



UNIVERSITAT
POLITÈCNICA
DE VALÈNCIA



Trabajo Fin de Grado

Grado en Ingeniería Mecánica

ETSID, Universidad Politécnica de Valencia

DISEÑO Y CÁLCULO DE UNA PRÓTESIS CANINA

Alumno: Carlos Sabater Fernández

Tutor: Andrés Rovira Cardete

Curso 2018 – 2019

Valencia, Julio de 2019

Me gustaría agradecer a mis padres y a mi hermano todo el apoyo recibido durante estos últimos años.

En segundo lugar, a mi pareja y a mis amigos por disfrutarme en los buenos momentos y aguantarme en los no tan buenos.

Gracias

RESUMEN

El objetivo principal del siguiente trabajo fin de grado es el desarrollo de un prototipo de prótesis de perro de pata delantera imprimible en 3D. Para ello, ha sido necesario un estudio previo sobre la ortopedia animal en general y la canina en particular.

Una vez analizado el mercado actual de las prótesis para perros, se ha propuesto un diseño realizado con el *software* Siemens NX que, complementado con una detallada selección de materiales, se ha conseguido aportar un diseño ligero, práctico y cómodo.

A continuación, se ha planteado un análisis sobre la cinemática del perro para obtener las ecuaciones del movimiento necesarias para la programación de un modelo dinámico. Se ha implementado un modelo dinámico en el *software* comercial MSC Adams, donde se ha realizado un análisis dinámico inverso con la finalidad de obtener los casos de carga que la prótesis diseñada ha de soportar.

Finalmente, una vez obtenidos los distintos casos de carga y una geometría que los vaya a soportar, mediante la utilización del programa Ansys Workbench se han realizado una serie de cálculos de Elementos Finitos que han servido para la validación del prototipo diseñado.

RESUM

L'objectiu principal del següent treball fi de grau és el desenvolupament d'un prototip de pròtesi de gos de pota davantera imprimible en 3D. Per a això, ha sigut necessari un estudi previ sobre l'ortopèdia animal en general i la canina en particular.

Analitzant el mercat actual de les pròtesis per a gossos, s'ha proposat un disseny realitzat amb el programa Siemens NX que, complementat amb una detallada selecció de materials, s'ha aconseguit aportar un disseny lleuger, pràctic i còmode.

A continuació, s'ha plantejat un anàlisi sobre la cinemàtica del gos per a obtindre les equacions del moviment necessàries per a la programació d'un model dinàmic. S'ha implementat un model dinàmic en el programa comercial MSC Adams, on s'ha realitzat un anàlisi dinàmic invers amb la finalitat d'obtindre els casos de càrrega que la pròtesi dissenyada ha de suportar.

Finalment, una vegada obtinguts els distints casos de càrrega i una geometria que els vaja a suportar, per mitjà de la utilització del programa Ansys Workbench s'han realitzat una sèrie de càlculs d'Elements Finitos que han servit per a la validació del prototip dissenyat.

ABSTRACT

The main goal of the following final degree project is the development of a forelimb dog's prosthesis which can be manufactured by 3D printing technologies. In order to achieve this goal, a previous research about animal prosthetics in general and canine prosthetics in particular has been necessary.

Once the current market has been analysed, a design made with the software Siemens NX has been proposed. After that, some details about the materials that will be used on it has been explained and finally it has been showed up a light, useful and comfortable prototype.

Then, a kinematic analysis has been performed to obtain the equations of a dog's movements which will be necessary for the programming of a dynamic model. The model and the inverse dynamic analysis have been implemented on the software MSC Adams. The inverse dynamic analysis is necessary to obtain the different load cases that the designed prosthesis has to resist.

Finally, once the different load cases and a geometry to hold them have been obtained, making use of the software Ansys Workbench it has been carried out some Finite Element Method calculations which have been used for the validation of the designed prototype.

Tabla de contenidos:

<i>RESUMEN</i>	i
<i>RESUM</i>	ii
<i>ABSTRACT</i>	iii
Tabla de ilustraciones.....	3
MEMORIA	5
1. Objetivos	7
2. Justificación	7
2.1 Justificación académica.....	7
2.2 Justificación técnica.....	8
3. Estructura del trabajo.....	8
4. Introducción	11
4.1 ¿Prótesis u Órtesis?.....	12
4.2 Historia de las prótesis.....	15
4.3 Precedentes de prótesis en animales	18
4.4 Prótesis en canes.....	21
5. Estudio de alternativas.....	22
6. Descripción de la solución adoptada	25
6.1 Materiales	25
6.2 Método de sujeción de la prótesis.....	29
6.3 Ergonomía	30
6.4 Forma del apoyo.....	30
7. Análisis de la marcha canina	31
7.1 Zoometría canina	31
7.2 Estudio del miembro anterior	32
7.2.1 La escápula	32
7.2.2 El húmero	33
7.2.3 Radio y cúbito.....	33
7.2.4 Carpo y metacarpo.....	34
7.2.5 Falanges.....	35
7.3 Locomoción canina.....	36
7.3.1 El Paso	36
7.3.2 El Trote	36
7.3.3 El Galope.....	38

7.4	Análisis cinemático del miembro anterior	38
8.	Modelo dinámico	40
8.1	Modelo de barras	40
8.2	Fuerzas de contacto	41
8.3	Programación de los movimientos.....	41
8.3.1	Funciones temporales	42
8.3.2	Funciones de movimiento	43
8.4	Dinámica inversa	45
9.	Cálculo MEF	48
9.1	Preparación del modelo CAD	48
9.2	Material y propiedades	48
9.3	Mallado de la pieza	49
9.4	Cálculo estático	50
9.4.1	Condiciones de contorno	50
9.4.2	Solución	51
9.4.3	Análisis de resultados.....	51
9.5	Cálculo modal.....	53
9.5.1	Condiciones de contorno	53
9.5.2	Solución	53
9.5.3	Análisis de los resultados	56
10.	Diseños paramétricos.....	57
10.1	Optimización modelo CAD	57
10.2	Modelo dinámico paramétrico.....	58
11.	Conclusiones y desarrollos futuros	59
12.	Referencias.....	60
	PLIEGO DE CONDICIONES	63
1.	Condiciones de ejecución del proyecto	65
1.1	Condiciones de los equipos utilizados.....	65
1.1.1	Hardware	65
1.1.2	Software	66
1.2	Condiciones del modelo	66
1.2.1	MSC Adams View.....	67
1.2.2	Ansys Workbench.....	67
1.3	Condiciones del prototipo	68
1.3.1	Condiciones de fabricación	68
1.3.2	Condiciones de montaje.....	68

PRESUPUESTO	69
1. Introducción	71
1.1 Mano de obra.....	71
1.2 Gastos indirectos.....	72
1.3 Software, hardware y amortizaciones	72
1.4 Gastos generales y derivados.....	75
1.5 Resumen de los costes totales	75
PLANOS	77

Tabla de ilustraciones

FIGURA 1: EJEMPLO PRÓTESIS ACTUAL [28].....	8
FIGURA 2: PRIMER DISEÑO CONCEPTUAL.....	9
FIGURA 3: ESTUDIO ANATOMÍA CANINA [29].....	9
FIGURA 4: SOFTWARE COMERCIAL ADAMS VIEW	10
FIGURA 5: SOFTWARE COMERCIAL ANSYS	10
FIGURA 6: RADIOGRAFÍA DE UN CODO DE PERRO CON DISPLASIA [2].....	11
FIGURA 7: CONCHA DE CANGREJO ERMITAÑO IMPRESA EN 3D [3].....	12
FIGURA 8: EJEMPLO DE ACABADOS ESTÉTICOS EN PRÓTESIS [4]	13
FIGURA 9: EJEMPLO ÓRTESIS DE RODILLA [5]	14
FIGURA 10: EVOLUCIÓN DE LAS PRÓTESIS HUMANAS [6].....	15
FIGURA 11: MANO MECÁNICA AMBROISE PARÉ [7].....	16
FIGURA 12: PIERNA DE MADERA CON RÓTULA ARTIFICIAL [11]	17
FIGURA 13: PRÓTESIS ACTUAL ACTIVADA MEDIANTE ESTÍMULOS NERVIOSOS [12].....	18
FIGURA 14: TUCÁN GRECIA ANTES Y DESPUÉS DE LA PRÓTESIS. [13].....	19
FIGURA 15: PRÓTESIS DENTAL BOVINA [14]	20
FIGURA 16: PRÓTESIS DE ALETA CAUDAL [19]	20
FIGURA 17: PRÓTESIS APLICADAS A DIFERENTES ESPECIES DE CUADRÚPEDOS. [7].....	21
FIGURA 18: IMÁGENES DE PRÓTESIS USANDO DISTINTOS DISEÑOS Y MATERIALES. (A) DISEÑO TIPO BALLESTA HECHA DE MATERIALES COMPUESTOS. (B) DISEÑO EN METAL USANDO CILINDROS CONCÉNTRICOS Y CON UNA TERMINACIÓN DE GOMA. (C) DISEÑO TIPO BALANCÍN FABRICADA CON MATERIALES PLÁSTICOS [16]	22
FIGURA 19: EJEMPLO 1 [17]	23
FIGURA 20: EJEMPLO 2 [18]	23
FIGURA 21: EJEMPLO 3 [19]	24
FIGURA 22: PROTOTIPO CAD	25
FIGURA 23: ROLLOS DE GOMA EVA [22].....	27
FIGURA 24: ROLLO DE CAUCHO ANTIDESLIZANTE [23]	27
FIGURA 25: CORREA DE VELCRO DE LUMINOX[24].....	29
FIGURA 26: PAREDES LATERALES DEL MODELO CAD	29
FIGURA 27: PERFIL DISEÑO CAD	30
FIGURA 28: REPRESENTACIÓN GRÁFICA DE MEDIDAS ZOOMÉTRICAS [7]	31
FIGURA 29: ESQUELETO VISTO DE FRENTE [21]	32
FIGURA 30: LA ESCÁPULA Y SUS PARTES [21]	33
FIGURA 31: HÚMERO IZQUIERDO DE UN PERRO [21]	33

FIGURA 32: ANTEBRAZO IZQUIERDO DE UN PERRO [21].....	34
FIGURA 33: CARPO, METACARPO Y FALANGES FIGURA 21[21].....	34
FIGURA 34: HUESOS DEL PIE CANINO [21]	35
FIGURA 35: TIPOS DE PISADA CANINA [21]	35
FIGURA 36: PISADAS DE UN PERRO DURANTE EL PASO [20].....	36
FIGURA 37: A. DIAGRAMA DE PISADAS DEL TROTE // B. TROTE EFICIENTE DE UN PERRO [20].....	37
FIGURA 38: DIAGRAMA DE PISADAS EN EL GALOPE. [20]	38
FIGURA 39: ESTUDIO CINEMÁTICO DE UN CICLO	39
FIGURA 40: PRIMERA APROXIMACIÓN CINEMÁTICA.....	39
FIGURA 41: MODELO DE BARRAS	40
FIGURA 42: DISTRIBUCIÓN DE PARES R (VISTO EN PLANTA).....	41
FIGURA 43: FUNCIONES TIME03 Y TIME07	42
FIGURA 44: FUNCIONES TEMPS_PATAS1 Y TEMPS_PATAS2.....	43
FIGURA 45: CÓDIGO FUNCIÓN MOVCOD1	43
FIGURA 46: CÓDIGO FUNCIÓN MOVCOD2	43
FIGURA 47: MOVIMIENTO DE LA CADERA MOVCAD	44
FIGURA 48: CONJUNTO DE MOVIMIENTOS	44
FIGURA 49: ANÁLISIS DE FUERZAS DURANTE LA SIMULACIÓN.....	45
FIGURA 50: FUERZA NORMAL.....	46
FIGURA 51: FUERZA DE ROZAMIENTO EN Z (TRANSVERSAL A LA MARCHA)	46
FIGURA 52: FUERZA DE ROZAMIENTO EN X (PARALELA CON LA MARCHA)	46
FIGURA 53: MODELO CAD SIMPLIFICADO.....	48
FIGURA 54: MALLADO H-ADAPTATIVO	49
FIGURA 55: DESPLAZAMIENTOS RESTRINGIDOS	50
FIGURA 56: ZONA DE APLICACIÓN DE LAS FUERZAS.....	50
FIGURA 57: TENSIÓN DE VON MISES.....	51
FIGURA 58: REDUCCIONES DE PESO	52
FIGURA 59: RADIOS 10 MM	52
FIGURA 60: GRÁFICA FRECUENCIAS NATURALES	53
FIGURA 61: PRIMER MODO DE VIBRACIÓN	54
FIGURA 62: SEGUNDO MODO DE VIBRACIÓN	54
FIGURA 63: TERCER MODO DE VIBRACIÓN.....	55
FIGURA 64: CUARTO MODO DE VIBRACIÓN.....	55
FIGURA 65: QUINTO MODO DE VIBRACIÓN.....	55
FIGURA 66: SEXTO MODO DE VIBRACIÓN	55
FIGURA 67: HERRAMIENTA EXPRESSIONS.....	57
FIGURA 68: PARAMETRIZACIÓN DE LA MASA.....	58

Nota: Todas las figuras que no lleven adjuntas una referencia es porque son de creación propia. El origen del resto de figuras puede encontrarse en el apartado Referencias.

1

MEMORIA

1. Objetivos

El principal objetivo de este proyecto es alcanzar el diseño de una prótesis pasiva de miembro anterior para perros que sea funcional, fácilmente adaptable, fabricable mediante tecnologías de impresión 3D, resistente y económica.

Para ello, son necesarios el desarrollo y cumplimiento de una serie de objetivos específicos, citados a continuación:

- Investigación acerca del mercado de las prótesis caninas.
- Aprendizaje sobre la anatomía y biomecánica canina. En especial, análisis de la pisada.
- Modelar mecánicamente la extremidad anterior de un perro de unas características dadas.
- Diseño y cálculo de la prótesis.
- Análisis de resultados.
- Realizar un estudio de mercado para ver la posible repercusión que tendría el producto en caso de ser comercializado.

2. Justificación

2.1 Justificación académica

La Normativa marco de Trabajo Fin de Grado y Fin de Máster de la Universitat Politècnica de València [1], texto consolidado y aprobado por el Consejo de Gobierno en su sesión de 7 de marzo de 2013 y modificado posteriormente el 29 de enero de 2018, 28 de mayo de 2015, 21 de diciembre de 2017 y el 13 de marzo de 2018, establece que:

“La práctica totalidad de los estudios organizados en ciclos ofertados por la Universitat Politècnica de València, anteriores a la adaptación al Espacio Europeo de Educación Superior, incluían en su currículo la elaboración de un proyecto o trabajo fin de carrera, adaptado a las especificidades del título en cuestión, para completar los estudios. La regulación de los peculiares aspectos que envuelven a esta actividad docente ha sido resuelta mediante diferentes normativas o reglamentos aprobados en los Centros.”

Por otra parte, el RD 1393/2007, por el que se establece la ordenación de las enseñanzas universitarias oficiales, modificado por el RD 861/2010 dispone, con carácter general, que todos los títulos oficiales “concluirán con la elaboración y defensa” de un Trabajo Fin de Grado (TFG) o Trabajo Fin de Máster (TFM), según el caso. Adicionalmente las órdenes ministeriales por las que se establecen los requisitos que deben cumplirse para la verificación de los títulos oficiales que habilitan para las profesiones de Arquitecto, Arquitecto Técnico, Ingeniero o Ingeniero Técnico también incluyen prescripciones generales relativas a la naturaleza de los TFG o TFM, condiciones para su presentación y defensa y, en algún caso, composición del tribunal calificador.

2.2 Justificación técnica

Lo que se pretende principalmente con el desarrollo de este proyecto es poder hacer accesibles las prótesis animales para la mayoría y por tanto disminuir el número de abandonos en animales domésticos por culpa de los desorbitados precios que encontramos hoy en día en este sector.

Gracias a herramientas CAD (Computer Aided Design) y CAE (Computer Aided Engineering) se pueden obtener prototipados de prótesis animales con un diseño totalmente paramétrico, imprimibles en 3D y rápidamente adaptables.

Una de las motivaciones que me ha llevado a realizar este proyecto es la posibilidad de tratar distintos campos de los estudiados a lo largo de la carrera, como la realización de análisis dinámicos, el uso práctico del método de los elementos finitos o el diseño asistido por ordenador.

3. Estructura del trabajo

Para alcanzar cada uno de los objetivos fijados por este proyecto se han de recorrer y desarrollar una serie de puntos sin los cuales no se alcanzaría el resultado deseado.

En primer lugar, se ha de realizar un estudio sobre el mercado actual de prótesis animales en general y caninas en particular (Figura 1). De este modo, se buscarán y se analizarán cuáles son las características principales que debe tener una buena prótesis canina.

Centrando este análisis en los materiales utilizados en las exoprótesis caninas actuales, en los métodos de apoyo y sujeción además de en la ergonomía del animal, se podrá proponer más tarde un buen primer prototipo.



Figura 1: Ejemplo prótesis actual [28]



Una vez analizado el mercado de prótesis actual, el segundo paso será la propuesta de una prótesis que cumpla con todos los requisitos especificados durante la redacción del proyecto.

En este apartado, no solo se mostrará un diseño CAD (Computer Aided Design), sino que la solución adoptada vendrá complementada con una serie de comentarios que justifiquen la geometría diseñada.

Además, el diseño aportado se complementará con una minuciosa selección de materiales que convertirán un simple modelo 3D (Figura 2) en una solución ingenieril completa.

Figura 2: Primer diseño conceptual

El tercer paso consistirá en un breve análisis de la anatomía canina (Figura 3), profundizando en la estructura del miembro anterior. De este modo, se conseguirán unos conocimientos base necesarios para la comprensión y análisis de la cinemática de un perro.

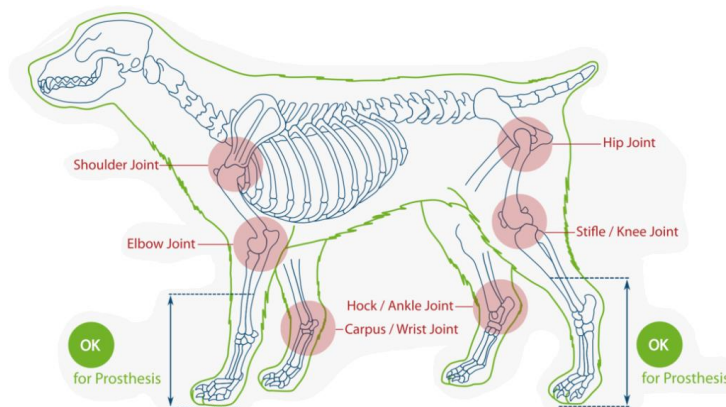


Figura 3: Estudio anatomía canina [29]

A continuación, se obtendrán las ecuaciones del movimiento correspondientes al miembro anterior canino y se implementará un modelo de simulación dinámica haciendo uso del software comercial MSC Adams View (Figura 4).

Con la finalidad de realizar un análisis dinámico lo más cercano a la realidad posible, se asignarán masas a los distintos cuerpos de forma que simulen la distribución de pesos de un Pastor Alemán de 35 kg.

Una vez conseguido el modelado dinámico de la marcha del animal, se realizará una dinámica inversa a partir de la cual se obtendrán los distintos casos de carga que la prótesis deberá resistir durante la marcha del animal.

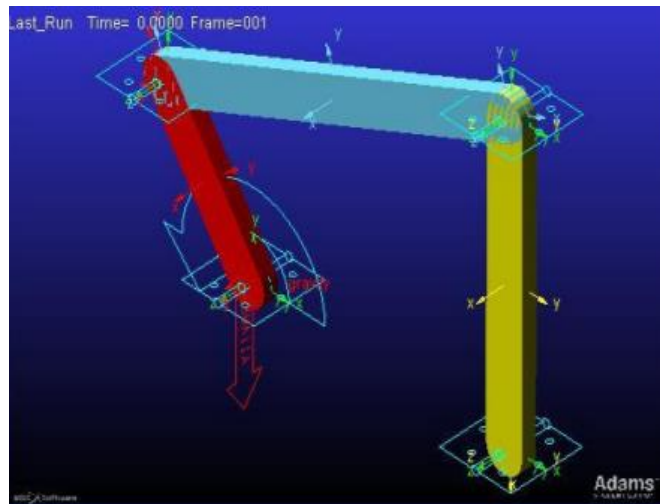


Figura 4: Software comercial Adams View

Finalmente, y a modo de verificación, combinando el modelo CAD junto con los distintos casos de carga obtenidos de la simulación dinámica se realizará un cálculo mediante el Método de los Elementos Finitos.

Este cálculo se llevará a cabo con el software comercial Ansys (Figura 5). Se realizarán un cálculo estático, se comprobará la resistencia a fatiga a 10^7 ciclos y finalmente se realizará un cálculo modal en el cual se analizarán los distintos modos de vibración de la prótesis diseñada.

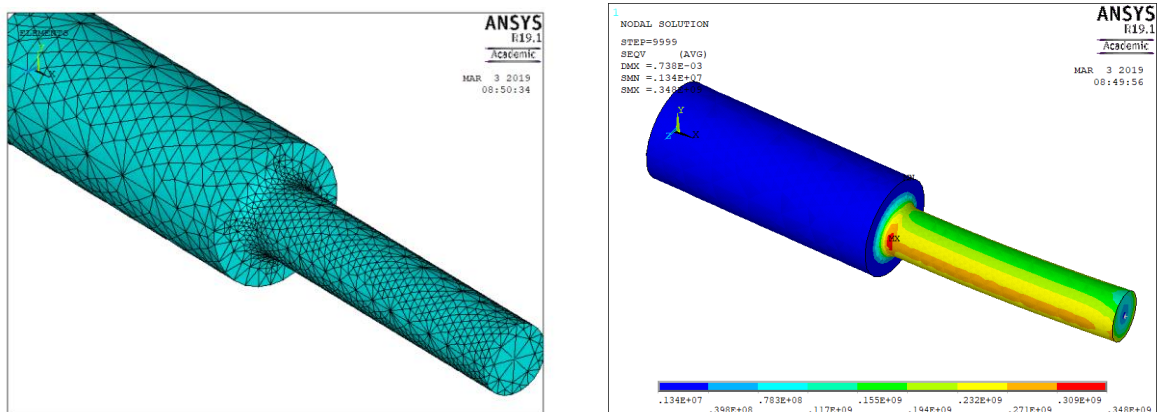


Figura 5: Software comercial Ansys

4. Introducción

En estos últimos años la consciencia por el bienestar y cuidado animal dentro de nuestra sociedad ha aumentado notablemente. Esto se debe a que, dado un mayor conocimiento sobre sus cuidados, el número de animales domésticos se ha disparado alcanzando cifras muy altas. En concreto, el perro, considerado entre la población occidental como el animal de compañía por excelencia, se encuentra en el 26% de los hogares de nuestro país lo que se traduce en 12 millones de perros tan solo en España.

Al mismo tiempo, miles de perros son sacrificados diariamente en perreras tras haber sufrido abandonos por parte de sus familias. Los motivos principales por los que se abandona un perro son mal comportamiento, cambios de domicilio, fin de la temporada de caza y principalmente que un perro haya lesión que le provoque alguna discapacidad cuyos cuidados requieran de un esfuerzo económico el cual no todo el mundo se puede permitir.

Al igual que en los humanos, existen numerosas discapacidades en este animal. Estas carencias se clasifican en dos grupos: aquellas que son sufridas desde el nacimiento del animal, como la ceguera, o aquellas que han aparecido tras una enfermedad o accidente. Como ejemplo para este segundo grupo tenemos la amputación de un miembro tras sufrir una displasia de codo (Véase Figura 6), enfermedad muy común que implica un desarrollo anormal del hueso y el cartílago en esta articulación dando lugar a una incongruencia articular (las superficies articulares no encajan) y a una erosión notable de la misma.



Figura 6: Radiografía de un codo de perro con displasia [2]

Ya bien por enfermedad o por accidente, la amputación de miembros en canes es un problema que ocurre con frecuencia, y con el paso de los años la falta de un miembro puede repercutir gravemente en la salud del animal. Es por eso, que es necesaria una buena rehabilitación y a ser posible la incorporación de una prótesis (interna o externa) que sustituya el apoyo perdido tras la amputación.

Una buena prótesis es sinónimo de calidad de vida, tanto para los seres humanos como para los animales. Dueños de mascotas y veterinarios intentan que sus mejores amigos tengan una segunda oportunidad gracias a estos inventos.

Actualmente, el precio de una prótesis canina puede estar alrededor de unos 800€, un precio bastante fuera de las posibilidades de muchísima gente. Los precios son tan altos porque hoy en día estas prótesis se fabrican prácticamente a mano y con materiales compuestos. Desde hace tiempo que tenemos medios para que este no sea un mayor problema, ya que actualmente se están desarrollando todo tipo de productos impresos en 3D (Véase Figura 7) tales como picos de ave, aletas para tortugas marinas o incluso gigantescas piernas ortopédicas para elefantes.



Figura 7: Concha de cangrejo ermitaño impresa en 3D [3]

Por tanto, el objeto de este trabajo es el desarrollo y diseño de una prótesis canina cuyas principales características sean una fabricación asistida por ordenador mediante métodos aditivos (Impresión 3D) y la posibilidad de un diseño paramétrico que sea capaz de adaptarse a los distintos tamaños de perro de una forma casi automática, además de cubrir la necesidad de un mercado de prótesis caninas de bajo coste.

4.1 ¿Prótesis u Órtesis?

Muchas veces existen dificultades a la hora de diferenciar entre prótesis y órtesis ya que los límites entre ambas parecen un poco difusos. Es por eso, que se va a dedicar este apartado para definir las características de cada uno de los dos grupos e identificar los subgrupos que estas mismas contienen.

Como punto de partida, podemos decir que la principal diferencia entre prótesis y órtesis es que en el caso de las prótesis siempre sustituyen un miembro o parte del cuerpo mientras que las órtesis la refuerzan o complementan, pero no la sustituyen.

PRÓTESIS:

Una prótesis es una extensión artificial que reemplaza o provee una parte del cuerpo que falta por diversas causas, bien por culpa de una amputación o por agenesia, intentando cumplir las mismas funciones que la parte perdida.

Estas funciones no solo han de ser funcionales, como bien pueda ser el apoyo que proporciona una prótesis de pierna, también se pretende la recuperación de una cierta estética (Véase Figura 8) ya que la pérdida de un miembro puede repercutir psicológicamente en los pacientes.



Figura 8: Ejemplo de acabados estéticos en prótesis [4]

Algunos ejemplos de prótesis son auditivas, mamarias, faciales, dentales, articulares...

Las prótesis las podemos clasificar en:

- **Endoprótesis:** Son aquellas que precisan procedimientos quirúrgicos para su colocación.
- **Exoprótesis:** Son aquellas que, al contrario de las endoprótesis, se pueden retirar; se les considera aparatos ortopédicos y se clasifican en:
 - Motoras: Estas son ejecutadas en una acción simple.
 - Sensoriales: En las cuales ambas extremidades informan la relación con el entorno, y de manera automática se calcula la cantidad de fuerza que se debe aplicar por parte del aparato locomotor del individuo.

ÓRTESIS:

Las órtesis son un apoyo u otro dispositivo externo aplicado al cuerpo para modificar los aspectos funcionales o estructurales del sistema neuromusculoesquelético. Se pueden caracterizar principalmente por ser utilizadas en períodos de rehabilitación de lesiones, brindan funcionalidad, confort y restringen o refuerzan determinados movimientos.

Dentro del grupo de las órtesis encontramos diferentes formas de clasificación, como, por ejemplo:

Clasificación según el tiempo que se deba utilizar:

- **Temporales:** Que son utilizadas para trastornos limitados en el tiempo.
- **Definitivas:** Que son utilizadas en déficit o discapacidades definitivas.

En cambio, además se pueden clasificar según las funciones que realizan:

1. **Activas:** Las cuales sustituyen de forma mecánica una función muscular o ligamentosa y que a su vez se dividen en:
 - a. **Activas dinámicas:** Las cuales se van a encargar de sustituir una función muscular.
 - b. **Activas estabilizadoras:** Las cuales se van a encargar de sustituir la función de uno o varios ligamentos.
2. **Pasivas (Figura 9):** Las cuales van a pretender mantener un segmento del aparato locomotor en determinada posición, cuando no puede mantenerse por sí mismo. Y se dividen en:
 - a. **Pasivas correctoras:** Las cuales se encargan de corregir alguna deformidad.
 - b. **Pasivas posturales:** Su función va a ser mantener un ángulo articular obtenido por otros medios.



Figura 9: Ejemplo Órtesis de Rodilla [5]

4.2 Historia de las prótesis

La Figura 10 no muestra otra cosa que la principal capacidad que siempre ha caracterizado al ser humano: su inmensa capacidad de aprendizaje y adaptación. El mundo de las prótesis, al igual que el desarrollo de cualquier otra ciencia aplicada, ha evolucionado notablemente a lo largo de la historia, partiendo de meros apoyos hasta llegar a realidades contemporáneas que superan ficciones jamás soñadas.

Por tanto, en este apartado se ha decidido realizar un breve recorrido a lo largo de toda la historia de las prótesis, desde el Antiguo Egipto hasta hoy en día.

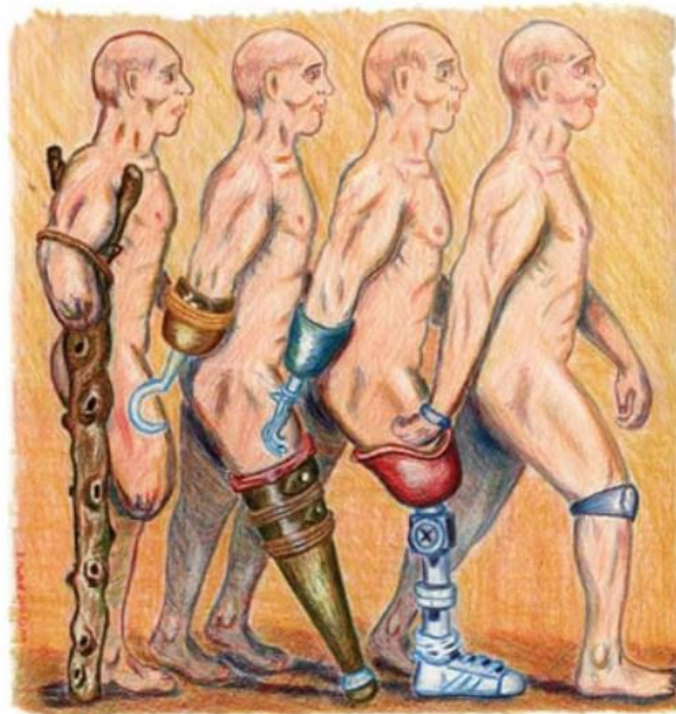


Figura 10: Evolución de las prótesis humanas [6]

En 1995 [10], el profesor C. Wilfred Griggs, de la Universidad de Brigham Young de Utah, y un equipo de expertos aplicaron rayos X a seis momias que se encontraban en el Museo Rosacruz de San José. Lo que no se podían esperar, es que en una de esas seis momias había una barra de 22 centímetros de longitud colocada de forma estratégica en la rodilla izquierda.

Al principio, se creía que había sido una intervención realizada en tiempos modernos con el fin de mantener la rodilla de la momia en su sitio. Años más tarde, el doctor Richard T. Jackson [10], cirujano ortopédico de la misma universidad, encontró rastros de una antigua resina orgánica, semejante al cemento ortopédico moderno y, también, rastros de grasas antiguas y textiles que aún estaban bien puestos en su lugar. Estos descubrimientos revelaron que tan avanzado procedimiento habían sido realizados hace casi 3000 años.

Descubrimientos como este son los que llevaron a los egipcios a ser considerados grandes maestros en diversos campos de la ciencia.

Durante la Alta Edad Media (más o menos del año 476 al año 1000) hubo pocos avances en el campo de la protésica, además del gancho de mano y la *pata de palo*. La mayoría de las prótesis que se fabricaban en aquella época era para sustituir los miembros que el campo de batalla había arrebatado. En cambio, fuera del campo de batalla, solamente los ricos tenían la suerte de contar con alguna prótesis que les ayudara en sus labores cotidianas.

Fue en el período del Renacimiento (siglos XV y XVI en Europa Occidental) cuando, aunque sus principales exponentes se hallan en el campo de las artes, se produjo una renovación en las ciencias, tanto naturales como sociales. Retomando los descubrimientos médicos relacionados con la protésica de los griegos y los romanos, surgió un renacer en la historia de la protésica, caracterizándolas principalmente por ser fabricadas con hierro, acero, cobre y madera.

A mediados del siglo XVI el francés Ambroise Paré [7], cirujano-barbero del ejercito introdujo modernos procedimientos de amputación en la comunidad médica, desarrolló técnicas de extracción de proyectiles, ligaduras de arterias en amputaciones y elaboró prótesis para amputados de extremidades superior e inferior.

Su obra más conocida fue la **mano mecánica** (Figura 11). Constaba de un mecanismo basado en engranajes que pretendían ejercer las mismas funciones que las articulaciones de los dedos y la muñeca. Esto, junto con otras técnicas de ingeniería que se utilizan en los dispositivos ortopédicos actuales, lo convirtió en un adelantado a su tiempo en lo relativo al mundo de las prótesis.

Las aportaciones de este hombre fueron tan importantes porque gracias a ellas se empezó a comprender verdaderamente el papel que debería desempeñar una prótesis en la vida de los pacientes, y gracias a él, y a su colega Lorrain, empezaron a cobrar mayor relevancia la elección de materiales durante la fabricación de las prótesis.



Figura 11: Mano mecánica Ambroise Paré [7]

Todos estos méritos, descubrimientos y otras muchas prótesis innovadoras le llevaron, pese no haber recibido formación médica, a convertirse en el médico de cuatro reyes franceses como Enrique II o Francisco II.

Y es a partir de la Primera Guerra Mundial cuando se revoluciona finalmente el mundo de las prótesis convirtiéndolo en lo que conocemos hoy en día. El paso de dos guerras mundiales en

tan solo 40 años dejó en Europa incontables soldados mutilados, es por eso, y por la necesidad de que estas personas se reincorporaran a su vida diaria, lo que obligó a muchos países a invertir grandes cantidades de dinero en la investigación y desarrollo de la protésica.

Por ejemplo, en 1930 en Bélgica[11] lograron fabricar piernas de madera (Figura 12) para pacientes con amputaciones por encima de la rodilla, que disponía de rótulas artificiales y mecanismos que facilitaban incluso el movimiento del pie.



Figura 12: Pierna de madera con rótula artificial [11]

Otro descubrimiento destacable en este campo fue origen de prótesis activadas por los músculos del muñón logrando conectar la musculatura flexora del antebrazo con el mecanismo de la mano artificial o sistemas de propulsión asistida, dando origen a prótesis neumáticas y eléctricas.

Finalmente, en estas últimas décadas, la gran mayoría de los avances en protésica han ido ligados a los progresos que se han dado en campos como la informática, la electrónica y, por tanto, en la ingeniería biomédica tal y como la conocemos hoy.

Por ejemplo, actualmente sabemos que el intercambio de información de las neuronas de nuestro cerebro se produce mediante impulsos nerviosos (eléctricos). Cuando las neuronas interaccionan entre sí con impulsos eléctricos generan un comportamiento en conjunto, que puede ser medido desde el cuero cabelludo. Estas señales son muy pequeñas, pero haciendo uso de las tecnologías de amplificación de señales biológicas se consiguen utilizar dichos impulsos para que un paciente, por ejemplo, consiga mover cualquier tipo de prótesis. Un claro ejemplo de este tipo de tecnología son los brazos robóticos fabricados por Johns Hopkins Prosthetics (Applied Physics Laboratory) [12] (Véase Figura 13).

Todos estos avances y descubrimientos realizados a lo largo de la historia del hombre, junto con los innumerables conocimientos que se tienen hoy en día sobre materiales y electrónica, nos conduce a un futuro próximo que promete grandes e inimaginables cambios el mundo de las prótesis tal y como las conocemos.



Figura 13: Prótesis actual activada mediante estímulos nerviosos [12]

4.3 Precedentes de prótesis en animales

Para poder hablar del origen de las prótesis en animales debemos remontarnos a los inicios de la medicina veterinaria, y, por tanto, no podemos omitir el nombre de Aristóteles, que en su extensa obra fue pionero en reflejar importantes conceptos sobre enfermedades inherentes en distintas especies animales.

Estos estudios, consultados y ampliados por distintos autores posteriores, poco a poco fueron convirtiéndose en los primeros tratados sobre la medicina y la zootecnia de los animales.

A finales del siglo primero, Lucio Julio Columela, en su obra *“Los doce libros de agricultura”*, utilizó por primera vez el término “veterinario” para definir al pastor que curaba las enfermedades de los animales. Y no fue hasta el año 1761 que se fundó y se puso en funcionamiento la Escuela Real de Veterinaria de Lyon, la primera institución educativa que se dedicaba única y exclusivamente a esta especialidad. Desde entonces, los conocimientos y descubrimientos asociados a este campo son innumerables.

En cambio, la literatura sobre la historia de las prótesis animales es bastante limitada. La Ortopedia en perros y gatos (y animales en general) fue una disciplina poco desarrollada hasta finales del siglo XIX, donde el principal antecedente lo encontramos en el libro *“Diseases of the Dog”*, en el que se dedican tan solo siete páginas al esqueleto del perro y lo relacionado con las fracturas.

Uno de los pocos ejemplos que podemos encontrar documentados es el del coronel estadounidense Harry A. Gorman, al cual los ortopedistas son deudores de una de las primeras prótesis de cadera, quien creó el ingenio para ayudar a un perro, y posteriormente adaptó su idea a seres humanos.

Otros ejemplos como este se encuentran en animales diagnosticados con displasia de cadera. Presentan un cuadro de artritis degenerativa el cual se complica con el tiempo, padeciendo aumento del dolor y finalmente alteraciones en la movilidad. Esta ha sido una de las razones por las que las técnicas de las prótesis de cadera humanas han sido adaptadas a la cirugía veterinaria.

Haciendo uso de los mismos cementos ortopédicos y de implantes de polimetilmetacrilato se consiguieron restituir el movimiento y función articular de la cadera canina.

Actualmente el uso de prótesis en animales está bastante consolidado, no solo es para curar displasias de caderas en perros, también son utilizadas para sustituir miembros por traumatismos o para cualquier otro motivo, sin importar si son aves, reptiles y o animales marinos.

A continuación, vamos a poder observar varios ejemplos:

- **PICOS PARA AVES:**

El pico de un ave sirve sobre todo como medio de captura de alimento, pero también se utiliza para defensa del animal, para atraer una pareja y para el alisado de las plumas. Por tanto, la pérdida total o parcial de este miembro, tiene un gran impacto en la salud y la calidad de vida de estos animales.

Como podemos observar, hoy en día, ya se han desarrollado prótesis que sustituyen picos de aves las cuales han perdido sus picos. En este caso (Figura 14) mostramos las imágenes de una prótesis de pico impresa en 3D del tucán Grecia que perdió su pico tras sufrir una serie de maltratos.



Figura 14: Tucán Grecia antes y después de la prótesis. [13]

- **PRÓTESIS DENTALES EN ANIMALES:**

Este tipo de tecnología es utilizada principalmente en bovinos ya que, dada su alimentación, su mandíbula está en constante contacto con diversos agentes nocivos que podemos encontrar en los suelos y la vegetación. Este tipo de prótesis dentales se conoce desde hace más de 40 años.

La aplicación de estas prótesis se ha convertido en una herramienta útil que ayuda a prolongar la vida productiva y reproductiva de estos animales. A continuación, en la Figura 15, podemos observar un claro ejemplo de este tipo de implantes.



Figura 15: Prótesis dental bovina [14]

- **PRÓTESIS DE ALETA CAUDAL:**

El impulso de los delfines hacia adelante, lo consiguen mediante movimientos verticales de su aleta caudal. Esta aleta se sitúa en un plano horizontal (al contrario que los peces que está en vertical). Esta extremidad posee una musculatura muy fuerte y compleja, siendo el principal órgano motor de este animal. Las posibilidades de supervivencia de un delfín sin aleta caudal son muy bajas.

Winter, el nombre que ahora recibe este delfín (Figura 16), llegó a un acuario en Florida (EEUU) tras ser rescatada al haberse quedado atrapada en unas redes de pesca cuyos cabos le habían cortado la circulación de su aleta motora dando lugar a la amputación de la misma por parte del personal del acuario. Tras unos meses de cuidados, investigación y desarrollo finalmente el animal recibió su necesitada prótesis, impresa mediante tecnología 3D y con un mecanismo de sujeción muy parecido al de un guante.

Nunca un delfín había perdido la aleta caudal y había sobrevivido.

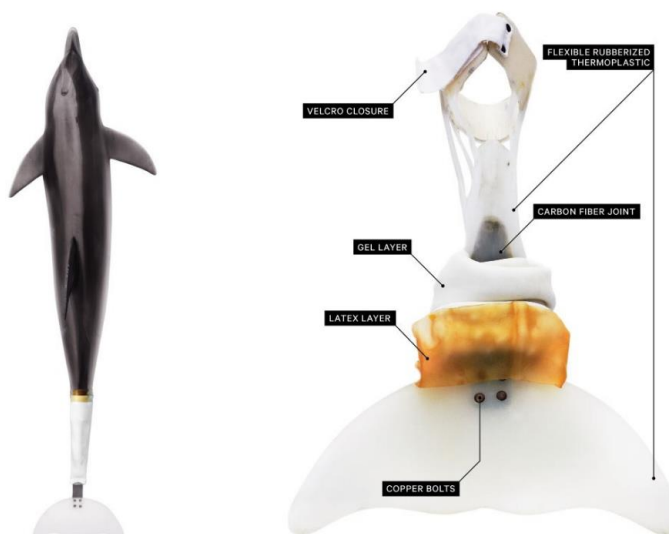


Figura 16: Prótesis de aleta Caudal [19]

- **PRÓTESIS DE EXTREMIDADES EN CUADRÚPEDOS:**

Los cuadrúpedos distribuyen su peso sobre un área muy amplia y bien delimitada por cada una de las patas. Esta distribución regular de esfuerzos permite, normalmente, llevar una vida sin ningún tipo de problema o lesión. En cambio, pese a que un animal con tres extremidades es capaz de sostenerse casi tan bien como uno de cuatro, la distribución del peso y del movimiento son irregulares. Los problemas que ocasionan este tipo de irregularidades acortan la esperanza de vida y reducen la calidad de vida de este tipo de animales.

Por tanto, es necesaria la incorporación de una prótesis que sustituya el miembro perdido y ayude a regularizar la distribución de los pesos sobre las extremidades restantes del animal.

A continuación, Figura 17, se muestran diferentes ejemplos de lo que pueden ser las prótesis en cuadrúpedos hoy en día.



Figura 17: Prótesis aplicadas a diferentes especies de cuadrúpedos.[7]

4.4 Prótesis en canes

Dado que el objeto de este documento es el desarrollo de un prototipo de prótesis canina, se ha preferido dedicar un apartado exclusivamente para la presentación de las prótesis de extremidades utilizadas en perros.

Dentro del grupo de las prótesis de extremidades para cuadrúpedos encontramos las prótesis para perros. Al ser el perro el animal doméstico más común, el mercado de prótesis caninas se encuentra en una fase de desarrollo muy avanzada. De hecho, podemos encontrar prótesis u órtesis de todo tipo, desde sillas de ruedas hasta implantes 100 % quirúrgicos.

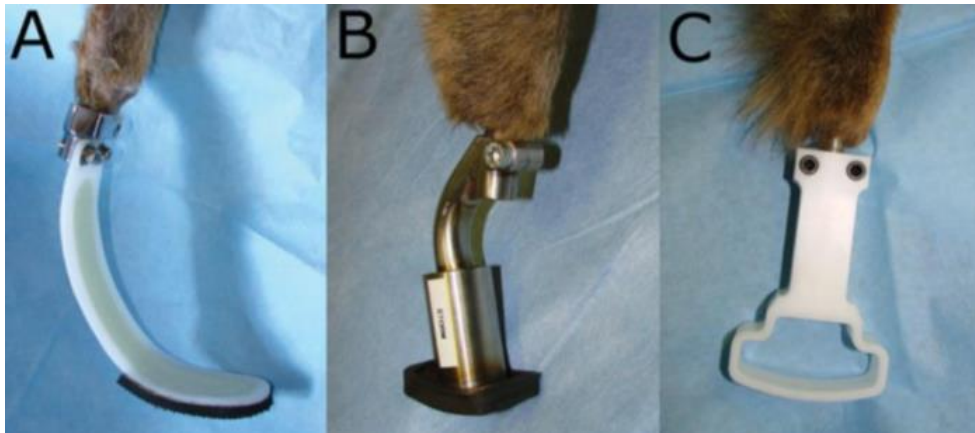


Figura 18: Imágenes de prótesis usando distintos diseños y materiales. (A) Diseño tipo ballesta hecha de materiales compuestos. (B) Diseño en metal usando cilindros concéntricos y con una terminación de goma. (C) Diseño tipo balancín fabricada con materiales plásticos [16]

Como podemos observar en la Figura 18, las prótesis animales actuales van más allá de una mera funcionalidad, más bien confieren una sensación de integridad a los animales que las portan, ya que proporcionan formas de andar muy similares a las de los miembros originales, un alto nivel de movilidad y capacidad de control. Como es evidente, esto desemboca en distintos niveles de complejidad de mecanismos, funciones, materiales y diseños.

5. Estudio de alternativas

A continuación, se pretende llevar a cabo un breve análisis de una serie de exoprótesis de miembro anterior canino que podríamos encontrar en el mercado actual de ortopedia animal.

Una prótesis canina no solo debe ser cómoda y bonita, también debe ser funcional, ligera, que trastorne mínimamente la forma de andar del animal y que además resista la loca y ajetreada vida de un perro.

Por tanto, en este apartado se pretende criticar de forma objetiva una serie de alternativas comentando sus puntos fuertes y los débiles. Este estudio de alternativas nos ayudará a elegir de forma cuidadosa las características que queremos que tenga nuestro diseño.

Se presentan tres ejemplos para prótesis caninas. De cada una de estas, se analizarán las siguientes características: material, forma del apoyo, método de sujeción y ergonomía aparente para el animal.

- **Ejemplo 1** (Figura 19):

En esta primera prótesis se identifica un apoyo en forma de arco con una serie de barras intermedias que rigidizan la prótesis. Por otro lado, se observa una interfaz perro-prótesis aparentemente muy cómoda donde el perro tiene el muñón muy bien sujetado mediante correas o cintas a la vez que apoya gran parte de la pierna amputada. La prótesis está fabricada en plástico mediante métodos de impresión 3D.

Por otro lado, hay que añadir que no se observa ningún tipo de material en la zona de contacto de la prótesis contra el suelo que garantice el empuje contra el suelo, además de la falta de altura de la prótesis.

Un incorrecto dimensionado de la prótesis, como el de este caso, puede desencadenar en graves lesiones de columna en el perro.



Figura 19: Ejemplo 1 [17]

- **Ejemplo 2 (Figura 20):**

En este segundo ejemplo se observa una prótesis en la que se diferencian dos tipos de materiales: Plástico (presente en el cuerpo de la prótesis) y un material compuesto que constituye la zona de apoyo del muñón.

Esta prótesis tiene un apoyo vertical directo del muñón, con un guiado de la articulación que ejerce una acción correctiva sobre el codo evitando que el perro adquiera malos hábitos durante la adaptación a la prótesis. De este modo, se consigue proporcionar al animal un alto nivel de ergonomía a largo plazo.

Una estructura rígida y compacta con un apoyo aparentemente pequeño, pero, equipado con un material adherente que facilita la marcha del animal.

El único inconveniente de esta prótesis es que el uso de fibras en materiales compuestos encarece mucho el resultado.



Figura 20: Ejemplo 2 [18]

- **Ejemplo 3** (Figura 21):

En esta prótesis se puede apreciar un método de sujeción idéntico al del ejemplo anterior y por tanto esta prótesis presentará unos niveles de ergonomía muy similares. Por otro lado, se observa una prótesis rígida de plástico con un apoyo pequeño con forma de balancín. En este ejemplo, al igual que en el primero, podría haberse mejorado la interfaz de la prótesis contra el suelo con un material que facilitase la tracción del animal.

Pero, lo más destacable de esta prótesis es su estructura tipo ballesta. Esta geometría, además de ligera, es capaz de absorber las deformaciones que el peso del perro pueda provocar a la vez que amortiguar los repetidos impactos de la prótesis contra el suelo.

Este amortiguamiento es muy útil a largo plazo ya que otras prótesis totalmente rígidas pueden erosionar las articulaciones restantes generando así lesiones en el animal.



Figura 21: Ejemplo 3 [19]

Tabla 1: Resumen análisis de alternativas

	MATERIAL	MÉTODO DE SUJECIÓN	APOYO	ERGONOMÍA
EJEMPLO 1	PLÁSTICO IMPRESO EN 3D	CORREAS Y CINTAS	ARCO AMPLIO CON REFUERZOS	MEDIA-BAJA
EJEMPLO 2	PLÁSTICO + COMPOSITE	CORREAS, CINTAS Y GUIADO DE CODO	SIMULA PEZUÑA CANINA	ALTA
EJEMPLO 3	PLÁSTICO	CORREAS, CINTAS Y GUIADO DE CODO	BALANCÍN	MEDIA-ALTA

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.

Finalmente, y a modo de resumen, se ha mostrado una tabla (Tabla 1) donde podemos ver a simple vista los puntos fuertes y débiles de los distintos ejemplos.

6. Descripción de la solución adoptada

Antes de mostrar la solución propuesta se debe comentar que la prótesis ha sido diseñada para un perro de raza Pastor Alemán, adulto, de 35 kg y con un muñón en su extremidad anterior derecha a una altura por debajo del codo.

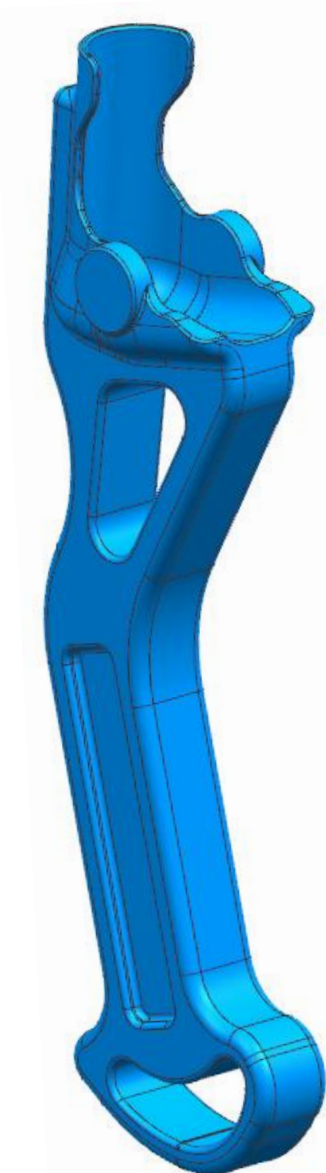


Figura 22: Prototipo CAD

Como podemos observar en la Figura 22 el diseño de la prótesis propuesta se ha inspirado en los distintos puntos fuertes que se han podido ir analizando de las distintas alternativas encontradas en el mercado actual y, finalmente, se ha llegado a un diseño de Poliamida 6, con una ergonomía aparente alta, con un diseño simple pero resistente y con una masa de tan solo 0.530 kg.

A continuación, se van a comentar todas las consideraciones que se han tenido en cuenta a la hora de la realización del diseño, y se van a comentar los mismos aspectos que se comentaron en el punto 5 (materiales, métodos de sujeción, ergonomía y tipo de apoyo).

6.1 Materiales

Para el prototipado de la prótesis ha sido necesaria la búsqueda de tres materiales con tres finalidades distintas.

Un material con buenas propiedades mecánicas e imprimible en 3D para la estructura, un material capaz de acolchar el interior de la prótesis y finalmente un material antideslizante que evite que el perro patine durante su marcha.

Para realizar esta búsqueda se ha utilizado la base de datos CES EDUPACK de la cual se han obtenido los datos técnicos necesarios de los materiales mencionados a continuación.

Para el acolchado interno del *socket* se ha utilizado Etilvinilacetato (EVA) (Figura 23). Se trata de un polímero cercano a los elastómeros en cuanto a suavidad y flexibilidad, puede ser procesado igual que los termoplásticos. Este tipo de materiales recibe el nombre de elastómero termoplástico.

EVA, es comúnmente conocida como caucho expandido o gomaespuma. Se utiliza como relleno en equipo deportivo, como amortiguador en calzados o como protección de elementos mecánicos dentro de un taller.

En la Tabla 2 se muestran las propiedades del polímero termoplástico EVA:

Tabla 2: Propiedades de Etilvinilacetato (EVA) [27]

PROPIEDADES	UNIDAD	VALOR
Densidad	kg/m ³	33±5
Resistencia a tracción	kPa	>190
Alargamiento	%	>230
Resistencia a compresión		
Deflexión 10%	kPa	>12
Deflexión 20%		>28
Deflexión 30%		>70
Conductividad térmica a 10 °C y a 40 °C	W/mK	0,035 0,039
Ámbito de temperatura de trabajo	°C	Entre -40 y 55
Absorción de agua (28 días)	%	≤3
Velocidad de combustión horizontal	mm/min	<100



Figura 23: Rollos de goma EVA [22]

En segundo lugar, el material propuesto para la zona de contacto entre la prótesis y el suelo es un material antideslizante de la marca comercial EMBAMAT [23]. Se trata de una alfombra de caucho de 8 mm de espesor (Figura 24) que es comúnmente utilizada para evitar que se muevan grandes cargas mientras son transportadas en un camión. Se trata de un material flexible y adaptable, con un comportamiento estable frente a repetidas aplicaciones de carga. Además, se trata de un material muy resistente a los entornos húmedos y mojados, por tanto, lo convierte en un material que puede ser utilizado en cualquier circunstancia.



Figura 24: Rollo de caucho antideslizante [23]

Finalmente, el material que ha sido utilizado para la impresión del cuerpo estructural del prototipo de la prótesis ha sido Poliamida 6. Las poliamidas (PA) también conocidas como nylon, son polímeros semicristalinos muy resistentes.

Entre sus propiedades mecánicas, destaca una tenacidad muy elevada y unas excelentes características de deslizamiento y resistencia al desgaste. Dependiendo del tipo de material, hay que destacar que las poliamidas son capaces de absorber diferentes cantidades de humedad, un hecho que influye directamente en las características mecánicas del producto y en su precisión dimensional.

Además, el factor decisivo para la utilización de este material ha sido su ligereza y la amplia aplicación de piezas impresas en 3D en PA6 en sectores como el ferroviario o el aeronáutico

A continuación, mostraremos una tabla con las propiedades del polímero escogido:

Tabla 3: Propiedades de la Poliamida 6 (PA6)[27]

PROPIEDADES	UNIDAD	VALOR
Densidad	kg/m ³	1,07E+03
Módulo de Young	GPa	0,782
Coefficiente de Poisson	-	0,34
Límite de Fluencia	Mpa	33,1
Dureza Vickers	HV	11
Resistencia Fatiga 10⁷ ciclos	MPa	40,3
Punto de fusión	°C	210
Conductividad térmica	W/m°C	0,23
Resistividad eléctrica	μΩ·cm	3,06E+19
Absorción de humedad a las 24 h	%	2,1

Una parte de estos datos se utilizarán más tarde en el momento en el que realicen los cálculos de resistencia mecánica de la prótesis diseñada haciendo uso del Método de los Elementos Finitos.

6.2 Método de sujeción de la prótesis

El método de sujeción empleado en la prótesis propuesta va a ser una sujeción mediante el uso de correas con velcro regulables de la marca LUMINOX. Este método, combinado con unas paredes laterales que no permitan movimiento del muñón en la dirección transversal a la marcha, asegurarán que el perro pueda caminar tranquilo sin necesidad de recolocarle la prótesis cada poco tiempo.



Figura 25: Correa de velcro de LUMINOX[24]

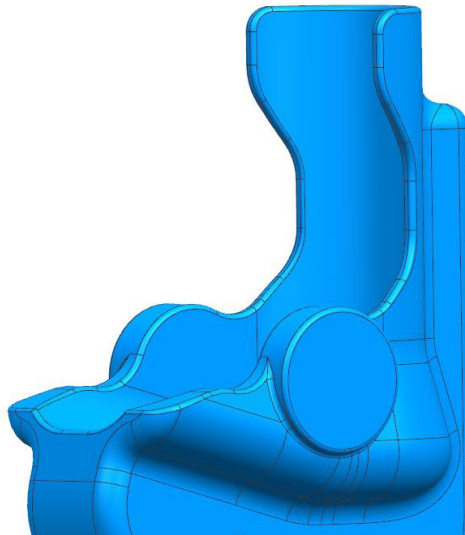


Figura 26: Paredes laterales del modelo CAD

6.3 Ergonomía

Dado que la evaluación de la ergonomía en una prótesis no se puede hacer de forma objetiva, no se puede cuantificar cuan ergonómica el prototipo de la prótesis. Por tanto, este apartado va a consistir en citar todas las medidas que se han tomado durante el diseño del componente con la finalidad de aportar máximo bienestar al animal.

En primer lugar, debemos destacar la estructura tipo ballesta (Figura 27) preparada para flexar y amortiguar los impactos de la marcha contra el suelo. Otro punto importante por comentar sería la inclinación de 15° que encontramos en la parte del apoyo del muñón que evita que el codo deslice hacia adelante e incomode la marcha.

Finalmente, la utilización de goma EVA en las caras internas de la prótesis. Esto permite una adaptación a la extremidad del animal de una forma más precisa a la vez que una gran comodidad ya que evitamos el contacto directo con el plástico impreso

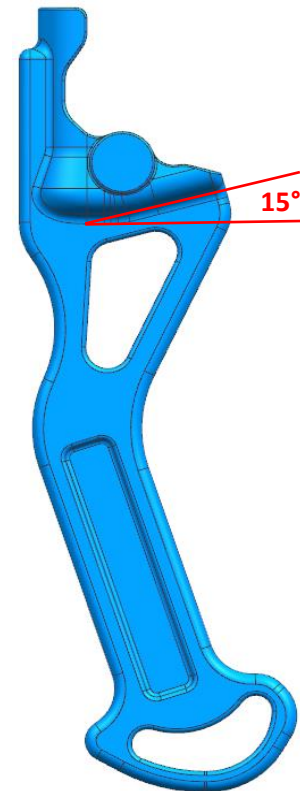


Figura 27: Perfil diseño CAD

6.4 Forma del apoyo

Como se puede observar en la Figura 27 el diseño aportado dispone de un apoyo tipo balancín, con una geometría muy parecida a una leva y vaciada por el centro. Este tipo de apoyo va a garantizar el contacto con el suelo durante toda la pisada. El hecho de que la geometría esté vaciada por el centro aportará algo de flexibilidad al diseño amortiguando las pisadas a la vez que reduce el uso de material.

7. Análisis de la marcha canina

Durante este capítulo, lo que se pretende es realizar una breve tarea de investigación acerca de la locomoción canina, la anatomía del perro en general y la anatomía del miembro anterior en particular.

Además, se analizará de forma minuciosa el paso del perro hasta obtener las ecuaciones de movimiento que describen las articulaciones del miembro delantero de un perro.

7.1 Zoometría canina

Esta rama de la zoología estudia las formas de los animales, en concreto de los perros, mediante mediciones corporales concretas que permiten cuantificar su conformación anatómica, por lo que se pueden conocer las capacidades productivas de una raza o su inclinación hacia determinada producción zotécnica.

En la Figura 28, se pueden observar cuales son las principales medidas de un perro y a continuación hacemos un breve resumen de cómo se pueden clasificar.

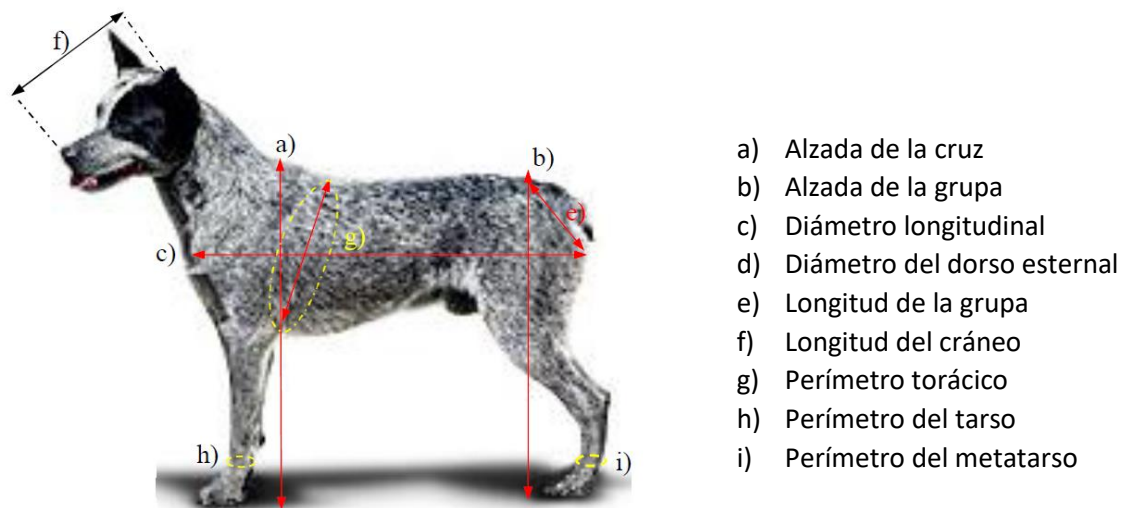


Figura 28: Representación gráfica de medidas zoométricas [7]

Medidas de anchura: Determinan la distancia entre puntos corporales en el sentido transversal al eje longitudinal del cuerpo.

Medidas de perímetro: Determinan el contorno de ciertas regiones corporales.

Medidas lineales: Aquellas utilizadas para calcular indirectamente alguna propiedad del animal. Por ejemplo, la altura del anca y perímetro torácico se usan como como estimadores del peso en el ganado bovino.

Altura a la cruz: Es la distancia perpendicular que existe desde el punto de vista más elevado a la línea media de la cruz al plano de sustentación.

Altura al anca: Es la distancia que existe de manera perpendicular desde el punto más elevado de la cadera al plano de sustentación.

Ancho de la cadera: Es la distancia que existe en línea recta, entre los dos puntos más sobresalientes de la masa muscular de las nalgas.

Perímetro torácico : Es el contorno del tórax, tomando medida detrás de la articulación del codo.

Largo del cuerpo: Distancia que existe en línea recta, desde el punto posterior de inserción de la base de la cresta de la nuca y el punto superior de la línea media de inserción del maslo de la cola.

7.2 Estudio del miembro anterior

Con el fin de modelar mecánicamente el miembro anterior de los perros es necesario un estudio previo del mismo para comprender su estructura (Figura 29) y su funcionamiento.

Miembro Anterior Formado por: Escápula – húmero – radio – cúbito – carpo – metacarpo – falanges.

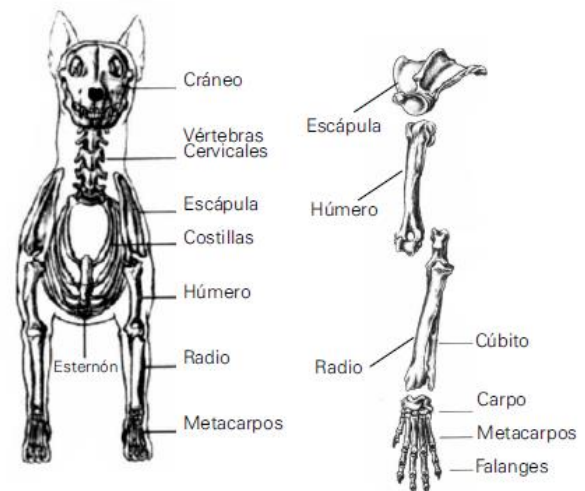


Figura 29: Esqueleto visto de frente [21]

7.2.1 La escápula

Es un hueso plano cuya forma se asemeja a un triángulo. Está formada por dos caras, una interna que se encuentra en contacto con las costillas y sirve de inserción al músculo subescapular y una cara externa que es útil como punto de referencia para nuestro estudio.

Está colocada aproximadamente a 45° de la línea superior y se distingue un borde anterior, un borde superior, un borde posterior (que no reviste importancia) y un ángulo inferior. En la cara externa desde el borde superior y hacia el ángulo inferior, existe una prominencia longitudinal llamada espina de la escápula que divide la misma en dos porciones teniendo insertados los músculos supra e infra espinosos respectivamente (Véase en Figura 30).

La región cuya base ósea está formada por la escápula se denomina espalda.

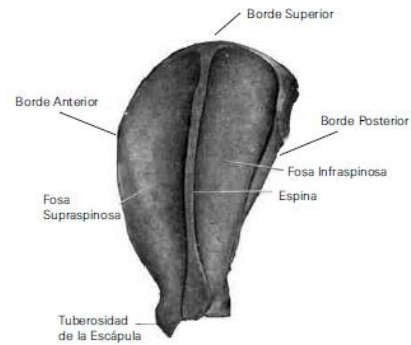
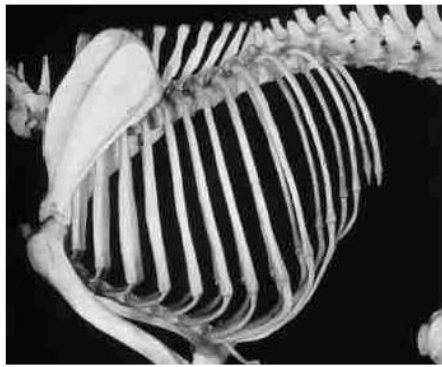


Figura 30: La Escápula y sus partes [21]

7.2.2 El húmero

Se trata de uno de los huesos largos que conforman el miembro anterior que en su extremo superior tiene una superficie articular redondeada a la que llamamos cabeza. Se articula con la escápula formando la articulación escápulo-humeral denominada hombro.

El extremo inferior se articula con el radio y el cúbito formando la articulación húmero radio-cubital llamada codo. La región cuya base ósea está formada por el húmero se denomina brazo.

En la Figura 31 podemos observar el húmero izquierdo de un perro visto desde un lateral.



Figura 31: Húmero izquierdo de un perro [21]

7.2.3 Radio y cúbito

Son dos huesos largos estando el radio por delante y el cúbito por detrás. Ambos se encuentran parcialmente fusionados. El radio se articula con el húmero por arriba y en la parte superior con el cúbito. El extremo superior del cúbito constituye la mayor parte de este hueso que se proyecta hacia arriba y hacia atrás denominándose olécranon.

El radio y el cúbito se articulan en su extremo inferior con los huesos del carpo. La región cuya base ósea está formada por el radio y el cúbito la llamamos antebrazo (Véase Figura 32).



Figura 32: Antebrazo izquierdo de un perro [21]

7.2.4 Carpo y metacarpo

El carpo está formado por siete huesos, tres en la fila proximal cuatro en la distal. Los huesos del carpo se articulan por arriba con el radio y cúbito y por abajo con los metacarpianos.

Existen cinco metacarpianos, el primero es el más corto de ellos y el tercero y cuarto los más largos. Están muy próximos entre sí por arriba, pero divergen algo distalmente. Se articulan por arriba con la hilera inferior de los huesos del carpo y por abajo con cada una de las falanges de forma individual.

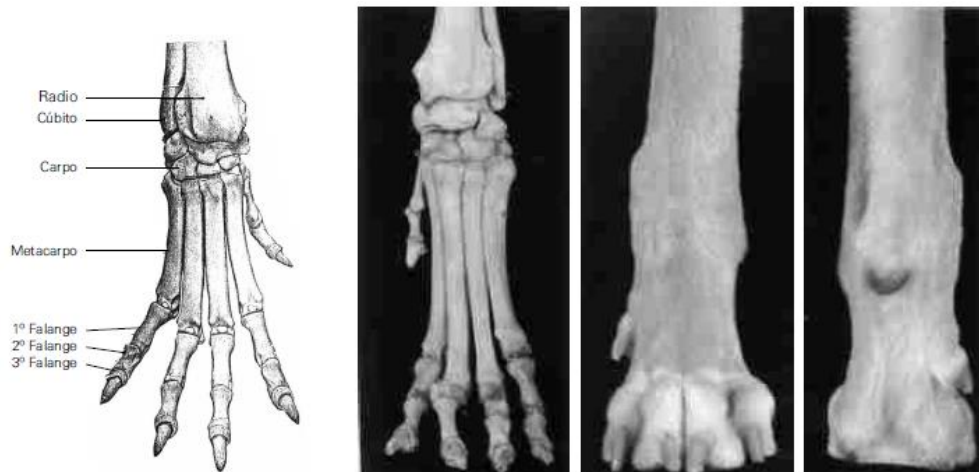


Figura 33: Carpo, Metacarpo y Falanges Figura 21[21]

7.2.5 Falanges

Como bien podemos observar en la Figura 34 los cinco dedos tienen tres falanges cada uno a excepción del primero que tiene dos. Este es muy corto y no se pone en contacto con el suelo al andar. Erróneamente los criadores lo denominan quinto dedo y se extrae al nacimiento, por razones estéticas, en diversas razas. El tercer y cuarto dedo son los más largos. La primera falange de cada uno de los dedos se articula con la segunda y esta a su vez con la tercera. La tercera falange está recubierta por la uña.

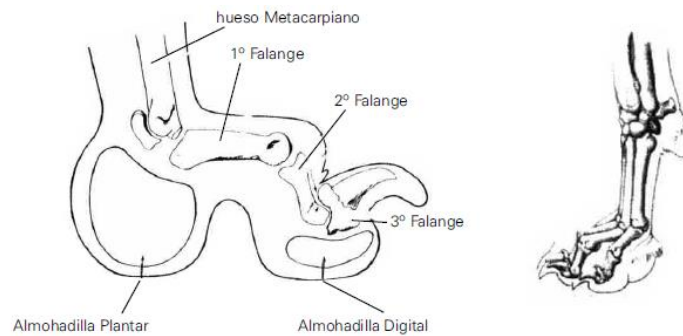


Figura 34: Huesos del pie canino [21]

En la planta de las cuatro patas se posee una almohadilla carnosa, áspera que se denomina almohadilla digital y detrás de ellas una mayor con forma aproximadamente redondeada llamada almohadilla plantar. A la altura del carpo existe una almohadilla denominada almohadilla del carpo.

Dependiendo de la configuración natural de las falanges, variando entre las razas y o por malformaciones ajenas, se clasifican las pisadas caninas entre (Véase Figura 29):

- **Pie de gato:** es de una forma redondeada, más bien pequeño, debe como todos ser bien apretado y con un correcto arqueado de los dedos. Huella redonda. Ej. Terrier, Dobermann.
- **Pie de liebre:** es de forma alargada, los dedos medios sobresalen de los otros. Es apretado con dedos bien arqueados. Huella alargada. Esto se da en Galgos principalmente.
- **Pie plano:** este defecto puede aparecer en cualquiera de los dos tipos anteriores. Falla el arqueado de los dedos apoyando los mismos en el suelo y no solos sus almohadillas, por lo tanto, además de chato los dedos se separan, siempre es defecto.

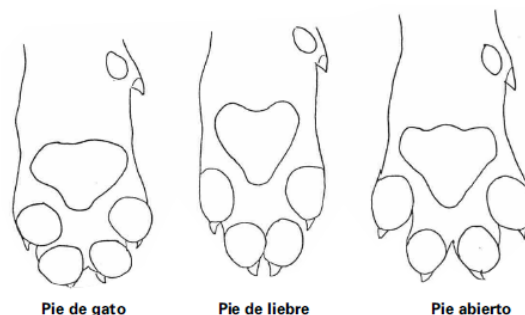


Figura 35: Tipos de pisada canina [21]

7.3 Locomoción canina

En la actualidad, se ha estudiado la pisada equina de un modo más profundo que la pisada canina. Como resultado, existe una tendencia generalizada entre los veterinarios a aplicar conocimientos sobre la pisada de los caballos a la de los perros. Esto, normalmente, no es nada aconsejable ya que la estructura tanto ósea como muscular de los caballos es muy diferente a la de los canes.

Por ejemplo, los perros tienen una columna vertebral mucho más flexible que los caballos, y esto se debe parcialmente a que los perros tienen solo 13 costillas frente a las 17 o 18 de los caballos (dependiendo el número de la raza del animal). Además, los perros tienen separados tanto el radio del cúbito como la tibia del peroné, permitiéndoles rotar las extremidades sobre sus propios ejes.

Los perros pueden marchar de cuatro formas distintas: paso, trote, galope sostenido y galope [20]. Dado el alcance del proyecto y la complejidad de un análisis completo de las pisadas, en este apartado solo se van a estudiar el paso, el trote y el galope con la finalidad de comprender la locomoción canina y simular posteriormente un modelo mecánico que simule el paso de un perro de 35 kg tanto cinemática como dinámicamente.



Figura 36: Pisadas de un perro durante el Paso [20]

7.3.1 El Paso

El Paso es la marcha canina más lenta. El orden de pisada es el siguiente: pata izquierda trasera (*LR=Left Rear*), pata izquierda delantera (*LF= Left Front*), pata derecha trasera (*RR= Right Rear*) y pata derecha delantera (*RF= Right Front*). En otras palabras, una extremidad pélvica siempre hace el primer movimiento, seguida por la delantera del mismo lado. Podemos observar en la Figura 23 el diagrama de la pisada del perro durante el paso.

El Paso es fácilmente identificable porque es la única forma de caminar del perro donde podemos encontrar tres de las patas del perro en el suelo al mismo tiempo.

7.3.2 El Trote

En el trote, el perro mueve diagonalmente las patas traseras y delanteras, es decir, la secuencia de movimientos de las patas moviéndose hacia adelante es RF y LR, luego LF y RR; golpeando el suelo al mismo tiempo de dos en dos. Existe un momento de suspensión en el aire después de que cada par de patas golpeen contra el suelo justo antes de que el otro par lo haga.

Cuando un perro está trotando, la extremidad pélvica que se está moviendo hacia adelante pisará en el mismo sitio donde lo hizo la extremidad delantera del mismo lado unos instantes antes (Véase en Figura 31 A).

Por otro lado, cabe destacar que cuando se observa un perro trotando desde el frente, tanto las patas delanteras como las traseras deben converger en un centro debajo del cuerpo del perro para poder conseguir la mejor eficiencia biomecánica (Véase en Figura 31 B). Esto evita que el peso del perro vaya cambiando de lado a lado utilizando la fuerza muscular del perro únicamente para moverse hacia adelante.

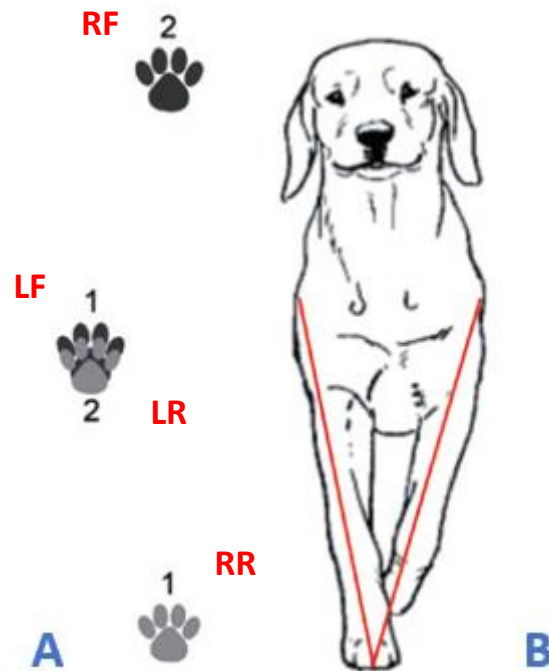


Figura 37: A. Diagrama de pisadas del trote // B. Trote eficiente de un perro [20]

7.3.3 El Galope

Durante el galope, el perro utiliza la potencia generada por su musculada columna y abdomen produciendo dos momentos de suspensión en el aire, cada uno seguido alternativamente por el golpeo de las patas delanteras y las patas traseras contra el suelo.

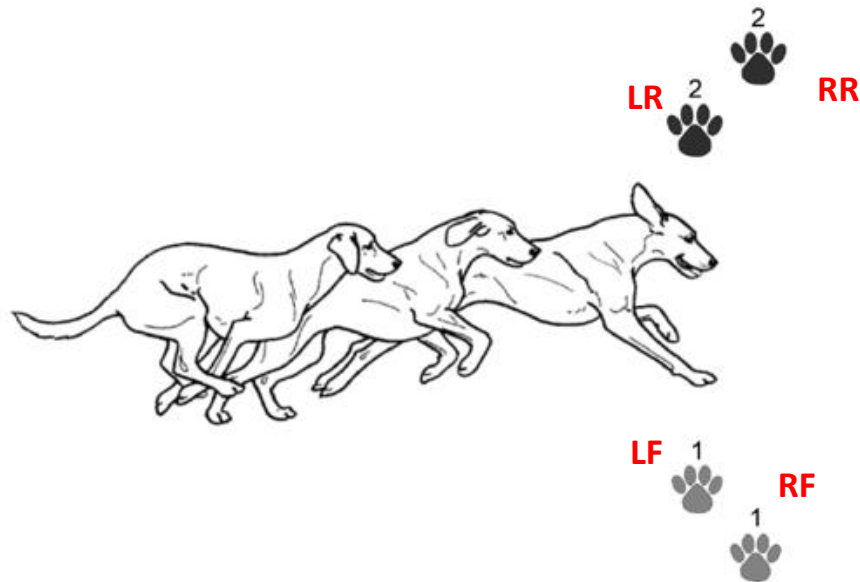


Figura 38: Diagrama de pisadas en el galope.[20]

Si empezamos con el perro en el aire después de que las patas delanteras hayan golpeado contra el suelo, el perro flexa la columna, llevando las extremidades pélvicas hacia adelante por debajo del cuerpo. Éstas entran en contacto con el suelo, una pata ligeramente delante de la otra. Entonces, el perro se empuja con sus patas traseras y extiende su columna, lanzándose hacia adelante con sus extremidades delanteras. Aquí, existe un momento de suspensión aérea donde el perro se encuentra totalmente extendido justo antes de que las patas delanteras vuelvan a tocar suelo.

El patrón que siguen las pisadas en el galope usando la pata RF como principal sería RR y LR, luego LF y RF (véase Figura 32).

7.4 Análisis cinemático del miembro anterior

Para la obtención de las ecuaciones de movimiento descritas por las articulaciones del hombro y del codo en función de su ángulo de giro, durante el paso de un perro, se ha realizado un estudio sobre un vídeo de Youtube titulado “Dog walking styles-Animal Gaits for Animators” [25].

El estudio ha consistido en aislar los movimientos del miembro anterior derecho del perro durante un ciclo (1 segundo). Se ha dividido el ciclo en 10 instantes (Véase en la Figura 39) y se han anotado los valores de los ángulos descritos por el hombro y el codo del perro. Para la medición del ángulo del hombro se ha tomado la vertical como referencia y positivo en el sentido antihorario.

En cambio, para la medida del codo, la referencia se ha tomado con respecto al eje del húmero y el ángulo positivo en sentido antihorario.

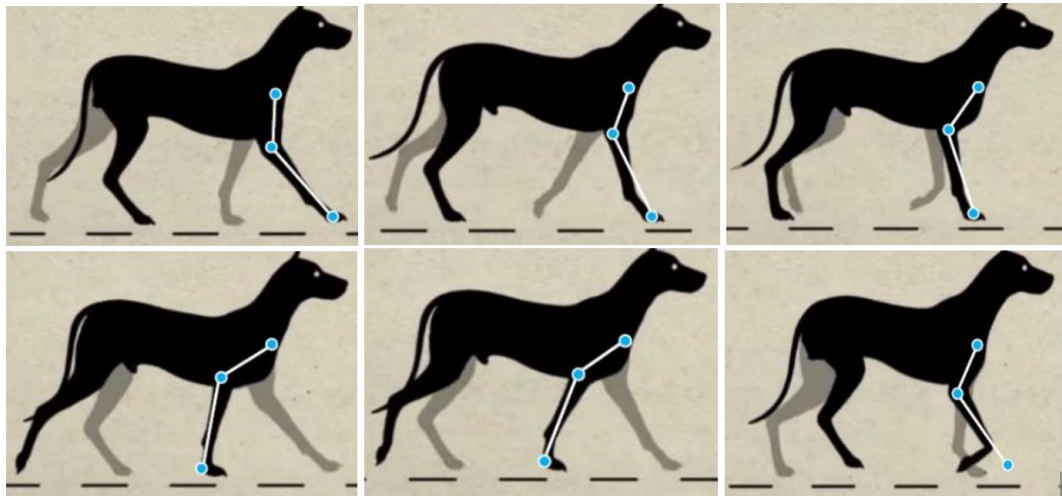


Figura 39: Estudio cinemático de un ciclo

Tras la realización del estudio, se observaron dos cosas. La primera, que el movimiento del hombro era un movimiento alterno hacia atrás y que nunca llegaba a la vertical. Por tanto, a este movimiento se le podía asignar una función sinusoidal desplazada la mitad de su amplitud hacia abajo para que se moviera siempre en el semiplano negativo.

En cambio, el movimiento del codo resultó ser algo más complejo. Para la obtención de este movimiento se ha tenido que desarrollar una función a trozos que uniera los valores obtenidos durante la realización del estudio.

En la siguiente gráfica (Figura 40) se muestran las primeras funciones obtenidas llamando theta al ángulo del hombro y phi al del codo.

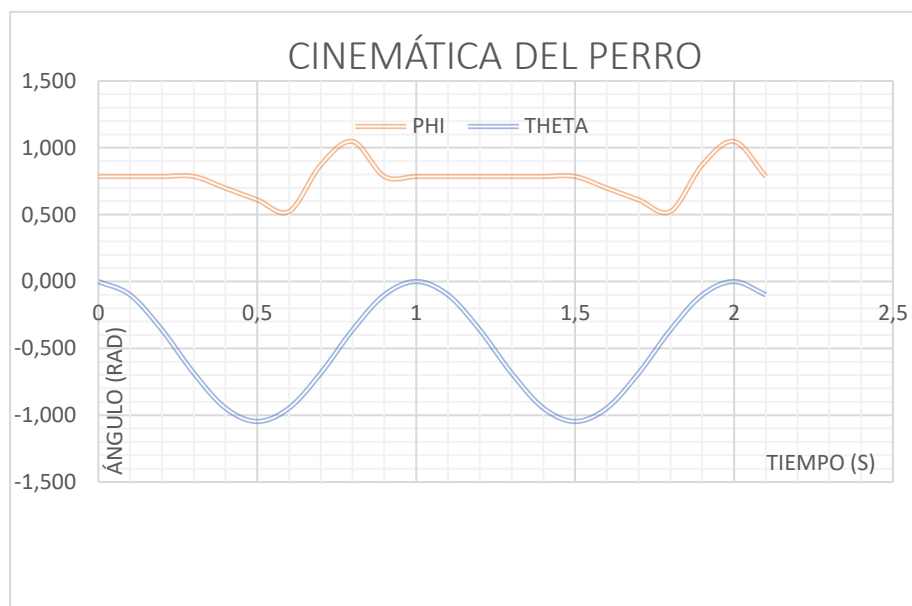


Figura 40: Primera aproximación cinemática

8. Modelo dinámico

Después de obtener el movimiento de una de las patas del perro, el siguiente paso ha sido la implementación de un modelo dinámico que simule el paso de un perro de 35 kg. Una vez conseguido el modelo, se realizará una dinámica inversa capaz de obtener las cargas que sufrirá la prótesis en servicio.

Antes de empezar con este capítulo, es necesario especificar qué sistema de coordenadas se ha empleado para la realización del modelo. Como bien podemos observar en el margen inferior izquierdo de la Figura 41, llamaremos eje x al eje longitudinal del cuerpo del perro, eje y al vertical y z al eje transversal al sentido de la marcha.

8.1 Modelo de barras

Como se puede apreciar en la Figura 41 se ha construido un modelo de barras haciendo uso del *software* comercial Adams View.

Con la finalidad de simplificar el desarrollo del modelo se ha decidido repetir por cuatro las dimensiones de las barras y los movimientos obtenidos en el apartado anterior. De este modo, el perro caminará con cuatro patas delanteras que, correctamente desfasadas en el tiempo, proporcionarán un movimiento rectilíneo a la simulación del cuadrúpedo.

Otra simplificación realizada, que se puede observar en la Figura 41, es que se ha suprimido la articulación del carpo, unificando la pata que queda por debajo del codo, como si el perro llevara una prótesis.

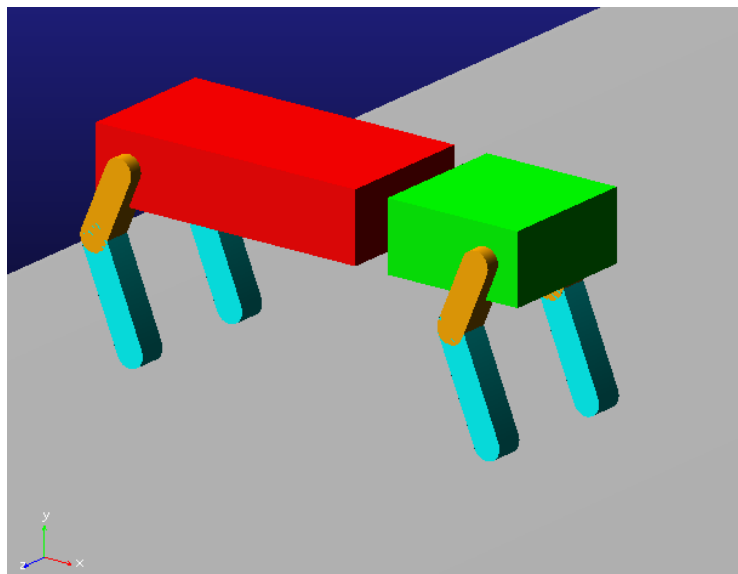


Figura 41: Modelo de barras

El modelo consta de 10 barras cuyo conjunto tiene la masa de un perro de 35 kg. A la parte delantera del cuerpo (color verde) se le ha asignado una masa de 15 kg y a la trasera (roja) de 10 kg. Se ha escogido esta distribución de masas porque las patas delanteras de un perro reciben aproximadamente el 60% de los esfuerzos durante la marcha y las traseras el 40% restante.

El resto del modelo está constituido por cuatro barras de 1,5 kg cada una que simulan los cuatro húmeros (color ocre) y por cuatro barras de 1 kg cada una (color cian) que conforman la parte final de las patas.

En cuanto a las uniones que existen entre las barras de nuestro modelo, aunque se trate de pares de revolución en todos los casos, podemos decir que están divididos en tres grupos (Véase Figura 42).

- 1) Cuatro uniones que permiten el giro sobre el eje Z entre la parte superior del húmero y el cuerpo del perro: HOMBRO1, HOMBRO2, HOMBRO3 y HOMBRO4.
- 2) Cuatro uniones que permiten el giro sobre el eje Z entre la parte inferior del húmero y las cuatro hipotéticas prótesis: CODO1, CODO2, CODO3 y CODO4.
- 3) Una unión que permite el giro sobre el eje X y que une ambas partes del cuerpo del perro: CADERA

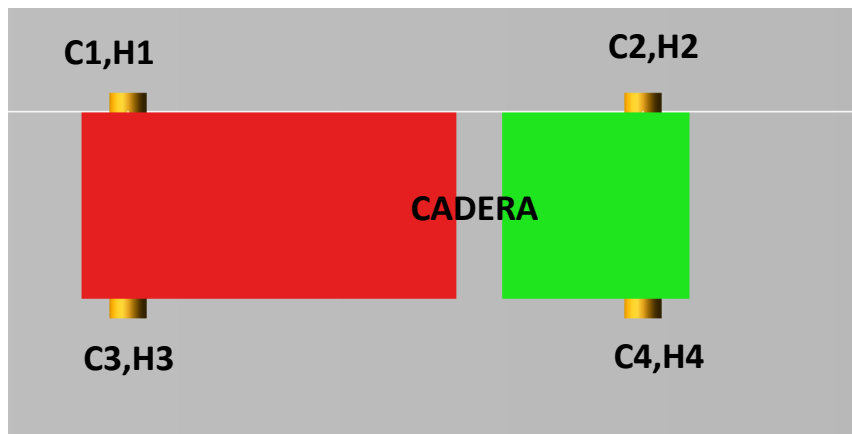


Figura 42: Distribución de pares R (visto en planta)

8.2 Fuerzas de contacto

Antes de definir ningún movimiento, se ha creado una plataforma perteneciente al *ground* encargada de interactuar con las cuatro patas del modelo propuesto con el fin de que el mismo pueda avanzar sobre ella.

Más tarde, se han establecido cuatro fuerzas del tipo *contact* entre la plataforma y las cuatro patas. Para ello, ha sido necesario ajustar una serie de parámetros como los coeficientes de rozamiento estático y dinámico o el coeficiente de amortiguamiento que evitará que nuestro modelo vaya rebotando contra la plataforma.

8.3 Programación de los movimientos

Como bien se ha comentado en el inicio de este capítulo, una de las simplificaciones más importantes que se ha realizado ha sido la de asignarle a las cuatro patas el mismo movimiento.

Para conseguir que el modelo caminara, se han tenido que sincronizar los movimientos de las patas en grupos de dos y desfasarlas 0.4 segundos. A todo esto, se le debe añadir que, pese al

desfase entre grupos, éstos deben presentar las mismas condiciones iniciales que permitan que el modelo se estabilice durante los primeros 0.5 segundos y acto seguido arranque.

Por tanto, se han programado cuatro funciones temporales que ayudan a definir los movimientos, 2 movimientos distintos para los codos y dos movimientos distintos para los hombros. Finalmente, se ha añadido un movimiento a la articulación de la cadera que restringe su ángulo de giro.

A continuación, se van a mostrar las funciones que, en su conjunto, hacen que el modelo consiga andar, tanto las funciones temporales como las que realizan un movimiento determinado.

8.3.1 Funciones temporales

En primer lugar, lo que se necesitaba eran dos funciones temporales que estuvieran desfasadas 0.4 segundos entre ellas y que tardaran 0.5 seg. en empezar a funcionar. Además, era necesario que una empezara a contar en 0.3 seg. y la otra en 0.7 ya que las condiciones iniciales del movimiento definido así lo requerían.

Por tanto, se han definido TIME03 y TIME07 (Figura 43) que son dos funciones temporales que tardan 0.5 seg en empezar a contar y además una empieza con un valor de 0.3 seg. y la otra con un valor de 0.7 seg.

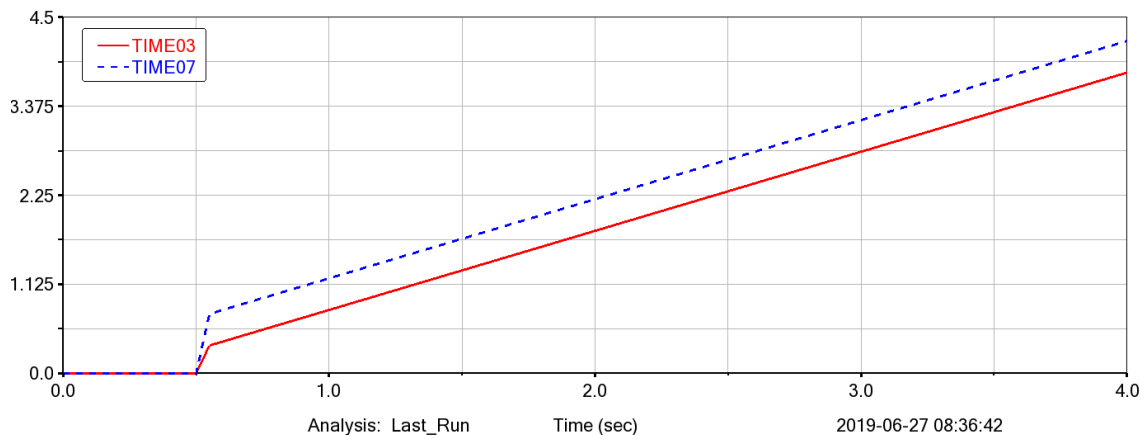


Figura 43: Funciones TIME03 y TIME07

Por otro lado, como las ecuaciones de movimiento obtenidas solo son válidas para valores de tiempo de 0 a 1 seg. eran necesarias dos funciones más que, conservando todas las restricciones de las anteriores, devolvieran valores únicamente de 0 a 1.

Es por ello, por lo que se han definido TEMPS_PATAS1 y TEMPS_PATAS2, dos funciones que hacen uso de las dos funciones definidas previamente para conseguir dos contadores de 0 a 1 que tarden 0,5 seg en empezar y que, además, uno empiece en 0,3 y el otro en 0,7 como nos muestra la Figura 44.

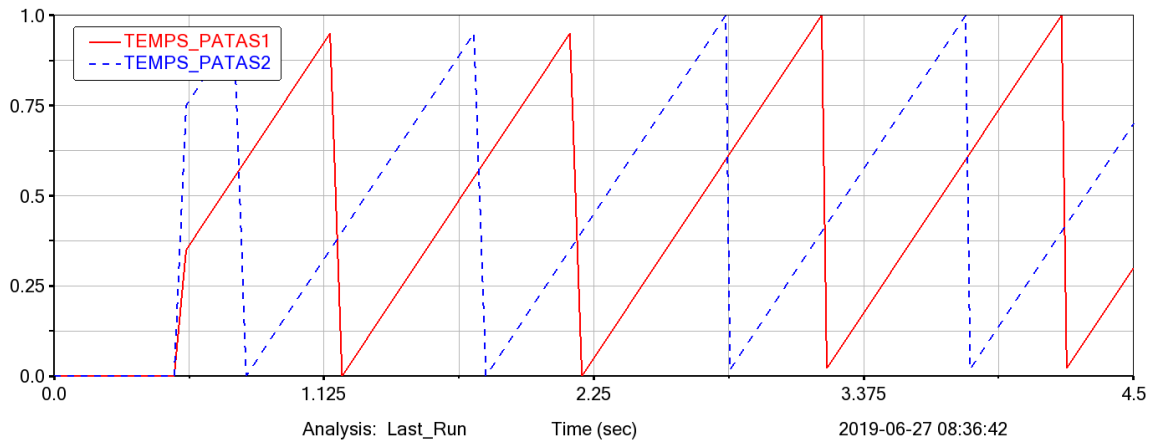


Figura 44: Funciones TEMPS_PATAS1 y TEMPS_PATAS2

8.3.2 Funciones de movimiento

Como bien se ha comentado en la introducción de este apartado, las ecuaciones de movimiento programadas para los codos y los hombros del perro no difieren de una pata a otra. Lo único, es que los movimientos de las patas 1 y 4 están escritos en función de la variable temporal TEMPS_PATAS1 y los movimientos de las patas 2 y 3 están en función de TEMPS_PATAS2.

En la Figura 45y la Figura 46 se van a mostrar los códigos de las funciones programadas para el codo de la pata 1 y el codo de la pata 2. De este modo, podremos apreciar cómo cambia la variable temporal.

```

Function Builder
Define a runtime function
Full names Short names Adams ids
IF(time-0.5:0.7853981,0.7853981,
IF(.INT_1.TEMPS_PATAS1-0.3:0.7853981,0.7853981,
IF(.INT_1.TEMPS_PATAS1-0.6:-0.8726646*.INT_1.TEMPS_PATAS1+1.04719755,-0.8726646*.INT_1.TEMPS_PATAS1+1.04719755,
IF(.INT_1.TEMPS_PATAS1-0.8:2.6144136*.INT_1.TEMPS_PATAS1-1.04469142,2.6144136*.INT_1.TEMPS_PATAS1-1.04469142,
IF(.INT_1.TEMPS_PATAS1-0.995:-1.3072068*.INT_1.TEMPS_PATAS1+2.0926049,-1.3072068*.INT_1.TEMPS_PATAS1+2.0926049,0.7853981))))))

```

Figura 45: Código función MOVCOD1

```

Function Builder
Define a runtime function
Full names Short names Adams ids
IF(time-0.5:0.7853981,0.7853981,
IF(.INT_1.TEMPS_PATAS2-0.3:0.7853981,0.7853981,
IF(.INT_1.TEMPS_PATAS2-0.6:-0.8726646*.INT_1.TEMPS_PATAS2+1.04719755,-0.8726646*.INT_1.TEMPS_PATAS2+1.04719755,
IF(.INT_1.TEMPS_PATAS2-0.8:2.6144136*.INT_1.TEMPS_PATAS2-1.04469142,2.6144136*.INT_1.TEMPS_PATAS2-1.04469142,
IF(.INT_1.TEMPS_PATAS2-0.995:-1.3072068*.INT_1.TEMPS_PATAS2+2.0926049,-1.3072068*.INT_1.TEMPS_PATAS2+2.0926049,0.7853981))))))

```

Figura 46: Código función MOVCOD2

Durante las primeras simulaciones se observó que el modelo, a medida que cogía velocidad, experimentaba un notable balanceo el cual provocaba la caída del cuadrúpedo a los pocos segundos de marcha. Por tanto, se decidió restringir el par de revolución de la cadera asignándole un movimiento que limitara el ángulo de giro de una forma sincronizada al resto de movimientos, además de aportarle un movimiento más natural al conjunto (Véase Figura 47).

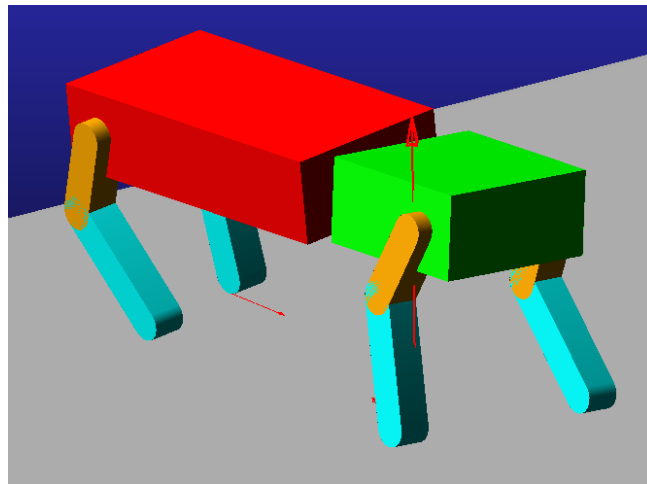


Figura 47: Movimiento de la cadera MOVCAD

Finalmente, mostramos en la Figura 48 las gráficas de las funciones de los movimientos de codo y de hombro de las patas 1 y 2 (donde se puede apreciar el desfase entre ellas) junto con el movimiento de cadera asignado.

Con este conjunto de movimientos, sumándoles los de las patas 3 y 4, se consigue que el modelo camine en línea recta y sin ningún incidente.

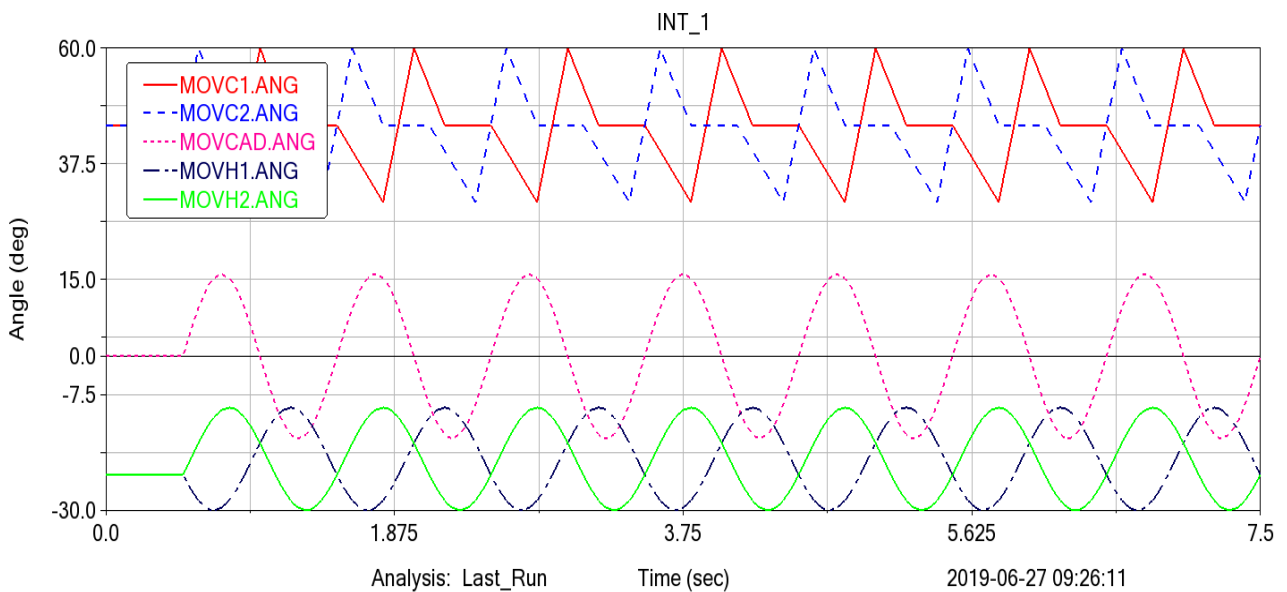


Figura 48: Conjunto de movimientos

8.4 Dinámica inversa

Una vez definido el contacto entre las patas y la plataforma y habiendo conseguido que el modelo se mueva a velocidad constante con una frecuencia equivalente a la del paso de un perro, ya se puede proceder con un análisis dinámico inverso.

De este modo, se obtendrán las fuerzas que actuarían sobre la pata delantera derecha (pata 4) durante una marcha en régimen permanente.

La obtención de fuerzas se va a realizar con el *software* Adams. Las fuerzas para analizar son la fuerza normal durante el contacto (en el eje Y / eje vertical) y la fuerza de rozamiento en el mismo instante (sobre el plano XZ / plano horizontal).

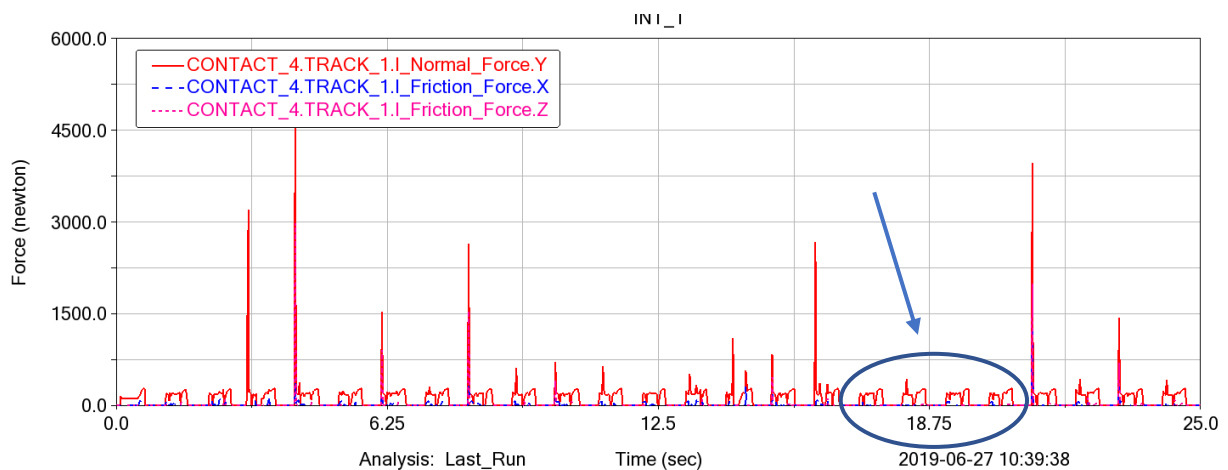


Figura 49: Análisis de fuerzas durante la simulación

Como se puede apreciar en la Figura 49, se observan una serie de picos durante toda la simulación. Tras una exhaustiva revisión del código programado, se llegó a la conclusión de que simplemente eran causa de las limitaciones de integración de la versión de estudiantes del programa ya que los picos varían de posición y de magnitud a medida que cambias el número de puntos de integración de la simulación.

Por tanto, el análisis de fuerzas se va a realizar en un período de tiempo alrededor del segundo 19. Esto es así ya que, como se observa en la Figura 49, durante un período de 5 segundos los ciclos se repiten en forma y por tanto permiten un análisis más preciso.

Exactamente, el análisis que vamos a realizar va a ser sobre el ciclo de carga que empieza en el en el segundo 19,125 y acaba en el 19,665. En la Figura 50, 52 y 51 se van a poder observar la actuación de las fuerzas individualmente durante el período de tiempo citado.

De estas gráficas se obtendrán la combinación de cargas más desfavorable que más tarde se utilizará en el cálculo estructural mediante el Método de los Elementos Finitos (MEF).

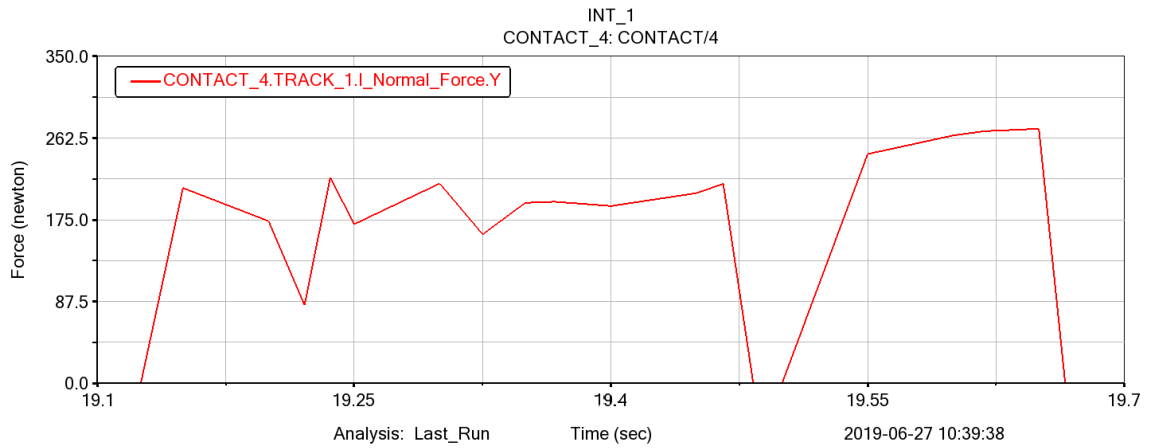


Figura 50: Fuerza Normal

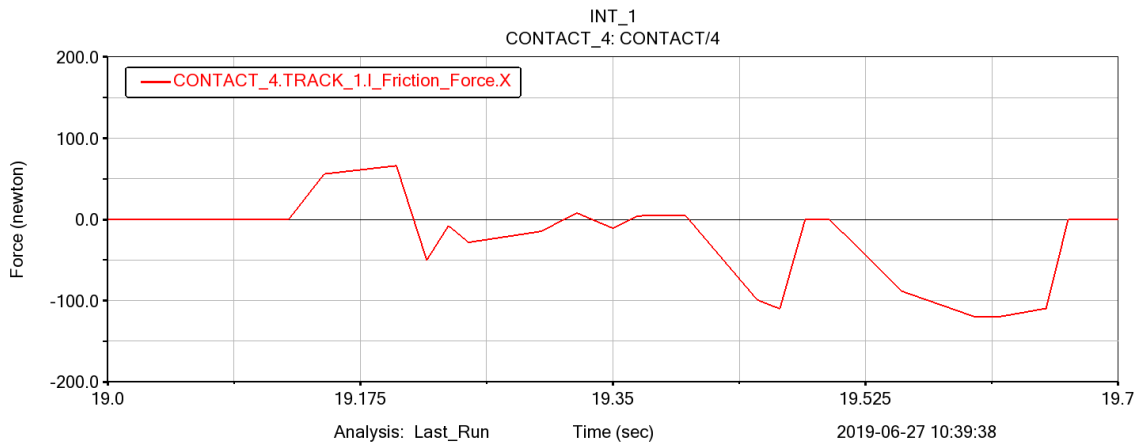


Figura 52: Fuerza de Rozamiento en X (paralela con la marcha)

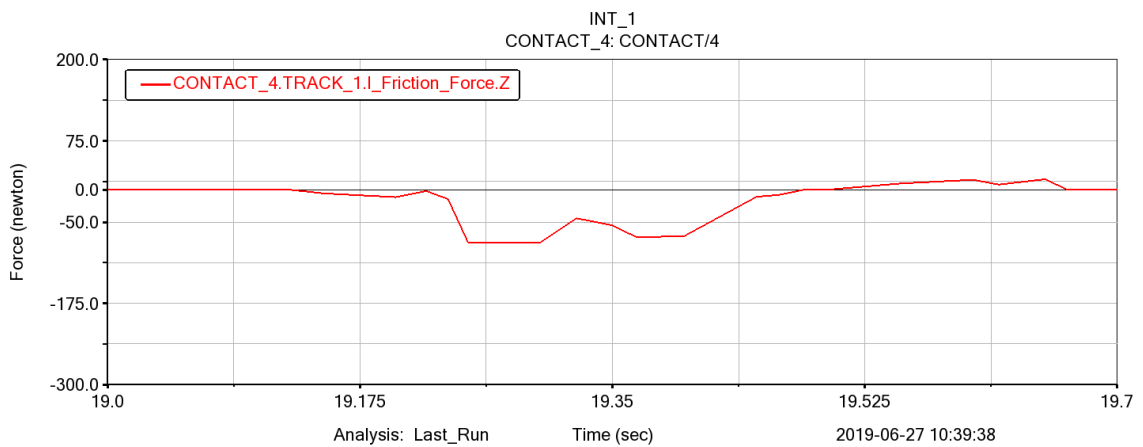


Figura 51: Fuerza de Rozamiento en Z (transversal a la marcha)

De las imágenes anteriores se deduce que el caso más desfavorable que debería resistir, dado el orden de magnitud de las cargas, sería el instante en el que la fuerza normal sea máxima

Esto sucede en el instante de 19,65 segundos y los valores del estado de carga más desfavorable durante la marcha canina de un perro de 35 kg según el sistema de coordenadas establecido en la introducción del capítulo (Figura 41) serán:

- Fuerza normal:
 - Componente X → 000,0 N
 - Componente Y → 272,5 N
 - Componente Z → 000,0 N
- Fuerza tangencial:
 - Componente X → -109,6 N
 - Componente Y → 000,0 N
 - Componente Z → 016,0 N

Estas son las cargas que, mayoradas con un coeficiente de seguridad $X=1,5$, se utilizarán para el cálculo MEF con el *software* comercial Ansys en el capítulo 9 (Cálculo MEF) del proyecto.

9. Cálculo MEF

Como bien se ha comentado en el apartado anterior, una vez obtenidos los casos de carga, en este capítulo se va a desarrollar un cálculo mediante el Método de los Elementos Finitos haciendo uso del *software* Ansys Workbench. Para ello, va a ser necesaria la realización de una serie de procedimientos que se van a explicar a continuación.

9.1 Preparación del modelo CAD

En cualquier proyecto aplicado al campo de CAE (Computer Aided Engineering) inicia en la etapa del preprocesamiento, para ser más concretos, empieza con un modelo CAD (Computer Aided Design). De modo que un modelo CAD, encaminado normalmente hacia la manufactura, no suele contemplar los requisitos de un análisis CAE.

Al realizar la preparación del modelo para la generación de la malla es importante destacar que cualquier limpieza de la geometría debe atenerse al hecho de que las modificaciones realizadas tengan por objetivo facilitar y optimizar la etapa de generación de la malla, de modo que la discretización se haga con calidad.

Por tanto, en el caso del modelo CAD de la prótesis (Véase Figura 53) es necesaria una limpieza de la geometría que consistirá en la eliminación de los redondeos, que no influyan en la estructura de la pieza, y en disminuir el número de caras.

Para la limpieza de la geometría se ha importado un archivo STEP al programa y se ha editado desde una aplicación de Ansys dedicada a la edición y simplificación de modelos CAD.

9.2 Material y propiedades

Para seguir con la transición de un modelo CAD a un modelo que cumpla los requisitos exigidos por un cálculo MEF, el siguiente paso es asignar al modelo 3D las propiedades requeridas por el *software* con la finalidad de convertir un simple dibujo cualquiera en una pieza de Poliamida 6 con su peso, densidad, dureza, resistencia a tracción, etc.

Durante la introducción de las propiedades del material en el *software* se han realizado una serie de simplificaciones con el fin de facilitar el cálculo del proyecto.

En primer lugar, como se trata de una pieza impresa en 3D y la fabricación aditiva se produce en dos direcciones perpendiculares es muy probable que el material se

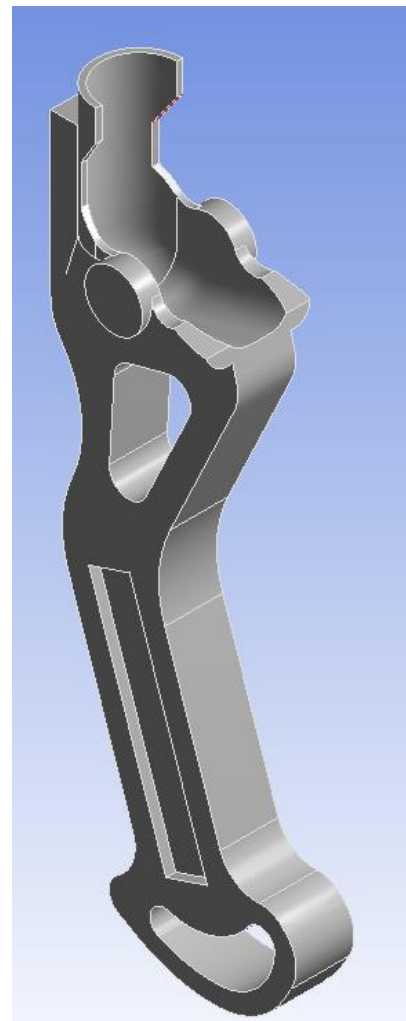


Figura 53: Modelo CAD simplificado

comporte de forma ortótropa. Y, por otro lado, el polímero utilizado tiene un comportamiento estructural no lineal.

Pero, dado el bajo orden de magnitud de las cargas vamos a asumir que estamos frente a un material Isótropo y de comportamiento lineal.

9.3 Mallado de la pieza

Una malla para el Método de Elementos Finitos consiste en una partición adecuada del dominio geométrico, con dos propiedades básicas: la unión entre elementos es el dominio y la intersección entre dos elementos tiene medida nula [26].

La generación de la malla es uno de los aspectos más importantes en este tipo de cálculos. Además, es importante controlar el tamaño del elemento ya que si generamos gran cantidad de elementos muy pequeños daría lugar a una malla con muchos nodos, lo cual implicaría sistemas de ecuaciones con muchas incógnitas.

Para el mallado de la prótesis se ha optado por una malla mayoritariamente de elementos hexaédricos por dos motivos. En primer lugar, porque con un elemento hexaédrico del mismo tamaño que uno tetraédrico se abarca más lugar en el espacio, además, se utiliza un menor número de nodos en la malla y, por tanto, se consigue un menor coste computacional durante el cálculo.

Por otro lado, se han intentado evitar en la medida de lo posible los elementos tetraédricos ya que en los vértices de estos elementos se concentran notablemente las tensiones y es posible que se falseen algunos resultados.

Los elementos empleados para mallar la pieza son de un orden polinómico lineal debido a las limitaciones en cuanto a número de nodos por parte de la versión estudiante de Ansys Workbench.

Además, como podemos apreciar en la figura anterior se ha empleado un refinamiento h-adaptativo en aquellas zonas, algunas indicadas en rojo en la Figura 54, de la pieza que susceptibles de soportar tensiones más altas.

Finalmente, una vez mallada la pieza podemos proceder con el cálculo estático y con el cálculo modal.

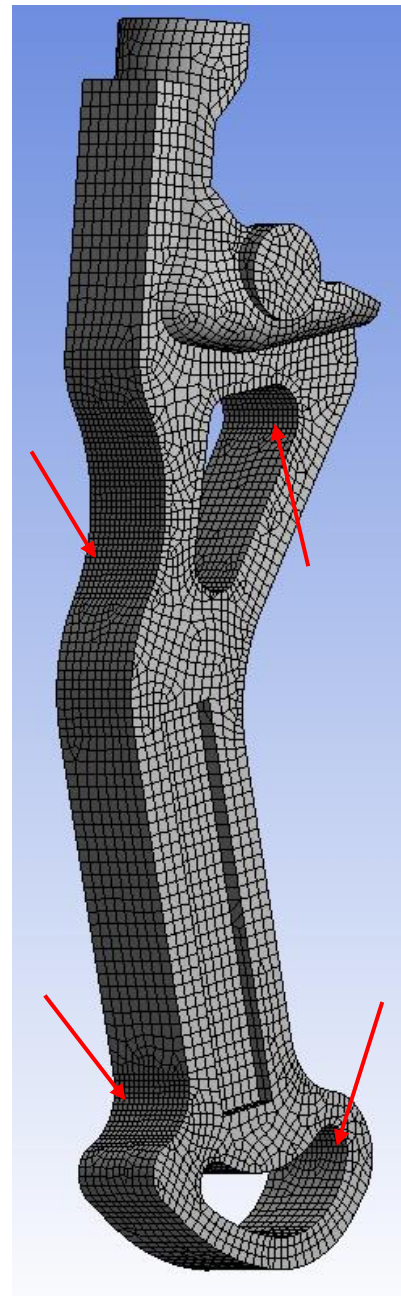


Figura 54: Mallado h-adaptativo

9.4 Cálculo estático

9.4.1 Condiciones de contorno

Antes de pasar a calcular la solución del problema planteado se deben imponer las condiciones de contorno que afectan al componente mecánico. Evidentemente, Ansys utiliza las condiciones de contorno impuestas en el modelo. En este caso, las condiciones de contorno las vamos a dividir en dos partes.

En primer lugar, como muestra la Figura 55, se han restringido todos los desplazamientos de la cara interna de la prótesis. Se ha decidido restringir todos los grados de libertad de esta superficie porque se ha considerado que sería la situación más desfavorable.



Figura 55: Desplazamientos restringidos

Y, en segundo lugar, la aplicación de fuerzas (Véase Figura 56). Se han escogido 9 nodos de la malla que coinciden con la zona de contacto con el suelo durante el instante de mayor carga. Las fuerzas aplicadas son aquellas que se obtuvieron en el capítulo 8 mayoradas con un coeficiente de seguridad de $X=1,5$.

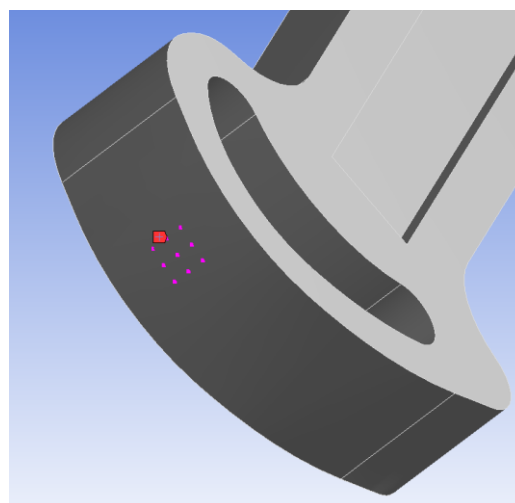


Figura 56: Zona de aplicación de las fuerzas

9.4.2 Solución

Una vez impuestas las condiciones de contorno nuestro modelo está listo para ser resuelto. Más tarde, haciendo uso del *Postprocessor* se han obtenido los resultados de las tensiones equivalentes de Von-Mises (Figura 57).

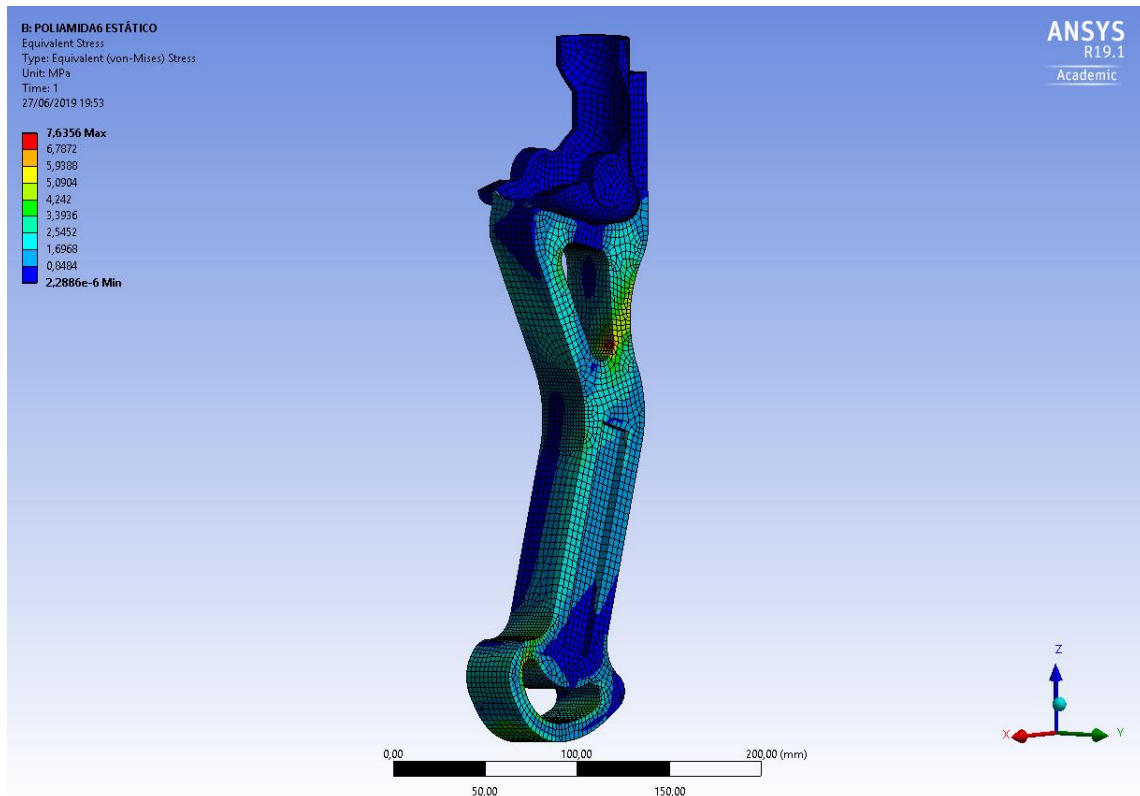


Figura 57: Tensión de Von Mises

9.4.3 Análisis de resultados

Observando la distribución de tensiones mostrada en la figura anterior, y sabiendo que el módulo de Young de la PA6 es de 782 MPa, se puede decir que la prótesis está claramente sobredimensionada. Además, la prótesis diseñada no solamente resistiría a una carga estática, sino que también sería capaz de resistir 10^7 ciclos de carga ya que las tensiones más altas experimentadas en la pieza son de 7.64 MPa y la resistencia a fatiga del material a los 10^7 ciclos es de 40.3 MPa.

Este sobredimensionado es habitual ya que se ha hecho el cálculo sobre la primera iteración de diseño, por tanto, este apartado va a consistir en desarrollar brevemente cómo se podría optimizar el diseño.

Para empezar, lo primero que se puede hacer es una reducción de sección de la prótesis, aunque no de forma excesiva porque, como bien se ha comentado anteriormente, el polímero tiene un comportamiento no lineal y no se puede predecir totalmente su comportamiento.

En segundo lugar, dado el bajo nivel de tensiones en las reducciones de peso de la caña de la prótesis (Véase Figura 58), se podría considerar un aumento de la profundidad de la zona aligerada, de este modo aumentarían las tensiones, pero no notablemente.

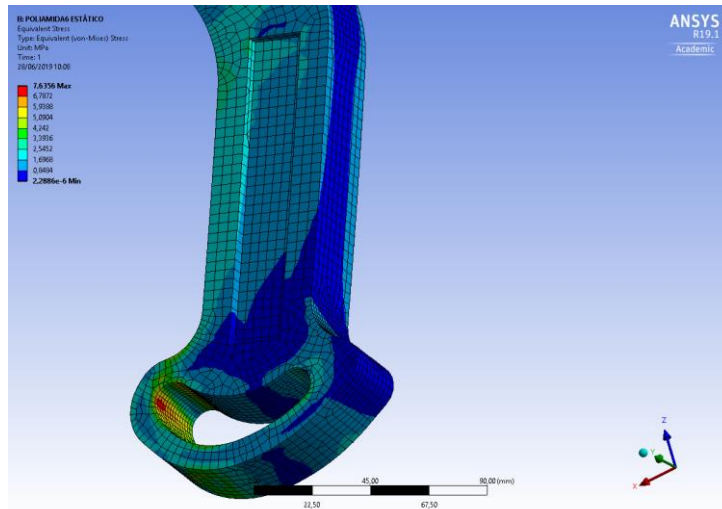


Figura 58: Reducciones de peso

Finalmente, la última propuesta de mejora del diseño aportado consiste en una mejora de la geometría de las cavidades indicadas en la Figura 59. Es decir, si nos fijamos en la siguiente figura, observamos que las zonas de mayores tensiones son dos radios de acuerdo de 10 mm que concentran mucho los esfuerzos en esas zonas de transiciones marcadas.

Por tanto, si una de las mejoras propuestas ha sido una reducción de la sección resistente, se debería optimizar la geometría de ambas cavidades. Haciendo uso de radios de acuerdo más grandes alcanzando así unas transiciones más suaves en la geometría y consecuentemente una mejor distribución de las tensiones en la pieza.

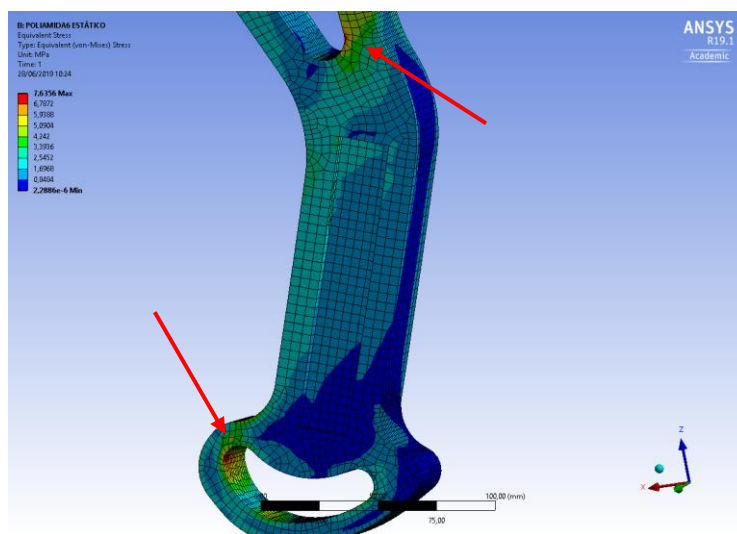


Figura 59: Radios 10 mm

9.5 Cálculo modal

La finalidad de la realización de este segundo cálculo ha sido poder comprobar que el diseño aportado es adecuado para resistir la repetida aplicación de cargas durante el paso, el trote o el galope sin llegar a excitar ninguno de los modos de vibración del sistema.

9.5.1 Condiciones de contorno

Las condiciones de contorno impuestas a este segundo modelo han sido las mismas que las del cálculo anterior a excepción de la aplicación de fuerzas.

Es decir, se han restringido todos los desplazamientos posibles en la cara interna de la prótesis y no se han aplicado fuerzas.

9.5.2 Solución

En este caso, el cálculo realizado ha sido un cálculo modal del cual se han obtenido los 6 primeros modos de vibración y el valor de las frecuencias naturales correspondientes (Figura 60 y Tabla 4)

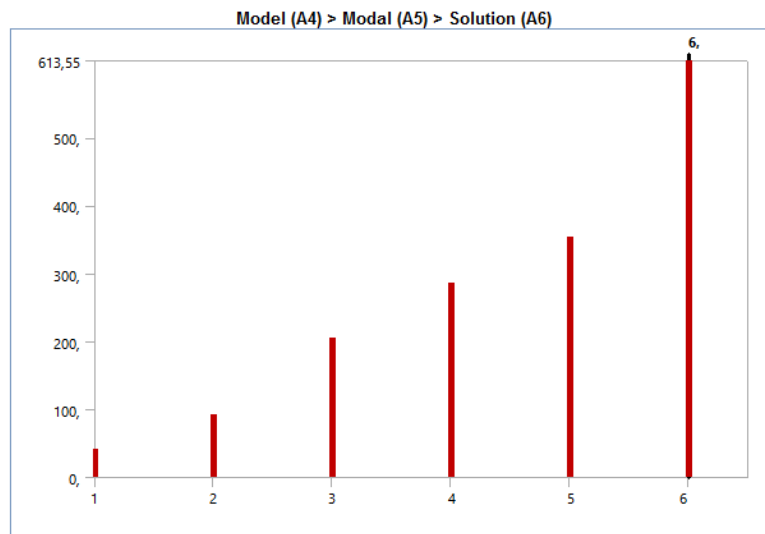


Figura 60: Gráfica frecuencias naturales

Model (A4) > Modal (A5) > Solution (A6)

Mode	Frequency [Hz]
1,	42,343
2,	93,157
3,	205,7
4,	285,5
5,	354,14
6,	613,55

Tabla 4: Tabla Frecuencias Naturales

Una vez obtenidos los valores de las frecuencias naturales correspondientes a los seis primeros modos de vibración del sistema, se van a mostrar las deformadas de cada uno de los modos mencionados y se identificarán cada uno de los movimientos asociados.

Modo 1: Flexión en Y (Figura 61):

Modo 2: Flexión en X (Figura 62):

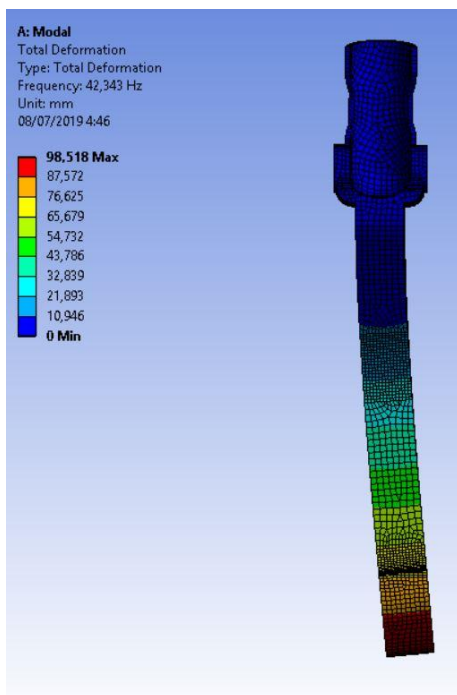


Figura 61: Primer modo de vibración

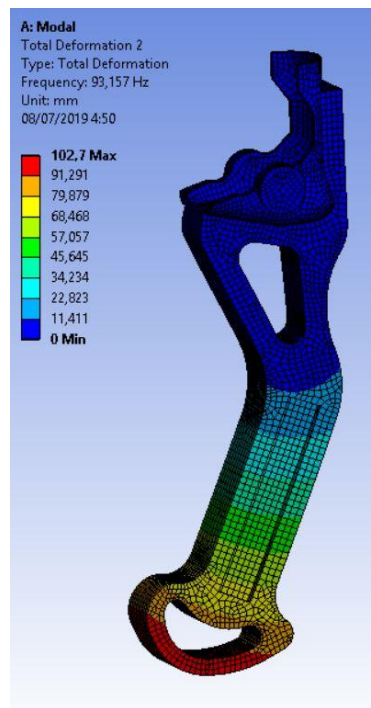


Figura 62: Segundo modo de vibración

Modo 3: Torsión en Z (Figura 63):

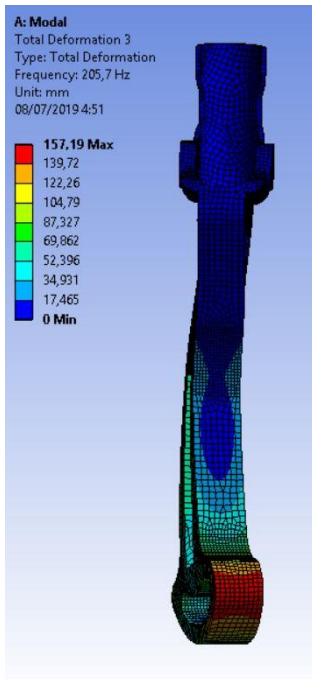


Figura 63: Tercer modo de vibración

Modo 4 (Combinado): Flexión en Y+ Torsión Z (Figura 64):

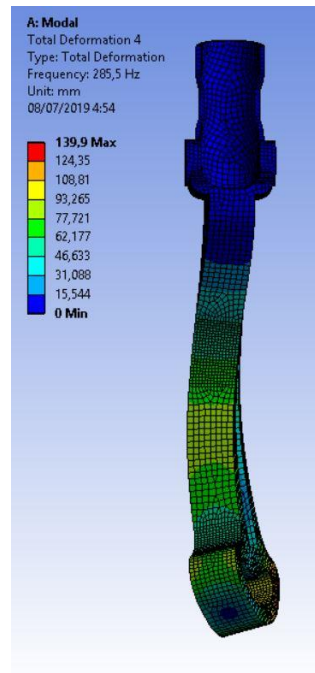


Figura 64: Cuarto modo de vibración

Modo 5: Tracción en Z (Figura 65):

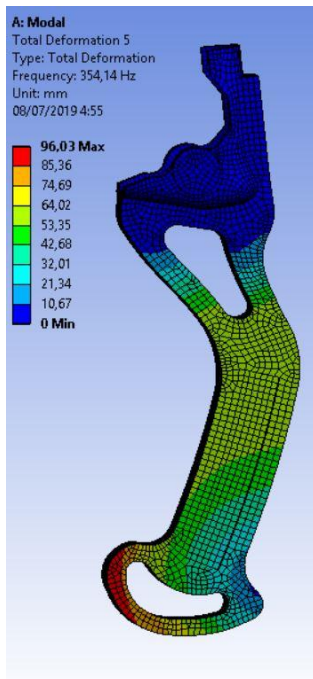


Figura 65: Quinto modo de vibración

Modo 6: Flexión en Y con dos nodos (Figura 66):

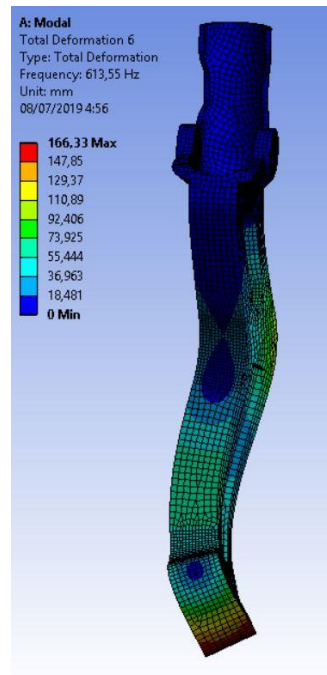


Figura 66: Sexto modo de vibración

9.5.3 Análisis de los resultados

Como bien se ha comentado en la introducción del punto 9.5 el análisis de este apartado está enfocado a realizar una comparación entre las seis primeras frecuencias naturales del sistema y las frecuencias a las que la prótesis recibiría las cargas durante el paso, el trote o el galope.

Realizando una serie de mediciones se han obtenido los siguientes resultados acerca de las frecuencias de pisada durante las distintas marchas del perro (Tabla 5).

Comparando los resultados de la Tabla 4 y 5 observamos que las frecuencias de la pisada canina son considerablemente más pequeñas que la frecuencia natural correspondiente al primer modo de vibración que es 42.343 Hz.

Por tanto, el diseño de la prótesis no alcanzará ninguno de los modos de vibración citados anteriormente en ningún instante durante la marcha del perro.

RITMO	PERÍODO T(s)	FRECUENCIA f(Hz)
PASO	1,00	1,00
TROTE	0,60	1,67
GALOPE	0,30	3,33

Tabla 5: Frecuencias de la pisada canina

10. Diseños paramétricos

Es importante recordar que el objetivo principal de este trabajo es la búsqueda de una metodología de diseño y fabricación de prótesis que permita la reproducción de las mismas de forma paramétrica. Esto, permitiría la obtención de prótesis de forma rápida y económica adaptándose a las distintas condiciones de cada perro.

Es por ello, que, a modo de punto de partida, el prototipo presentado en permite la parametrización de su modelo CAD, del modelo dinámico y del modelo MEF.

En cierta medida, el modelo aquí desarrollado permite una personalización de forma que el mismo prototipo, con unos ligeros retoques, podría ser utilizado tanto en un Pastor Alemán como en un Caniche.

A continuación, se presentan una serie de propuestas en las que se ha trabajado con el objetivo de conseguir la parametrización tanto del modelo CAD como del modelo dinámico.

10.1 Optimización modelo CAD

La optimización del modelo CAD se debe realizar en dos direcciones.

En primer lugar, se debe realizar con un diseño inspirado en el sistema de diseño *Feature Based* el cual consiste en realizar el mayor número de operaciones parametrizadas posibles. Esto es importante porque los *softwares* MEF normalmente utilizados en la industria tienen la capacidad de identificar las operaciones parametrizadas como redondeos, agujeros roscados, chaflanes... y suprimirlas de forma casi automática. De este modo, se agiliza la limpieza que se debe hacer del modelo CAD antes de hacer el mallado para el cálculo.

Por otro lado, el *software* NX de Siemens, el cual se ha utilizado para el diseño de la prótesis, tiene una herramienta llamada *Expressions* (Figura 67) cuya función es definir una serie de constantes o fórmulas que se pueden utilizar durante el desarrollo y el diseño del modelo.

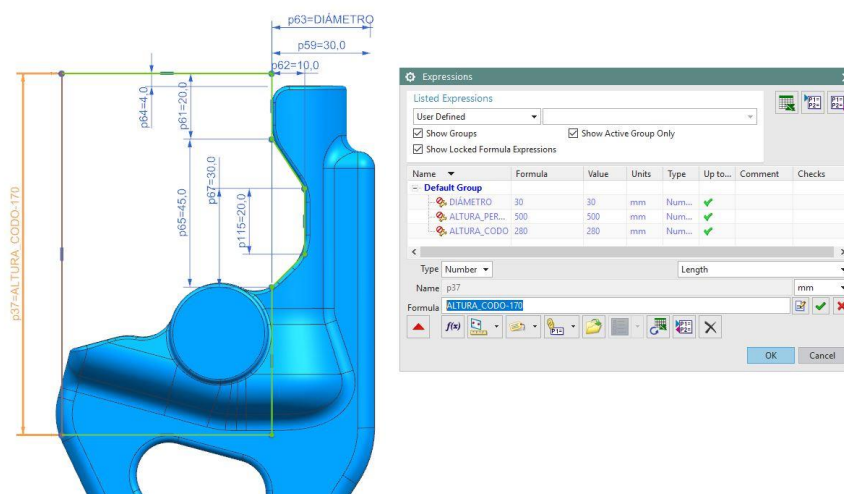


Figura 67: Herramienta Expressions

De este modo, antes de empezar a diseñar la prótesis, se pueden definir una serie de parámetros como la altura del codo del perro, el diámetro del muñón o la sección resistente deseada y se podrían parametrizar todos los croquis utilizados en función estas constantes introducidas previamente.

Si se consigue un buen diseño paramétrico, con tan solo una serie de ajustes, sería muy sencilla la escalabilidad de los diseños. Por tanto, se realizarían diseños prácticamente personalizados con un coste de tiempo muy bajo.

10.2 Modelo dinámico paramétrico

Análogamente a la parametrización de los diseños del modelo 3D, Adams permite un diseño similar. Dada la complejidad de la parametrización del modelo del cuadrúpedo entero y, considerando que estaba fuera del alcance de este proyecto, se ha realizado la parametrización del modelo de una sola extremidad para mostrar cómo escalar los cálculos dinámicos con facilidad.

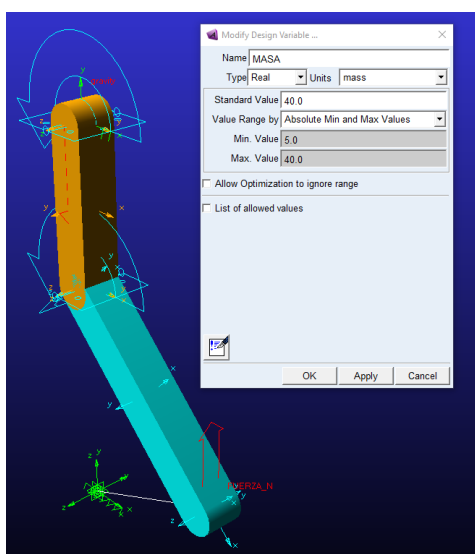


Figura 68: Parametrización de la masa

Como se puede apreciar en la Figura 68, en este caso se ha decidido introducir un rango dentro del cual se va a encontrar la masa del perro y luego se introduce la masa deseada. Este mismo paso se ha realizado con las dimensiones del húmero y de la prótesis. De forma que, cambiando esos valores y repitiendo la simulación de nuevo, sería suficiente para obtener las nuevas fuerzas que actúan sobre nuestro modelo.

Si se trabajara sobre las dos metodologías propuestas en este capítulo se podrían alcanzar prótesis de muy buena calidad, de forma muy ágil, preocupándose siempre por la personalización de la prótesis y su adaptación al animal.

11. Conclusiones y desarrollos futuros

En este TFG se ha propuesto el diseño de una prótesis pasiva de miembro anterior para perros cuyos objetivos han sido una funcionalidad alta, fácil adaptabilidad por parte del animal, que fuera imprimible en 3D y que fuera resistente y económica.

Para ello, en primer lugar, ha sido necesaria una revisión del estado del arte en la cual se han estudiado las distintas prótesis que se podían encontrar en el mundo de la protésica animal en general y la canina en particular.

Una vez se han analizado todas las características que debía tener una buena exoprótesis canina para un miembro anterior, a la vez que se han detectado qué aspectos se debían evitar, se ha procedido al desarrollo de una solución para un perro de un tamaño y peso en concreto.

La solución adoptada ha consistido en un modelo CAD, inspirado en los puntos fuertes de las prótesis analizadas del mercado actual, además de una adecuada y minuciosa selección de materiales con la finalidad de garantizar la comodidad del animal a la vez que buscando una buena tracción durante la marcha.

El siguiente paso ha sido el desarrollo de un modelo de simulación dinámica que simularía la marcha de un cuadrúpedo. Con este modelo, se han obtenido aquellos casos de carga que el perro debería resistir durante el paso.

Finalmente, se han realizado una serie de cálculos, tanto estructurales como modales, con la finalidad de comprobar si el diseño de la prótesis era adecuado.

Con todo esto, establezco la base de una metodología de fabricación y cálculo de prótesis en la cual se puede seguir trabajando hasta obtener la parametrización comentada en el punto 10.

Animo a cualquiera a seguir con mi trabajo, y alcanzar así un método que revolucione el mercado de las prótesis caninas.

Aquí termina mi Trabajo Final de Grado, y con él una parte muy importante de mi vida. La redacción y el desarrollo de este proyecto ha sido, en algunos puntos, una tarea ardua y laboriosa, pero a la vez muy interesante. Por ejemplo, jamás pensé que el modelado de la cinemática de un perro pudiera ser tan complejo y a la vez tan apasionante.

Para terminar, he de decir que estoy plenamente orgulloso de mi trabajo ya que gracias a él he tenido que sumergirme en varios de los distintos ámbitos en los que un ingeniero mecánico puede llegar a trabajar.

Por tanto, considero que la redacción y desarrollo de este trabajo ha sido el mejor de los de los entrenamientos posibles para enfrentarme a la incertidumbre que el futuro profesional me depara.

12. Referencias

- [1] <http://www.upv.es/entidades/SA/mastersoficiales/U0776878.pdf> ;
<http://www.etsid.upv.es/alumnos/trabajo-fin-de-grado-y-master/> (Accedido 19-02-19)
- [2] <http://www.colvema.org/pdf/displasiacodo.pdf> (Accedido 19-02-19)
- [3] <https://inhabitat.com/makerbots-3d-printed-hermit-crab-shells-are-a-fresh-solution-to-an-environmental-shortage/> (Accedido 20-02-19)
- [4] <http://ortopediajensmuller.com/servicio-de-fabricacion/protesis-esteticas/tu-diseno/>
(Accedido el 20-02-19)
- [5] <https://www.ottobock.es/ortetica/soluciones/genu-arexa/> (Accedido el 20-02-19)
- [6] [Monografía, Auditoría médica 2017 \(Karina Galli / Sabina Pelozo\)](#)
- [7] [Tesis doctoral “ Análisis numérico y experimental de un prototipado de prótesis canina para extremidad posterior” \(Guadalupe López Contreras \)](#)
- [8] <https://www.timetoast.com/timelines/protesis-ad38fc97-8857-447b-9fe5-ee10a0a06b3d?print=1> (Accedido el 24-02-19)
- [9] <https://tratamientoyenfermedades.com/historia-de-las-protesis/> (Accedido el 24-02-19)
- [10] <https://codigooculto.com/2017/05/el-tornillo-encontrado-en-la-rotula-de-una-momia-egipcia-de-2-600-anos/> (Accedido el 28-02-19)
- [11] <https://www.quo.es/ser-humano/a22982/quien-invento-las-protesis/> (Accedido el 26-02-19)
- [12] <https://abc7chicago.com/science/amputee-able-to-move-prosthetic-arms-simply-by-thinking/441158/>(Accedido el 10-03-19)
- [13] <https://www.earthtouchnews.com/discoveries/innovation/grecia-the-injured-toucan-finally-got-his-3d-printed-beak-and-even-his-singing-is-better/> (Accedido el 11-03-19)
- [14] <http://www.bovident.com/> (Accedido el 11-03-19)
- [15] <https://www.seewinter.com/> (Accedido el 11-03-19)
- [16] [Article from Worcester Polytechnic Institute “ Designo d a Prosthesis for Canines with Front Limb Deformities” \(Norma Bachman, Melanie Lasso, Oluwajomiloju Olaode, Elisabeth Walfield and Mushtaq Al Zuhairi\)](#)
- [17] <https://es.3dsystems.com/customer-stories/meet-derby-dog> (Accedido el 20-03-19)
- [18] <https://orthopets.com/>(Accedido 20-03-19)
- [19] <https://www.wired.com/2011/09/ff-animalprosthetics/amp> (Accedido 20-03-19)
- [20] [“Canine Medicine Sports and Rehabilitation” M.Christine Zink and Janet B. Van Dyke](#)
- [21] [“Manual Ilustrado de Cinología del Consiglio dei-Giudici della-FCA.pdf”](#)

- [22] <https://www.lacasadelosdisfraces.es/es/241/goma-eva/48582/goma-eva-en-rollo--venta-por-metro>(Accedido 19-06-19)
- [23] <http://shop.embamat.com/material-antideslizante.html>(Accedido 19-06-19)
- [24] <https://shermansurvival.com/calzado-y-complementos/8922-luminox-correa-velcro-blackout.html>(Accedido 19-06-19)
- [25] <https://www.youtube.com/watch?v=PVvZKcKBTg&t=28s>
- [26] [Artículo: “Generación de mallas tridimensionales en tiempo lineal”. Nestor A. Calvo y Sergio R. Idelsohn.](#)
- [27] [Base de datos CES EDUPACK](#)
- [28] <https://mypetsbrace.com/prosthetics-dogs> (Accedido el 09-07-19)
- [29] <https://www.pawopedic.com/dog-artificial-limbs> (Accedido el 09-07-19)

2

PLIEGO DE CONDICIONES

1. Condiciones de ejecución del proyecto

El pliego de condiciones es un documento que recoge los requisitos técnicos y/o legales por los que debe regirse el proyecto en cuestión, para garantizar que el mismo se desarrolla correctamente.

El proyecto consiste en la simulación dinámica de un cuadrúpedo que, después de un modelado geométrico, complementan una serie de cálculos estructurales mediante el Método de los Elementos Finitos sobre la prótesis delantera de un Pastor Alemán de 35 Kg de peso.

Como no se han realizado ensayos experimentales en laboratorio, no ha sido necesario incluir normativa de seguridad ni de condiciones facultativas. Además, no se ha encontrado normativa en cuanto al desarrollo de exoprótesis caninas luego tampoco se adjunta ninguna.

Por tanto, el siguiente documento consistirá en el desarrollo de las condiciones de los equipos utilizados, condiciones de los modelos dinámico y MEF, además de las condiciones de fabricación y montaje.

1.1 Condiciones de los equipos utilizados

Para la realización de este proyecto han sido necesarios dos equipos informáticos y tres programas principales. El primero, de simulación de sistemas multicuerpo, el segundo, de modelado 3D y un tercero de cálculos MEF.

1.1.1 Hardware

Los equipos utilizados para el desarrollo de la memoria del proyecto son un ordenador portátil personal y el equipo de mesa de la oficina en la que trabajo.

- **Equipo portátil:** Este ordenador ha sido utilizado prácticamente para el desarrollo de todo el proyecto. Desde el desarrollo de la memoria, hasta la realización de los cálculos MEF y sin olvidar las simulaciones dinámicas. Por falta de licencias, la única parte que no ha sido posible realizar con este equipo ha sido el modelado 3D.
 - Ordenador portátil MSI GF62 8RE-048ES
 - Procesador Intel Core i7-8750H 2 x 2'2 GHz
 - Tarjeta gráfica Nvidia GeForce 630N 2GB
 - Memoria RAM 16 GB
 - Sistema operativo Windows 10
 - Teclado, ratón y monitor (15.6") integrados

- **Equipo oficinas STAV:** La utilización de este equipo ha sido necesario para la utilización del software Siemens NX durante el desarrollo del modelo 3D y sus planos. Se ha utilizado este software de modelado por sus importantes características en cuanto a la parametrización de modelos 3D.
 - Estación de trabajo montada por piezas
 - Procesador Intel Core i5 (CPU) 3'2 GHz
 - Tarjeta gráfica Radeon™ Pro Serie WX
 - Memoria RAM 16 GB
 - Sistema operativo Windows 10S
 - Teclado y ratón Logitech
 - Monitor 24" Samsung

1.1.2 Software

Para el desarrollo del proyecto se han utilizado el siguiente software:

- 1) **MSC Adams View:** Software encargado de llevar a cabo las tareas del proyecto relacionadas con estudios dinámicos del perro. Implementando el modelo de un cuadrúpedo, programando las ecuaciones de los movimientos y finalmente realizando una serie de medidas de las fuerzas actuantes sobre la prótesis.
- 2) **Siemens NX:** Utilizado para la creación del modelo geométrico inspirado en las prótesis encontradas en el mercado actual. Además, ha sido necesario para el desarrollo de los planos de la pieza.
- 3) **Ansys Workbench:** Una vez obtenido el modelo CAD se ha importado en formato STEP (.stp) en el programa Ansys con la finalidad de la realización de un cálculo estructural estático y uno modal.
- 4) **Microsoft Word y Excel:** para la redacción de todos los documentos descriptivos del proyecto además de para la implementación de las tablas y gráficas mostradas en algunos de los puntos de la memoria.

1.2 Condiciones del modelo

Para la obtención de resultados tanto en el modelo desarrollado en Adams como en el de Ansys, es necesario establecer unas condiciones sobre las que se sostendrán ambos modelos y que implicarán que los resultados obtenidos sean correctos y no den valores incongruentes.

Para enumerar las consideraciones necesarias de forma clara y concisa se van a dividir en grupos, uno por cada software utilizado.

1.2.1 MSC Adams View

- Distribución de masas en el modelo según se ha comentado en el punto 8.1 de la Memoria del proyecto. Esta consiste en: 15 kg a la parte delantera del cuerpo del animal, 10 kg a la trasera, 1'5 kg cada barra que simule un húmero y 1 kg para cada una de las cuatro barras que conforman la parte final de las patas.
- Contacto del modelo y el suelo: se creará un contacto con fricción de Coulomb entre las patas y el suelo.
- Todos los pares establecidos serán pares de revolución. Los de las patas liberando el giro en Z y el de la cadera el giro en X.
- Para la aplicación de las ecuaciones de movimientos obtenidas serán necesarias dos variables temporales cuyo funcionamiento sea el de un contador de valores entre 0 y 1, que tarde 0.5 segundos en empezar a contar y que uno empiece con un valor de 0.3 y el otro de 0.7.
- Los movimientos de las patas se agruparán en grupos de dos y el movimiento de la cadera tendrá el sentido de giro que favorezca la marcha del animal.
- Finalmente, para la realización de un buen análisis dinámico inverso, se simulará el modelo con un tamaño de paso de integración de 0.05 segundos.

1.2.2 Ansys Workbench

- Se importará el archivo CAD llamado "prueba.stp" que se ha realizado con el software de diseño Siemens NX.
- La limpieza de la geometría se hará de forma que se eliminarán los redondeos que no influyan estructuralmente en la pieza y se reducirá el número de caras de forma coherente mediante el uso de las herramientas "Delete rounded edges" y "Merge faces" respectivamente.
- Se realizará un mallado automático con la opción de "Hex Dominant", con elementos lineales y con un tamaño de elemento de 5mm.
- En aquellas zonas que sea necesario por falta de espacio, se mallará con el mismo tipo de elemento, pero de 3 mm y en aquellas zonas susceptibles de sufrir mayores niveles de tensiones con elementos de 2 mm.

- La aplicación de las fuerzas se hará de forma nodal repartida entre los 9 nodos de la “Named selection” llamada “SEC”.
- Se restringirán todos los desplazamientos de la cara interna de la prótesis antes de calcular.

1.3 Condiciones del prototipo

Finalmente, una vez aclaradas las condiciones necesarias para un correcto modelado dinámico y para un adecuado cálculo de elementos finitos, el siguiente paso es brindar una serie de instrucciones para una correcta fabricación y montaje del prototipo.

1.3.1 Condiciones de fabricación

A continuación, se pretende establecer una serie de parámetros y condiciones para una correcta impresión de la pieza.

- En primer lugar, el material base de la impresión debe ser un filamento de \varnothing 1.75 mm de Poliamida 6 (PA6).
- Imprimir la pieza con su eje longitudinal situado en paralelo al plano horizontal.
- Realizar la impresión con una altura de capa de 0,2 mm y con un *infill* del 60%.
- Finalmente, programar un espesor equivalente a 5 capas para las paredes externas de la pieza.

1.3.2 Condiciones de montaje

En este apartado del documento se van a exponer las condiciones e instrucciones necesarias para que el montaje de la prótesis cumpla con todos los requisitos para los cuales ha sido diseñada.

- Antes del montaje se han de quitar todas las posibles rebabas causadas durante el proceso de impresión.
- No es necesaria la aplicación de ninguna laca ni tratamiento superficial. El material de impresión está elegido para que soporte todas las condiciones ambientales a las que se vaya a ver expuesto.
- Tanto para la fijación de la goma EVA a la pieza, como para la fijación del material antideslizante se va a emplear el sellador sintético de dos componentes POXILINA. Se ha elegido este adhesivo por ser una masilla epoxi ideal para un amplio rango de materiales y por soportar altos niveles de humedad.

3

PRESUPUESTO

1. Introducción

Una vez completada la realización del proyecto, el siguiente paso necesario es el de definir un presupuesto por parte del proyectista, de forma que, atendiendo tanto a las condiciones del proyecto como a la legalidad vigente.

Este presupuesto se desglosará de forma detallada en distintos apartados hasta llegar a un precio final del proyecto que incluirá la totalidad de los gastos. Es importante destacar que no se incluirá el impuesto de valor añadido (IVA) hasta el último apartado.

1.1 Mano de obra

Para el cálculo del coste por parte de la mano de obra del ingeniero, ha de tenerse en cuenta el salario de un graduado en ingeniería mecánica establecido por el BOE, en concreto, para el Convenio de Oficinas y Despachos e la provincia de Valencia en el año 2019. Según la tabla salarial del convenio, el salario para un Titulado Medio o Diplomado (Grupo II, Nivel II) es de 1.408,82 €/mes. Además, si tenemos en cuenta que el convenio establece un total de 1.767 horas de trabajo efectivo, el coste por hora será:

$$\frac{\text{Precio}}{\text{hora}} = \frac{1.408,82 \frac{\text{€}}{\text{mes}} \cdot 12 \text{ meses}}{1.767 \text{ horas}} = 9,57 \frac{\text{€}}{\text{hora}}$$

Por otro lado, y de forma análoga al cálculo anterior, es necesario contemplar los pagos a la Seguridad Social por el trabajo del ingeniero. Consultando el portal web de la Seguridad Social, se ha de realizar una cotización mínima para el Grupo II de 994,20€/mes. Repetimos el cálculo y el coste por hora de la Seguridad Social es:

$$\frac{\text{Precio Seguridad Social}}{\text{hora}} = \frac{994,20 \frac{\text{€}}{\text{mes}} \cdot 12 \text{ meses}}{1.767 \text{ horas}} = 6,75 \frac{\text{€}}{\text{hora}}$$

Finalmente, hay que añadir que el BOE pide que se establezcan dos pagas extraordinarias anuales para el Convenio de Oficinas y Despachos. Por lo tanto, cada una de esas pagas será de 1.408,82€, por tanto, implicaría un coste por hora de:

$$\frac{\text{Precio pagas extra}}{\text{hora}} = \frac{1.408,82 \frac{\text{€}}{\text{mes}} \cdot 2 \text{ pagas}}{1.767 \text{ horas}} = 1,59 \frac{\text{€}}{\text{hora}}$$

Para realizar el cómputo de horas requerido por este proyecto se va a utilizar el número de ECTS (European Credits Transfer System) a los que equivale el proyecto y se va a hacer una conversión directa a horas de trabajo.

Según la web de la Universidad Politécnica de Valencia, 1 crédito ECTS se corresponde con entre 25-30 horas de trabajo. En este caso, se va a tomar un valor de 25 horas.

$$n^{\circ} \text{ horas trabajadas} = 12 \text{ ECTS} * 25 \frac{\text{horas}}{\text{ECTS}} = 300 \text{ horas}$$

De este modo, y como observamos en la Tabla 6, ya se puede calcular el coste de la mano de obra directa.

Tabla 6: Mano de obra directa

CONCEPTO	CANTIDAD	UNIDADES	PRECIO UNIDAD (€)	IMPORTE NETO (€)
Realización del proyecto	300	h	9,57	2.871,00€
Seguridad Social	300	h	6,75	2.025,00 €
Pagas extra	300	h	1,59	477,00 €
Total	-	-	-	5.373,00 €

1.2 Gastos indirectos

Se asumirán como gastos indirectos la subcontratación de la fabricación de la prótesis. Dentro de estos gastos se incluirán: la materia prima, el tiempo de impresión más el tiempo de montaje y puesta a punto del prototipo.

En la Tabla 7 se percibe el coste de la subcontratación de la manufactura de una pieza:

Tabla 7: Costes indirectos

CONCEPTO	CANTIDAD	UNIDADES	PRECIO UNIDAD (€)	IMPORTE NETO (€)
Fabricación y montaje	12	h	10	120,00 €

1.3 Software, hardware y amortizaciones

En primer lugar, se van a realizar una serie de cálculos que cuantificarán la amortización de cada uno de los equipos (hardware) empleados durante el desarrollo de este proyecto, tanto el ordenador personal, como el ordenador utilizado en las instalaciones de STAV.

El equipo personal utilizado llevaba incluido el paquete de Microsoft Office al completo, así como el sistema operativo Windows 10, por tanto, esos gastos entran en el precio del equipo.

Si tenemos en cuenta que el ordenador costó 1.099,89 € (IVA no inc.), que la vida útil del ordenador es de 6 años, y teniendo en cuenta que se ha utilizado durante 226 horas (28,25 días):

$$\text{Amort. equipo personal} = \frac{1.099,89\text{€}}{6 \text{ años} \cdot 12 \frac{\text{meses}}{\text{año}}} \cdot \frac{28,25 \text{ días}}{30 \frac{\text{días}}{\text{mes}}} = 14,38\text{€}$$

Además, el equipo utilizado para la utilización del software NX tiene un precio de 969,99 €. En este caso es una estación de trabajo más elaborada que el ordenador portátil, cuya vida útil se ve aumentada hasta los 8 años, y teniendo en cuenta que se ha utilizado durante 12 horas (1,5 días):

$$\text{Amort. estación de trabajo} = \frac{969,99\text{€}}{8 \text{ años} \cdot 12 \frac{\text{meses}}{\text{año}}} \cdot \frac{1,5 \text{ días}}{30 \frac{\text{días}}{\text{mes}}} = 0,51\text{€}$$

En la Tabla 7 se puede apreciar los costes totales por uso de hardware:

Tabla 8: Amortización hardware

CONCEPTO	CANTIDAD	UNIDADES	PRECIO UNIDAD (€)	IMPORTE NETO (€)
Equipo personal	28,25	días	0,51	14,38 €
Equipo STAV	1,5	días	0,34	0,51 €
Total	-	-	-	14,89 €

Por otro lado, para el desarrollo de este proyecto, sin tener en cuenta la redacción de la memoria, ha sido necesaria la utilización de tres programas distintos: MSC Adams View 2018.1 (versión estudiante) para la realización del modelo dinámico, Siemens NX para el modelado geométrico y para los planos de la prótesis y finalmente Ansys Workbench 19.1 (versión estudiante).

Como este presupuesto se ha realizado para cuantificar cuánto costaría el desarrollo y la fabricación de una prótesis, y una licencia de software para estudiantes no permite actividad lucrativa, se van a consultar las páginas web de los tres programas para encontrar los precios de las licencias.

Los precios anuales de cada una de las licencias son los siguientes:

- MSC Adams View 2018.1: 1.652,89 € (IVA no inc.)
- NX Siemens 11.0: 21.275,04 € + 4.077,72 €/año (IVA no inc.)
- Ansys 19.9 Mechanical Enterprise: 26.707,64€ + 12.798,82 €/año (IVA no inc.)

Si consideramos la vida útil de los programas antes de queden obsoletos y, si tenemos en cuenta el número de horas empleadas con los distintos programas, se ha de calcular de forma proporcional la amortización de cada uno de ellos.

El desarrollo del modelo dinámico ha tenido un coste de 42 horas (5,25 días), la parte del modelado geométrico más la creación de planos han sido unas 12 horas (1,5 días) y, finalmente, alrededor de 20 horas (2,5 días) para realizar el mallado y el cálculo estructural.

Por tanto:

$$Amort. Adams = \frac{1.652,89€}{1 \text{ año} \cdot 12 \frac{\text{meses}}{\text{año}}} \cdot \frac{5,25 \text{ días}}{30 \frac{\text{días}}{\text{mes}}} = 23,71€$$

$$Amort. NX Siemens = \frac{21.275,04€}{1 \text{ año} \cdot 12 \frac{\text{meses}}{\text{año}}} \cdot \frac{1,5 \text{ días}}{30 \frac{\text{días}}{\text{mes}}} + \frac{4.077,72€}{1 \text{ año} \cdot 12 \frac{\text{meses}}{\text{año}}} \cdot \frac{1,5 \text{ días}}{30 \frac{\text{días}}{\text{mes}}} = 105,64€$$

$$Amort. Ansys = \frac{26.707,64€}{1 \text{ año} \cdot 12 \frac{\text{meses}}{\text{año}}} \cdot \frac{2,5 \text{ días}}{30 \frac{\text{días}}{\text{mes}}} + \frac{12.798,82€}{1 \text{ año} \cdot 12 \frac{\text{meses}}{\text{año}}} \cdot \frac{2,5 \text{ días}}{30 \frac{\text{días}}{\text{mes}}} = 274,35€$$

A continuación, en la Tabla 9, el total de los gastos por uso de software:

Tabla 9: Amortización software

CONCEPTO	CANTIDAD	UNIDADES	PRECIO UNIDAD (€)	IMPORTE NETO (€)
MSC Adams View 2018.1	5,25	días	4,52	23,71 €
NX Siemens	1,5	días	70,43	105,64 €
Ansys 19.1	2,5	días	109,74	274,35 €
Total	-	-	-	403,70 €

1.4 Gastos generales y derivados

En este apartado se contemplarán aquellos gastos que no vengan directamente de la mano de obra ni de la amortización.

Por tanto, aquí se incluirán los gastos como el mantenimiento (luz, agua, gas, etc.) y gastos de consumibles, que en este caso es simplemente material de oficina. Se va a establecer que los gastos de mantenimiento son equivalentes al 2% de la mano de obra. En cuanto al coste de los consumibles, se tomarán los precios establecidos por parte de los establecimientos donde estos mismos fueron adquiridos. A continuación, en la Tabla 10 podemos encontrar desglosados los gastos generales del proyecto.

Tabla 10: Gastos generales

CONCEPTO	CANTIDAD	UNIDADES	PRECIO UNIDAD (€)	IMPORTE NETO (€)
Impresión a color + encuadernado	1	Documento	18,35	18,35 €
DVD	1	Discos	2,07	2,07 €
Luz, agua y derivados	2	% de la mano de obra	53,73	107,46 €
Total	-	-	-	127,88 €

1.5 Resumen de los costes totales

Una vez desglosados todos los gastos de los apartados anteriores, el siguiente y último paso es calcular el presupuesto total del Trabajo (IVA inc.).

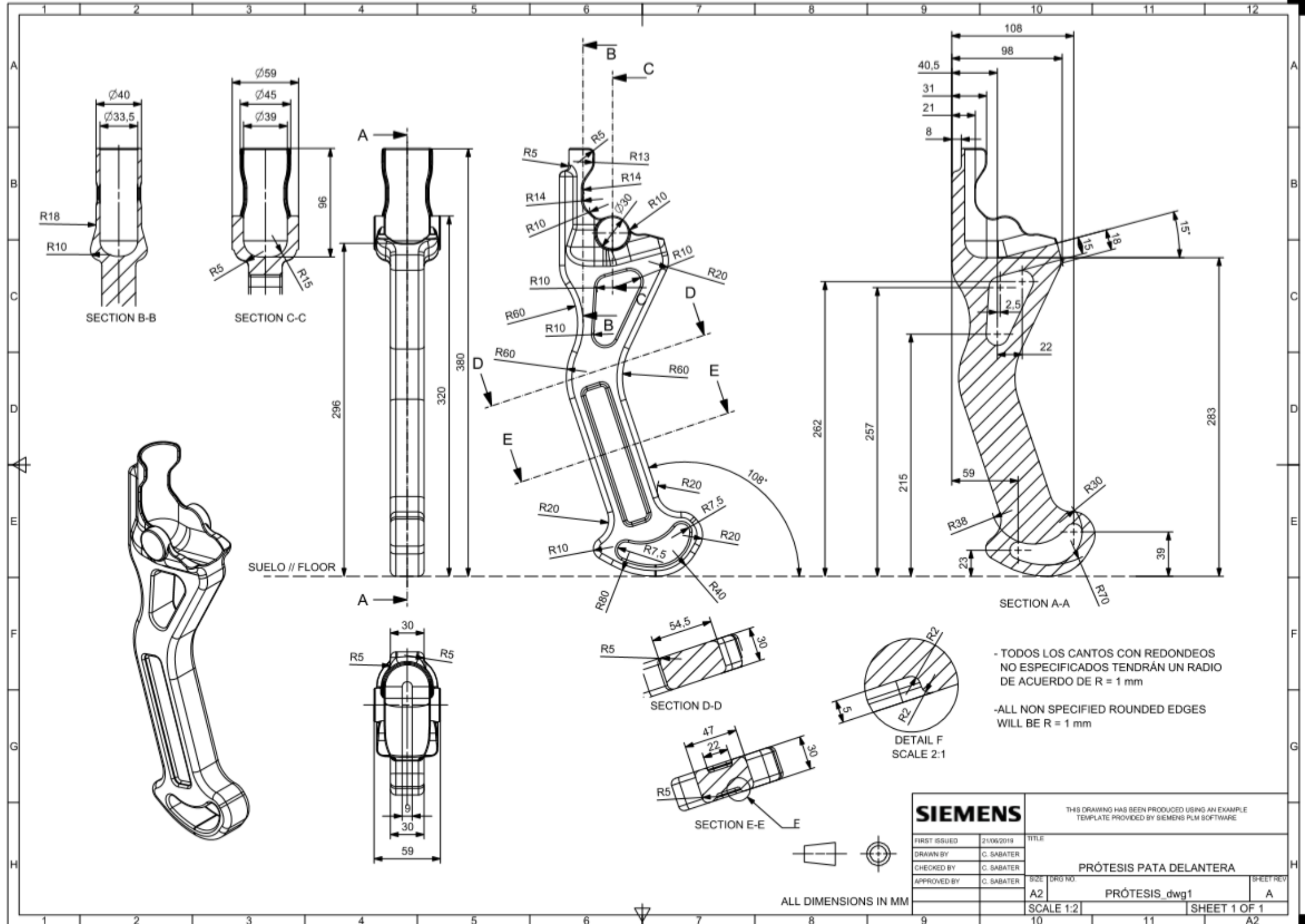
Como podemos observar en la Tabla 11 el precio total del proyecto asciende a *siete mil ciento cincuenta y tres euros con dos céntimos*.

Tabla 11: Resumen presupuesto total

CONCEPTO	COSTE TOTAL (€)
Mano de obra	5.373,00 €
Gastos indirectos	120,00 €
Amortización hardware	14,89 €
Amortización software	403,70 €
<i>Subtotal</i>	5.911,59 €
IVA (21 %)	1.241,43 €
TOTAL	7.153,02 €

4

PLANOS



- TODOS LOS CANTOS CON REDONDEOS
NO ESPECIFICADOS TENDRÁN UN RADIO
DE ACUERDO DE R = 1 mm

- ALL NON SPECIFIED ROUNDED EDGES
WILL BE R = 1 mm

SIEMENS		THIS DRAWING HAS BEEN PRODUCED USING AN EXAMPLE TEMPLATE PROVIDED BY SIEMENS PLM SOFTWARE	
FIRST ISSUED	25/06/2019	TITLE	
DRAWN BY	C. SABATER	PRÓTESIS PATA DELANTERA	
CHECKED BY	C. SABATER	SIZE	DRG NO.
APPROVED BY	C. SABATER	A2	PRÓTESIS_dwg1
SCALE 1:2		SHEET 1 OF 1	



ALL DIMENSIONS IN MM