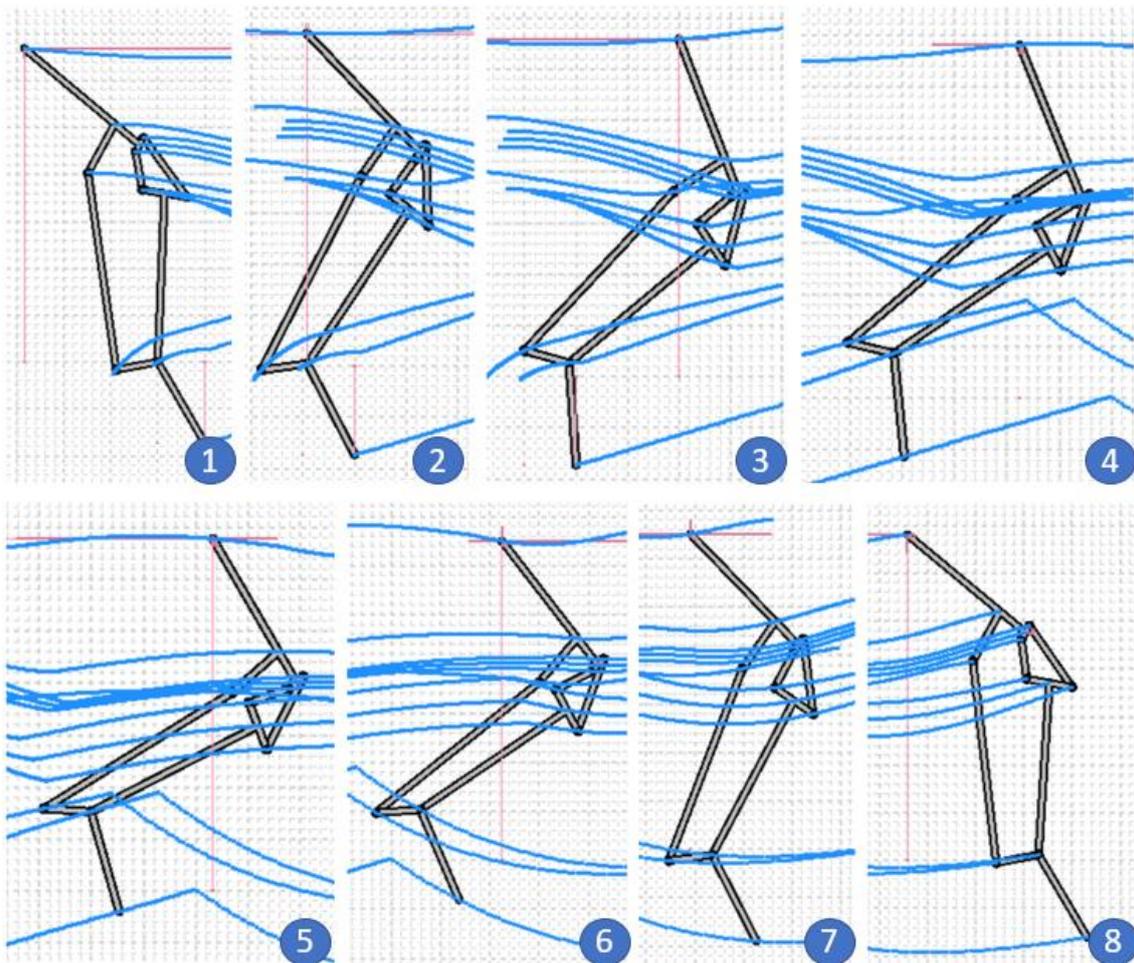


Figura 71. Simulación de un ciclo completo de la marcha

Por último, en la simulación de ciclo completo (Figura 71) se puede ver cómo en todos los apartados se ha actuado en la cadera con una función sinusoidal con amplitud de 15 mm y periodo de 0,5 s. En los apartados 1, 2 y 3 se observa que el mecanismo flexiona de forma correcta, fijando el pie al suelo.

Después en los apartados 4 y 5 la pata comienza la fase de balanceo haciendo una buena recogida del pie evitando tropiezos. Para eso se ha actuado en la barra delantera de la rodilla rotándola 35 grados.

Finalmente, en los últimos apartados se aprecia la parte final del balanceo concluyendo con una correcta extensión para comenzar con un nuevo ciclo, aplicándole una rotación de 50 grados a la barra anterior de la rodilla.



Con todos estos datos y después de verificar el mecanismo de 2D se ha diseñado a través de Autodesk Inventor la solución en 3D, dándole la forma requerida a cada elemento de la prótesis para que cumpla de forma correcta su función.

### 2.7.1. MATERIALES

Para el modelado de la prótesis se han elegido cuatro materiales con objetivos distintos cada uno. Para cumplir el objetivo principal de este diseño se ha buscado un material con buenas propiedades mecánicas, resistencia al desgaste, buena resistencia al impacto y alta resistencia a la fatiga.

Por otro lado, se ha escogido un material acolchado para el interior de la prótesis para la comodidad y mejor ajuste del muñón. Finalmente, se ha utilizado un material antideslizante en la parte inferior del pie para evitar patinadas durante la marcha y un acero inoxidable para los componentes normalizados.

Par acolchar la parte interna del socket se ha utilizado Etilvinilacetato (EVA). Se trata de un polímero termoplástico de gran suavidad y elasticidad. Este elastómero es comúnmente conocido como gomaespuma.

Se puede utilizar de muchas formas, ya que es un material que se utiliza para completar al resto. Usado como amortiguador en calzado, colchonetas, palas de pádel o cubiertas de suelo.



Figura 72. Rollos de Etilvinilacetato [72]

En la Tabla 4 se muestran las propiedades de la goma EVA:

Tabla 4. Propiedades de goma EVA [73]

Propiedad	Norma	Unidad	Valor
Densidad	ISO 845	g/cm <sup>3</sup>	0,033
Resistencia a la tracción	ISO 1798	kPa	>190
Alargamiento	ISO 1798	%	>230
Resistencia a la compresión	ISO 3386/1		
deflexión 10%		kPa	>12
deflexión 25%		kPa	>28
deflexión 50%		kPa	>70
Remanencia a la compresión	ISO 1856		
0.5 h tras descarga		%	≤20
24 h tras descarga		%	≤8
Conductibilidad térmica	DIN 52612		
a 10 °C		W/mK	0,035
a 40 °C		W/mK	0,039
Estabilidad Dimensional	ISO 2796	%	<5
Absorción de agua (28 días)	DIN 53428	%	≤3
Resistencia Eléctrica	DIN 60093	Ωcm	≥10E15
Dureza Shore	ISO 868	-	>23
Velocidad de combustión Horizontal	FMVSS-302	mm/min	<100



En segundo lugar, para las piezas normalizadas ISO 8734 de diferentes dimensiones se ha utilizado un acero inoxidable AISI 410 para que aguante de forma correcta las condiciones en intemperie, que tiene las propiedades mostradas en la Tabla 5.

Tabla 5. Propiedades del acero AISI 410 [74]

Propiedad	Unidad	Valor
Densidad	g/cm <sup>3</sup>	7,93
Módulo de Young	Gpa	193
Coefficiente de Poisson	-	0,30
Calor específico	J/kg-K	464
Resistencia a la tracción	MPa	585
Conductividad térmica	W/(k·m)	42,4
Resistividad eléctrica	μΩ·m	0,73
Dureza	HRC	149

Por otro lado, el material que se ha elegido para la zona de contacto entre el suelo y el pie de la prótesis es un antideslizante de la marca comercial HESKINS. Es una cinta formada por varias capas de un espesor total de 2 mm.

En primer lugar, tiene una cinta acrílica de doble cara para poder pegarse en el lugar donde se quiera colocar, después cuenta con una película de PVC en la cual se encuentran cristales de óxido de aluminio de diferentes tamaños adheridos con resina.

Es una cinta normalmente usada en superficies donde se quieren evitar tropiezos o colocados en objetos para evitar su desplazamiento durante los transportes. Es un compuesto de materiales que aguanta cargas fuertes y con gran resistencia en entornos mojados, muy adecuado para el uso en exteriores.



Figura 73. Cinta adhesiva antideslizante [75]

Por último, para la elaboración de la estructura completa de la prótesis se ha utilizado la Poliamida 6 (PA6). Las poliamidas son polímeros que se pueden encontrar en dos formas diferentes; naturales o sintéticas. En este caso se va a usar una poliamida sintética de tipo nylon.

El nylon es un material que gracias a su proceso de fabricación posee gran tenacidad, resistencia al choque y a la fatiga, también tiene buena resistencia al desgaste y gracias a su gran elasticidad permite absorber las vibraciones o impactos. También, cabe destacar que tiene un perfecto comportamiento frente a los agentes atmosféricos y una buena resistencia a la humedad.

Tabla 6. Propiedades de la Poliamida 6 [76]

Propiedad	Norma	Unidad	Valor
Densidad	ISO 1183	g/cm <sup>3</sup>	1,14
Resistencia a la tracción	ISO 527-2	MPa	82
Límite elástico	ISO 527-2	MPa	78
Resistencia a la flexión	ISO 178	MPa	100
Resistencia a la compresión	ISO 604	MPa	24
deflexión 1%		MPa	41
deflexión 2%		MPa	86
deflexión 5%			
Módulo de Young	ISO 178	GPa	3,1
Coeficiente de Poisson	ASTM E132	-	0,39
Dureza Shore	ASTM D224	-	75
Resistencia eléctrica	ISO 60243-1	Ωcm	1,00E+15
Conductividad térmica	ISO 22007	W/(k·m)	0,37
Punto de fusión	ISO 3146	°C	220
Absorción de agua (24h / 96h (23°C))	ISO 62	%	0.6

Posteriormente, cuando se realicen las comprobaciones de la resistencia mecánica de la prótesis se usarán los datos obtenidos en la Tabla 5 para simular mediante el Método de los Elementos finitos.

### 2.7.2. ESTRUCTURA DE LA PRÓTESIS

Este diseño se divide en 4 partes, estas se pueden observar en la Figura 74.

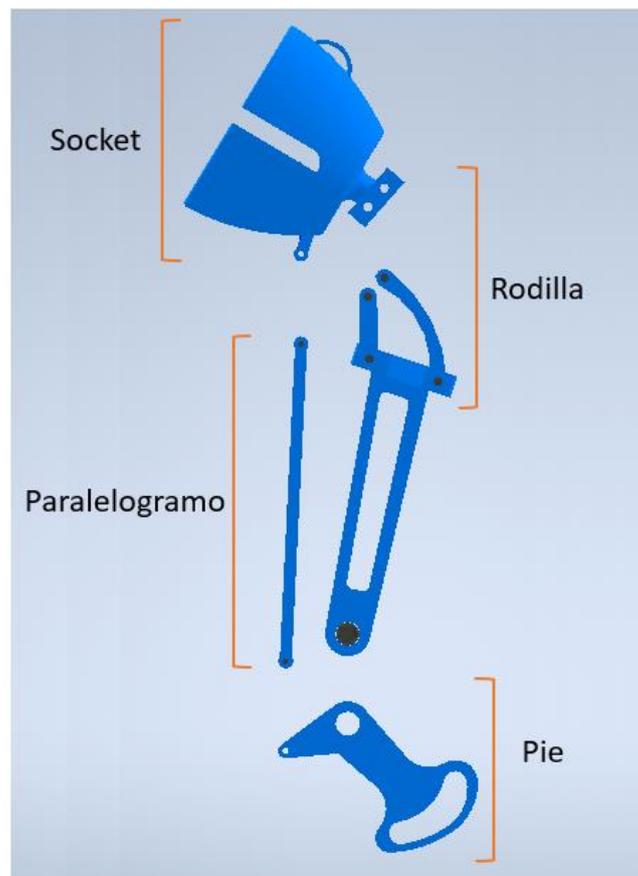


Figura 74. Vista explosionada con partes del prototipo

Cada una de las partes del ensamblaje tiene su finalidad, pero todas juntas se complementan para conseguir el ensamblaje final.

Para la creación de este prototipo se han tenido en cuenta las medidas obtenidas durante el escaneo, manteniendo siempre la mayor semejanza con la realidad. El punto de inicio del diseño ha sido la rodilla la cual ha sido acondicionada al tamaño de la perra y después el resto de las piezas (pie, tibia, peroné y acople) se han dimensionado en base a las medidas reales.

Por el contrario, para el dimensionado del paralelogramo se ha tenido en cuenta exclusivamente que asemejase lo máximo posible el movimiento de la pierna con la prótesis al de la extremidad completa real. Para eso, una vez creado un mecanismo se ha ido modificando la longitud del paralelogramo comprobando su funcionamiento en las simulaciones de GIM.

#### 2.7.2.1. SOCKET

El encaje, también conocido como socket, es el punto de unión entre el miembro residual (muñón) y la prótesis. Este elemento debe ser diseñado totalmente personalizado a la fisionomía del perro, ya que, al ser el alojamiento del miembro residual, el correcto ajuste de éste será esencial para tener una correcta marcha y sea cómodo para el perro. Para un mejor ajuste y permitir una sujeción firme, se colocará una cinta de velcro.

Para la unión con el resto de las piezas de la prótesis tiene 3 puntos; 2 de ellos acoplan las barras que forman la rodilla con pasadores ISO 8734 de un diámetro 6 mm. El otro punto sirve para articular la barra que forma el paralelogramo con un pasador ISO 8734 de un diámetro de 4 mm.



Figura 75. Socket del modelo CAD

Como se ha comentado, la parte exterior y rígida del soporte será de Poliamida 6 (PA6). En cambio, para la parte interna se ha utilizado una funda de Etilvinilacetato (EVA) a medida del muñón. Esta funda es vital en una prótesis ya que además de servir para proteger la piel reduciendo la fricción entre la piel y el encaje, evitando las irritaciones y lesiones por rozaduras, reduce la presión en las zonas óseas funcionando como un amortiguador.

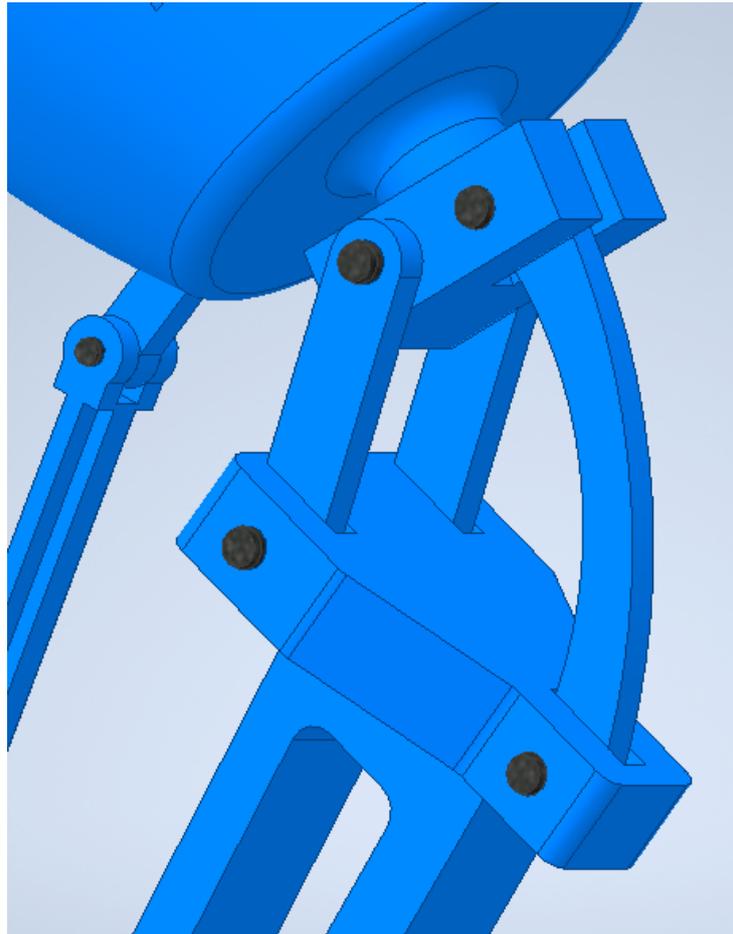
En cuanto al método de sujeción se va a utilizar una correa de velcro regulable de la marca VELCRO. Como se puede observar, en la parte trasera y delantera del soporte hay 2 espacios por donde se introduciría la correa y gracias a los dos huecos que se encuentran en los costados se podrá ajustar para que la prótesis quede fijada a la pierna.



*Figura 76. Correa de velcro regulable de la marca VELCRO [77]*

### 2.7.2.2. RODILLA

La rodilla es la articulación más compleja de la prótesis. Está formada por cinco piezas que hacen posible que esta rodilla se una articulación policéntrica, asemejándose lo máximo posible a los movimientos de una rodilla canina natural. En cuanto al diseño, las barras están unidas por pasadores ISO 8734 que permiten el giro del mecanismo.



*Figura 77. Rodilla del modelo CAD*

La rodilla está formada por una barra fija ensamblada al encaje que se mueve por influencia del fémur, dos barras traseras, una barra delantera y una barra acopladora que une las barras delanteras y traseras y está unida con la parte inferior de la prótesis que simula la tibia y el peroné.

Por otro lado, los movimientos de extensión y flexión de la rodilla durante la marcha están limitados por unos topes mecánicos. Estos topes se han creado modificando la geometría de las cavidades para limitar el movimiento de las barras traseras entre dos ángulos.

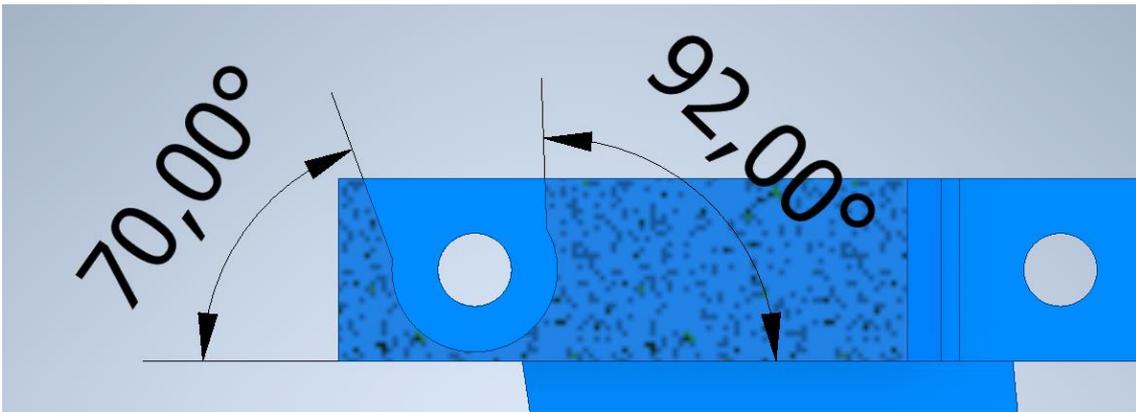


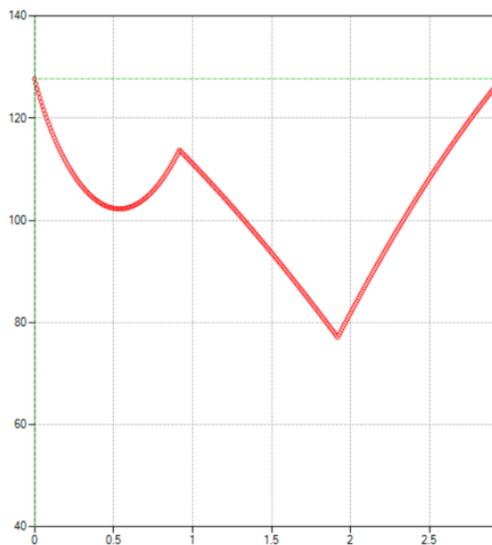
Figura 78. Ángulos de bloqueo

Uno de los topes evita una extensión excesiva de la pierna, impidiendo que la tibia se acerque excesivamente a la parte anterior del fémur. El ángulo máximo que van las barras traseras y la pieza acopladora se muestra en la Figura 79. Sin este tope se conseguirían posiciones extremas que crearían inestabilidad y posibles caídas.

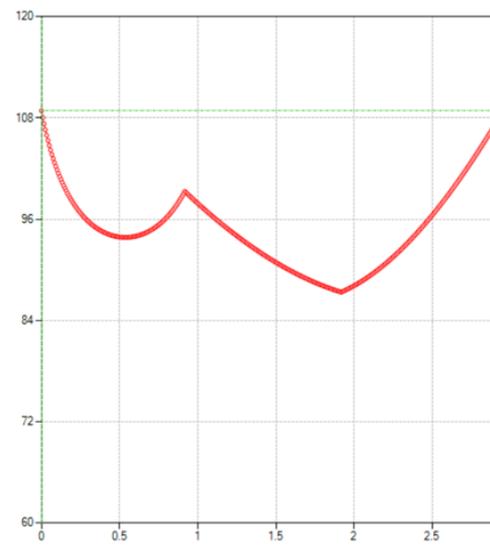


Figura 79. Ángulo máximo de barras en la rodilla

El valor de ángulo entre la tibia y el fémur en su máxima extensión es de 128 grados. Para poner como tope esa angulación a través de GIM se pueden crear graficas que muestren los ángulos que se forman entre diferentes solidos (Figura 80). A través de ese método se ha logrado un ángulo máximo de 110 grados respecto a la barra acopladora



Grafica ángulos fémur-tibia



Grafica ángulos entre barras traseras y barra acopladora

Figura 80. Graficas de comparación de ángulos

De este mismo modo, se cuenta con otro tope que evita la flexión excesiva de la rodilla. Esto hace que durante la marcha la parte posterior de la tibia se acerque demasiado a la parte posterior del fémur. En caso de que esto pasase, el tiempo de retorno sería demasiado grande como para que la tibia pudiese volver a su posición habitual, lo cual crearía descoordinación en la marcha. Además, la perra podría perder el control de la pierna y producirse caídas.

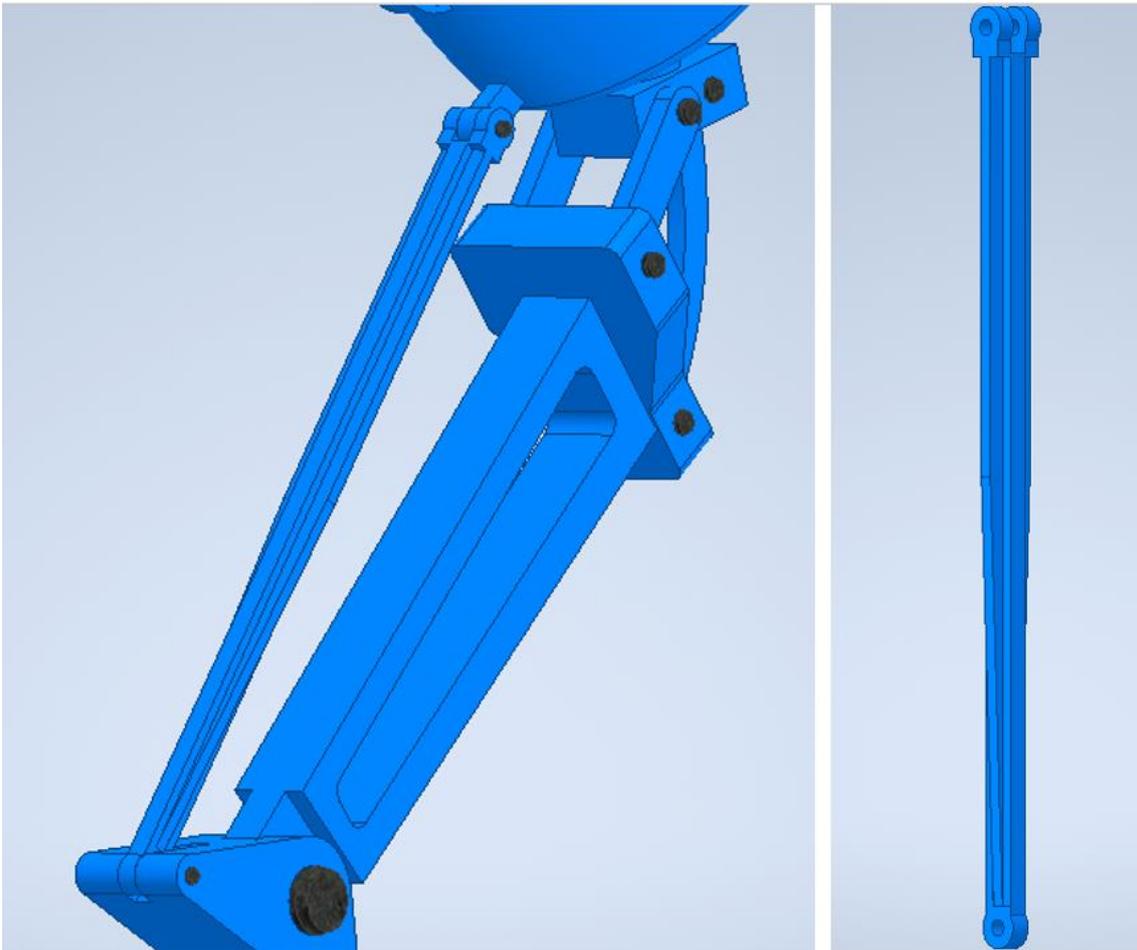


Figura 81. Ángulo mínimo entre barras de la rodilla

El valor de Angulo entre la tibia y el fémur en la flexión es de 80 grados. Para poner como tope esa angulación a través de GIM se pueden crear gráficas que muestren los ángulos que se forman entre diferentes solidos (Figura 80). A través de ese método se ha logrado un ángulo máximo de 95 grados respecto a la barra acopladora.

### 2.7.2.3. PARALELOGRAMO

Esta barra tiene una gran importancia en el diseño de la prótesis, ya que une el pie con encaje del muñón. Esta unión permite sincronizar los movimientos del muslo con el pie para que éstos vayan de forma paralela en diferentes momentos de la marcha.



*Figura 82. Barra que forma el paralelogramo*

En cuanto al diseño, es una barra recta biarticulada, que para las dos uniones se han utilizado pasadores ISO 8734 de un diámetro de 4 mm. Esta pieza está completamente fabricada con un solo material, la Poliamida 6.

#### 2.7.2.4. PIE

El pie es la pieza que estará en contacto con el suelo durante la marcha. Como se puede observar en la Figura 83 cuenta con un apoyo de tipo balancín con una geometría vaciada por el centro. Este tipo de apoyo facilita el contacto con el suelo adaptándose a cada momento de la pisada. El vaciado de la geometría ayuda a que el elemento sea más ligero por la reducción de material y le añade flexibilidad a la pieza, que a su vez aumenta la amortiguación. En la zona de contacto se añadirá el material antideslizante.



*Figura 83. Pie del prototipo*

Esta pieza está unida con pasadores ISO 8734 de diferentes dimensiones por la barra que forma el paralelogramo y la pieza que simula la tibia y peroné. Además, igual que en la rodilla, en este elemento también se han colocado topes mecánicos limitando el movimiento. Se han colocado topes en los dos puntos de unión.

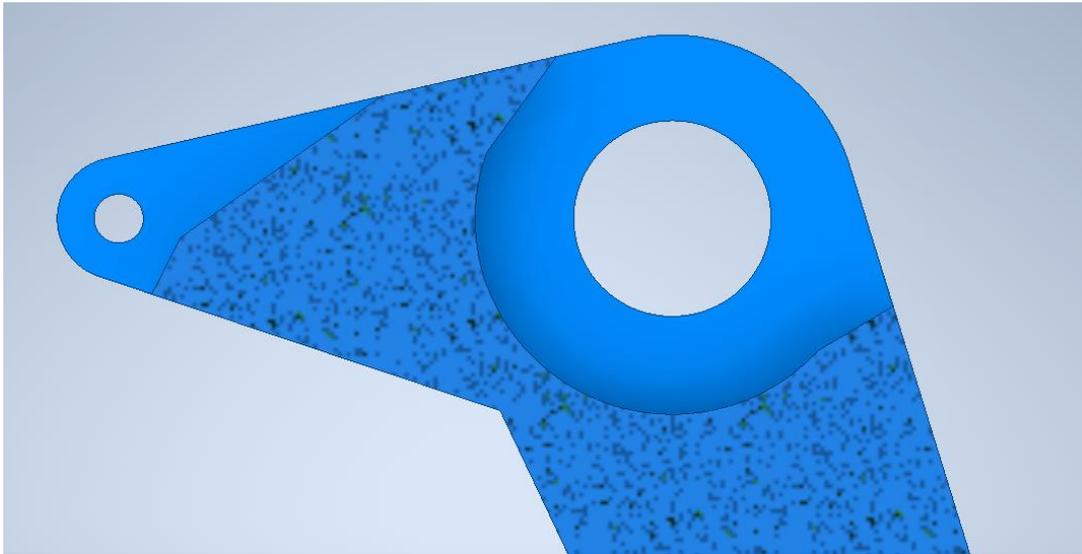


Figura 84 CAD del pie con corte

Entre la barra del paralelogramo y el pie, el ángulo mínimo que se puede formar es de 40 grados. Esto limitara que el pie pueda flexionarse de más y que el contacto sea en una zona que no esté preparada.

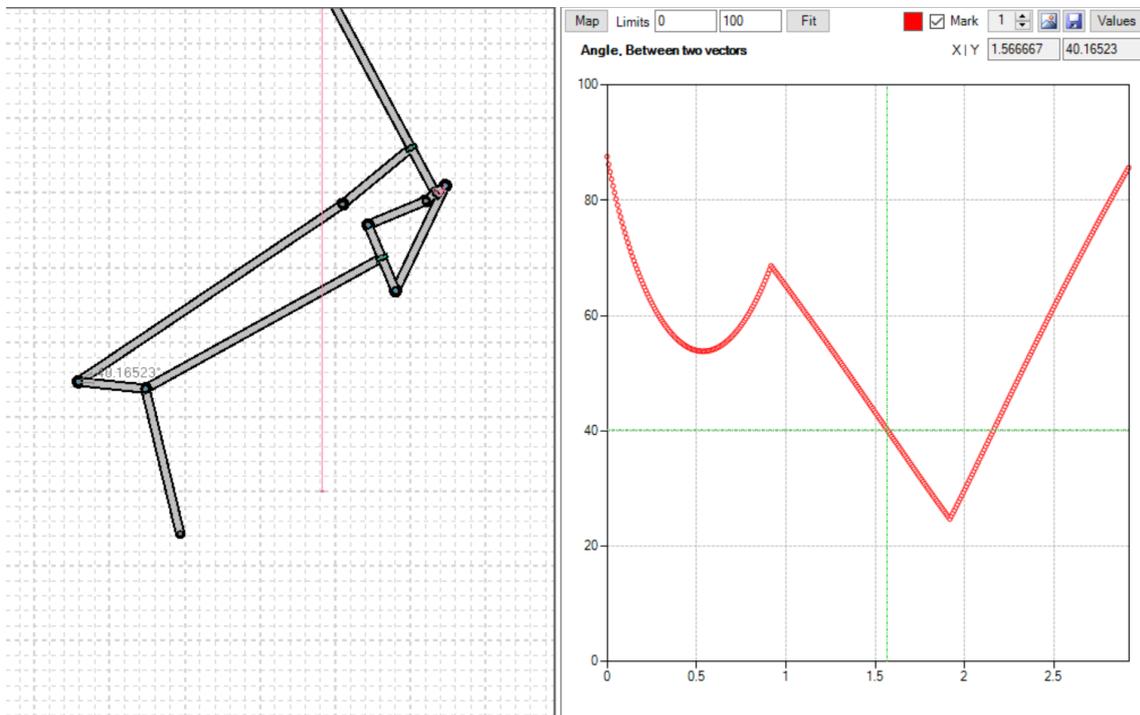


Figura 85 Grafica con los ángulos entre la barra que forma el paralelogramo y el pie

Por otro lado, Entre la barra de la tibia y el pie, el ángulo mínimo que se puede formar es de 35. Al igual que la otra limitación, ésta evita una flexión excesiva provocando caídas al apoyar en zonas que no están preparadas para el contacto con el suelo.

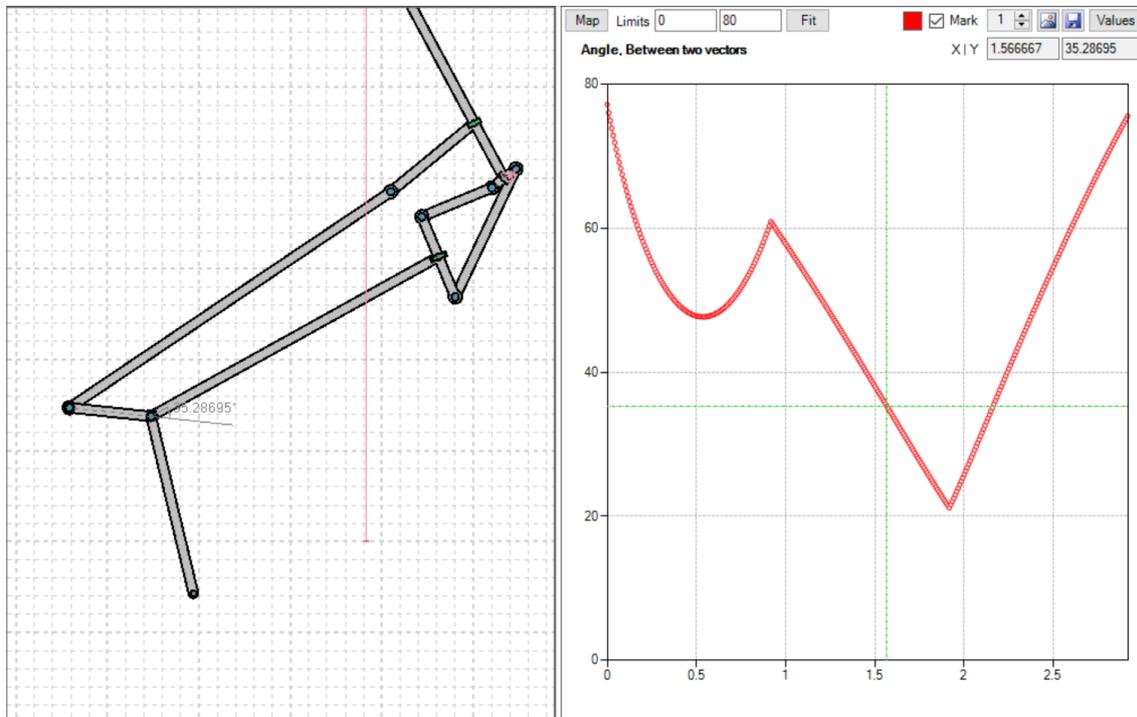


Figura 86. Grafica con los ángulos entre la barra de la tibia y el pie

## 2.8. CÁLCULO MEF

En ese apartado se va a desarrollar un cálculo mediante el Método de los Elementos Finitos y un análisis modal. Para poder realizar el estudio, el modelo desarrollado en Autodesk Inventor, será importado al programa Ansys Workbench. Para esto, es necesario realizar el análisis en dos casos diferentes siguiendo una serie de acciones.

- **Caso 1:** En este caso, se analizará la carga que se va a ejercer sobre la prótesis en la posición de bloqueo de la rodilla de máxima extensión.
- **Caso 2:** Para este caso, se analizará la carga que se va a ejercer sobre la prótesis en la posición de bloqueo de la rodilla de máxima flexión.

Por último, se compararán los resultados en GIM con el caso más crítico, dimensionando el elemento que más tensiones soporta.

### 2.8.1. MATERIAL Y PROPIEDADES

El primer paso después de añadir el modelo CAD al programa, es asignarle las propiedades exigidas por el software a las piezas de Poliamida 6, dándoles la densidad, módulo de Young y coeficiente de Poisson.

A la hora de introducir las propiedades del material se han realizado simplificaciones con el objetivo de agilizar el cálculo del modelo, por ejemplo:

El material al tratarse de un polímero tiene un comportamiento estructural no lineal. Además, al tratarse de una pieza impresa en 3D, se imprimirá por capas y lo más probable es que la pieza se comporte de forma ortótropa. Pero, teniendo en cuenta el valor de las cargas se va a asumir que se está trabajando con un material isotrópico y con un comportamiento lineal.

### 2.8.2. MALLADO DE LAS PIEZAS

La creación de una malla correcta es muy importante para conseguir resultados fiables. Para eso, es importante controlar el tamaño de los elementos que se utilizan. En caso de utilizar elementos de tamaño muy pequeño el modelo tendrá más nodos y grados de libertad. Esto se traduce en mayor precisión, pero mayor será el coste computacional del análisis.

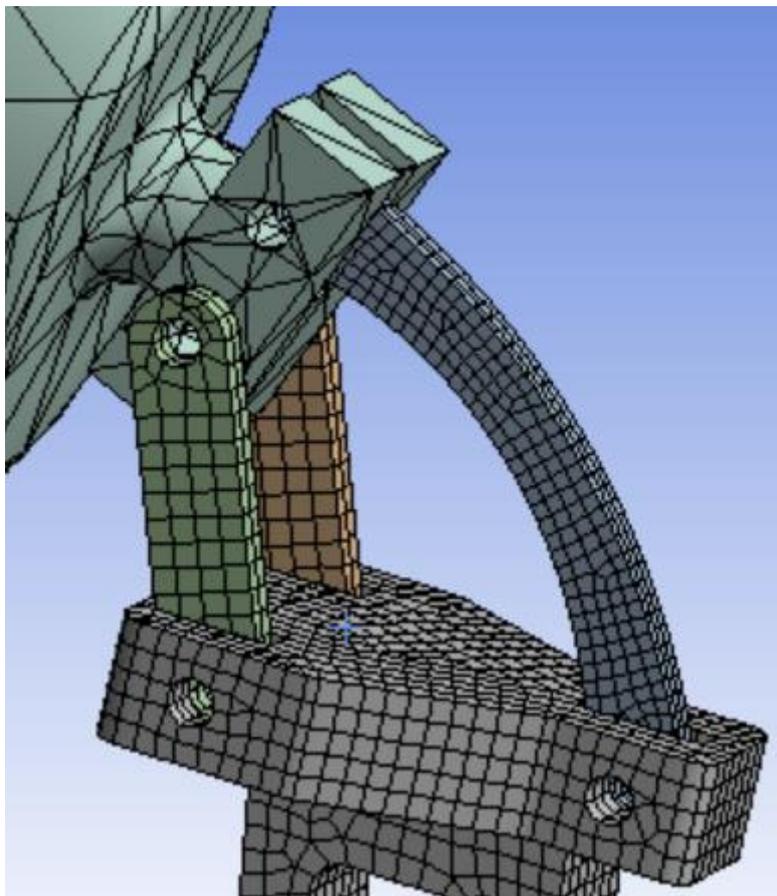
Por tanto, para el mallado de los elementos se han seguido los siguientes pasos:

- Las zonas críticas se han mallado con elementos pequeños (2 y 3 mm), porque hay variaciones de tensiones que dan lugar a las tensiones máximas de la pieza, y esto requiere de precisión.
- En cambio, el resto de las piezas se han mallado con elementos más grandes porque las tensiones son menores y con menores variaciones. Por tanto, conocer el valor de estas tensiones con gran exactitud no es relevante.

Para el mallado de la prótesis se ha utilizado mayoritariamente una malla con elementos hexaédricos. Utilizando estos elementos en vez de tetraédricos se consigue cubrir más

espacio a pesar de utilizar elementos del mismo tamaño. Además, se utilizan menos nodos en la malla y, esto se traduce en menor coste computacional.

Por otro lado, como se puede observar en la siguiente figura, en las barras delanteras y traseras de la rodilla se ha empleado un refinamiento, ya que son piezas que van a soportar tensiones más elevadas. Finalmente, una vez mallada la pieza se puede proceder con el cálculo estático y con el cálculo modal. Se consiguen 19.143 elementos y 71.563 nodos después de realizar el mallado.



*Figura 87. Refinado en barras de la rodilla*

### 2.8.3. CASO 1

Para este primer análisis, antes de importar el diseño a Ansys, hay que adecuar la posición de la prótesis para las circunstancias a las que se quiere estudiar. En este caso, la posición a la que se va a analizar va a ser la de máxima extensión. Para eso, las barras

traseras de la rodilla tienen que estar apoyadas en el bloqueo de la pieza acopladora, formando un ángulo de 110 grados.

Una vez esté preparado el modelo CAD se importará al programa de análisis de Elementos Finitos.

### 2.8.3.1. CONDICIONES DE CONTORNO Y CARGAS

Para realizar el cálculo en Ansys hace falta imponer unas condiciones de contorno que afectan al modelo. Para eso, las condiciones se han dividido en dos partes.

En primer lugar, para convertir este mecanismo en una estructura se han limitado los desplazamientos en la cara interna del socket de la prótesis (Véase Figura 88). Además, se ha bloqueado el giro en las barras traseras de la rodilla ya que contactarían con el tope como se ha explicado en el apartado anterior.

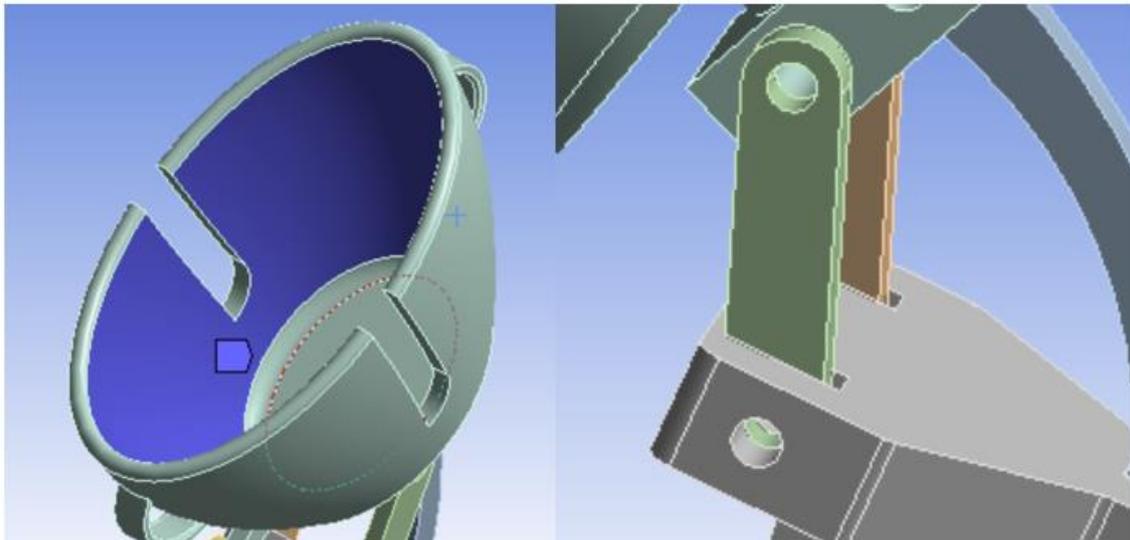
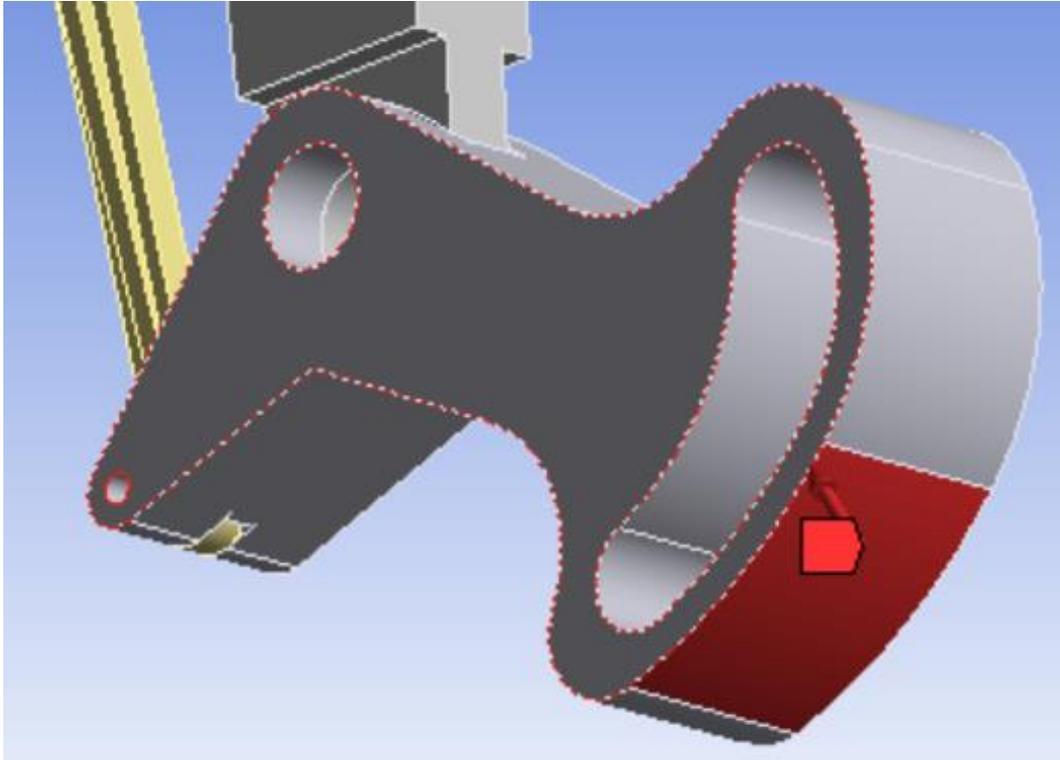


Figura 88. Limitaciones de desplazamiento

En segundo lugar, se ha aplicado la fuerza (Figura 89). Se ha escogido la cara en la cual la prótesis en esta posición estaría en contacto con el suelo. Las patas del perro, durante algunas fases de la marcha, recibe fuerzas de reacción mayores a las que soportaría únicamente si estuviese en una fase de paso. Durante el trote y galope las extremidades se someten a cargas parecidas a las que soportan cuando salto, lo que pasa que estas



son de menor intensidad, pero con mayor frecuencia. Es por ello que se ha determinado añadir un factor de carga dinámica de 2, ejerciendo una fuerza final de 62,72 N.



*Figura 89. Aplicación de la fuerza*

### 2.8.3.2. SOLUCIÓN Y ANÁLISIS DE RESULTADOS

Después de introducir los contactos, el tipo de mallado y las condiciones de contorno el modelo está listo para ser resuelto. A continuación, se van a mostrar los resultados que se han obtenido.

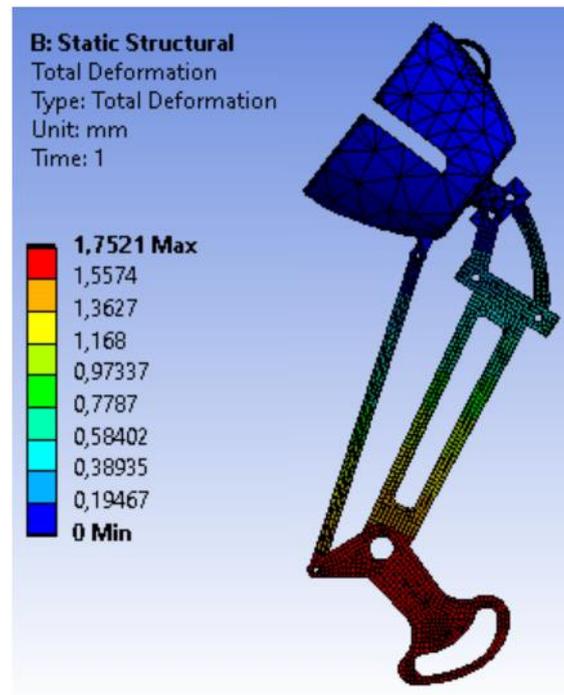


Figura 90. Desplazamiento (mm)

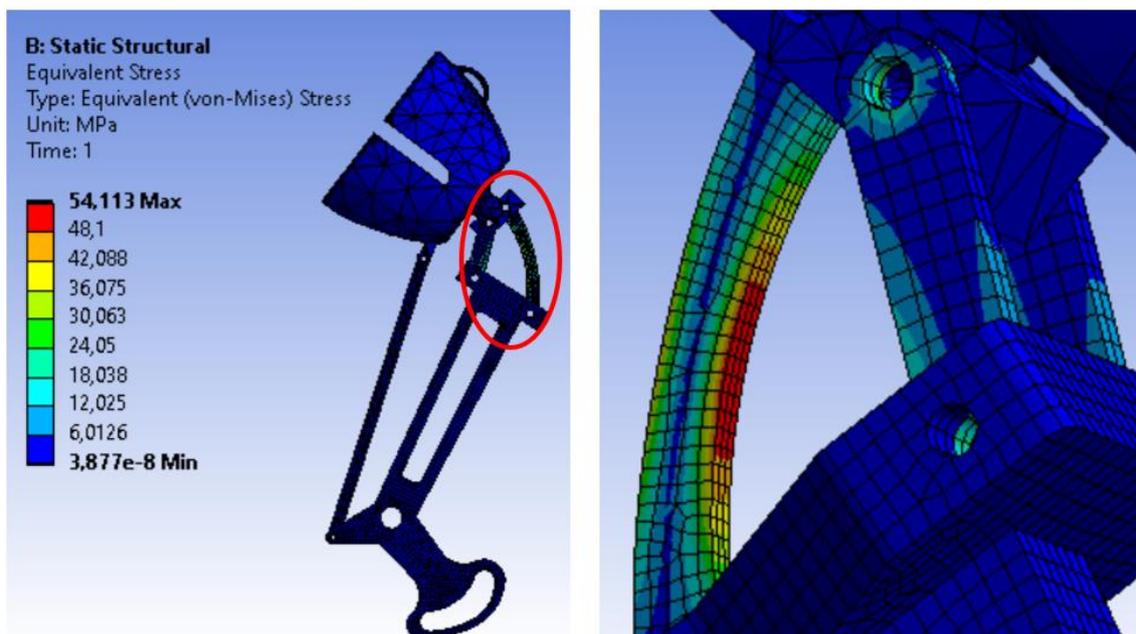


Figura 91. Esfuerzo von Mises (MPa)

En la Figura 90 se puede observar como el desplazamiento máximo es en la parte inferior del pie, con un valor de 1,7767 mm. Es cierto que es la zona con mayor deformación ya que es la parte en la cual existe una reacción de fuerza. Los resultados son aceptables para este material y más teniendo en cuenta que es un modelo articulado, y solo en ciertas posiciones y puntos estará bloqueado completamente.

Comprobando la distribución de tensiones mostrada en la figura del cálculo de esfuerzo mediante Von Mises, y teniendo en cuenta que la tensión de fluencia es de 78 MPa, la tensión máxima que se alcanza es de 54,113 MPa. Con esto, se puede decir que la prótesis está correctamente dimensionada para resistir las cargas estáticas.

Además, la prótesis diseñada es capaz de resistir alrededor de  $4 \cdot 10^4$  ciclos de carga, teniendo en cuenta que el límite de fatiga es de 41 MPa.

En la figura se pueden ver muchas zonas con tensiones muy bajas. Estos valores tan bajos indican que hay piezas que están sobredimensionadas, por tanto, en este apartado se van a comentar cómo se podría optimizar el diseño.

En primer lugar, se puede hacer una reducción de sección en las piezas que aparecen con tensiones tan pequeñas, aunque esto puede traer problemas. Como se ha comentado en el apartado de material y propiedades, el polímero tiene un comportamiento no lineal y no se puede predecir correctamente su comportamiento en estas simulaciones.

En segundo lugar, viendo la pieza del pie que tiene unas tensiones muy pequeñas (véase Figura 92), se podría contemplar un aumento de la sección aligerada, consiguiendo un aumento de las tensiones y una reducción de peso.

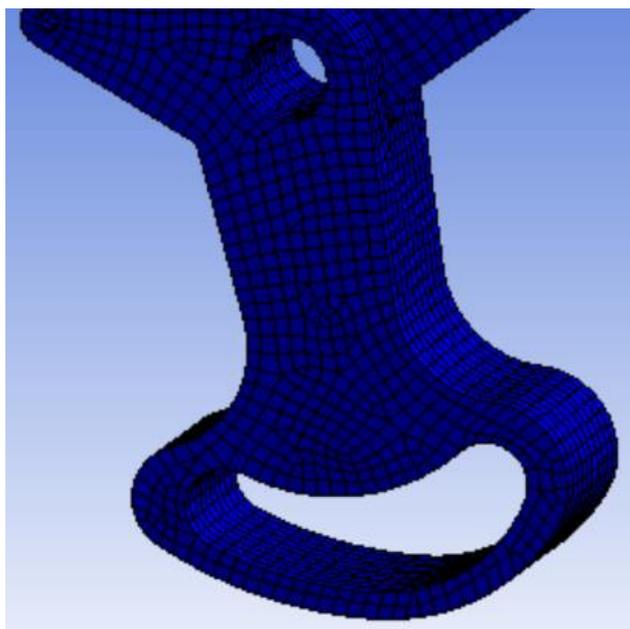


Figura 92. Zona aligerada del pie

Finalmente, como última propuesta se plantea agrandar los radios de acuerdo que se pueden encontrar en las cavidades por el vaciado. Haciendo esto se consigue hacer transiciones más leves y esto mejorará la distribución de las tensiones.

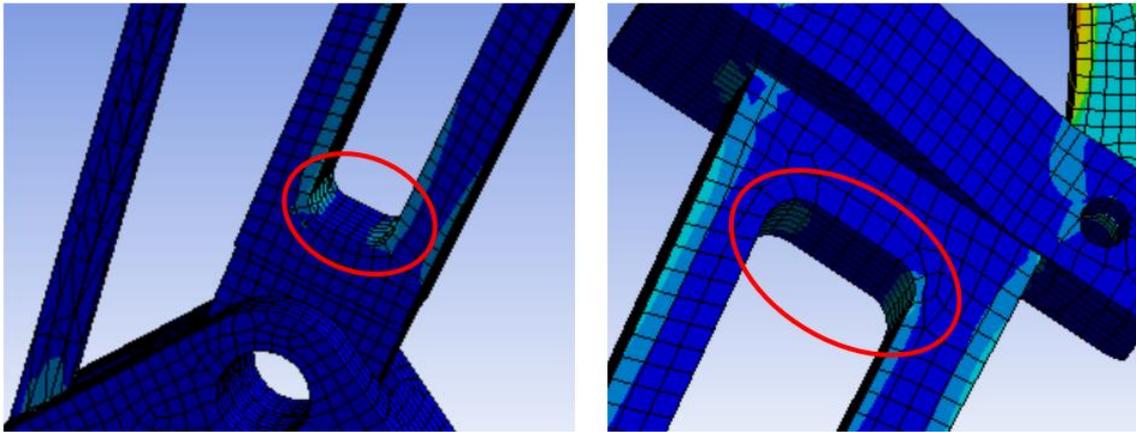


Figura 93. Radios que modificar

### 2.8.3.3. CÁLCULO MODAL

El objetivo de realizar este cálculo es poder comprobar la correcta resistencia del diseño a las constantes aplicaciones de cargas durante el paso, trote o galope sin llegar a excitar ninguno de los modos de vibración del mecanismo.

Para eso, se han impuesto unas condiciones de contorno iguales a las del cálculo anterior a excepción de la aplicación de la fuerza. Así pues, se han limitados los desplazamientos en la cara interna del socket de la prótesis

En este caso, se ha realizado un cálculo modal del cual se han obtenido los 6 primeros modos de vibración y el valor de las frecuencias naturales (Figura 94 y Tabla 7).

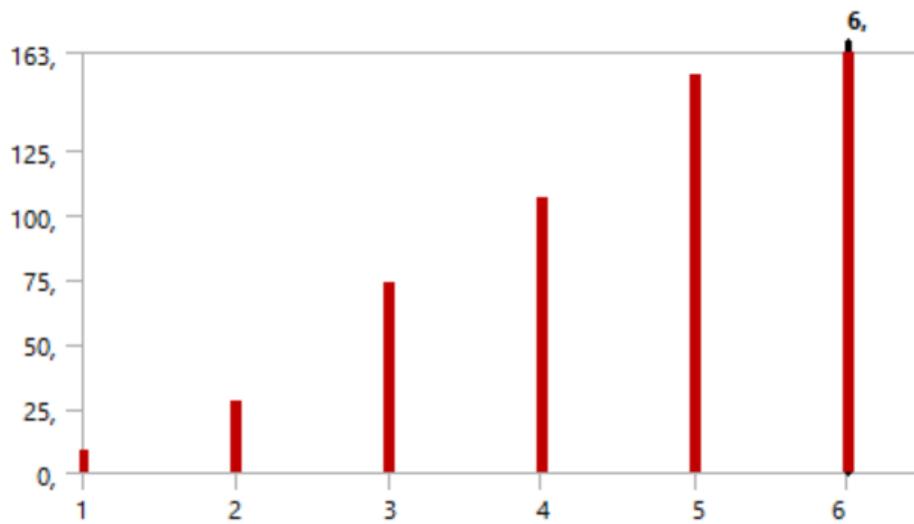


Figura 94. Grafica frecuencias naturales

Tabla 7. Frecuencias naturales

Modo	Frecuencia (Hz)
1	8,3179
2	27,9
3	73,688
4	107,01
5	154,62
6	162,98



Una vez obtenidos los valores de las frecuencias naturales de cada modo de vibración, se van a mostrar las deformaciones totales de cada uno de los modos.

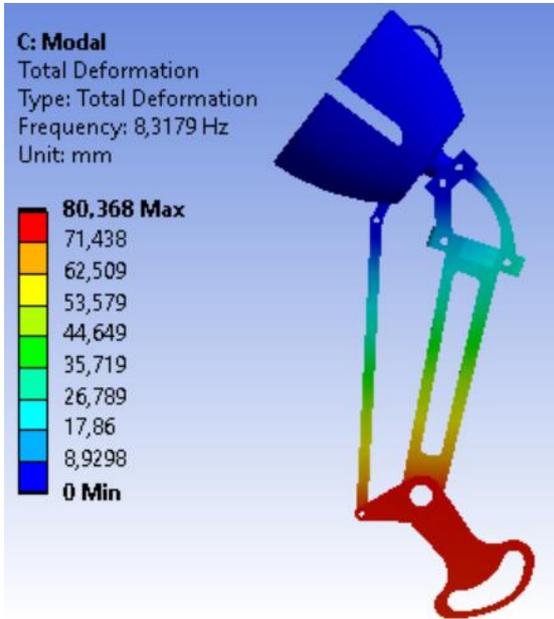


Figura 96. Primer modo de vibración

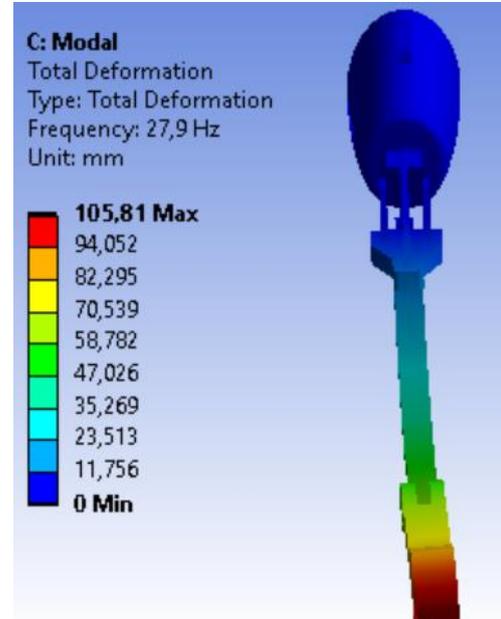


Figura 95. Segundo modo de vibración

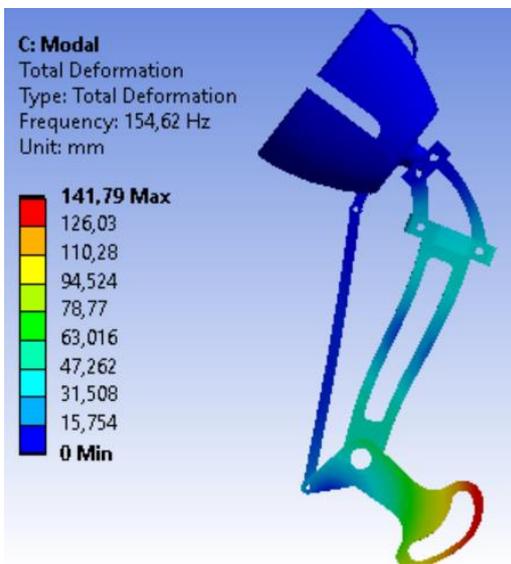


Figura 98. Tercer modo de vibración

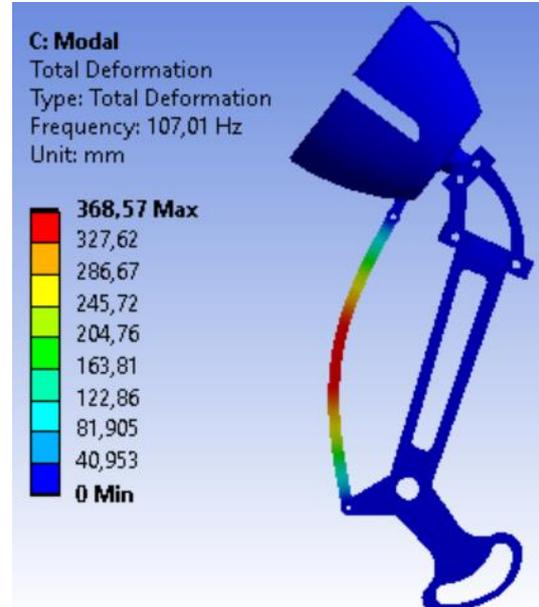


Figura 97. Cuarto modo de vibración

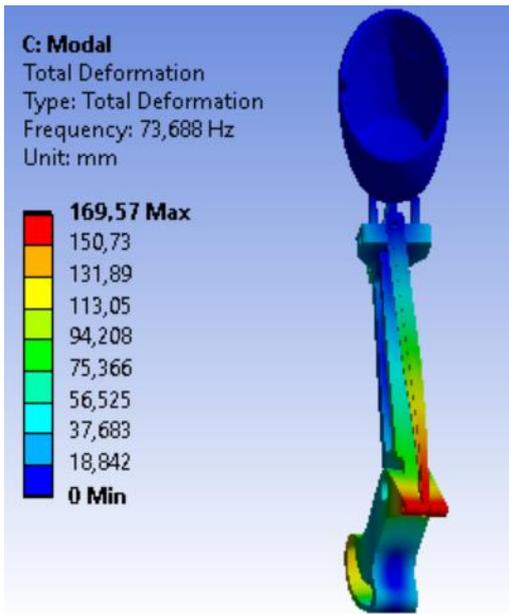


Figura 99. Quinto modo de vibración

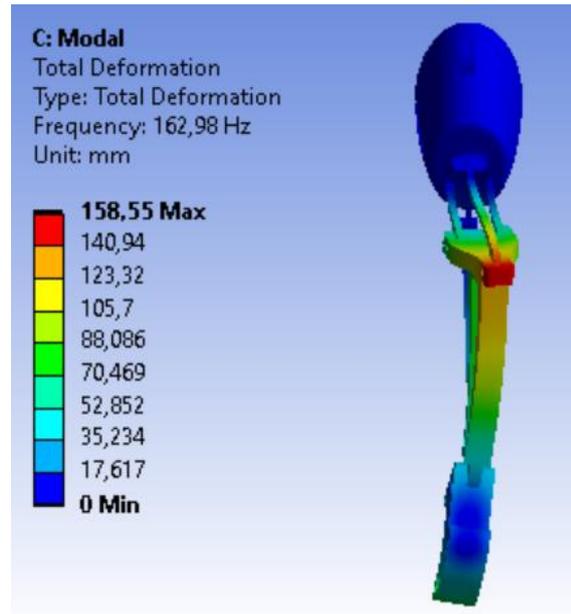


Figura 100. Sexto modo de vibración

Para comparar estas frecuencias naturales con las frecuencias naturales del perro durante el paso, trote y galope, se han realizado unas mediciones obteniendo los siguientes resultados (Tabla 8).

Tabla 8. Frecuencias durante la marcha canina

Tipo de marcha	Periodo (s)	Frecuencia (Hz)
Paso	1	1
Trote	0,5	2
Galope	0,3	3,33

Comparando los datos de las Tablas 7 y 8 se aprecia que la frecuencia natural del primer modo de vibración, que es 8,318 Hz, es más grande que la frecuencia de la pisada canina en cualquiera de sus formas.

Por consiguiente, la prótesis no alcanzara ninguno de los modos de vibración expuestos durante este apartado durante la marcha del perro.

#### 2.8.4. CASO 2

Para este análisis, antes de importar el diseño a Ansys, al igual que en el caso anterior hay que adecuar la posición de la prótesis. En este caso, la posición a la que se va a

analizar va a ser la de máxima flexión. Para eso, las barras traseras de la rodilla tienen que estar apoyadas en el bloqueo de la pieza acopladora, formando un ángulo de 95 grados.

Una vez esté preparado el modelo CAD se importará al programa de análisis de Elementos Finitos.

#### 2.8.4.1. CONDICIONES DE CONTORNO Y CARGAS

Para realizar el cálculo en Ansys hace falta imponer unas condiciones de contorno que afectan al modelo. Para eso, las condiciones se han dividido en dos partes y son las mismas que en el caso anterior

En primer lugar, se han limitado los desplazamientos en la cara interna del encaje de la prótesis (véase Figura 88). En segundo lugar, se ha aplicado la fuerza en la cara de contacto con el suelo del pie (Figura 89).

#### 2.8.4.2. SOLUCIÓN Y ANÁLISIS DE RESULTADOS

Después de introducir los contactos, el tipo de mallado y las condiciones de contorno el modelo está listo para ser resuelto. A continuación, se van a mostrar los resultados que se han obtenido.

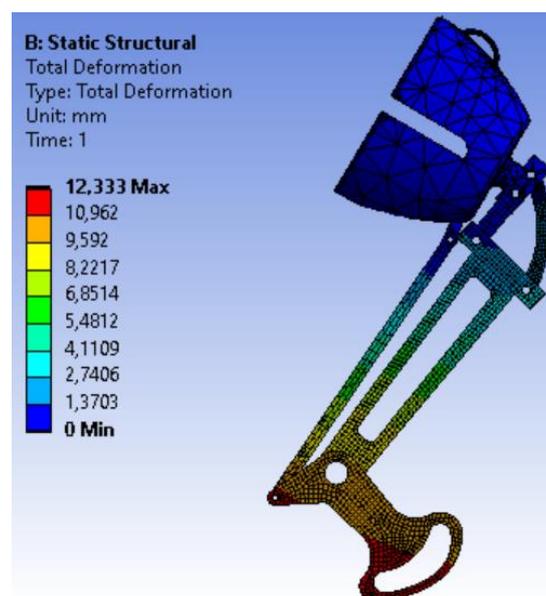


Figura 101. Desplazamiento (mm)

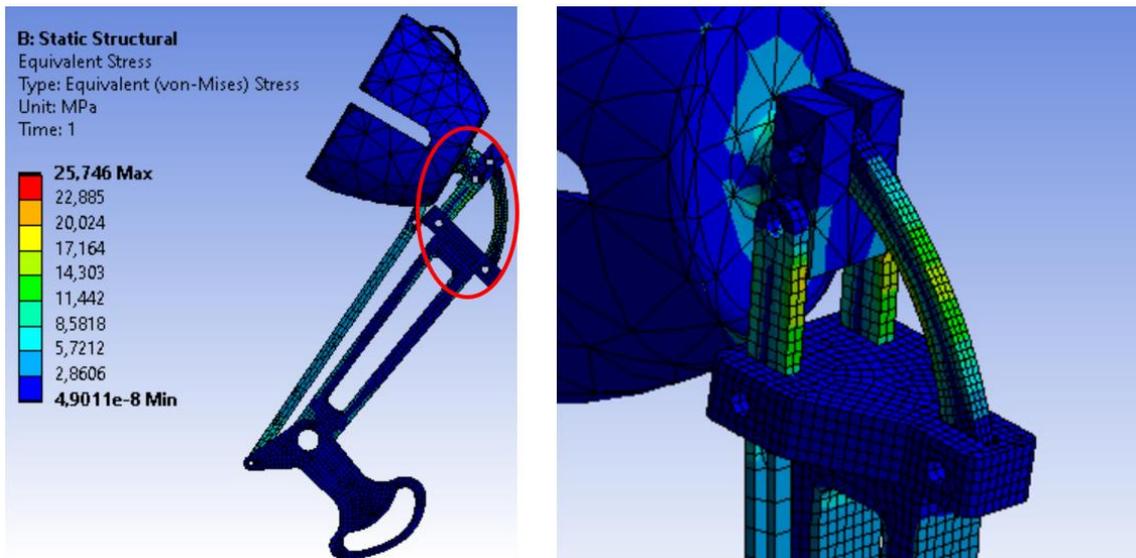


Figura 102. Esfuerzo von Mises (MPa)

En la Figura 101 se puede observar como el desplazamiento máximo es en la parte inferior del pie, con un valor de 12,333 mm. Es cierto que es la zona con mayor deformación ya que es la parte en la cual existe una reacción de fuerza. Los resultados son aceptables para este material y más teniendo en cuenta que es un modelo articulado, y solo en ciertas posiciones y puntos estará bloqueado completamente.

Comprobando la distribución de tensiones mostrada en la figura del cálculo de esfuerzo mediante Von Mises, y teniendo en cuenta que la tensión de fluencia es de 78 MPa, la tensión máxima que se alcanza es de 25,746 MPa. Con esto, se puede decir que la prótesis está correctamente dimensionada para resistir las cargas estáticas.

Además, sabiendo que el límite de fatiga es de 41 MPa y el valor máximo está por debajo de ese valor se puede decir que el modelo tiene una resistencia infinita a fatiga (más de  $10^6$  ciclos).

En la figura se pueden ver muchas zonas con tensiones muy bajas. Estos valores tan bajos indican que hay piezas que están sobredimensionadas, por tanto, con los resultados de esta simulación se podría optimizar el modelo de la misma manera que en el caso anterior. Es cierto que en este caso se puede ver una mejor distribución de tensiones con piezas más cargadas pero las propuestas de mejora son las mismas.

### 2.8.4.3. CÁLCULO MODAL

Al igual que en el caso anterior, el objetivo de realizar este cálculo es poder comprobar la correcta resistencia del diseño a las constantes aplicaciones de cargas durante el paso, trote o galope sin llegar a excitar ninguno de los modos de vibración del mecanismo.

Para eso, se han impuesto unas condiciones de contorno iguales a las del cálculo modal anterior. En este caso también, se ha realizado un cálculo modal del cual se han obtenido los 6 primeros modos de vibración y el valor de las frecuencias naturales (Figura 103 y Tabla 8).

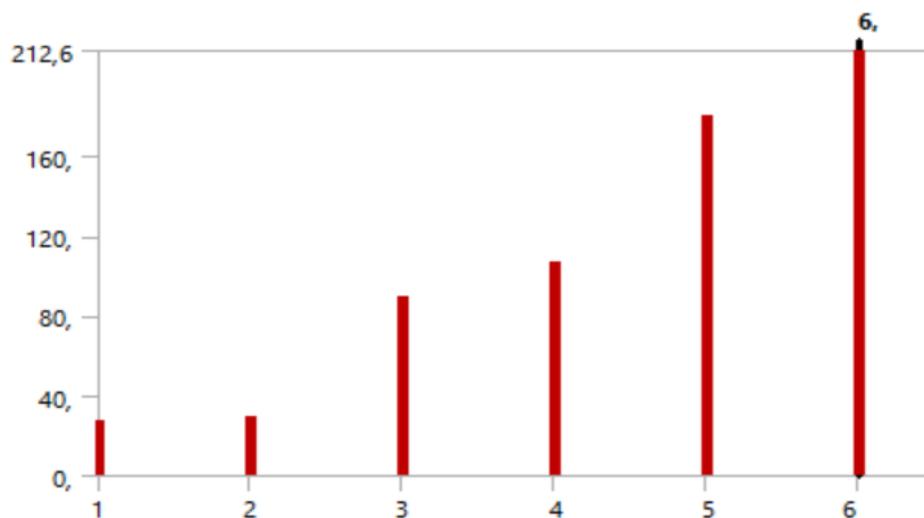


Figura 103. Grafica frecuencias naturales

Tabla 9. Frecuencias naturales

Modo	Frecuencia (Hz)
1	26,96
2	29,775
3	89,154
4	107,1
5	180,45
6	212,6

Una vez obtenidos los valores de las frecuencias naturales de cada modo de vibración, se van a mostrar las deformaciones totales de cada uno de los modos.

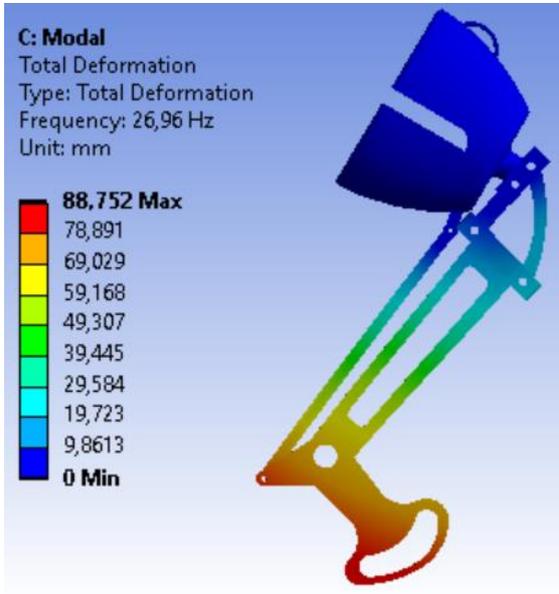


Figura 105. Primer modo de vibración

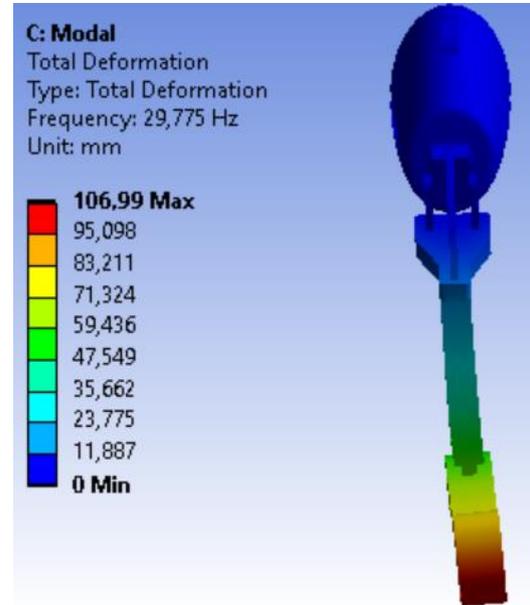


Figura 106. Segundo modo de vibración

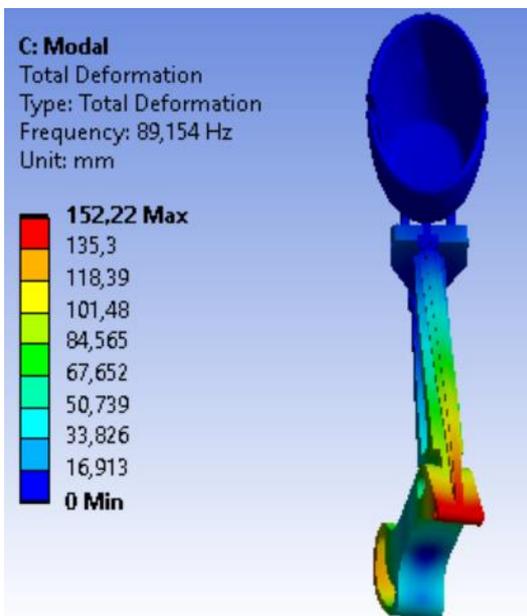


Figura 107. Tercer modo de vibración

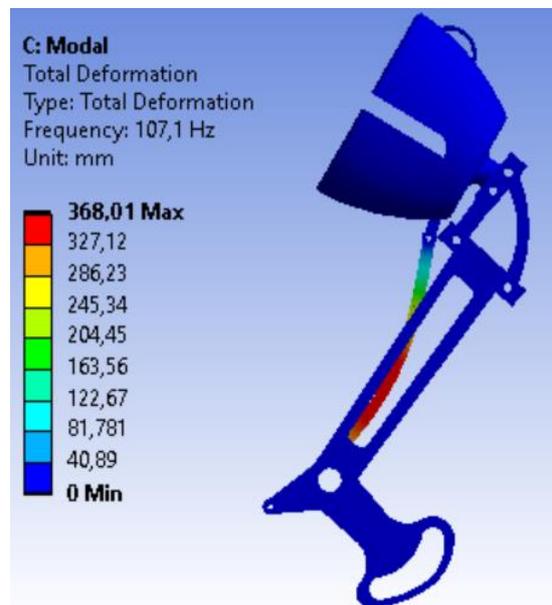


Figura 104. Cuarto modo de vibración

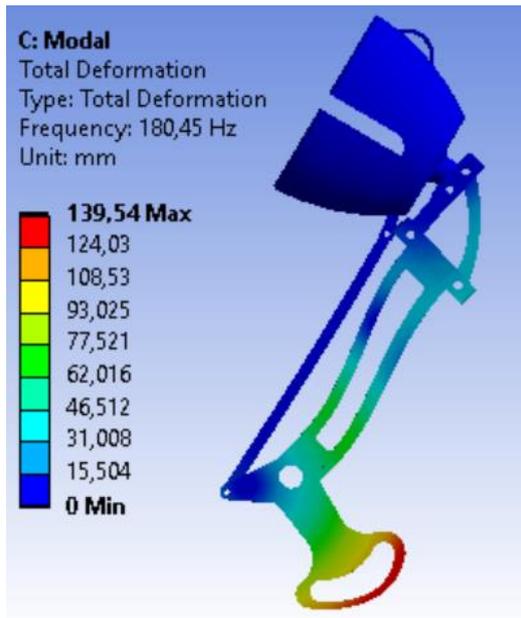


Figura 109. Quinto modo de vibración

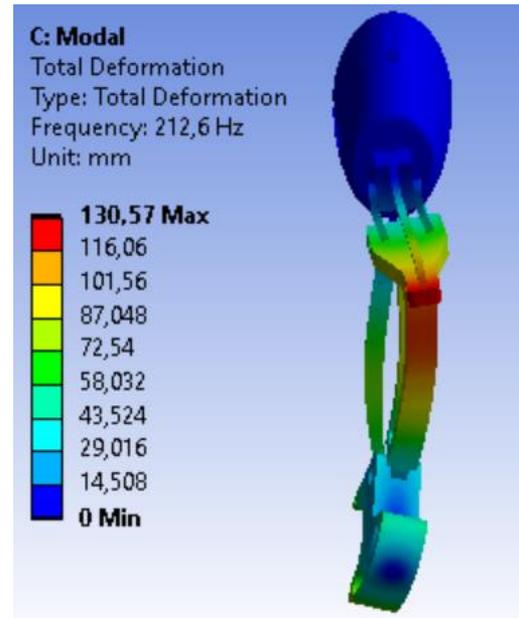


Figura 108. Sexto modo de vibración

Para comparar estas frecuencias naturales con las frecuencias naturales del perro durante el paso, trote y galope, se han realizado unas mediciones obteniendo los siguientes resultados (Tabla 8).

Comparando los datos de las Tablas 8 y 9 se aprecia que la frecuencia natural del primer modo de vibración, que es 26,96 Hz, es considerablemente más grande que la frecuencia de la pisada canina en cualquiera de sus formas.

Por consiguiente, la prótesis no alcanzara ninguno de los modos de vibración expuestos durante este apartado durante la marcha del perro.

### 2.8.5. COMPARACIÓN CON GIM

Con el fin de asegurarse de que los resultados obtenidos en Ansys son fiables, se ha dimensionado la pieza que soporta la tensión máxima en el caso más crítico. Para eso, se le ha dado la forma curvada a la barra delantera de la rodilla y un espesor de 5 mm.

Por otro lado, para que el mecanismo pase a ser estático se ha empotrado el extremo de la cadera y se ha soldado la barra trasera con la acopladora, simulando el bloqueo. Este último paso puede realizarse también dejando la articulación libre y aplicando un momento doble como incógnita de equilibrio.



A continuación, como se puede observar en la Figura 110, la tensión máxima es de 54,24 MPa, prácticamente idéntica a la obtenida en el cálculo MET (54,113 MPa). Estas tensiones que se muestran no son tensiones de Von Mises de toda la pieza, sino las tensiones normales en las fibras extremas, pudiéndose ver diferenciadas las partes a tracción de las que están a compresión.

Teniendo en cuenta que los datos obtenidos son parejos, se dan por buenos los datos extraídos en Ansys.

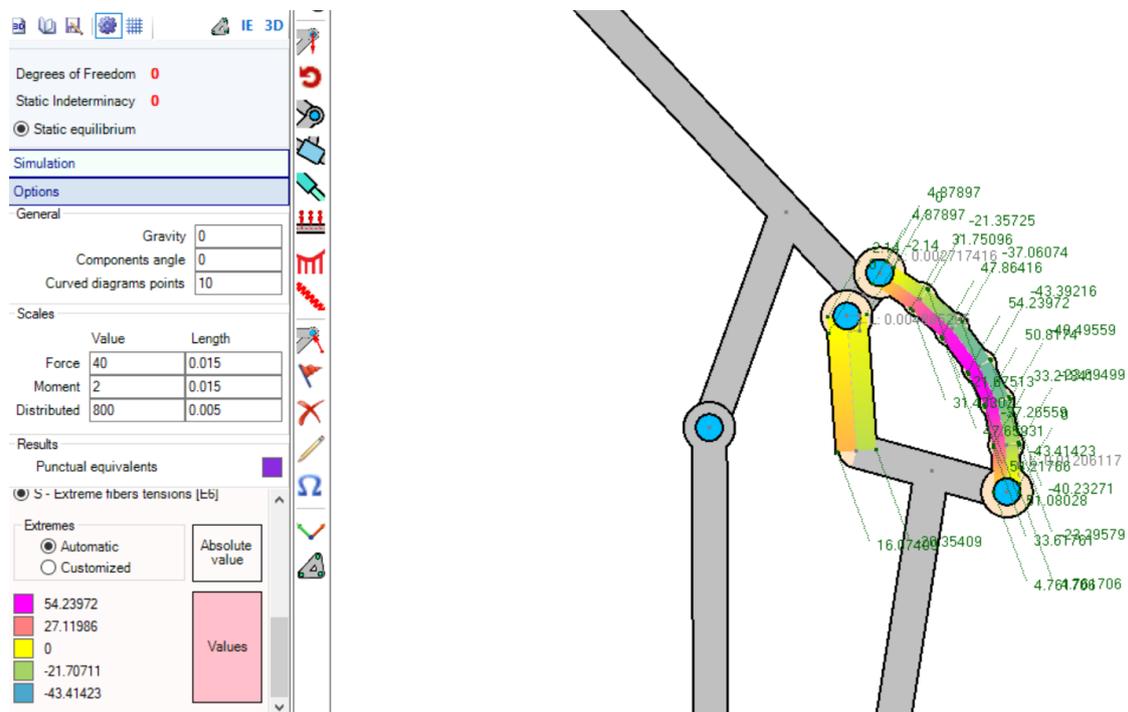


Figura 110. Resultados del análisis en GIM

## 2.9. PLANIFICACION Y DIAGRAMA DE GANTT

En este apartado se explica el procedimiento que se ha llevado a lo largo del proyecto. Se muestra, también, el diagrama de Gantt representando las tareas y fases del proyecto, al igual que las fechas de inicio y fin de estas.

### Definición del proyecto:

La primera tarea del proyecto consiste en identificar el problema, definir el objetivo y alcance del proyecto. Durante la fase de investigación se fue decidiendo sobre el

verdadero alcance del proyecto, es por eso que la duración de esta primera tarea se alarga tanto.

### **Estudio del proyecto:**

Para el desarrollo del proyecto ha sido necesario buscar información en torno a las prótesis de diferentes fuentes y contrastar, como, por ejemplo: función de las prótesis, prótesis en animales y más concretamente en perros, anatomía canina, causas comunes de amputación y la biomecánica canina. Una vez adquirido todo ese conocimiento se ha analizado el mercado de las prótesis caninas.

Además, aparte de buscar información sobre la marcha canina, se ha realizado un estudio y análisis experimental del miembro posterior durante la marcha.

### **Diseño de la prótesis:**

Esta tarea estará dividida en 2 fases: Diseño de un modelo bidimensional y un diseño CAD 3D.

- **Diseño por GIM:** Una vez hecho el estudio para poder definir el movimiento del prototipo, se ha empezado a diseñar un modelo bidimensional en el programa GIM. Se empezó diseñando la rodilla, y a partir de ahí el resto de los elementos. Después, se realizaron 2 análisis de movimiento: análisis con la cadera fija y un análisis de ciclo completo.
- **Diseño por Inventor:** Una vez validado el movimiento del diseño bidimensional se ha procedido a diseñar las piezas en tres dimensiones. Para ello se han respetado las longitudes de las articulaciones, para asegurarse de que el movimiento sea el mismo. Por último, se ha hecho un ensamblaje con todas las piezas obteniendo el prototipo final.

### **Análisis de la prótesis:**

Esta tarea estará dividida en 2 fases: análisis mediante Ansys y análisis mediante GIM.

- **Análisis en Ansys:** Esta tarea corresponde al cálculo estático y modal que se le realizó a la prótesis completa. Esta fue una de las partes más largas del

proyecto, ya que se tuvieron que hacer 2 análisis de dos casos diferentes, cada uno con sus condiciones de contorno.

- **Análisis en GIM:** Por último, este análisis se realizó tras terminar con el cálculo en Ansys. El objetivo de este cálculo fue comparar los resultados de ambos análisis y validar el ensayo realizado en Ansys, puesto que este es el más preciso.

### Redacción del proyecto:

Finalmente, esta tarea consiste en la realización de los documentos escritos del proyecto, donde se elaboran los puntos más importantes. La redacción de la memoria comenzó después de terminar con los estudios necesarios para comenzar con el diseño, es por eso por lo que esta tarea abarca la mayor parte del tiempo.

Nombre	Fecha de inicio	Fecha de fin
• Definición del proyecto	1/12/20	11/01/21
• Estudio del proyecto	1/12/20	5/02/21
☐ • Diseño de la prótesis	18/01/21	12/04/21
• Diseño en GIM	18/01/21	26/02/21
• Diseño en Inventor	26/02/21	12/04/21
☐ • Análisis de la prótesis	12/04/21	20/05/21
• Análisis en Ansys	12/04/21	7/05/21
• Análisis en GIM	7/05/21	20/05/21
• Redacción del proyecto	5/02/21	30/06/21

Figura 111. Tareas a realizar

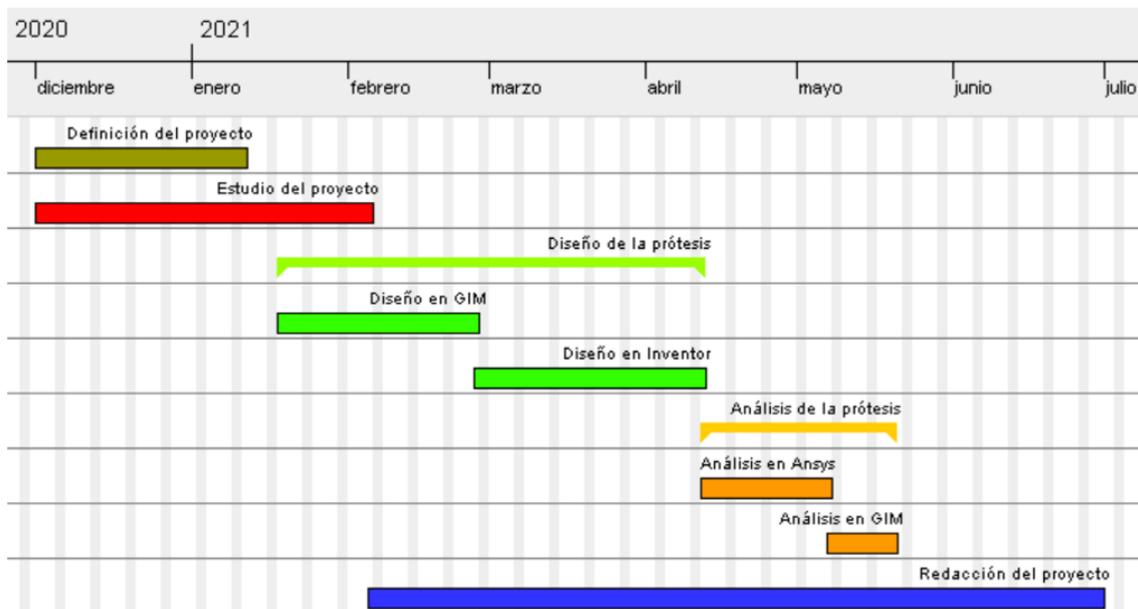


Figura 112. Diagrama de Gantt

## 2.10. CONCLUSIONES

A continuación, se explicarán brevemente las conclusiones sacadas tras la realización del proyecto. Se recuerda que el objetivo principal era diseñar y analizar la respuesta de una prótesis de pata trasera de un perro.

Para empezar, se ha realizado un estudio de las prótesis que se pueden encontrar para el mundo animal y las soluciones que hay para los perros en particular. Para ello, ha sido necesario llevar a cabo una investigación de la anatomía y la locomoción canina.

Con toda esta información, conociendo las características que debía tener para funcionar de la manera óptima se ha desarrollado una prótesis para un perro específico. Este diseño elaborado en un modelo CAD recoge todos los aspectos positivos que se han analizado del mercado actual, siempre adecuándose al tipo de lesión y limitaciones que tiene el perro en cuestión. Además, se ha realizado una importante labor de síntesis del mecanismo con el fin de reproducir con exactitud el movimiento de una marcha natural.

Posteriormente, se ha analizado estructuralmente y de manera modal la prótesis bajo unos casos de carga previamente obtenidos durante los estudios dinámicos, con el objetivo de verificar el correcto diseño de la prótesis.



A nivel particular de prótesis, se ha buscado desarrollar un prototipo ligero, cómodo y con una reproducción de los movimientos precisa, y observando los resultados obtenidos, se puede decir que estos objetivos han sido posibles.

Finalmente, se ha llegado a la conclusión de que una prótesis fabricada mediante impresión 3D tiene mejores cualidades que el resto, sobre todo en cuanto a tiempo de fabricación y coste, siendo éstos muy inferiores.

- **Trabajos futuros:**

- Optimización del prototipo de la prótesis canina
- Parametrización del diseño para facilitar la adaptación a otros perros
- Utilización de un escáner de mayor precisión, esto ayudará a obtener una forma del encaje óptima.
- Precisar el diseño a partir de los parámetros de escaneo.
- Preparación del muñón para una mejor sujeción.

## 2.11. BIBLIOGRAFÍA

- [1] F. Bono, «El País,» 2019. [En línea]. Available: [https://elpais.com/politica/2019/05/16/actualidad/1558033959\\_289970.html](https://elpais.com/politica/2019/05/16/actualidad/1558033959_289970.html). [Último acceso: 11 Marzo 2021].
- [2] A. Freiwalda, A. Litstera y W. H., «Survey to investigate pet ownership and attitudes to pet care in metropolitan Chicago dog and/or cat owners,» *Preventive Veterinary Medicine*, vol. 115, pp. 198-204, 2014.
- [3] «statista,» 2020. [En línea]. Available: <https://es.statista.com/estadisticas/571027/hogares-con-un-perro-como-mascota-por-pais/>. [Último acceso: 28 Abril 2021].
- [4] «Fundación Affinity,» 2017. [En línea]. Available: <https://www.fundacion-affinity.org/perros-gatos-y-personas/busco-una-mascota/las-cifras-del-abandono-de-perros-y-gatos-aun-lejos-de>. [Último acceso: 11 Marzo 2021].
- [5] «20minutos,» 2016. [En línea]. Available: <https://www.20minutos.es/noticia/2696317/0/silla-ruedas/animales-perros-discapacitados/angeles-caidos-facebook/>. [Último acceso: 11 Marzo 2021].
- [6] «Globovisión,» 2019. [En línea]. Available: <https://globovision.com/article/conozca-como-cuidar-a-su-mascota-en-caso-de-discapacidad>. [Último acceso: 11 Marzo 2021].
- [7] ACVS, «Limb amputation,» [En línea]. Available: <https://www.acvs.org/small-animal-es/limb-amputation#:~:text=Resumen%3A,un%20problema%20para%20la%20mascota..> [Último acceso: 11 Marzo 2021].



- [8] [En línea]. Available: <http://imprimalia3d.com/recursosimpresion3d/puppy-prosthetic-custom-3d-printed-dog-prosthetic-pr-tesis-medida-perros>. [Último acceso: 11 Mayo 2021].
- [9] Ortocanis, [En línea]. Available: <https://www.ortocanis.com/es/ortesis-caninas/255-protesis-para-perro.html>. [Último acceso: 11 Marzo 2021].
- [10] «FRAX3D,» 2016. [En línea]. Available: <https://www.frax3d.com/protesis-impresas-en-3d-para-animales>. [Último acceso: 11 Marzo 2021].
- [11] Britannica, T. Editors of Encyclopaedia, «"Prosthesis." Encyclopedia Britannica,» 1 Julio 2019. [En línea]. Available: <https://www.britannica.com/science/prosthesis>. [Último acceso: 18 Marzo 2021].
- [12] «Medical EXPO,» [En línea]. Available: <https://www.medicalexpo.es/prod/bauerfeind/product-67731-465298.html>. [Último acceso: 18 Marzo 2021].
- [13] UFV Madrid, [En línea]. Available: <https://formacionmedicaufv.es/t%c3%adtulo/master-en-ortesis-protesis-y-ayudas-tecnicas/#m-03-2021>. [Último acceso: 18 Marzo 2021].
- [14] «Orthoinfo,» [En línea]. Available: <https://orthoinfo.aaos.org/es/treatment/reemplazo-total-de-cadera-total-hip-replacement/>. [Último acceso: 10 Mayo 2021].
- [15] [En línea]. Available: <https://miopiniondeportiva.wordpress.com/2012/02/28/>. [Último acceso: 10 Mayo 2021].
- [16] K. Norton, «A Brief History of Prosthetics,» *inMotion*, vol. 17, nº 7, pp. 1-5, 2007.
- [17] A. Forssmann, «Historia National Geographic,» National Geographic, 20 Junio 2017. [En línea]. Available:

[https://historia.nationalgeographic.com.es/a/sofisticacion-antiguo-egipto-protesis-hace-3000-anos\\_11639](https://historia.nationalgeographic.com.es/a/sofisticacion-antiguo-egipto-protesis-hace-3000-anos_11639). [Último acceso: 18 Marzo 2021].

[18] «Science Museum London,» [En línea]. Available: <https://i.pinimg.com/736x/94/39/50/9439502a8c2a3f5193e552b1a68b42cb--science-museum-london-england.jpg>. [Último acceso: 10 Mayo 2021].

[19] [En línea]. Available: <https://www.timetoast.com/timelines/historia-de-las-protesis-d972803b-81fd-4062-99bb-9328eb572dcd>. [Último acceso: 28 Abril 2021].

[20] [En línea]. Available: [https://upload.wikimedia.org/wikipedia/commons/6/68/Pare,\\_Hand,\\_showing\\_mechanical\\_movement,\\_Wellcome\\_L0005772.jpg](https://upload.wikimedia.org/wikipedia/commons/6/68/Pare,_Hand,_showing_mechanical_movement,_Wellcome_L0005772.jpg). [Último acceso: 11 Abril 2021].

[21] [En línea]. Available: <https://prosthetics.umwblogs.org/files/2009/04/pare-edited.jpg>. [Último acceso: 10 Mayo 2021].

[22] [En línea]. Available: <https://i.pinimg.com/originals/e6/53/1c/e6531c66d4ec3e7e57d0a3349e3710fc.jpg>. [Último acceso: 10 Mayo 2021].

[23] «Todocoleccion,» [En línea]. Available: <https://www.todocoleccion.net/antiguedades-tecnicas/exvoto-protesis-antigua-pierna-ortopedica-primera-guerra-mundial-1912~x57438898>. [Último acceso: 11 Abril 2021].

[24] «Protesis y Avances Tecnológicos,» 27 Junio 2013. [En línea]. Available: <http://proto-tec.blogspot.com/2013/06/protesis-y-avances-tecnologicos.html>. [Último acceso: 11 Abril 2021].

[25] O. Rivera-Gracia, «Historia de la medicina veterinaria,» *REDVET-Revista Electronica de Veterinaria*, vol. 10, nº 5B, pp. 1-4, 2009.

- [26] G. Muller y A. Glass, «Diseases of the dog and their treatment,» *Alexander Eger*, pp. 323-336, 1911.
- [27] O. Félix-Sánchez, «Los veterinarios y la medicina,» *Revista Medica de Rosario*, pp. 150-151, 2008.
- [28] J. De La Fuente, F. Garcia, D. Prandi, J. Franch y T. Peña, «Displasia de cadera en el perro estado actual,» *Clínica Veterinaria de pequeños animales*, vol. 17, nº 2, pp. 78-92, 1997.
- [29] E. Anthes, «Wired,» 27 Septiembre 2011. [En línea]. Available: <https://www.wired.com/2011/09/ff-animalprosthetics/amp>. [Último acceso: 17 Marzo 2021].
- [30] C. Perris, «Enciclopedia Completa de las Aves,» *Ed. Libsa*, pp. 270-280, 2011.
- [31] «La Reserva,» 8 Julio 2009. [En línea]. [Último acceso: 18 Marzo 2021].
- [32] El Universal, 25 Octubre 2018. [En línea]. Available: <https://www.eluniversal.com.mx/ciencia-y-salud/tecnologia/un-cocodrilo-recupero-su-cola-con-una-protesis-impresa-en-3d>. [Último acceso: 2021 Marzo 18].
- [33] A. Roth, «National Geographic,» 5 Noviembre 2020. [En línea]. Available: <https://www.nationalgeographic.es/animales/2018/10/asi-viven-los-animales-cuando-pierden-una-pata>. [Último acceso: 18 Marzo 2021].
- [34] M. Aguilar, «Muyinteresante,» 28 Julio 2017. [En línea]. Available: <https://www.muyinteresante.es/mascotas/fotos/protesis-para-animales-una-nueva-oportunidad/un-camello-feliz>. [Último acceso: 18 Marzo 2021].
- [35] J. Font y J. M. Colsa, «Estudio retrospectivo de 65 prótesis de cadera cementadas en perros,» *Clínica Veterinaria de Pequeños Animales*, vol. 26, nº 3, pp. 257-267, 2006.



- [36] A. Sánchez-Carmona, R. Zuñiga-Alarcón, J. Bellver-Jiménez y J. L. Martínez-Morán, «Protesis de cadera no cementada,» *Revista de la Asociación Madrileña de Veterinarios de Animales de Campaña*, nº 13, pp. 4-15, 2006.
- [37] Medical EXPO, «BioMedtrix,» [En línea]. Available: <https://www.medicalexpo.es/prod/biomedtrix/product-79724-789845.html>. [Último acceso: 18 Marzo 2021].
- [38] I. Ortega Sánchez-Diezma, J. Trobo Muñiz y F. San Román Ascaso, «Prótesis como solución en fractura de caninos.,» *Clinica veterinaria de pequeños animales*, vol. 13, nº 1, pp. 23-28, 1993.
- [39] «Centro Veterinario GALAPAGO,» 11 Marzo 2015. [En línea]. Available: <http://www.cvgalapago.es/blog/fracturas-dentales/>. [Último acceso: 1 Abril 2021].
- [40] C. Lima Netto, «Manual de la salud canina,» *Editorial Hispano Europea S. A.*, pp. 8-12, 2002.
- [41] D. Diaz, «recreoviral,» [En línea]. Available: <https://www.recreoviral.com/animales/animales-que-tuvieron-una-segunda-opportunidad-de-vivir/>. [Último acceso: 18 Marzo 2021].
- [42] R. L. Drake, A. W. Vogl y A. W. M. Mitchel, «GRAY Anatomía para estudiantes,» *ED. Elsevier*, p. 4, 2010.
- [43] «Alberzana Perro de Agua Español,» 5 Octubre 2011. [En línea]. Available: <http://alberzana.blogspot.com/p/caracteristicas-fisicas-del-perro-de.html>. [Último acceso: 1 Abril 2021].
- [44] L. Perez, «Traumatología y Cirugía Ortopédica Veterinaria,» 10 diciembre 2010. [En línea]. Available: <http://satcov.blogspot.com/2010/12/fractura-distal-de-femur-en-perro.html>. [Último acceso: 5 Mayo 2021].



- [45] «Juega con tu perro,» 7 Febrero 2019. [En línea]. Available: <https://juegacontuperro.com/2019/02/05/a-mi-perro-le-amputaron-una-pata/>. [Último acceso: 5 Mayo 2021].
- [46] A. Rubio de Francia, A. Chico y I. Durall, «Aproximación a los problemas ortopédicos más frecuentes,» *AVEPA Formacion continuada*, pp. 4-47, 2012.
- [47] J. Cartagena, S. Moya, J. Engel, J. Borrego y S. Kamu, «Portal Veterinaria,» 14 Agosto 2009. [En línea]. Available: [https://www.portalveterinaria.com/articoli/articulos/16154/diagnostico-y-tratamiento-del-osteosarcoma-canino.html#:~:text=El%20osteosarcoma%20canino%20\(OSA\)%20es,m%C3%A1s%20com%C3%BAn%20en%20el%20perro.&text=Las%20razas%20de%20gran%20tama%C3%B1o,osteosarc](https://www.portalveterinaria.com/articoli/articulos/16154/diagnostico-y-tratamiento-del-osteosarcoma-canino.html#:~:text=El%20osteosarcoma%20canino%20(OSA)%20es,m%C3%A1s%20com%C3%BAn%20en%20el%20perro.&text=Las%20razas%20de%20gran%20tama%C3%B1o,osteosarc). [Último acceso: 5 Mayo 2021].
- [48] J. Leis, «ARTROVET,» 18 Mayo 2014. [En línea]. Available: <http://artrovet.blogspot.com/2014/05/tratamiento-del-osteosarcoma-en-perros.html>. [Último acceso: 5 Mayo 2021].
- [49] J. Lajara, «Osteosarcoma y Citología: Un Hueso no tan Duro de Roer...!»,» *Revista veterinaria argentina*, pp. 1-6, 2011.
- [50] R. Sikes, «Postoperative management of the neurosurgical patient,» *Probl Vet Med.*, vol. 3, pp. 467-477, 1989.
- [51] «Misanimales,» 6 Diciembre 2019. [En línea]. Available: <https://misanimales.com/patas-hinchadas-perros-causas-sintomas/>. [Último acceso: 5 Mayo 2021].
- [52] «Mini Pinscher,» [En línea]. Available: <https://www.pinscher-miniatura.com/legg-calve-perthes/>. [Último acceso: 5 Mayo 2021].



- [53] M. Rodríguez, «Noticias de perros,» 29 Junio 2019. [En línea]. Available: <https://noticiasdeperros.com/20/salud-enfermedades/>. [Último acceso: 6 Mayo 2021].
- [54] S. José, «La Nación,» 18 Diciembre 2014. [En línea]. Available: <https://www.nacion.com/tecnologia/derby-el-perro-corre-gracias-a-patas-impresas-en-3d/GQQ5MLD3CRGPTAVRHZDVINC7LQ/story/>. [Último acceso: 6 Mayo 2021].
- [55] D. Millis y D. Levine, «Canine Rehabilitation and Physical Therapy,» *Ed. Elsevier*, pp. 47-52, 2004.
- [56] G. Lopez, Enero 2016. [En línea]. Available: <https://tesis.ipn.mx/jspui/bitstream/123456789/21727/1/Analisis%20numerico%20y%20experimental%20de%20un%20prototipo%20de%20protesis%20canina%20para%20extremidad%20posterior.pdf>. [Último acceso: 1 Abril 2021].
- [57] «Wikipedia,» 20 Septiembre 2020. [En línea]. Available: [https://es.wikipedia.org/wiki/Hueso\\_ilion](https://es.wikipedia.org/wiki/Hueso_ilion). [Último acceso: 1 Abril 2021].
- [58] 21 Agosto 2013. [En línea]. Available: <https://es.slideshare.net/AndresBriceo2/clase-4-anatoma>. [Último acceso: 1 Abril 2021].
- [59] «Medical EXPO,» [En línea]. Available: <https://www.medicalexpo.com/prod/nacional-ossos/product-118326-820918.html>. [Último acceso: 1 Abril 2021].
- [60] A. Micheau y D. Hoa, 26 Febrero 2020. [En línea]. Available: <https://www.imaios.com/es/vet-Anatomy/Perro/Perro-Tarso-TAC>. [Último acceso: 1 Abril 2021].
- [61] 19 Enero 2016. [En línea]. Available: <http://perrosysusrazas.com/anatomia-del-perro-parte-2/>. [Último acceso: 1 Abril 2021].



- [62] R. L. Gillete y T. Angle, «Canine Locomotion Analysis,» *Canine Rehabilitation and Physical Therapy*, pp. 201-209, 2004.
- [63] «ORTHOPEDECS & ANESTHESIA,» 8 Julio 2016. [En línea]. Available: <https://veteriankey.com/canine-locomotion-analysis/>. [Último acceso: 1 Abril 2021].
- [64] T. Angle, R. Gillette y W. Weimar, «Kinematic analysis of maximal movement initiation in Greyhounds,» *Australian Veterinary Journal*, vol. 90, pp. 60-68, 2012.
- [65] «Juega con tu Perro,» 14 Septiembre 2016. [En línea]. Available: <https://juegacontuperro.com/2019/02/05/a-mi-perro-le-amputaron-una-pata/>. [Último acceso: 15 Abril 2021].
- [66] 13 Marzo 2012. [En línea]. Available: <http://masque4patas.blogspot.com/2012/03/puma-perra-doberman-con-protesis-patas.html>. [Último acceso: 15 Abril 2021].
- [67] F. Rios, 2020. [En línea]. Available: <https://fedriosdesign.com/felix-canine-prosthetics>. [Último acceso: 15 Abril 2021].
- [68] «efmo,» [En línea]. Available: <https://efmo.com/rodilla-3w010>. [Último acceso: 18 Abril 2021].
- [69] «ORLIMAN,» [En línea]. Available: <https://www.orliman.com/producto/rodilla-policentrica-de-4-ejes/>. [Último acceso: 18 Abril 2021].
- [70] B. Bolt, «¿Que es la geometria?,» *Suma*, nº 29, pp. 12-16, 1998.
- [71] «Wikipedia,» 21 Octubre 2020. [En línea]. Available: [https://es.wikipedia.org/wiki/Mecanismo\\_de\\_cuatro\\_barras](https://es.wikipedia.org/wiki/Mecanismo_de_cuatro_barras). [Último acceso: 29 Abril 2021].



- [72] «Comarfi,» [En línea]. Available: <https://www.comarfi.com/es/complementos-varios/goma-eva-en-rollo-de-09x15-metros-5566.html>. [Último acceso: 1 Mayo 2021].
- [73] «Tecnología de los plásticos,» 21 Junio 2012. [En línea]. Available: <https://tecnologiadelosplasticos.blogspot.com/2012/06/etilvinilacetato-eva.html#:~:text=El%20material%20tiene%20buena%20claridad,resistencia%20a%20la%20radiaci%C3%B3n%20UV..> [Último acceso: 1 Mayo 2021].
- [74] «Material Mundial,» [En línea]. Available: <https://www.materialmundial.com/acero-inoxidable-ss-astm-sae-aisi-304-ficha-tecnica/>. [Último acceso: 6 Mayo 2021].
- [75] «HESKINS,» [En línea]. Available: <https://www.heskins.es/products/grueso-safety-grip#colours>. [Último acceso: 3 Mayo 2021].
- [76] «Goodfellow,» [En línea]. Available: <http://www.goodfellow.com/S/Poliamida-Nilon-6.html>. [Último acceso: 3 Mayo 2021].
- [77] «VELCRO,» [En línea]. Available: <https://www.velcro.es/products/ties-and-straps/adjustable-straps/?sku>. [Último acceso: 8 Mayo 2021].