

The logo of the University of La Laguna (ULL) consists of the letters 'ULL' in a stylized, purple, sans-serif font. The 'U' is a single continuous shape, while the 'L's are two separate shapes. A horizontal line is positioned below the letters.

Universidad
de La Laguna

ESCUELA SUPERIOR DE INGENIERÍA Y TECNOLOGÍA
SECCIÓN DE INGENIERÍA INDUSTRIAL

TRABAJO DE FIN DE GRADO

SILLA DE RUEDAS PARA PERROS CON
ELEMENTOS REPLICADOS EN IMPRESORA 3D

Titulación

Grado en Ingeniería Mecánica

Autor

Yaiza Álvarez Cubillo

Tutoras

Rosa E. Navarro Trujillo
María M. Laz Pavón

Septiembre 2016

A faint, light-colored background image of a building facade, likely the main building of the University of La Laguna, is visible on the right side of the page. It features a prominent archway and a decorative element on top.

The logo of the University of La Laguna (ULL) consists of the letters 'ULL' in a stylized, purple, sans-serif font. The 'U' is a single continuous shape, while the 'L's are two separate shapes. A horizontal line is positioned below the letters.

Universidad
de La Laguna

**ESCUELA SUPERIOR DE INGENIERÍA Y TECNOLOGÍA
SECCIÓN DE INGENIERÍA INDUSTRIAL**

TRABAJO DE FIN DE GRADO

**SILLA DE RUEDAS PARA PERROS CON
ELEMENTOS REPLICADOS EN IMPRESORA 3D**

ÍNDICE GENERAL

Titulación

Grado en Ingeniería Mecánica

Autor

Yaiza Álvarez Cubillo

Tutoras

Rosa E. Navarro Trujillo

María M. Laz Pavón

Septiembre 2016

A faint, light gray background image of a building tower, likely the main building of the University of La Laguna, is visible on the right side of the page. It features a square tower with a decorative top and arched openings at the base.

ÍNDICE GENERAL

	Pág.
MEMORIA	15
1. Hoja de identificación	23
2. Objeto	24
3. Abstract	24
4. Alcance	25
5. Normativa y referencias	25
5.1. Normativa	25
5.2. Bibliografía	25
5.3. Programas de cálculo y diseño	28
6. Antecedentes	28
6.1. Displasia de cadera	28
6.1.1. Síntomas	29
6.1.2. Prevención	29
6.1.3. Tratamiento	30
6.2. Órtesis y prótesis	30
6.2.1. Historia de las sillas de ruedas	32
6.2.2. Estudio de materiales en prótesis	34
6.2.2.1. Los biomateriales a lo largo de la historia	34
6.2.2.2. Propiedades y elección de los biomateriales en prótesis	37
6.2.2.3. Biomateriales empleados en prótesis	39
6.2.3. Estudio de materiales en órtesis	44
6.2.4. Casos de sillas de ruedas para perros	50
6.2.5. Modelos comerciales	53
6.3. Exoesqueletos	55
6.4. Objetivos y funciones de las órtesis	57
6.4.1. Mecanismos de acción de las órtesis	58
7. Impresión 3D	58
7.1. Fundamentos de la impresión 3D	58
7.1.1. ¿Qué es la impresión 3D?	58
7.1.2. Tecnologías de la impresión 3D	58
7.1.3. Componentes de una impresora 3D	61
7.1.4. Materiales de impresión	62
7.1.5. Usos de la impresión	64
7.2. Estudio de impresiones 3D en la medicina	65
8. Requisitos de diseño	67
9. Análisis de soluciones	72

9.1. Prototipo 1	73
9.2. Prototipo 2	73
10. Resultados finales	91
11. Impresión 3D de las piezas	92
11.1.1. Articulación de la cadera	92
11.1.2. Fémur	94
11.1.3. Tibia/peroné	96
11.1.4. Metatarso	98
11.1.5. Recubrimiento de la articulación	100
11.1.6. Tapa del recubrimiento	101
12. Resumen presupuesto	102
ANEXOS	103
ANEXO I: Cálculos	107
ANEXO II: Estudio de tensiones en SolidWork	113
1. Introducción	117
2. Soporte de la cadera	118
3. Fémur	120
4. Tibia/peroné	121
5. Metatarso	123
6. Conclusiones	125
ANEXO III: Catálogos y otros documentos	127
PLANOS	135
1. Conjunto	139
2. Modelo explosionado	141
3. Soporte de la cadera	143
4. Fémur	144
5. Tibia/peroné	145
6. Metatarso	146
7. Recubrimiento de la articulación	147
8. Tapa del recubrimiento	148
9. Barra fija	149
10. Pata de apoyo explosionada	150
11. Carcasa	151
12. Varilla superior	152
13. Varilla inferior	153

14. Resorte	154
PRESUPUESTO	155
1. Piezas replicadas	159
2. Piezas mecanizadas	160
3. Elementos comerciales	160
4. Resumen del presupuesto	161

ÍNDICE DE FIGURAS

	Pág.
Figura 1: Displasia de cadera bilateral	28
Figura 2: Primera silla de ruedas	32
Figura 3: Grabado chino	33
Figura 4: Vasija griega	33
Figura 5: Dedo artificial hecho de madera	45
Figura 6: The basic families of metals	48
Figura 7: Luisa	50
Figura 8: Silla de ruedas fabricada con impresora 3D	51
Figura 9: Hoppa	51
Figura 10: Silla de ruedas “amigo”	52
Figura 11: Randy	53
Figura 12: Modelos comerciales	53
Figura 13: Modelos comerciales	54
Figura 14: Primer exoesqueleto	56
Figura 15: Exoesqueletos militares	57
Figura 16: Modelado por deposición fundida (FDM)	60
Figura 17: Sinterizado selectivo por láser (SLS)	60
Figura 18: Estereolitografía (SLA)	61
Figura 19: Componentes de una impresora 3D	61
Figura 20: Materiales de impresión	62
Figura 21: Silla “amigo”	68
Figura 22: Exoesqueletos	69
Figura 23: Anatomía de un perro	70
Figura 24: Posición del perro de pie	70
Figura 25: Posición del perro sentado	71
Figura 26: Posición del perro tumbado	71
Figura 27: Ángulos cuando el perro está de pie	71
Figura 28: Ángulos cuando el perro está sentado	72
Figura 29: Ángulos cuando el perro está tumbado	72
Figura 30: Primer prototipo realizado en SolidWorks	73
Figura 31: Segundo prototipo realizado en SolidWorks	73
Figura 32: Segundo prototipo realizado a mano en cartón	74
Figura 33: Articulación realizada a mano en cartón sin recubrimiento	75
Figura 34: Articulación realizada a mano en cartón con recubrimiento	75
Figura 35: Fémur realizado en SolidWorks	75
Figura 36: Fémur realizado a mano en cartón	76
Figura 37: Tibia/peroné realizado en SolidWorks	76
Figura 38: Tibia/peroné realizado a mano en cartón	77
Figura 39: Metatarso realizado en SolidWorks	77
Figura 40: Metatarso realizado a mano en cartón	78
Figura 41: Recubrimiento exterior realizado en SolidWorks	78
Figura 42: Tapa del recubrimiento	78
Figura 43: Croquis de las piezas	79
Figura 44: Fémur de la otra pata realizado en SolidWorks	81
Figura 45: Tibia/peroné de la otra pata realizado en SolidWorks	81
Figura 46: Metatarso de la otra pata realizado en SolidWorks	81

Figura 47: Articulación realizada a mano en cartón sin recubrimiento	82
Figura 48: Articulación realizada a mano en cartón con recubrimiento	82
Figura 49: Compás elevador con freno	83
Figura 50: Funcionamiento de un compás elevador con freno	84
Figura 51: Movimientos y medidas de un compás elevador con freno	84
Figura 52: Compás elevador con freno	84
Figura 53: Compás con retención regulable de Leroy Merlin	86
Figura 54: Colocación del compás en la silla	86
Figura 55: Palanca de apoyo de una bicicleta	87
Figura 56: Tope de apoyo	87
Figura 57: Palanca de apoyo con carcasa	88
Figura 58: Palanca de apoyo sin carcasa	88
Figura 59: Colocación de la palanca de apoyo en la silla	89
Figura 60: Barra fija realizada en SolidWorks	89
Figura 61: Barra regulable realizada en SolidWorks	90
Figura 62: Rueda comercial	90
Figura 63: Prototipo final con barra fija	91
Figura 64: Prototipo final con barra regulable	91
Figura 65: Articulación de la cadera	92
Figura 66: Articulación de la cadera en Repetier-Host	93
Figura 67: Articulación de la cadera en Repetier-Host	93
Figura 68: Articulación de la cadera simulada en Repetier-Host	94
Figura 69: Fémur	94
Figura 70: Parte superior del fémur en Repetier-Host	95
Figura 71: Parte superior del fémur simulado en Repetier-Host	95
Figura 72: Parte superior del fémur en Repetier-Host	95
Figura 73: Parte inferior del fémur simulado en Repetier-Host	96
Figura 74: Tibia/peroné	96
Figura 75: Parte superior de la tibia/peroné en Repetier-Host	97
Figura 76: Parte superior de la tibia/peroné simulado en Repetier-Host	97
Figura 77: Parte inferior de la tibia/peroné en Repetier-Host	97
Figura 78: Parte inferior de la tibia/peroné simulado en Repetier-Host	98
Figura 79: Metatarso	98
Figura 80: Parte superior del metatarso en Repetier-Host	99
Figura 81: Parte superior del metatarso simulado en Repetier-Host	99
Figura 82: Parte inferior del metatarso en Repetier-Host	99
Figura 83: Parte inferior del metatarso simulado en Repetier-Host	100
Figura 84: Recubrimiento de la articulación	100
Figura 85: Recubrimiento de la articulación en Repetier-Host	100
Figura 86: Recubrimiento de la articulación simulado en Repetier-Host	101
Figura 87: Tapa del recubrimiento	101
Figura 88: Tapa del recubrimiento en Repetier-Host	101
Figura 89: Tapa del recubrimiento simulado en Repetier-Host	102
Figura 90: Resorte	109
Figura 91: Relación índice del resorte-Factor de Wahl	110
Figura 92: Esfuerzos cortantes para acero inox. A313	111
Figura 93: Piezas replicadas en plástico marcadas en violeta	117
Figura 94: Propiedades del PLA en SolidWorks	118
Figura 95: Cara del soporte de la cadera donde se ejerce fuerza	118

Figura 96: Tensión de Von Mises. Soporte cadera	119
Figura 97: Desplazamientos. Soporte cadera	119
Figura 98: Caras del fémur donde se ejerce fuerza	120
Figura 99: Tensión de Von Mises. Fémur	120
Figura 100: Desplazamientos. Fémur	121
Figura 101: Caras de la tibia/peroné donde se ejerce fuerza	121
Figura 102: Tensión de Von Mises. Tibia/peroné	122
Figura 103: Desplazamientos. Tibia/peroné	123
Figura 104: Caras del metatarso donde se ejerce fuerza	124
Figura 105: Tensión de Von Mises. Metatarso	124
Figura 106: Desplazamientos. Metatarso	125

ÍNDICE DE TABLAS

	Pág.
Tabla 1: Características básicas de materiales	38
Tabla 2: Características básicas de materiales	39
Tabla 3: Características básicas de materiales	40
Tabla 4: Características básicas de materiales	47
Tabla 5: Clasificación de los materiales	47
Tabla 6: Tecnologías de la impresión 3D	59
Tabla 7: Materiales de impresión	62
Tabla 8: Materiales de impresión	64
Tabla 9: Medidas tomadas del perro	70
Tabla 10: Datos del resorte	112

ULL

Universidad
de La Laguna

**ESCUELA SUPERIOR DE INGENIERÍA Y TECNOLOGÍA
SECCIÓN DE INGENIERÍA INDUSTRIAL**

TRABAJO DE FIN DE GRADO

**SILLA DE RUEDAS PARA PERROS CON
ELEMENTOS REPLICADOS EN IMPRESORA 3D**

MEMORIA

Titulación

Grado en Ingeniería Mecánica

Autor

Yaiza Álvarez Cubillo

Tutoras

Rosa E. Navarro Trujillo

María M. Laz Pavón

Septiembre 2016

ÍNDICE

	Pág.
1. Hoja de identificación	23
2. Objeto	24
3. Abstract	24
4. Alcance	25
5. Normativa y referencias	25
5.1. Normativa	25
5.2. Bibliografía	25
5.3. Programas de cálculo y diseño	28
6. Antecedentes	28
6.1. Displasia de cadera	28
6.1.1. Síntomas	29
6.1.2. Prevención	29
6.1.3. Tratamiento	30
6.2. Órtesis y prótesis	30
6.2.1. Historia de las sillas de ruedas	32
6.2.2. Estudio de materiales en prótesis	34
6.2.2.1. Los biomateriales a lo largo de la historia	34
6.2.2.2. Propiedades y elección de los biomateriales en prótesis	37
6.2.2.3. Biomateriales empleados en prótesis	39
6.2.3. Estudio de materiales en órtesis	44
6.2.4. Casos de sillas de ruedas para perros	50
6.2.5. Modelos comerciales	53
6.3. Exoesqueletos	55
6.4. Objetivos y funciones de las órtesis	57
6.4.1. Mecanismos de acción de las órtesis	58
7. Impresión 3D	58
7.1. Fundamentos de la impresión 3D	58
7.1.1. ¿Qué es la impresión 3D?	58
7.1.2. Tecnologías de la impresión 3D	58
7.1.3. Componentes de una impresora 3D	61
7.1.4. Materiales de impresión	62
7.1.5. Usos de la impresión	64
7.2. Estudio de impresiones 3D en la medicina	65
8. Requisitos de diseño	67
9. Análisis de soluciones	72
9.1. Prototipo 1	73

9.2. Prototipo 2	73
10. Resultados finales	91
11. Impresión 3D de las piezas	92
11.1.1. Articulación de la cadera	92
11.1.2. Fémur	94
11.1.3. Tibia/peroné	96
11.1.4. Metatarso	98
11.1.5. Recubrimiento de la articulación	100
11.1.6. Tapa del recubrimiento	101
12. Resumen presupuesto	102

ÍNDICE DE FIGURAS

	Pág.
Figura 1: Displasia de cadera bilateral	28
Figura 2: Primera silla de ruedas	32
Figura 3: Grabado chino	33
Figura 4: Vasija griega	33
Figura 5: Dedo artificial hecho de madera	45
Figura 6: The basic families of metals	48
Figura 7: Luisa	50
Figura 8: Silla de ruedas fabricada con impresora 3D	51
Figura 9: Hoppa	51
Figura 10: Silla de ruedas “amigo”	52
Figura 11: Randy	53
Figura 12: Modelos comerciales de ortopediacanina.com	53
Figura 13: Modelos comerciales de ortopediamascotas.com	54
Figura 14: Primer exoesqueleto	56
Figura 15: Exoesqueletos militares	57
Figura 16: Modelado por deposición fundida (FDM)	60
Figura 17: Sinterizado selectivo por láser (SLS)	60
Figura 18: Estereolitografía (SLA)	61
Figura 19: Componentes de una impresora 3D	61
Figura 20: Materiales de impresión	62
Figura 21: Silla “amigo”	68
Figura 22: Exoesqueletos	69
Figura 23: Anatomía de un perro	70
Figura 24: Posición del perro de pie	70
Figura 25: Posición del perro sentado	71
Figura 26: Posición del perro tumbado	71
Figura 27: Ángulos cuando el perro está de pie	71
Figura 28: Ángulos cuando el perro está sentado	72
Figura 29: Ángulos cuando el perro está tumbado	72
Figura 30: Primer prototipo realizado en SolidWorks	73
Figura 31: Segundo prototipo realizado en SolidWorks	73
Figura 32: Segundo prototipo realizado a mano en cartón	74
Figura 33: Articulación realizada a mano en cartón sin recubrimiento	75
Figura 34: Articulación realizada a mano en cartón con recubrimiento	75
Figura 35: Fémur realizado en SolidWorks	75
Figura 36: Fémur realizado a mano en cartón	76
Figura 37: Tibia/peroné realizado en SolidWorks	76
Figura 38: Tibia/peroné realizado a mano en cartón	77
Figura 39: Metatarso realizado en SolidWorks	77
Figura 40: Metatarso realizado a mano en cartón	78
Figura 41: Recubrimiento exterior realizado en SolidWorks	78
Figura 42: Tapa del recubrimiento	78
Figura 43: Croquis de las piezas	79
Figura 44: Fémur de la otra pata realizado en SolidWorks	81
Figura 45: Tibia/peroné de la otra pata realizado en SolidWorks	81
Figura 46: Metatarso de la otra pata realizado en SolidWorks	81

Figura 47: Articulación realizada a mano en cartón sin recubrimiento	82
Figura 48: Articulación realizada a mano en cartón con recubrimiento	82
Figura 49: Compás elevador con freno	83
Figura 50: Funcionamiento de un compás elevador con freno	83
Figura 51: Movimientos y medidas de un compás elevador con freno	84
Figura 52: Compás elevador con freno	84
Figura 53: Compás con retención regulable de Leroy Merlin	85
Figura 54: Colocación del compás en la silla	86
Figura 55: Palanca de apoyo de una bicicleta	86
Figura 56: Tope de apoyo	87
Figura 57: Palanca de apoyo con carcasa	87
Figura 58: Palanca de apoyo sin carcasa	88
Figura 59: Colocación de la palanca de apoyo en la silla	88
Figura 60: Barra fija realizada en SolidWorks	89
Figura 61: Barra regulable realizada en SolidWorks	89
Figura 62: Rueda comercial	90
Figura 63: Prototipo final con barra fija	91
Figura 64: Prototipo final con barra regulable	91
Figura 65: Articulación de la cadera	93
Figura 66: Articulación de la cadera en Repetier-Host	93
Figura 67: Articulación de la cadera en Repetier-Host	94
Figura 68: Articulación de la cadera simulada en Repetier-Host	94
Figura 69: Fémur	95
Figura 70: Parte superior del fémur en Repetier-Host	95
Figura 71: Parte superior del fémur simulado en Repetier-Host	96
Figura 72: Parte superior del fémur en Repetier-Host	96
Figura 73: Parte inferior del fémur simulado en Repetier-Host	96
Figura 74: Tibia/peroné	97
Figura 75: Parte superior de la tibia/peroné en Repetier-Host	97
Figura 76: Parte superior de la tibia/peroné simulado en Repetier-Host	98
Figura 77: Parte inferior de la tibia/peroné en Repetier-Host	98
Figura 78: Parte inferior de la tibia/peroné simulado en Repetier-Host	98
Figura 79: Metatarso	99
Figura 80: Parte superior del metatarso en Repetier-Host	99
Figura 81: Parte superior del metatarso simulado en Repetier-Host	100
Figura 82: Parte inferior del metatarso en Repetier-Host	100
Figura 83: Parte inferior del metatarso simulado en Repetier-Host	100
Figura 84: Recubrimiento de la articulación	101
Figura 85: Recubrimiento de la articulación en Repetier-Host	101
Figura 86: Recubrimiento de la articulación simulado en Repetier-Host	101
Figura 87: Tapa del recubrimiento	102
Figura 88: Tapa del recubrimiento en Repetier-Host	102
Figura 89: Tapa del recubrimiento simulado en Repetier-Host	102

ÍNDICE DE TABLAS

	Pág.
Tabla 1: Características básicas de materiales	38
Tabla 2: Características básicas de materiales	39
Tabla 3: Características básicas de materiales	40
Tabla 4: Características básicas de materiales	47
Tabla 5: Clasificación de los materiales	47
Tabla 6: Tecnologías de la impresión 3D	59
Tabla 7: Materiales de impresión	62
Tabla 8: Materiales de impresión	64
Tabla 9: Medidas tomadas del perro	70

1. HOJA DE IDENTIFICACIÓN

TÍTULO	Silla de ruedas para perros con elementos replicados en impresora 3D
GRADO	Ingeniería Mecánica
TUTOR/ES	Rosa E. Navarro Trujillo/ Área de Expresión Gráfica en Ingeniería María Milagros Laz Pavón/ Área de Ciencia de Materiales e Ingeniería Metalúrgica
ENCARGADO POR Dirección	Trabajo de Fin de Grado, Escuela Superior de Ingeniería y Tecnología Avda. Astrofísico Francisco Sánchez s/n 38200 La Laguna. S/C de Tenerife
AUTOR Titulación DNI Dirección Teléfono	Yaiza Álvarez Cubillo Grado en Ingeniería Mecánica 79081180G Avda. Marítima 11 Casa Loma 1-101 38530 Candelaria. S/C de Tenerife 653736150
ENCARGADO A Fecha	Yaiza Álvarez Cubillo Julio 2016

2. OBJETO

El presente proyecto tiene por objeto el diseño de un dispositivo exomorfológico de soporte articulado, para facilitar el movimiento autónomo de perros con movilidad reducida, al que se nombrará a partir de ahora como **silla de ruedas para perros fabricada a partir de elementos replicados mediante impresora 3D**. Se emplearán las medidas de un pastor alemán como referencia para el diseño de las piezas y elementos que compondrán dicha silla de ruedas. Para ello se utilizará programa SolidWorks, así como la generación de ficheros en STL para la impresión de los elementos.

3. ABSTRACT

En este trabajo de fin de carrera se ha propuesto el diseño de una silla de ruedas articulada para ayudar a la movilidad de los perros. Algunas de las piezas que componen este prototipo podrán ser replicadas en una impresora 3D. El fin de este proyecto consistirá en mejorar la calidad de vida de los perros que tienen displasia de cadera. Para el desarrollo del mismo se han utilizado diferentes softwares tales como SolidWorks y Repetier-Host.

El presente documento incluye un estudio de materiales en órtesis y biomateriales en prótesis, además de un análisis de los materiales empleados en impresoras 3D.

In this final degree project has been proposed the design of a wheelchair articulated to help the mobility of the dogs. Some of the pieces that compose this prototype can be replicated in a 3D printer. The goal of this project will consist in improving the quality of life of the dogs that have hip dysplasia. For its development there have been used such different softwares like SolidWorks and Repetier-Host.

This document includes a study of materials in orthosis and biomaterials in prosthetics, as well as an analysis of the materials used in 3D printers.

4. ALCANCE

Este proyecto está enfocado de cara a la sanidad animal, más concretamente a la canina. Para la realización de este prototipo, se ha tomado como referencia a un pastor alemán de 2 años que en un futuro pueda padecer una enfermedad muy común en esta raza de perros, como es la displasia de cadera. Con este diseño se conseguirá ayudar a los perros que sufren este tipo de enfermedad, mejorando su calidad de vida pese a su discapacidad. Pese a estar enfocado a los exoesqueletos, en este proyecto no se tendrá en cuenta la parte electrónica que estos conllevan, sino simplemente el diseño de las piezas. Además, tampoco se van a diseñar el corsé ni las correas empleadas para la sujeción del mismo.

5. NORMATIVA Y REFERENCIAS

5.1 Normativa

- Ley 8/2003, de 24 de Abril, de sanidad animal.
- Norma española UNE 1-039-94. Dibujos técnicos. Acotación.
- Norma española UNE: 157001. Criterios generales para la elaboración de proyectos.

5.2 Bibliografía

- **Displasia de cadera:**

[1]: Ortocanis. (<http://www.ortocanis.com/es/content/19-displasia-de-cadera-en-perros>)

- **Órtesis y prótesis:**

[2]: Órtesis y prótesis. (<http://es.slideshare.net/zahmglez/ortesis-y-protesis-ensayo>)

[3]: Órtesis y prótesis.

(<http://www.rehabilitacionintegraldemexico.com.mx/PandO.htm>)

[4]: Primera silla de ruedas en 3D (<https://www.tecnologia.net/la-primera-impresion-3d-de-una-silla-de-ruedas-para-perros/>)

[5]: El País.

(http://elpais.com/elpais/2015/12/21/ciencia/1450697616_012403.html)

[6]: Breve historia de la silla de ruedas.

(http://www.minusval2000.com/otros/reportajes/historia_silla_de_ruedas/index.html)

○ Estudio de materiales en prótesis:

[7]: Twenty-first century challenges for biomaterials – Larry L.Hench and Ian Thompson.

[8]: Biomaterials: properties, variation and evolution - Manson N. Dean, Brook O. Swanson and Adam P. Summers.

[9]: Current and future biocompatibility aspects of biomaterials for hip prosthesis – Amit Aherwar, Amit K. Singh and Amar Patnaik.

○ Estudio de materiales en órtesis:

[10]:<http://es.slideshare.net/osvaldoeltoch/materiales-mas-utilizados-en-ortesis-y-protesis>

[11]:http://catarina.udlap.mx/u_dl_a/tales/documentos/lep/hernandez_s_f/capitulo4.pdf

[12]: Materials Selection in Mechanical Design – Michael F. Ashby. 3ª Edition.

[13]: Historia de Luisa. (<https://www.tecnologia.net/la-primera-impression-3d-de-una-silla-de-ruedas-para-perros/>)

[14]: Historia de Hoppa.

(<http://blogs.lainformacion.com/futuretech/2011/04/18/amigo-protesis/>)

[15]: Historia de Randy. (https://www.youtube.com/watch?v=0_KF7v-ObE0)

● **Modelos comerciales:**

[16]: Ortopedia canina. (<http://ortopediacanina.com/es/13-sillas-ruedas>)

[17]: Ortopedia mascotas. (<http://www.ortopediamascotas.com/categoria-producto/silla-de-ruedas-canina/>)

● **Exoesqueletos:**

[18]: Exoesqueletos. (<http://naukas.com/2011/04/26/exoesqueletos-mecanicos-de-momento-la-ficcion-gana/>)

- **Objetivos y funciones de las órtesis:**

[19]: Tema 2. Funciones y Mecanismos de Acción de la Ortoprotésica.
(<http://www.uv.es/mpisea/54656d615f325f5f496e74726f6475636369c3b36e5f615f6c615f6f72746f70726f74c3a973696361.pdf>)

- **Fundamentos de la impresión 3D:**

[20]: Wikipedia. (https://es.wikipedia.org/wiki/Impresi%C3%B3n_3D)

[21]: Fundamentos de la impresión 3D.

(https://www.google.es/url?sa=t&rct=j&q=&esrc=s&source=web&cd=1&cad=rja&uact=8&ved=0ahUKEwiv_LWLztLNhXrI8AKHd6oA6gQFgg5MAA&url=http%3A%2F%2Fmaterializacion3d.com%2Fwp-content%2Fuploads%2F2015%2F11%2FFundamentos-de-la-Impresi%25C3%25B3n-3D.pdf&usq=AFQjCNFv4Wys4VJ8VZvruO-7lZ8ricS1ZA&sig2=B8fgdlAiBflXrL38u9Hmtg)

- **Estudio de impresiones 3D en la medicina:**

[22]: 3D printing & medical applications: Carsten Engel at TEDxLiege.
(<https://www.youtube.com/watch?v=y87RmyBxKic>)

[23]: Medicina regenerativa: impresión de órganos en 3D.
(<http://www.batanga.com/curiosidades/5031/medicina-regenerativa-impresion-de-organos-en-3d>)

[24]: Silla de ruedas amigo.

(<http://www.ifweweredogs.com/es/2013/08/22/silla-de-ruedas-amigo/>)

[25]: Anatomía del perro.

(<http://www.adiestramientodeperros.com/anatomia.html>)

[26]: Compás elevador con freno.

(<http://www.herrajesonline.com/es/catalogo/bisagras-y-herrajes-elevables-para-puertas/herrajes-para-puertas-abatibles-y-elevables/?pdf=1.>)

[27]: Leroy Merlín. (<http://www.leroymerlin.es/fp/14960470/compas-con-retencion-regulable-retencion-250-mm>)

[28]: Leroy Merlín. (<http://www.leroymerlin.es/fp/16639035/8-conteras-de-sobreponer-negra#ficha-tecnica>)

[29]: Ortopedia canina. (<http://ortopediacanina.com/es/ruedas-extra-y-recambios/218-rueda-pneumatica.html>)

[30]: Diseño de Elementos de Máquinas (2006), 4ª Edición - Robert L. Mott, P.E, University of Dayton

[31]: Materials and the environment. Eco-Informed material choice, 2ª Edición – Michael F. Ashby

5.3 Programas de cálculo y diseño

- Solidworks 2012
- Repetier-Host

6. ANTECEDENTES

6.1 Displasia de cadera

La displasia de cadera es la enfermedad osteoarticular más frecuente en perros. Es una enfermedad típica de razas grandes y medianas, y menos frecuente en razas pequeñas.

Se presenta con una mala congruencia de la cavidad acetabular (cadera) con las cabezas femorales que pueden aparecer luxadas o sub luxadas, es decir, fuera de su lugar natural. La cabeza del fémur al no tener un buen recubrimiento “baila” y esto produce estrés, inflama y debilita la articulación y los tejidos periarticulares.



Figura 1: Displasia de cadera bilateral [1]

Es muy frecuente que aparezcan cambios degenerativos de osteoartrosis. La osteoartrosis aparece debido a la displasia. Esto será lo que cause los problemas de inflamación, produciendo dolor, que a su vez harán que el perro cargue más peso en las extremidades delanteras y menos en las traseras, reduciendo la actividad muscular de éstas y generando la atrofia muscular en el tercio posterior que agravará los síntomas.

6.1.1 Síntomas

Los síntomas varían un poco dependiendo de la raza y sobretodo de la edad del perro. Para el diagnóstico se suele realizar una radiografía en distracción, es decir con el perro tumbado hacia arriba y tracción simétrica en los miembros posteriores, normalmente con el perro anestesiado o muy sedado. No siempre los síntomas guardan relación con el resultado de la radiografía.

A veces se observan perros con mucha displasia y que presentan poco dolor o incluso nada y también el caso contrario, mucho dolor con un resultado en la exploración radiológica con aparente poca displasia. El dolor depende más de la inflamación de la articulación (sinovitis) entre otros factores que de la displasia en sí.

A partir de los 5 o 6 meses, empiezan los signos de alerta, el perro se para mal (saca una pierna hacia fuera), tiene dificultad para mantenerse en pie, no carga peso en los posteriores, pueden tener signos de dolor después del ejercicio, resbalar, caerse y presentar la marcha típica del perro con displasia, como es el balanceo de la parte posterior y la carrera como un conejo, es decir, avanzando las dos patas posteriores al mismo tiempo. También pueden observarse otros comportamientos como cambiar el humor de forma súbita, volverse más agresivos y rehuir la presencia del propietario. A veces al final del crecimiento los síntomas desaparecen o se minimizan mucho, quedando como único signo claro la marcha en balanceo.

La displasia de cadera tiene claros índices de heredabilidad, aunque muchas veces los perros son portadores pero no la desarrollan. Influyen factores tanto ambientales como el desarrollo rápido y la nutrición así como factores genéticos. Se pueden ver hijos, con displasia de cadera, de padres normales e incluso viceversa, aunque dado el alto riesgo de transmitir la enfermedad a la descendencia no se debería hacer criar a padres enfermos.

6.1.2 Prevención

El exceso de peso y una dieta no variada son factores que han demostrado que aumentan las posibilidades de padecer la enfermedad. El periodo más crítico del desarrollo de esta enfermedad es entre los 3 y 8 meses, la reducción de la ingesta calórica y un ejercicio regular, sin mucho impacto, podría ser una decisión interesante para evitar la displasia de cadera en esta fase.

En los perros mayores, los problemas vienen determinados como consecuencia de la artrosis que presentaran. La posición típica que adopta un perro con artrosis de cadera es con las patas abiertas para aumentar la base de sustentación y la cabeza hacia delante para cargar más peso en la parte anterior.

También se puede apreciar la atrofia muscular que aparece en extremidades posteriores.

Aunque existen diversas clasificaciones, la Federación Canina Internacional se basa en esta clasificación:

- Ningún signo de displasia.
- Articulaciones de cadera casi normales.
- Displasia ligera.
- Moderada o media.
- Grave.

6.1.3 Tratamiento

Aunque existen métodos quirúrgicos: escisión del músculo pectíneo, triple osteotomía de cadera, artroplastia de la cabeza femoral, forage, prótesis de cadera... al final el tratamiento es puramente paliativo. Los métodos incluidos en la farmacología serían: antiinflamatorios y protectores de cartílago. La fisioterapia también ayuda mucho a desarrollar mejor la musculatura sin dolor, al quitar tensiones y eliminar compensaciones que el perro ha realizado.

Se puede ayudar de muchas maneras a un perro con displasia de cadera. Es muy recomendable la reducción de la carga en la cadera bien reduciendo el peso del animal o con ayuda de una silla de ruedas. El ejercicio físico ayudará mucho a mejorar la masa muscular que soportará mejor la mala congruencia articular. La fisioterapia y los masajes permiten tener siempre al perro en un estado muscular correcto. Los protectores de cartílago retrasan la aparición de la artrosis y los antiinflamatorios evitan o reducen el dolor.

También es muy aconsejable proteger la articulación del frío con mantas térmicas o un soporte de cadera y en caso de que al perro le cueste levantarse ayudarlo con un arnés para posteriores. Es importante que el perro se sienta cómodo y que le estimulemos a moverse y hacer ejercicio.

6.2 Órtesis y prótesis

El término **órtesis** se define como un dispositivo ortopédico que reemplaza parcial o totalmente las funciones de un miembro con incapacidad física, invalidez o disimetría. Constan de materiales ligeros y funcionales como duraluminio, termoplástico, fibra de carbono, resinas, proporcionando durabilidad y ligereza.

Una **prótesis** es una extensión artificial que reemplaza una parte del cuerpo que falta, aportando un suplemento al cuerpo. Las prótesis son típicamente utilizadas para reemplazar partes perdidas del cuerpo ocasionadas por heridas

(traumáticas) o que faltan de nacimiento (congénitas) supliendo partes inexistentes.

El empleo de estas herramientas en el área clínica se enfoca a la ortopedia y la rehabilitación, con el fin de proporcionarle al paciente el derecho de reintegrarse a sus actividades de la vida cotidiana mediante el uso de estos suplementos que ayudan a la locomoción.

Una invalidez puede mermar mucho la calidad de vida de una persona o incluso dificultar hasta cierto punto la realización de determinadas tareas. En el caso de los animales, la ortopedia y la medicina son campos que no están tan avanzados como en el mundo humano, por lo que, mientras resulta relativamente sencillo encontrar sistemas que permitan a una persona recuperar la movilidad, en el caso de los perros supone no sólo algo muy difícil sino además, lo poco disponible en el mercado es bastante caro.

A continuación se cita un artículo llamado “Mi mascota biónica” que publicó el periódico El País sobre las prótesis en animales en Diciembre de 2015.

“Tras finalizar sus estudios como técnico ortoprotésico, Martin Kaufmann comenzó a trabajar “con humanos” en diferentes clínicas del medio oeste americano. Pero no fue hasta que el perro de su primo sufrió un derrame, y la subsecuente pérdida de movilidad de una de sus patas, cuando cayó en la cuenta de lo limitadas que eran las opciones para curar una lesión que él estaba harto de tratar en humanos.

“Me sorprendió escuchar a los veterinarios considerar la amputación completa del miembro”, cuenta Kaufmann. “Fue aquello lo que me llevó a hacer la pregunta más obvia: ¿por qué no disfrutaban nuestros cuadrúpedos favoritos del mismo acceso a prótesis?”

Las prótesis humanas son algo habitual desde hace siglos, pero hasta hace nada las únicas opciones disponibles para animales con pérdida total o parcial de sus extremidades eran la eutanasia o la amputación completa. Kaufmann pudo comprobar que la mayoría de veterinarios ni siquiera consideraba las prótesis como opción; sencillamente, aquello no formaba parte de bagaje educativo.

Esta falta de datos es un problema. Hay muy pocos investigadores dedicados a las prótesis animales y no los suficientes estudios publicados como para asegurar que los animales podrían, e incluso según qué casos, beneficiarse del uso de una prótesis. Ni siquiera para afirmar con seguridad que las prótesis no les provocarían ningún daño.

Los problemas de comunicación son el pan de cada día de cualquier técnico protésico, sobre todo si el dispositivo resulta incómodo o inestable. “Uno de principales factores de fracaso con las prótesis para mascotas aparece cuando el **Silla de ruedas para perros con elementos replicados en impresora 3D**

animal no consigue explicarse qué es esa cosa que tiene ahí pegada”, asegura Marcellin-Little. “No se le puede preguntar a un perro su opinión acerca de los últimos ajustes... Todas las decisiones estarán basadas en la evaluación clínica y los datos”, afirma Kaufmann.

La enorme diversidad de tamaños y anatomías entre los diferentes animales constituye otro reto más: tener que memorizar todo un nuevo conjunto de conceptos musculoesqueléticos resulta, cuando menos, problemático. Kaufmann se pregunta: “¿Cómo vas a ser capaz de darle al paciente la calidad de vida que merece, cuando tienes que aprender cosas como, ‘vamos a ver... ¿cómo funciona esta cigüeña? ¿Qué es normal para una cigüeña?’”

No faltan desafíos: “¿Qué solución puedes ofrecerle a un perro que, tras perder parte de cada una de sus patas, camina, básicamente, en picado?”, pregunta Kaufmann. “[Es] increíblemente complejo”. Sin embargo, afrontar estos desafíos podría revelar o perfeccionar técnicas que más tarde sean útiles tanto para animales como para seres humanos – como los implantes protésicos, donde una prótesis se fija mediante una varilla insertada directamente en el hueso. “Con los animales podemos profundizar mucho más de lo que seríamos capaces – o se nos permite hacer – con seres humanos”, asegura Kaufmann. Si esta técnica llegara a perfeccionarse podría significar la superación práctica de los problemas de suspensión en las prótesis tradicionales. “

6.2.1 Historia de las sillas de ruedas

No hay indicios de cuando se emplearon las primeras órtesis en animales, pero sí en humanos. Aunque la fecha e inventores de la primera silla de ruedas no estén claros, la primera silla de ruedas concebida para el fin de transportar a una persona, con un diseño similar a las sillas actuales, fue fabricada para el monarca Felipe II por un inventor desconocido. Estaba equipada con cuatro ruedas pequeñas, reposapiés e incluso respaldo reclinable, según puede verse en un dibujo fechado en 1595.



Figura 2: Primera silla de ruedas [6]

Pero hay que remontarse mucho más atrás en el tiempo para encontrar los verdaderos inicios de la silla de ruedas. Se cree que el primer intento de instalar unas ruedas en una silla fue alrededor del año 4000 AC, ya que tanto la silla como la rueda se descubrieron en esa época, aunque la primera representación gráfica de una silla con ruedas, data del año 525 AC. En este grabado chino (ver figura 3) se muestra lo que parece un sillón con tres ruedas, destinado a ser impulsado por terceras personas.



Figura 3: Grabado chino [6]

De la misma época data la imagen encontrada en una vasija griega donde se puede apreciar una camilla infantil con ruedas. Aunque no es una silla, su relevancia radica en ser el resto arqueológico más antiguo de utilización de ruedas en mobiliario de cualquier tipo.



Figura 4: Vasija griega [6]

Ya en el Siglo III DC, los chinos inventan la carretilla, con la finalidad de transportar a sus enfermos a un lugar llamado "Fuente de la Juventud", de acuerdo con la cultura y religión de la época.

Más adelante, las crónicas romanas y griegas hablan de como se transportaba a personas enfermas al exterior para tomar aire fresco en dispositivos con ruedas.

Las últimas dos décadas han supuesto un enorme avance, tanto para las manuales como las eléctricas. Nuevos materiales, mejor rendimiento y sobretodo la posibilidad de personalizar las sillas de acuerdo a las necesidades individuales de cada persona.

6.2.2 Estudio de materiales en prótesis

6.2.2.1 Los biomateriales a lo largo de la historia

Los seres humanos han aprovechado las ventajas de rendimiento de los materiales naturales durante siglos, usando tejidos vegetales y animales, así como productos naturales para el refugio, armas, herramientas y ropa.

Los materiales biológicos y compuestos se forman a partir de una gama reducida de materiales y sus subunidades poliméricas y minerales básicos, los cuales son sorprendentemente débiles. Estos materiales, incluso los compuestos naturales, no alcanzan las cualidades de rendimiento de los sintéticos: una concha de molusco no es tan rígida como misma concha realizada en cerámica y una tela de araña es más fuerte a tracción que un acero para el mismo diámetro.

Durante los años 60 y 70, se desarrolla una primera generación de biomateriales para ser utilizada especialmente dentro del cuerpo humano. El profesor Bill Bonfield fue uno de los primeros en reconocer la importancia de las propiedades mecánicas de los tejidos, en concreto las del hueso, para poder crear prótesis esqueléticas. La finalidad de los primeros biomateriales fue la de conseguir una buena combinación entre las propiedades físicas de los materiales y el tejido reemplazado, con un mínimo de respuesta tóxica en el paciente. En 1980, se empleaban más de 50 prótesis en las clínicas, realizadas con más de 40 materiales diferentes.

Los materiales más importantes fueron una adaptación de los ya existentes en ese momento, a los cuales se les aumentó los niveles de pureza para eliminar la liberación de productos tóxicos y minimizar la corrosión.

10 millones de personas aumentaron su calidad de vida durante 25 años, o más, gracias al implante de prótesis hechas de biomateriales bioinertes. La zona de contacto entre el tejido y el biomaterial bioinerte es muy pequeña, apenas una cápsula fibrosa celular con una mínima adhesión, en el caso de que la hubiera.

El profesor Bonfield reconoció que era necesaria una nueva generación de biomateriales. Su grupo de investigación comenzó a explorar en 1980 el concepto

del diseño de materiales biocompuestos, los cuales se acercaban más a las propiedades mecánicas de los huesos. Los materiales compuestos podrían minimizar, e incluso quizás eliminar, la fuerza de protección y reabsorción ósea en la prótesis. Esta pionera investigación dio lugar a un innovador material compuesto constituido de una matriz polimérica de polipropileno con una pequeña fase de partículas bioactivas de hidroxiapatita (HA). Este nuevo material se comercializó con el nombre de Hapex y fue el primer material biocompuesto con éxito especialmente desarrollado en los servicios médicos.

Con posterioridad se desarrolló una segunda generación de biomateriales para que fueran bioactivos. Los materiales bioactivos son aquellos que proporcionan una respuesta biológica específica en la interfase del material que resulta en la unión entre el material y el tejido. Un ejemplo de material bioactivo es el vidrio bioactivo. Éstos están compuestos de óxido de sodio (Na_2O), óxido cálcico (CaO), óxido de potasio (P_2O_5) y óxido de silicio (SiO_2). A mitad de los años 80, los materiales bioactivos tuvieron un gran uso en los centros médicos, ya que se aplicaron en el campo de la ortopedia y en el campo dentífrico.

Otra categoría dentro de la segunda generación de los biomateriales fueron los reabsorbibles, los cuales también fueron clínicamente importantes durante este periodo. El objetivo de este tipo de material era realizar una descomposición química controlada, pudiendo solucionar los problemas interfaciales, ya que el material extraño finalmente era sustituido por la regeneración de tejidos. Consiguiendo que no haya ninguna diferencia perceptible entre el implante y el tejido del paciente.

En 1984, las clínicas usaban de manera rutinaria los polímeros reabsorbibles como suturas quirúrgicas. Se estaban empezando a utilizar platos de fijación reabsorbibles, así como tornillos en la ortopedia y en la liberación controlada de medicamentos.

Con el tiempo se realizaron estudios de calidad de vida de algunos de los pacientes a los que se les había implantado una prótesis esquelética. Los resultados mostraron que un tercio de la mitad de las prótesis fallaban a los 10 o 25 años. Estos fallos requerían que los propietarios de éstos implantes necesitasen una intervención quirúrgica, lo que resultaba costoso tanto como para el paciente como para la sociedad, ya que el incremento del costo de la atención médica produce un incremento de las contribuciones sociales.

Ningún material artificial puede responder a las cambiantes cargas fisiológicas o a los estímulos bioquímicos como los tejidos vivos. Este hecho limita la vida de todas las partes del cuerpo artificial. Actualmente, se ha alcanzado un nivel de la práctica médica que enfatiza la sustitución de tejidos. En el siglo XXI, es

fundamental destacar un método biológicamente basado en la reparación de tejidos, la regeneración de tejidos.

La tercera generación de biomateriales están diseñados para estimular las respuestas celulares específicas a nivel de biología molecular. Durante la primera década del siglo XXI, los conceptos de materiales bioactivos y materiales reabsorbibles han convergido: los materiales bioactivos se han hecho reabsorbibles y los polímeros reabsorbibles se han hecho bioactivos. Los vidrios bioactivos de la tercera generación y las espumas porosas se están diseñando para activar genes que estimulan la regeneración de los tejidos.

Hay dos posibilidades alternativas de reparación que usan los nuevos biomateriales de tercera generación molecularmente a medida:

- **La ingeniería de tejidos:** se basa en la utilización de biomateriales, con las características mencionadas (bioactivos y bioabsorbibles), capaces de estimular la respuesta celular y molecular de forma controlada, para que actúen como soportes temporales en la reparación de defectos óseos. El objetivo es conseguir un tejido vivo que se pueda adaptar al ambiente fisiológico y proporcionar la reparación o el reemplazo que durará tanto como el paciente.
- **Regeneración de tejido in situ:** este enfoque implica el uso de biomateriales en forma de polvos, soluciones o dopado de micro o nanopartículas para estimular el tejido local de reparación.

Las células madre poseen propiedades autoregenerativas y potencial multilineal, por lo que son una parte fundamental del enfoque innovador del siglo XXI, denominado medicina regenerativa. Se sabe que las células madre pueden dar lugar a algunos o todos los tejidos del cuerpo. El reto es estimular las células madre a diferenciarse en un linaje específico, así como asegurar que no hay ningún potencial carcinogénico en la población de la célula, seguido de una implantación del linaje celular específico, de tal manera que garantiza que las células proliferan y reemplazan tejidos afectados o degenerados.

Los seres humanos poseen su propio depósito de células madre en la médula ósea, en el cerebro, en el intestino y en el hígado, así como en la sangre. Las células madres activadas regeneran los tejidos en el propio sitio. Algunos tipos de célula madre presentan problemas de accesibilidad, de baja frecuencia y de reducción del potencial de crecimiento con la edad.

Las investigaciones han demostrado que las modificaciones de las condiciones de cultivo pueden promover la diferenciación de un tipo de fenotipo de células específicas, incluyendo las células hematopoyéticas, nervios, músculo, condrocitos e islotes pancreáticos.

6.2.2.2 Propiedades y elección de los biomateriales en prótesis.

Aunque las propiedades de los biomateriales están dentro del rango de las de fibras sintéticas, éstas últimas son un 30% más densas que los materiales biológicos más densos. Los biomateriales alcanzan casi el mismo rendimiento que los sintéticos pero con un peso mínimo, haciéndolos mecánicamente eficientes.

Algunas propiedades están directamente relacionadas, por ejemplo, la rigidez con la resistencia o la dureza con la deformabilidad, mientras que otras lo están inversamente, como la amortiguación con la rigidez y la rigidez con la ductilidad. Muchos compuestos biológicos duros, como el nácar y el hueso, son rígidos y resistentes. Que los biomateriales tengan propiedades superiores a sus componentes es una indicación de su complejidad estructural y compositiva.

Los ingenieros definen clases de materiales artificiales comparando una propiedad de un material contra otra de otro material, resultando grupos de cerámicos, elastómeros y sólidos celulares. Es sorprendente que las nubes de polvo de metales, minerales a granel y cerámicas son bastante más compactas en relación a las nubes de polvo de polímeros. Esto es en parte porque los biomateriales son materiales compuestos de polímeros y sales minerales, además de porque hay una fase líquida importante. La complejidad de los materiales biológicos no sólo está en sus componentes y su organización natural, sino también en su naturaleza fractal: en cada escala de tamaño hay patrones morfológicos característicos.

La elección de biomateriales depende básicamente de dónde se vaya a poner el implante y del uso médico.

- ***Compatibilidad biomecánica***

La respuesta del biomaterial a la repetición cíclica de una carga se deduce por la resistencia a la fatiga del material, lo que determina el éxito a largo plazo del implante. La incompatibilidad biomecánica se define como la fractura producida en un implante debido a la inadecuada resistencia o desajuste en la propiedad mecánica (conocida como módulo) entre el hueso y el implante. Por lo tanto, el biomaterial utilizado para un implante debe ser biomecánicamente compatible y se espera que tenga un módulo equivalente al del hueso para su correcto funcionamiento. Además la incompatibilidad biomecánica lleva a la muerte de las células del hueso conocidas como “fuerza de protección”. El módulo del hueso varía entre 4 y 30 GPa según el tipo del hueso y la dirección de la medida.

- ***Biocompatibilidad***

Los materiales utilizados como implantes no deben ser tóxicos y ni causar ninguna reacción alérgica o inflamatoria en las células y tejidos humanos. Sin

embargo, el éxito de los biomateriales depende principalmente de la reacción de los tejidos con los implantes. Los dos principales factores que influyen en la biocompatibilidad de un material son la respuesta del paciente provocada por el material y la degradación de los materiales en el cuerpo. Los materiales bioactivos son mejores ya que dan lugar a un alto nivel de integración con el hueso, sin embargo, los materiales biotolerantes también permiten la fabricación de implantes. Cuando los implantes están expuestos a líquidos y tejidos humanos, tienen lugar varias reacciones entre el paciente y el material de implante, las cuales determinan la aceptación de estos materiales por el cuerpo. Los problemas relacionados con la biocompatibilidad son: la trombosis, que consiste en la coagulación sanguínea y en la adhesión de plaquetas a la superficie del biomaterial; y la encapsulación de tejido fibroso de los biomateriales en los tejidos blandos.

Categories	Examples	Response	Effect
Biotolerant materials	Polymer-polytetrafluorethylene (PTFE), polymethylmethacrylate (PMMA), Ti, Co-Cr, etc.	Formation of thin connective tissue capsules (0.1–10 μm) and the capsule does not adhere to the implant surface	Rejection of the implant leading to failure of the implant
Bioactive Materials	Bioglass, synthetic calcium phosphate including hydroxyl apatite (HAP)	Formation of bony tissue around the implant material and strongly integrates with the implant surface	Acceptance of the implant leading to success of implantation
Bioreabsorbable Materials	Polylactic acid and polyglycolic polymers and processed bone grafts, composites of all tissue extracts or proteins and structural support system	Replaced by the autologous tissue	Acceptance of the implant leading to success of implantation

Tabla 1: Características básicas de materiales [9]

- **Alta resistencia a la corrosión y al desgaste**

La baja resistencia al desgaste y la corrosión de los implantes en el fluido corporal provoca la liberación de iones metálicos no compatibles. Estos iones causan reacciones alérgicas y tóxicas.

- **Integración ósea**

La incapacidad de la superficie de un implante para integrarse con el hueso o con otros tejidos debido al micromovimiento, causa el aflojamiento del implante. El tejido fibroso se forma entre el hueso y el implante si éste no se integra bien con el hueso.

Significant requirements	Consequences of not fulfilling the requirements
Long fatigue life	Implant mechanical failure and revision surgery
Adequate strength	Implant failure, pain to patient and revision surgery
Modulus equivalent to that of bone	Stress shielding effect, loosening, failure, revision surgery
High wear resistance	Implant loosening, severe inflammatory response, destruction of the healthy bone and producing wear debris which can go to blood.
High corrosion resistance	Releasing non compatible metallic ions and allergic reactions
Biocompatibility	Body reaction and adverse effects in the organic system
Osseointegration	Fibrous tissue between the bone and the implant, not well integration of the bone and implant and finally implant loosening

Tabla 2: Características básicas de materiales [9]

6.2.2.3 Biomateriales empleados en prótesis

Biomateriales son materiales naturales o artificiales utilizados en la fabricación de implantes para reemplazar la estructura biológica dañada o enferma. Estos biomateriales ofrecen ayuda en la mejora de la longevidad y la calidad de vida del ser humano. Los biomateriales utilizados en la fabricación de diferentes partes del cuerpo humano se obtienen a partir de metales, polímeros, cerámicas y materiales compuestos. Las articulaciones sufren enfermedades degenerativas como la artritis provocando dolor o pérdida en función de la parte del cuerpo. Los biomateriales naturales o artificiales son la única solución para este tipo de problemas. Además, la selección de un biomaterial apropiado para la fabricación de implantes es importante para la eficacia y el éxito del implante. Hay varios factores que influyen en la selección de un biomaterial para un determinado implante, depende, por ejemplo, de las propiedades de los materiales, del diseño del implante y de la biocompatibilidad del material.

Un reemplazo de la cadera total (THR) se simula con el uso de dos componentes, un elemento reproduciendo la cavidad de la cadera y otro elemento parecido a la cabeza del fémur. Estas dos partes pueden fabricarse de metales, cerámicas, polímeros y materiales compuestos. Normalmente, los materiales poliméricos solos son demasiado débiles, por tanto, no son convenientes para cumplir con la tensión de deformación en los componentes THR. Sin embargo, los metales tienen buenas propiedades mecánicas pero poca biocompatibilidad, así como la liberación de iones metálicos peligrosos que pueden llevar a la eliminación de los implantes. La cerámica, por lo general, tiene buena biocompatibilidad pero poca tenacidad de fractura y tienden a ser frágiles.

El primer reemplazo total de cadera se fabricó de acero inoxidable, tanto la cavidad como la cabeza del fémur, y fue desarrollado en 1938 por Philip Wiles. La cavidad se fijó usando tornillos y la cabeza fue fijada usando un eje, que se unió al

cuello del fémur por un perno. Unos años más tarde, se introducen las combinaciones de metal con metal. Los resultados de este tipo de implantes eran impracticables debido al alto desgaste y aflojamiento de los componentes, como resultado del aumento del par de fricción. En 1958, John Charnley implantó el primer reemplazo total de cadera de metal con polímero y politetrafluoroetileno (PTFE), fue el primer polímero utilizado en una articulación junto con una cabeza de acero inoxidable. Además, en 1961, Charnley implantó el polietileno de ultra alto peso molecular (UHMWPE) como prótesis, que proporcionaba una baja fricción interfacial contra la cabeza de metal conocida como "Artroplastia de baja fricción" (ALF). A principios de los años setenta, Boutin en Francia, desarrolló el primer reemplazo total de cadera de cerámica sobre cerámica (CoC), que fue muy utilizado en Europa debido a que es un material muy inerte, a su buen acabado superficial y que tiene una excelente resistencia al desgaste.

Femoral component	Socket component	Results
Co-Cr-Mo	Co-Cr-Mo	High loosening rate and restricted use; new developments show minimum wear rate
Co-Cr-Mo	UHMWPE	extensively in use; low wear
Alumina/zirconia	UHMWPE	Very low wear rate; zirconia more impact resistant
Alumina	Alumina	Minimum wear rate (components matched); pain; not in clinical use in the United States
Ti-6Al-4V	UHMWPE	Reports of high UHMWPE wear due to breakdown of titanium surface
Surface-coated Ti-6Al-4V	UHMWPE	superior wear resistance to abrasion; merely thin treated layer attained

Tabla 3: Características básicas de materiales [9]

- **Biomateriales metálicos:**

Los implantes metálicos son los biomateriales principalmente utilizados para el reemplazo de la articulación. Los implantes metálicos para aplicaciones ortopédicas pueden ser fabricados de acero inoxidable, aleaciones cobalto-cromo (CoCr), titanio (Ti) y aleaciones de titanio. Tienen varias propiedades importantes, como por ejemplo una excelente conductividad térmica, alta resistencia a la corrosión y biocompatibilidad, que los convierten en una excelente opción para el reemplazo total de una articulación. Sin embargo, tienen la desventaja de que su módulo elástico es alto y provoca la fuerza de protección y una naturaleza corrosiva. La consecuencia de la corrosión es la pérdida de material, lo que debilitará el implante, y la liberación de productos corrosivos e iones metálicos en el tejido, provocando efectos secundarios indeseables. También tienen otros inconvenientes adicionales, tales como la baja biocompatibilidad, la rigidez excesiva en comparación con los tejidos y la alta densidad.

- **Acero inoxidable:**

El acero inoxidable (en concreto el 316 y 316L) es el primer material utilizado para fabricar hueso artificial y es fácil adaptarlos al tamaño y la forma deseada. El acero 316L tiene una mejor resistencia a la corrosión que el 316 debido al menor contenido de carbono. Sin embargo, se puede corroer dentro del cuerpo en ciertas circunstancias. Los aceros 316 y 316L son adecuados para fabricar dispositivos temporales, como platos para fracturas, tornillos y clavos para la cadera. Cuanto menor sea el contenido de carbono mayor es la resistencia a la corrosión por el suero fisiológico en el cuerpo humano. Sin embargo, los otros elementos de aleación incluyen el níquel (Ni), que se utiliza para aumentar la resistencia a la corrosión en ambientes agresivos, y el molibdeno (Mo), que mejora la resistencia a la corrosión localizada contra picaduras y al desgaste. Las ventajas de los aceros 316 y 316L, en cuanto a la fabricación de implantes quirúrgicos, incluyen las buenas propiedades mecánicas obtenidas por el trabajo en frío y en caliente, la resistencia a tensiones límites, alargamientos y su bajo precio.

- **Cobalto-cromo (CoCr):**

Las aleaciones con base de cobalto están entre los biomateriales más seguros para las prótesis ortopédicas, gracias a su excepcional resistencia a la corrosión en ambientes de cloruro, debido a los porcentajes de peso específico de los elementos base y adiciones de la aleación en sus composiciones, a la formación de la capa pasiva de óxido de (Cr_2O_3) y a la resistencia mecánica. En comparación con las aleaciones para forja, las aleaciones con base de cobalto para fundiciones se caracterizan por constituir una mayor cantidad de metales con alto punto de fusión, como el cromo, el tungsteno, el tántalo, el titanio, el circonio, y por un mayor contenido en carbono. La aleación CoNiCrMo (originalmente llamado MP35N) contiene aproximadamente el 35% Co y Ni, siendo cada uno altamente resistentes a la corrosión debida al agua salada. Sin embargo, la alta resistencia a la fatiga y a la tensión última de la aleación de CoNiCrMo, la hizo conveniente para los usos que requieren una larga duración sin ninguna fatiga fractura o estrés. Las versiones de aleaciones con base de cobalto y bajo contenido en carbono poseen unas excelentes propiedades mecánicas y resistencia a la corrosión.

- **Titanio y sus aleaciones:**

El titanio y sus aleaciones son más ligeros que otros metales, aparte de tener buenas propiedades mecánicas. El titanio tiene poca tensión de cizallamiento, haciéndola menos deseable para los tornillos, placas y aplicaciones similares. Sin embargo, la aleación de titanio tiene una excelente biocompatibilidad y actualmente el más utilizado. Debido a la combinación de sus excelentes propiedades, tales como alta resistencia, baja densidad, buena resistencia a la corrosión, mayor biocompatibilidad y moderado módulo elástico, son una elección

adecuada para la fabricación de implantes. El titanio y sus aleaciones también tienen la capacidad de integrarse firmemente en el hueso y otros tejidos, mejora considerablemente la longevidad de los dispositivos implantados, disminuye el riesgo de aflojamiento y el fracaso. La aleación de titanio (Ti₆Al₄V) es muy utilizada para la fabricación de implantes para aplicaciones biomédicas, y contiene aluminio y vanadio.

- ***Cerámica:***

La cerámica que está especialmente diseñada para la reparación, reconstrucción y reemplazo de partes enfermas o dañadas del cuerpo se llama "biocerámica". Los materiales cerámicos poseen varias propiedades útiles: su alta rigidez, un comportamiento inerte bajo un entorno fisiológico y una mayor resistencia al desgaste en comparación con las superficies de rodamientos metálicos y poliméricos. Además, la cerámica puede ser bioinerte, reabsorbible, bioactiva, o porosa para tejido en crecimiento. Sin embargo, la fragilidad es una de las propiedades limitantes.

- ***Alúmina (Al₂O₃):***

La alúmina de alta pureza y de alta densidad fue la primera cerámica aceptada clínicamente debido a la resistencia a la corrosión y al desgaste, buena biocompatibilidad, y alta resistencia. El óxido de aluminio se ha utilizado en el área de las prótesis de cadera, los implantes dentales, y la ortopedia durante más de 25 años, mientras que la alúmina cristalina se ha utilizado en cirugía dental y ortopedia durante casi 20 años. La alúmina es generalmente un material bastante duro.

- ***Zirconia (ZrO₂):***

La zirconia es un biomaterial que tiene un gran futuro debido a su elevada resistencia mecánica y tenacidad. La zirconia cerámica tiene varias ventajas sobre otros materiales cerámicos debido a los mecanismos de endurecimiento de transformación en su microestructura. La zirconia se utiliza en el reemplazo total de cadera. Sin embargo, las propiedades físicas de la zirconia son algo inferiores a las de alúmina.

- ***Carbón pirolítico:***

La buena compatibilidad de los materiales carbonosos con el hueso u otros tejidos, así como la similitud de las propiedades mecánicas del carbono a los huesos, indican que el carbón es un interesante candidato para implantes ortopédicos. A diferencia de los metales, polímeros y otros cerámicos, estos materiales carbonosos no sufren fatiga. Sin embargo, su intrínseca fragilidad y baja resistencia a la tracción limitan su uso en aplicaciones donde se requiera una carga

considerable. El aumento de las propiedades mecánicas del carbón pirolítico depende principalmente de la estructura total del material. El grafito y el carbón vítreo tienen una menor resistencia mecánica que el carbón pirolítico. Sin embargo, el promedio del módulo de elasticidad es casi el mismo para todos los carbonos.

- ***Cerámica de fosfato de calcio:***

El fosfato de calcio ha sido usado como un hueso artificial. Este material ha sido sintetizado y usado para fabricación de diversos estilos de implantes, y sólidos o recubrimiento poroso en otros implantes. Diferentes fases de la cerámica de fosfato de calcio se utilizan dependiendo si se desea un material reabsorbible o bioactivo. Una de las principales características del fosfato de calcio es la porosidad, que proporciona un tamaño de los poros, ideal para la biocerámica, similar a los del hueso esponjoso. La principal desventaja de utilizar cerámicas y vidrios como implantes son su fragilidad y baja ductilidad. Aunque pueden tener una gran resistencia cuando se cargan a compresión, pero no a un nivel de baja tensión, cuando se cargan a flexión.

- ***Materiales poliméricos:***

Un polímero es una sustancia compuesta de moléculas, caracterizadas por repeticiones múltiples de una o varias especies de átomos, unidos el uno al otro en una cantidad suficiente para proporcionar el juego de propiedades deseadas. Los materiales poliméricos tienen una amplia variedad de aplicaciones para los implantes, ya que pueden ser fácilmente fabricados en muchas formas, tales como fibras, textiles, películas, varillas y líquidos viscosos. Éstos se parecen a los componentes naturales de los tejidos, como el colágeno. El proceso de esterilización puede afectar las propiedades del polímero. Se han utilizado varios polímeros para aplicaciones ortopédicas, tales como el acrílico, nylon, silicona, poliuretano, UHMWPE y el polipropileno (PP).

- ***Polietileno de ultra alto peso molecular (UHMWPE):***

El UHMWPE es uno de los polímeros preferidos como implante ortopédico debido a su buena biocompatibilidad, alta resistencia mecánica y tasa de desgaste baja. Las propiedades mecánicas de los polímeros dependen de varios factores, incluyendo la composición, estructura de las cadenas macromoleculares y peso molecular. La resistencia de desgaste de UHMWPE puede mejorarse aumentando la cristalinidad. Además, también mejora el módulo elástico y resistencia a fatiga y a fractura.

- ***Materiales compuestos:***

Los materiales compuestos están constituidos de dos o más metales, polímeros o estructuras cerámicas separadas por una interfaz. Han sido ampliamente utilizados durante mucho tiempo en aplicaciones tecnológicas innovadoras debido a sus buenas propiedades mecánicas. Algunos compuestos sintéticos pueden utilizarse también para producir prótesis, capaz de simular los tejidos y restaurar la funcionalidad de las estructuras y los tejidos dañados. Los polímeros biocompatibles se han aplicado principalmente como matrices para materiales compuestos, junto con cerámicas de relleno, en la ingeniería de tejidos. Los materiales compuestos se fabrican de diferentes combinaciones de materiales con propiedades mecánicas diferentes, dando lugar a estructuras con comportamiento superior en comparación con estructuras de un solo material. Esto se logra normalmente mediante la aplicación de una resina flexible reforzada por fibras rígidas. Las resinas utilizadas son polímeros termoplásticos y termoestables. Polímeros termoplásticos tienen una buena biocompatibilidad debido a un buen enlace intermolecular, tienen buenas propiedades mecánicas, baja absorción de agua y se pueden esterilizar debido a la resistencia química. Los polímeros termoestables, como la resina de epoxy, permiten productos más sofisticados debido a la baja viscosidad durante la fabricación. Estas estructuras ofrecen la posibilidad de ajustar las propiedades mecánicas de un implante no sólo mediante cambios geométricos, sino también por el diseño del material. Existen importantes aplicaciones médicas de otros tipos de compuestos que son indicativos de su gran potencial en aplicaciones biomédicas.

En conclusión, los implantes cerámicos son bastante atractivos debido a su buena biocompatibilidad, mientras que la alúmina, con alta resistencia mecánica, produce una reacción del tejido despreciable, no tóxico y compatible con la sangre, lo que la convierte en otra buena candidata. Por otra parte, el carbón, con iguales propiedades mecánicas que el hueso, es otra posible opción debido a la buena compatibilidad con la sangre, no hay reacción del tejido y no existe toxicidad en las células. La accesibilidad a una amplia variedad de polímeros, afectó significativamente al crecimiento de la ingeniería de tejidos y a las tecnologías de liberación controlada de fármacos. Las innovaciones en el diseño del material compuesto y de los procesos de fabricación están aumentando la posibilidad de realizar implantes con un rendimiento mejorado.

6.2.3 Estudio de materiales en órtesis

La historia de las prótesis se remonta a la antigüedad, ya que la amputación es un tema que ha acompañado al hombre durante toda su existencia. En las primeras culturas las prótesis no eran más que simples muletas o copas de madera y cuero que protegían al muñón. Poco a poco estas prótesis se fueron modificando para tener un mayor rango de movimiento y darle más libertad a la persona.

No se sabe con exactitud en qué momento se empezaron a utilizar las prótesis, sin embargo, los cuerpos momificados, pinturas, murales y los jeroglíficos, han mostrado que los antiguos egipcios sufrían las mismas afecciones que se padecen hoy en día. También han enseñado algunas de las prácticas ortopédicas de aquella época. Se han hallado férulas en momias fabricadas con bambú, caña, madera o cortezas de árboles e incluso con almohadillas con lienzo. Así mismo, existen pruebas del uso de muletas, siendo el testimonio más antiguo una muleta en un grabado realizado en el año 2830 a.C. en la entrada de la tumba de Hirkouf.

En la figura 5 se puede observar un dedo del pie artificial hecho de madera y cuero, que actualmente se exhibe en el museo de El Cairo (Egipto), descubierto por científicos ingleses. Se estima que la prótesis fue hecha entre los años 1000 y 600 a.C. y que es una de las prótesis más antiguas en la historia de la humanidad, según investigadores de la Universidad de Manchester. Se intenta demostrar que el dedo gordo artificial del pie que se encontró es anterior en varios siglos a la prótesis de una pierna artificial que data del año 300 a.C. Ésta estaba realizada en bronce y actualmente se encuentra en el Colegio Real de Cirujanos de Londres.



Figura 5: Dedo artificial hecho de madera [10]

Sin embargo se han encontrado más evidencias del uso de prótesis en los siglos siguientes. En Grecia, Hipócrates fue el que desarrolló férulas especiales para las fracturas de tibia, similares a un fijador externo.

En el imperio romano, Galeno utilizó por primera vez términos tales como cifosis, escolios y lordosis. Durante este periodo grecorromano hubo intentos de diseñar prótesis artificiales. Existen descripciones de piernas de madera, manos de hierro y pies artificiales.

En la época árabe, el uso del yeso en el siglo X fue algo significativo. Con la adición de agua a un polvo de sulfato cálcico deshidratado se producía un material cristalino. Un persa, conocido como Abu Mansur Muwaffak, describió la colocación de yesos para fracturas y otras lesiones óseas de los miembros.

Después del renacimiento, entre 1600 y 1800, con los avances y descubrimientos en medicina, se observó un refinamiento en las prótesis, volviéndose más funcionales. A partir de 1900, después de la Primera Guerra Mundial, se creó la Asociación Americana de Prótesis y Órtesis. Pero no fue hasta la Segunda Guerra Mundial, cuando el número de amputados aumentó, que se dieron cuenta de que la tecnología de prótesis, del momento, no era la adecuada, ya que no había evolucionado desde 1800. Fue entonces cuando se creó conciencia de que se necesitaba mejorar los estudios del desarrollo de prótesis, utilizando lo último en medicina e ingeniería. Los materiales utilizados en su construcción mejoraron cuando diferentes compañías militares, como Northrup Aviation, introdujo el uso de resinas térmicas para los sockets (acoplamiento plástico entre la prótesis y el muñón) y componentes estructurales.

En los años 60 y 70 muchas universidades comenzaron a crear programas para el desarrollo de prótesis más avanzadas. Se introdujo el soporte hidráulico, las prótesis endoesqueléticas y la piel sintética. En los años 80 se creó el pie "safe" que es uno de los primeros pies que almacenan energía.

Desde la década de los 90 a la actualidad se han desarrollado prótesis especializadas para cada tipo de paciente y sus diferentes necesidades.

Hoy en día, a la hora de utilizar materiales para la elaboración, tanto de órtesis como de prótesis, se debe atender no sólo al diseño del producto, sino también a su resistencia, ligereza, durabilidad, etc. Además deberán ser lo suficientemente dúctiles para adaptarse a la geometría del paciente, así como que sea económico. Para poder tener en cuenta todos estos factores, es necesario conocer las características básicas de ciertos materiales.

Económicas	Precio y disponibilidad Reciclabilidad
Físicas	Densidad
Mecánicas	Módulos Límite elástico y resistencia a la tracción Dureza Tenacidad a la fractura Resistencia a la fatiga Resistencia a la fluencia Amortiguamiento de las vibraciones
Térmicas	Conductividad térmica Calor específico Coeficiente de expansión térmica
Eléctricas y magnéticas	Resistividad Constante dieléctrica Permeabilidad magnética
Interacción con el entorno	Oxidación Corrosión Desgaste
Producción	Facilidad de fabricación Unión Acabado
Estéticas	Color Textura Aspecto

Tabla 4: Características básicas de materiales [12]

Dada la gran variedad de materiales, existen muchas clasificaciones. La más comúnmente aceptada es la que los separa en metálicos y no metálicos.

Metales y aleaciones	Hierro y aceros Aluminio y sus aleaciones Cobre y sus aleaciones Níquel y sus aleaciones Titanio y sus aleaciones
Polímeros	Polietileno (PE) Polimetacrilato de metilo (PMMA) Poliámidas -nylon- (PA) Poliestireno (PS) Poliuretano (PU) Policloruro de vinilo (PVC) Politereftalato de etilenglicol (PET) Polieteretercetona (PEEK) Resinas epoxi (EP) Elastómeros, como el caucho natural (NR)
Cerámicos y vidrios*	Alúmina -esmeril, zafiro- (Al_2O_3) Magnesia (MgO) Sílice (SiO_2), vidrio y silicatos Carburo de silicio (SiC) Nitruro de silicio (Si_3N_4) Cemento y hormigón
Materiales compuestos	Polímeros reforzados con fibra de vidrio (GFRP) Polímeros reforzados con fibras de carbono (CFRP) Polímeros cargados Cermets
Materiales naturales	Madera Piel Algodón, lana, seda Hueso

Tabla 5: Clasificación de los materiales [12]

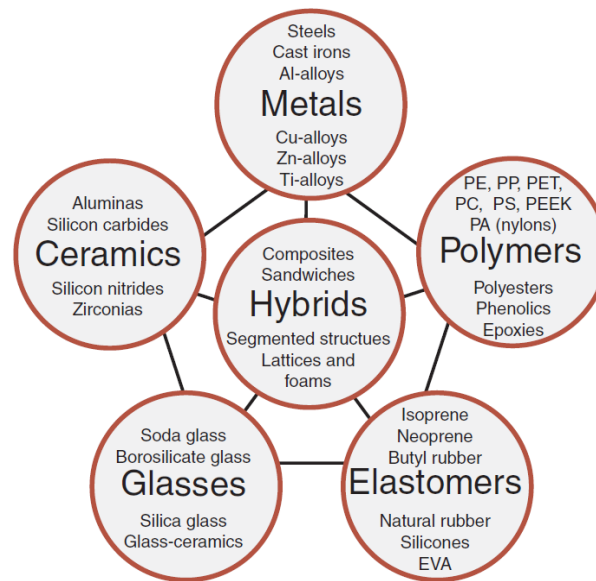


Figura 6: The basic families of metals [12]

- **Metales:**

Tienen módulos relativamente grandes. La mayoría son puros, blandos y fácilmente deformables. Pueden reforzarse mediante aleaciones y tratamientos térmicos y mecánicos pero, aún así, siguen siendo dúctiles, lo que les permite ser formados por procesos de deformación. Ciertas aleaciones de alta resistencia (el acero empleado en resortes, por ejemplo) tienen una ductilidad muy baja, del 1%, pero incluso esto es suficiente para asegurar que el material ceda antes de que se fracture y que dicha fractura sea de tipo resistente, dúctil. Debido a la ductilidad pueden llegar a sufrir fatiga y son los materiales menos resistentes a la corrosión.

- **Polímeros:**

Los polímeros tienen módulos más bajos, aproximadamente 50 veces menos que los metales, pero, sin embargo, pueden ser tan resistentes como éstos. Una consecuencia de ello es que las deflexiones elásticas pueden ser grandes. Sus propiedades dependen de la temperatura de exposición, de tal manera que un polímero es resistente y flexible a 20°C y puede ser frágil a 4°C. Muy pocos tienen una resistencia por encima de los 200°C. Cuando se combinan varias propiedades, como por ejemplo la fuerza por unidad de peso, los polímeros pueden llegar a ser tan buenos como los metales. Otra ventaja que tienen es que son fáciles de modelar: una pieza complicada que requiere varias operaciones, puede ser modelada con un polímero en una sola operación. Las grandes desviaciones elásticas permiten el diseño de componentes de polímeros que deben ir juntos, haciendo el montaje más rápido y barato. No se necesitan operaciones de acabado si se dimensiona bien el molde y se colorea el polímero. Los polímeros son

resistentes a la corrosión y tienen bajos coeficientes de fricción. Un buen diseño puede sacar provecho de estas propiedades.

- ***Elastómeros:***

Los elastómeros son polímeros de cadena larga, que se encuentran por encima de su temperatura de transición vítrea, T_g , de ahí su considerable capacidad de deformación. Cada uno de los monómeros que se unen entre sí para formar el polímero está normalmente compuesto de carbono, hidrógeno, oxígeno o silicio. Los elastómeros poseen unas propiedades únicas: un bajo módulo de Young, que puede aumentar con la temperatura, y una capacidad elástica muy grande, es decir, se deforman mucho al someterlos a un esfuerzo pero recuperan su forma inicial al eliminar el esfuerzo. En cada ciclo de extensión y contracción los elastómeros absorben energía, una propiedad denominada resiliencia.

- ***Cerámicos:***

Los cerámicos también tienen módulos altos, pero a diferencia de los metales, son frágiles. En compresión su resistencia también es frágil. Los materiales que sí son dúctiles tienen la capacidad de concentrar las tensiones por deformación de tal manera que distribuyen la carga más uniformemente, es por ello que pueden ser utilizados bajo cargas estáticas dentro de un margen de fuerza. Sin embargo, la cerámica no. Ésta no tiene ductilidad, lo que da lugar a una baja tolerancia a las concentraciones de tensiones, tales como en agujeros o grietas. Otro inconveniente que tienen es que no son fáciles de diseñar, en comparación con los metales. A pesar de ello tienen varias características positivas: son rígidos, duros, resistentes a la abrasión (de ahí su uso en herramientas de corte y rodamientos), conservan su resistencia a altas temperaturas y son bastante resistentes a la corrosión.

- ***Vidrios:***

Los vidrios son sólidos no cristalinos (amorfos). Los más comunes son los vidrios de cal y sodio y de silicato de boro, conocidos comúnmente como botellas y recipientes, pero hay muchos más. Los metales también pueden hacerse no cristalinos mediante un enfriamiento lo suficientemente rápido. La falta de estructura cristalina elimina la plasticidad, por lo tanto, como los cerámicos, los vidrios son duros, frágiles y vulnerables a la concentración de tensiones.

- ***Materiales híbridos:***

Los materiales híbridos son combinaciones de dos o más compuestos en una determinada configuración y escala. Combinan las propiedades de las otras familias de materiales, evitando algunos de sus inconvenientes. Los híbridos incluyen materiales como los compuestos de fibra y partículas, estructuras

sándwich, estructuras de celosía, espumas, cables y laminados. Casi todos los materiales de la naturaleza son híbridos: la madera, el hueso, la piel, las hojas, etc. Los materiales compuestos reforzados con fibra son los más familiares. Son ligeros, rígidos y fuertes, e incluso pueden llegar a ser muy resistentes. Si se combinan con un polímero no se podría utilizar por encima de los 250°C, ya que el polímero se ablandaría, pero a temperatura ambiente puede ser excepcional. Los compuestos híbridos son caros y relativamente difíciles de formar y unir. A pesar de sus propiedades, se utilizan cuando el rendimiento agregado justifica su costo adicional.

Una vez conocidas las características de los distintos materiales empleados en órtesis, se puede llegar a la conclusión de que los metales son los más resistentes y permiten formar aleaciones, con lo que se mejoran sus propiedades. Dentro de los metales, en concreto el aluminio es el más indicado para este proyecto, ya que se trata de un metal abundante en la naturaleza y muy ligero. Esto hace que la silla de ruedas no suponga una carga para el perro.

6.2.4 Casos de sillas de ruedas para perros

- **Historia de Luisa:**

Luisa es una perra que pertenece a una camada de cinco cachorros, pero nació con una característica que la diferenciaba de sus cuatro hermanos: había nacido sin sus dos patas delanteras. Esta situación no es nada nueva, y generalmente supone una vida mucho más corta y poco funcional, si no se puede hacer frente a la compra de una silla de ruedas para perros.



Figura 7: Luisa [13]

La estudiante graduada Karin Bufe, junto con la ayuda de Florian Rapp de Multec, diseñaron y crearon con una impresora 3D una silla de ruedas especialmente adaptada a Luisa. En total aseguran que gastaron sólo 130 € en su fabricación.



Figura 8: Silla de ruedas fabricada con impresora 3D [13]

Lo mejor de todo es que sus creadores han liberado los archivos necesarios para que cualquiera pueda imprimir una silla parecida. Además, han colgado las instrucciones para fabricarla en “Instructables”, para ayudar a incontables perros que sufren la misma suerte que Luisa.

- **Historia de Hoppa:**

Hoppa vino al mundo sin patas delanteras. Un veterinario de la ciudad de Tiberíades, donde nació, comunicó, a sus dueños, que las posibilidades de supervivencia eran muy bajas y recomendó que Hoppa fuera sacrificado. Pero su dueño ignoró el consejo.

Diversas lesiones o defectos de nacimiento suele producir que las patas traseras de un perro queden inmóviles; pero la ausencia de dos patas delanteras es bastante raro. Era prácticamente imposible encontrar un dispositivo de ayuda que respondiera a las necesidades especiales de Hoppa. Pero el entonces estudiante de arte Nir Shalom se atrevió a cambiar eso.



Figura 9: Hoppa [14]

Durante años, Nir y Hoppa aprendieron a trabajar juntos; uno diseñando y el otro saltando, corriendo y disfrutando. Hasta que últimamente el perro se ganó la capacidad de moverse con casi ninguna restricción. Después de dominar el

equilibrio con el dispositivo de entrenamiento, Hoppa recibió el último desarrollo de Shalom, que él mismo describió como “el Mercedes” de las prótesis de perros.



Figura 10: Silla de ruedas “amigo” [14]

Este prototipo plantó la semilla de la concepción y fabricación de la prótesis “amigo” en varias medidas, para adaptarla a las patas traseras, reducir costes y hacer más asequible el concepto para todos los dueños de mascotas. Ahora “amigo” acaba de ser presentado en el epicentro del diseño mundial.

El verdadero reto fue el diseño de un mecanismo que era tan sofisticado como el verdadero cuerpo de un perro, con los cuartos traseros fuertes y flexibles que permiten que los perros se muevan tan rápidamente entre sentarse, descansar y de pie. “Me di cuenta que esto tenía que estar basado en el movimiento natural de los perros, pero aún lo suficientemente simple como para el uso de un perro con discapacidad, sin la ayuda de sus dueños.”, dice su diseñador. A pesar de que parece que un perro tendría que ser entrenado para usar con comodidad estos dispositivos.

- **Historia de Randy:**

“Al parecer lo atropellaron, tras varios días de abandono lo encontraron y fue llevado al refugio de animales. Allí lo curaron y cuidaron, pero necesitaba para su locomoción con urgencia, una sillita de ruedas. Le conocimos arrastrando sus patitas traseras y para ayudarlo recurrimos al reciclaje, utilizando materiales de uso cotidiano: un par de ruedas, una tabla de cortar, un cubo... y así se concibió este artilugio. Ahora Randy, que así se llama este pequeño, disfruta, "corre" y hace su vida como uno más de la manada... En la actualidad vive en nuestra casa, es feliz y ya lo demás es historia.”, afirman los dueños de Randy.



Figura 11: Randy [15]

6.2.5 Modelos comerciales

Existen en el mercado multitud de modelos de sillas de ruedas para perro, desde las más artesanales, pasando por sillas de ruedas para perros fabricadas a mano por personas amantes de los animales, que las ofrecen a muy buen precio, o las "más avanzadas" con un diseño muy elaborado y toda la flexibilidad y adaptabilidad posibles.

The screenshot shows the website 'ORTOPEDIA CANINA' with a navigation bar and several product listings for dog wheelchairs. Each listing includes a photo of the dog with the wheelchair, the product name, price, discount, and a button to purchase or add to cart.

Product Name	Price	Discount	Action
SILLA A MEDIDA DE ACERO	225,21 €	250,23 € (-10%)	COMPRAR
SILLA ADAPTABLE PEQUEÑA 3'5-10 KG.	274,00 €	323,00 € (-49,00 €)	COMPRAR
ALQUILER SILLA RUEDAS PERRO PEQUEÑO 3-10 KG.	270,00 €	-	AÑADIR AL CARRITO
SILLA ADAPTABLE PERRO MEDIANO 11-31 KG.	413,64 €	-	COMPRAR
SILLA A MEDIDA ERGONOMICA	490,00 €	-	AÑADIR AL CARRITO
SILLA ADAPTABLE PERRO GRANDE 32-68 KG.	402,05 €	473,00 € (-15%)	COMPRAR



RUEDAS DELANTERAS PARA SILLA DE RUEDAS
242,37 €
☆☆☆☆☆

AÑADIR AL CARRITO



ALQUILER SILLA RUEDAS PERRO GRANDE 32-68KG.
470,00 €
☆☆☆☆☆

AÑADIR AL CARRITO



ALQUILER RUEDAS DELANTERAS
50,00 €
☆☆☆☆☆

AÑADIR AL CARRITO



ALQUILER SILLA RUEDAS PERRO MEDIANO 11-31 KG.
340,00 €
☆☆☆☆☆

AÑADIR AL CARRITO



SILLA A MEDIDA DE ACERO DE 4 RUEDAS
0,00 €
☆☆☆☆☆

AÑADIR AL CARRITO

Figura 12: Modelos comerciales [16]

SILLA DE RUEDAS CANINA

NOSOTROS NUESTRO BLOG TIENDA CONTACTO €0.00

Mostrando los 9 resultados

Display Ordenar por popularidad

CARRITO PARA PERROS DISCAPACITADOS DE 5 KGS HASTA 17 KG

€197.00 Añadir al carrito

CARRO PARA PERROS DISCAPACITADOS DE 18 KGS HASTA 40 KGS

€265.00 Añadir al carrito

RECAMBIO ARNÉS DELANTERO SILLA DE RUEDAS

€20.00 Añadir al carrito

PRODUCTOS

- SILLA DE RUEDAS
- FISIOTERAPIA
- ORTOPEDIA CANINA
- TERAPIAS ALTERNATIVAS

TE LLAMAMOS GRATIS

Su nombre (requerido)

Su e-mail (requerido)

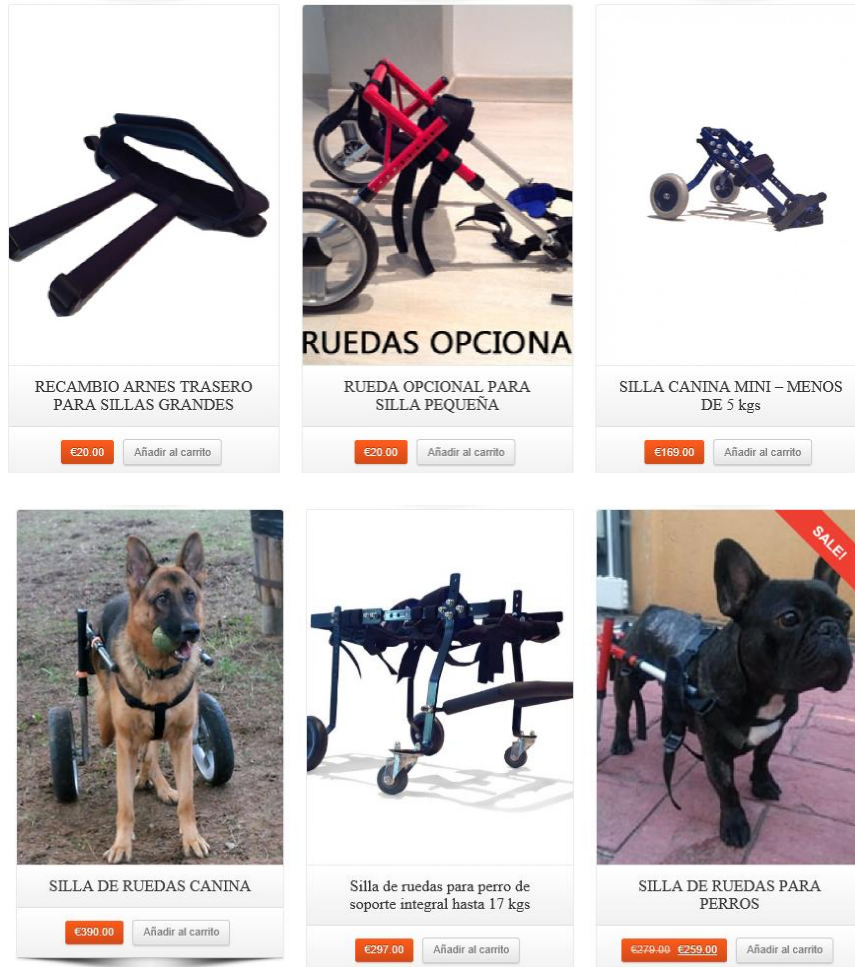


Figura 13: Modelos comerciales [17]

6.3 Exoesqueletos

El exoesqueleto se conoce por ser el esqueleto exterior que poseen algunos animales, básicamente insectos y crustáceos. Pero también desde hace unos años, el exoesqueleto puede ser algo aplicado a los seres humanos consistente en unas partes robóticas adaptadas al cuerpo humano. Se denominan esqueletos robóticos, y a pesar de haberlos visto más en películas de ciencia-ficción que en la vida real, esta tecnología ya se comercializa.

General Electric fueron los primeros en desarrollar uno en los años 60, denominado Hardiman. Como se puede apreciar en la foto, el objetivo del exoesqueleto no ha cambiado, pero su apariencia, ahora, se ha estilizado, como se podrá ver a lo largo del artículo.



Figura 14: Primer exoesqueleto [18]

Un esqueleto robótico no tiene por qué ser de cuerpo-completo y podría aplicarse sólo a las extremidades. Al estar adaptado al cuerpo humano, las señales de entrada que controlan estos aparatos las crea el propio cuerpo humano. Es decir, el robot seguirá todos nuestros movimientos. Sin embargo, la resistencia mecánica de los grados de libertad del exoesqueleto no es nula. Las articulaciones están compuestas en su mayoría por servomotores y el par resistente que oponen estos motores varía. En otras palabras, el par resistente que hay que oponer a los músculos al correr es menor que el opuesto al andar, de manera que los exoesqueletos deben de tener un gran espectro de modos de funcionamiento y una rápida reacción para variar sus parámetros. Además de haber exoesqueletos que siguen los movimientos, los hay controlados por la mente o por un mando.

Unos de los más sofisticados exoesqueletos son el Raytheon y el HULC (Human Universal Load Carrier). Se trata de modelos que se usan en el ejército estadounidense. Estos exoesqueletos, aplicados a los soldados, les permiten transportar mayores cargas.



Figura 15: Exoesqueletos militares [Google]

De acuerdo con las definiciones de órtesis y prótesis, indicadas con anterioridad, se puede llegar a la conclusión de que el elemento que se pretende crear en este proyecto se trata de una órtesis, ya que no reemplaza a ningún miembro, sino simplemente las funciones de éste con una incapacidad física.

6.4 Objetivos y funciones de las órtesis

Las ortesis desempeñan 6 objetivos principales:

- Reducción de fuerzas o de la carga axial sobre el cuerpo o alguno de sus segmentos con la finalidad de descargarlo, estabilizarlo, fijarlo, protegerlo o mantenerlo en una determinada posición. Esa inmovilización reduce tanto el dolor como la inflamación. Se conocen como órtesis de descarga.
- Modificación de los movimientos corporales. Permite cambiarlos, controlarlos, restringirlos e incluso inmovilizarlos con la finalidad de mantener, enderezar o corregir una deformidad. Se conocen como órtesis de inmovilización.
- Estabilización o protección de estructuras lesionadas y/o inestables por fallo de fuerzas internas de estabilización. Las fuerzas aplicadas por estas órtesis impiden movimientos indeseables de rotación y/o traslación sobre las estructuras lesionadas.
- Asistencia o facilitación del movimiento. Se conocen como órtesis funcionales dinámicas.
- Realineación o mantenimiento postural debido a desequilibrios musculares, malas posiciones, etc. para prevenir, mantener o corregir una deformidad. Se llaman órtesis posturales.
- Prevención y corrección de deformidades mediante la aplicación de fuerzas o momentos correctores. Se conocen como órtesis correctoras.

6.4.1 Mecanismos de acción de las órtesis y prótesis

El objetivo principal de cualquier ortesis o prótesis es el de mejorar la función. Esto se consigue aplicando un sistema de fuerzas y momentos para modificar la cinemática del cuerpo y sus patrones de deformación. Para ello es necesario conocer perfectamente cuál es la biomecánica del cuerpo.

Desde esta perspectiva biomecánica, las formas de actuación de estos mecanismos de apoyo son:

- Restricción del movimiento de rotación sobre la articulación.
- Reducción de las fuerzas de cizalladura.
- Reducción de las fuerzas axiales a través de la articulación.

Además de estos factores biomecánicos se deben tener en cuenta factores fisiológicos de actuación, tales como:

- La compresión hidrostática de los fluidos (o aumento de presión intraabdominal).
- La aplicación de fuerzas axiales de distracción.
- La fijación esquelética proximal y distal.
- El “efecto jaula” o de “huida de los apoyos”.

7. IMPRESIÓN 3D

7.1 Fundamentos de la impresión 3D

7.1.1 ¿Qué es la impresión 3D?

La impresión 3D es un método de fabricación rápido por adición que consiste en generar modelos con volumen, es decir, tridimensionales, a partir de un archivo digital. Los objetos se crean mediante la superposición de capas sucesivas de material. Las impresoras 3D actuales son más rápidas, baratas y fáciles de usar que otras tecnologías que utilizan el mismo método de fabricación. Estas impresoras permiten imprimir partes y montajes de diferentes materiales y con diferentes propiedades físicas y mecánicas.

Desde 2003 la venta de impresoras 3D ha ido en aumento. Sin embargo, el coste de las mismas ha ido decayendo.

7.1.2 Tecnologías de la impresión 3D

La impresión 3D puede realizarse por una gran variedad de tecnologías. Las diferencias entre ellas residen en la forma en la que las distintas capas son usadas

para crear piezas. Por otra parte, cada método tiene sus propias ventajas e inconvenientes. Las consideraciones que se tienen principalmente en cuenta a la hora de elegir el método de fabricación son: la velocidad; el coste del prototipo impreso, así como el de la impresora 3D; elección y coste de los materiales, además de la capacidad para elegir el color. Los normalmente empleados son:

TIPO	MÉTODO	MATERIALES EMPLEADOS
Extrusión	Modelador por deposición fundida (FDM)	Termoplásticos (PLA y ABS), HDPE, metales eutécticos, materiales comestibles
Hilado	Fabricación por haz de electrones (EBF)	Casi cualquier aleación
Granulado	Sinterizado directo de metal por láser (DMLS)	Casi cualquier aleación
	Fusión por haz de electrones (EBM)	Aleaciones de titanio
	Sinterizado selectivo por calor (SHS)	Polvo termoplástico
	Sinterizado selectivo por láser (SLS)	Termoplásticos, polvos metálicos, polvos cerámicos
	Proyección aglutinante (DSPC)	Yeso
Laminado	Laminado de capas (LOM)	Papel, papel de aluminio, capa de plástico
Fotoquímicos	Estereolitografía (SLA)	Fotopolímero
	Fotopolimerización por luz ultravioleta (SGC)	Fotopolímero

Tabla 6: Tecnologías de la impresión 3D (fuente propia)

Principalmente se pueden destacar 3 métodos, que son los más empleados actualmente:

- **Modelado por deposición fundida (FDM):**

Es un proceso de fabricación utilizado para el modelador de prototipos y la producción a pequeña escala. Utiliza una técnica aditiva, depositando el material en capas para conformar la pieza. Un filamento plástico o metálico, que inicialmente se almacena en rollos, es introducido en una boquilla. Dicha boquilla se encuentra por encima de la temperatura de fusión del material y puede desplazarse en tres ejes, controlada electrónicamente, normalmente movida por motores a pasos o servomotores. La pieza es

construida con finos hilos del material que solidifican inmediatamente después de salir de la boquilla.

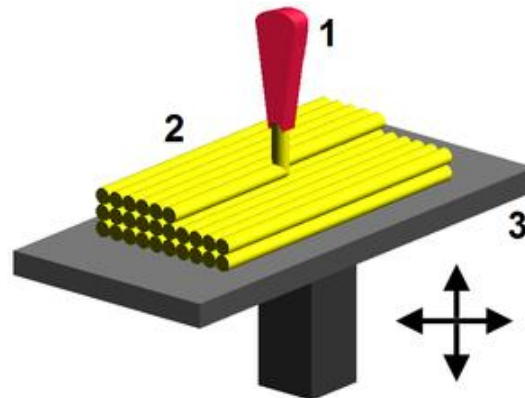


Figura 16: Modelado por deposición fundida (FDM) [Google]

- **Sinterizado selectivo por láser (SLS):**

Se trata de una técnica de adición en la cual se deposita una capa de polvo, de unas décimas de milímetro, en una cuba que se ha calentado a una temperatura ligeramente inferior al punto de fusión del polvo. A continuación, un láser de CO₂ sinteriza el polvo en los puntos seleccionados, lo que origina que las partículas se fusionan y se solidifiquen en los puntos indicados. Es un proceso continuo de gran flexibilidad que permite la conversión de una gran variedad de materiales, como por ejemplo mineral de hierro o polvos cerámicos.

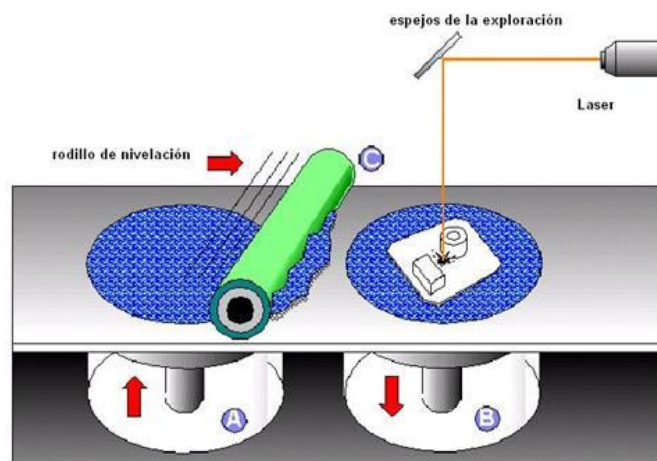


Figura 17: Sinterizado selectivo por láser (SLS) [Google]

- **Estereolitografía (SLA):**

Tiene un funcionamiento también capa a capa, como el modelado por deposición fundida, con la diferencia de que en esta ocasión se parte de una base que se va sumergiendo capa a capa en una resina fotocurable. El láser de luz ultravioleta activa la curación de la resina líquida, solidificándola. En

ese momento la base se desplaza hacia abajo para que el láser vuelva a ejercer su acción. Mediante este método se consiguen figuras con gran detalle, aunque desperdicia cierta cantidad de material según qué piezas se fabriquen.

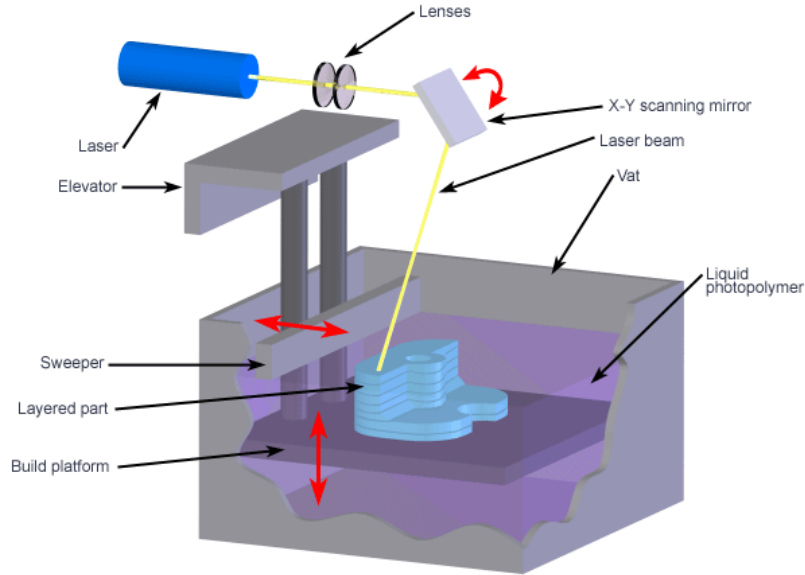


Figura 18: Estereolitografía (SLA) [Google]

7.1.3 Componentes de una impresora

En la siguiente imagen se muestran los principales componentes de una impresora 3D.

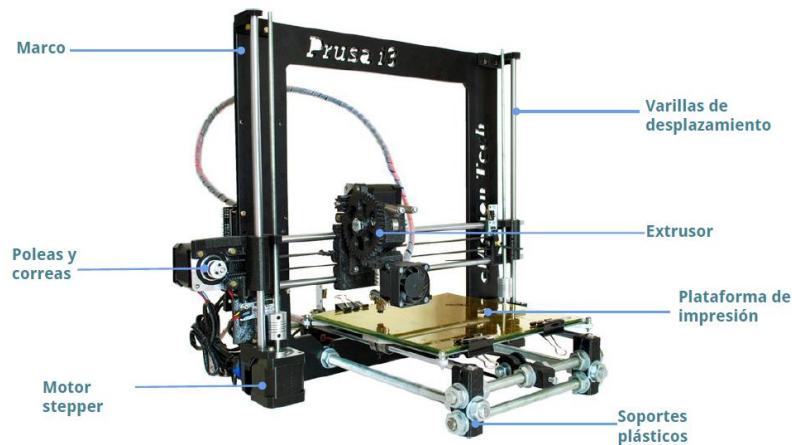


Figura 19: Componentes de una impresora 3D [21]

7.1.4 Materiales de impresión

Los materiales más utilizados en impresoras 3D son los siguientes:

MATERIALES	CARACTERÍSTICAS	USOS	COLORES
Ácido poli-láctico (PLA)	Biodegradable, impresiones huecas, fácil impresión	Empaquetado de alimentos, telas e implantes	Sólidos y translúcidos, fluorescentes
Acrilonitrilo butadieno estireno (ABS)	Resistencia, impresión sin huecos	Automoción, juguetes, equipos de oficina, electrónica	Sólidos
Tereftalato de polietileno (PET)	Resistencia al calor, translucido	Cristalización, alimentos	Translúcidos, natural
Elastómero termoplástico (TPE)	Flexible, elástico, resistente a acetonas	Joyería, dedos, calzado, vestuarios, carcasas de móviles	Sólidos, pieles, transparente
Nylon	Resistente y flexible	Bolsos, manillas	Natural, transparente

Tabla 7: Materiales de impresión (fuente propia)



Figura 20: Materiales de impresión [21]

- Ácido poli-láctico (PLA):**
 El ácido poli-láctico es un polímero constituido por moléculas de ácido láctico, con propiedades semejantes a las del tereftalato de polietileno (PET) que se utiliza para hacer envases, pero que además es biodegradable. Se degrada fácilmente con el agua y óxido de carbono. Se utiliza en el proceso moldeado por deposición fundida (FDM).
- Acrilonitrilo butadieno estireno (ABS):**
 Se trata de un plástico muy resistente al impacto. Es un material muy empleado en automoción, en la industria y además tiene usos domésticos. Es un termoplástico amorfo. Se le suele llamar plástico de ingeniería, debido a que cuya elaboración y procesamiento son más complejos que el resto de plásticos comunes, como por ejemplo el polietileno o el polipropileno.

- **Tereftalato de polietileno (PET):**
Es un plástico comúnmente utilizado en envases de bebidas y textiles. Es un termoplástico lineal, al contrario que el ABS, con alto nivel de cristalinidad. Como todos los termoplásticos puede ser procesado mediante extrusión, inyección, soplado y termoconformado.
- **Elastómero termoplástico (TPE):**
También son conocidos como “cauchos” termoplásticos. Son una clase de polímeros o mezcla de polímeros, que dan lugar a materiales con características termoplásticas y elastoméricas. Mientras que los elastómeros habituales, como la silicona, son termoestables, los elastómeros termoplásticos son relativamente fáciles de utilizar. Este tipo de plásticos combinan las ventajas de las gomas y de los materiales plásticos. La diferencia principal entre los elastómeros termoestables y los elastómeros termoplásticos es el grado de entrecruzamiento en sus estructuras.
- **Nylon:**
Es un polímero artificial que pertenece al grupo de las poliamidas. Se genera por policondensación de un diácido con una diamina. Durante la fabricación de las fibras de nailon se someten a extrusión, texturizado e hilado en frío hasta alcanzar cerca de 4 veces su longitud original, lo cual aumenta su cristalinidad y resistencia a tracción.

Los materiales más comúnmente empleados son el PLA y el ABS. Sin embargo el PLA es menos conocido que el ABS, se utiliza comparativamente mucho menos en la industria. Se trata de un producto que se vende como “natural”, ya que los componentes básicos son plantas como el maíz. Recientemente, que el PLA sea ecológico, es algo que está teniendo bastantes discusiones. Gracias a las nuevas recicladoras, el ABS es mucho más ecológico que el PLA, pues dichas recicladoras constan de unas cajas donde se pone el ABS sobrante y a partir de él se consigue una bobina nueva de este material. Un inconveniente del PLA es que, actualmente, no se puede reutilizar. Otras dos desventajas respecto al ABS son básicamente dos: no resiste temperaturas altas ya que se descompone a partir de los 50-60 grados, y el post-proceso es mucho más complicado, como por ejemplo el mecanizado, pintarlo o sobre todo pegarlo.

Sin embargo no todo son desventajas. El PLA tiene dos ventajas principales frente al ABS: no emite gases nocivos y hay un rango más amplio de colores (fluorescente, transparente, semitransparentes, etc.). Se puede imprimir con todo tipo de impresoras y se puede imprimir sin base.

En resumidas cuentas, las ventajas y las desventajas de estos dos materiales pueden resumirse en el siguiente cuadro.

	VENTAJAS	DESVENTAJAS
PLA	Natural Biodegradable Robusto y duro No emite gases nocivos Rango más amplio de colores Se pueden emplear todo tipo de impresoras	Más frágil Vida útil más corta No reciclable No resistente a altas temperaturas Procesos complicados de mecanizado, pintado y pegado, un poco más caro
ABS	Es reciclable Más utilizado en la industria gran tenacidad Estabilidad a altas temperaturas Buena resistencia al impacto	Produce vapores tóxicos Proviene del petróleo Tendencia a curvarse Posibles deformaciones en la base de la pieza Problemas con los pequeños detalles

Tabla 8: Materiales de impresión (fuente propia)

Mediante esta comparación, se decide emplear el PLA como material para la impresión, ya que es duro y robusto. Estas cualidades son algunas de las que debe tener la silla de ruedas que se pretende diseñar.

7.1.5 Usos de la impresión

Actualmente las impresoras 3D se utilizan prácticamente en cualquier campo, ya que se pueden conseguir productos de manera rápida y a un bajo costo.

- **Educación:** las aplicaciones dentro de la educación son infinitas. Es un buen método para los alumnos ya que les ayuda a visualizar y entender conceptos.
- **Alimentación:** hoy en día existe una impresora, creada en España, que permite crear comida llamada Foodini. Usando ingredientes frescos en forma de puré, puede producir comida casera de forma saludable.
- **Arqueología:** el uso de estas tecnologías de escaneo 3D, permite la réplica de objetos reales son el uso de procesos de moldeo, que pueden resultar mucho más caros y difíciles. Incluso estos procesos pueden llegar a dañar la superficie del objeto original. Con este nuevo método, se evitan todos estos inconvenientes.
- **Arte:** sorprendentemente, se utilizan impresoras 3D para realizar esculturas u objetos con fines decorativos.
- **Bioteología:** se trata de un campo en el que las impresoras 3D están teniendo mucho auge, tanto en el ámbito académico como comercial, para su posible uso en la ingeniería de tejidos, dónde órganos y partes del cuerpo son construidas. Capas de células vivas son depositadas sobre un medio de gel y superpuestas una sobre otra para formar estructuras tridimensionales. A esto se le llama bio-impresión o impresión de órganos.

- **Medicina:** las impresoras 3D se están empleando para crear prótesis, las cuales facilitan la vida del paciente y son menos costosas utilizando este método.

7.2 Estudio de impresiones 3D en la medicina

La impresión 3D está siendo una tecnología de producción muy importante hoy en día. Además, está teniendo un gran impacto en muchos mercados, especialmente en el sector médico.

La práctica médica ha cambiado mucho en estos años. Hace 100 años, algunas cirugías se realizaban en medio de una clase en presencia de todos los estudiantes, ninguno de los cuales llevaba mascarillas o guantes. El ambiente no se trataba de uno estéril como los que se conocen hoy en día. Además, antiguamente no se utilizaba ningún tipo de tecnología. Actualmente, esta práctica es totalmente distinta. En los quirófanos ahora hay una cantidad limitada de personal y la tecnología juega un papel muy importante.

La impresión 3D es un proceso, una tecnología, donde lo primero es cortar el archivo 3D en miles, incluso decenas de miles láminas 2D. Éstas son interpretadas por la propia impresora que luego reproduce lámina por lámina. Se pueden usar materiales como cerámica, metales, polímeros, o cualquier tipo de material, para recrear objetos altamente complejos. De hecho, es tan complejo que se puede personalizar completamente un producto, lo que hace que en la práctica médica esto tenga un gran impacto. Poder personalizar un producto da la posibilidad de crear algo que es específico para un paciente. Un claro ejemplo de ello son los aparatos auditivos, actualmente el 96% de la producción mundial, de los mismos, se hace mediante la impresión 3D. Esto significa que cada año se producen mediante esta tecnología aproximadamente 10 millones de audífonos. El material empleado, para la realización de estos aparatos, es un tipo de resina líquida que debe limpiarse posteriormente. La anatomía de las personas es completamente distinta, no hay dos iguales, excepto en los casos de gemelos idénticos. Es por ello que este producto, el audífono, es un aparato personalizado para el oído del paciente que vaya a llevarlo.

Con esta nueva tecnología se ha conseguido reducir el tiempo de la cirugía. Un ejemplo muy conocido, fue el caso de unas gemelas siamesas que nacieron unidas por el cráneo, en 2001. El problema estaba en que no sólo era el cráneo lo que las unía, sino que además compartían las venas que llevaban la sangre. Empleando la impresión 3D se consiguió reducir el tiempo de la operación de 97 horas a 23 horas, dándole una solución más sencilla a la cirugía. Se reprodujo un modelo del cráneo de las niñas, exactamente idéntico, para poder ensayar la operación y poder agilizar el acto quirúrgico.

La impresión 3D puede proporcionar una solución cuando no hay otra solución, especialmente en el campo médico. Se puede conseguir, mediante un escáner, reproducir cualquier hueso. Del escáner se obtienen las láminas 2D del hueso a replicar y del tejido blando. Con esta información se puede reconstruir la estructura del mismo, recreando un archivo 3D progresivamente, y después imprimir para la prueba de funcionalidad o para un implante específico con vista a un paciente. Esto significa un gran avance para las personas que sufren cáncer óseo o cualquier otro problema en los huesos. Estas impresiones, tanto para estudios como para implantes, se pueden realizar a distintas escalas, se pueden hacer marcas e incluso se pueden cortar para obtener una parte.

Otro caso de estudio conocido, es el de un niño de unos 20 meses que tenía un problema en los bronquios, una rara enfermedad que hacía que estos se colapsaran y no le dejaban que respirase. Gracias a la impresión 3D se pudo crear un implante que encajaba exactamente con la anatomía de sus bronquios. Se trataba de una férula que se realizó con material biodegradable.

Hoy en día se puede realizar una impresión 3D con metales, cerámica, polímeros e incluso materiales biodegradables. La tecnología 3D es una poderosa herramienta que permite a los cirujanos ensayar para elegir los instrumentos correctos, el procedimiento y la forma correcta de operar a un paciente, salvar vidas y brindar soluciones donde no las hay.

Sin embargo, esta tecnología va más allá. Los investigadores están trabajando en bioimpresiones, también llamado impresión de órganos o biorreprografía. Se trata de una revolucionaria tecnología que consiste en reproducir partes del cuerpo humano en 3D, mediante impresoras de última generación, que puedan ser utilizadas para sustituir determinadas zonas dañadas por accidentes, enfermedades u otras causas. Se trata de un tipo de tecnología que, al principio, se empleaba para diseñar prótesis sólidas, cómo se ha dicho con anterioridad, ya que se puede aprovechar la capacidad de poder diseñar las piezas a medida. Pero ahora la ciencia busca ir más allá. La idea de la biorreprografía es usar las células madre de los pacientes, combinarlas con factores de crecimiento y construir, por ejemplo, una matriz de polímero biodegradable para poder recrear órganos.

Un equipo de la Universidad de Cornell anunció la creación de un prototipo de la parte externa del oído artificial. Éste fue rellenado con colágeno y acto seguido se colocaron células de cartílago, las cuales van sustituyendo al colágeno hasta que la oreja esté recubierta de piel y pueda ser insertada en el paciente.

Organovo es una empresa especializada en la impresión de los componentes orgánicos para fines médicos. Esta empresa ha desarrollado la primera bioimpresora 3D comercial capaz de crear órganos a medida, célula a

célula. Cada una de ellas se basa en una muestra obtenida del paciente, lo que evita el rechazo. Tras hacer varias pruebas para imprimir tejidos con células vivas, su siguiente objetivo sería crear órganos completos que se puedan trasplantar a los pacientes que así lo necesiten. Esta empresa anunció la creación de un tejido hepático y la recreación de minihígados. Para ello se combinaron distintos tipos de células, tales como hepatocitos, células estrelladas del hígado y de las paredes de los vasos sanguíneos. El tejido impreso tiene la capacidad para producir proteínas como la albúmina, una función vital del hígado, además de presentar la capacidad para desarrollar una microred de vasos sanguíneos, lo cual es clave para producir grandes órganos.

Se trata de un campo que actualmente está en plena evolución, por lo que no se tiene mucha más información pero, sin duda, se sabe que constituirá una revolución en la medicina y en la ingeniería de tejidos, así como una mejora de la calidad de vida de los seres humanos.

8. REQUISITOS DE DISEÑO

Como se pueden observar, la mayoría de los modelos que se comercializan no son plegables y pueden llegar a ser incómodos para los perros a la hora de tumbarse. Incluso resulta imposible que el animal se siente. Esto repercute en la vida del animal, ya que no puede realizar las actividades cotidianas después de la discapacidad que se les ha presentado.

Las sillas de ruedas para perro adaptables se pueden utilizar de forma continuada, se pueden plegar para viajar y ocupan muy poco espacio. Además tienen un diseño que permite al perro adaptarse muy rápidamente, ya que se puede realizar mayor número de ajustes según se vaya viendo la progresión del perro. Son las sillas ideales para cachorros ya que crecen con el perro y simplemente se puede cambiar las ruedas si el perro crece mucho.

Un ejemplo de silla adaptable y plegable es la creada por Nir Shalom, un estudiante de arte, que creó, según él, “el mercedes” de las sillas de ruedas (figura 21)



Figura 21: Silla “amigo” [24]

Esta silla de ruedas “amigo”, de momento, es sólo un prototipo y aún no está en el mercado. Esta órtesis es más ergonómica que los modelos comerciales mencionados anteriormente, por lo que proporcionaría una mejor adaptación del perro a la rutina. Le permite tumbarse e incluso bajar escaleras con más comodidad que con otras sillas. El único inconveniente de este prototipo es que no forma del todo parte del animal, ya que no le deja sentarse, sino sólo tumbarse.

Este modelo es un buen punto de partida para desarrollar una idea más innovadora.

El propósito de este proyecto es diseñar una silla que sea ergonómica, plegable y que permita al animal sentarse y tumbarse sin ningún problema. Para ello se tomará como referencia el diseño de los exoesqueletos empleados en el ejército.

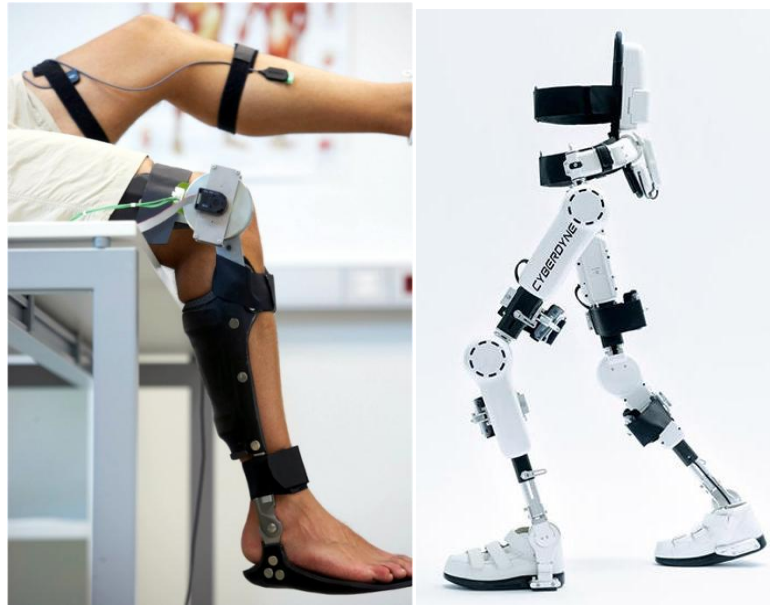


Figura 22: Exoesqueletos [Google]

Los exoesqueletos (de los que ya se ha hablado en apartados anteriores) realizan las acciones del cuerpo humano mediante una serie de sensores biométricos que detectan las señales nerviosas que el cerebro envía a los músculos de las extremidades cuando, por ejemplo, se va a comenzar a andar. La unidad de procesamiento del exoesqueleto responde entonces a estas señales, las procesa y hace actuar al exoesqueleto en una fracción de segundo. Esta es una tecnología muy avanzada, por lo que simplemente se va a utilizar la idea del diseño.

Los exoesqueletos reproducen la distribución de los huesos de forma externa al cuerpo. Es por ello que se debe conocer la anatomía de los perros. Todas las razas son anatómicamente muy parecidas. El esqueleto de los perros consta aproximadamente de 321 huesos, con ciertas variaciones que dependen del número de huesos de la cola y de la presencia o no de un dedo vestigial. La columna vertebral cuenta con 7 vértebras cervicales, 13 torácicas, a las que se unen 13 pares de costillas, 7 lumbares y 3 sacras. Las patas traseras tienen cuatro dedos y las delanteras cuatro o cinco. Por el contrario, el esqueleto de un ser humano adulto tiene, aproximadamente, 206 huesos, sin contar las piezas dentarias, los huesos suturales o wormianos (supernumerarios del cráneo) y los huesos sesamoideos.

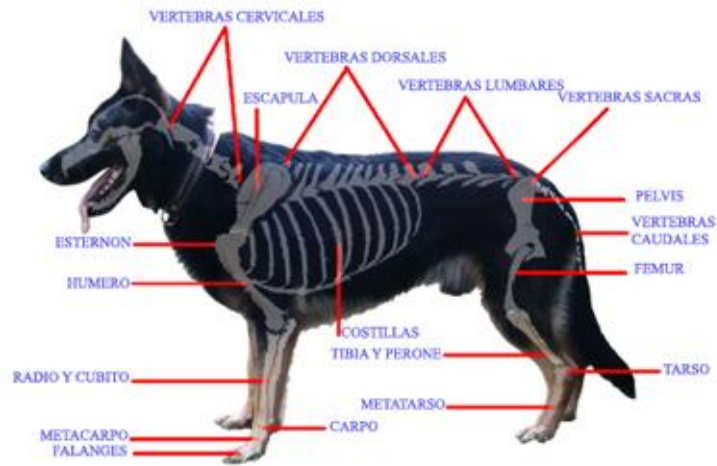


Figura 23: Anatomía de un perro [25]

Las medidas tomadas aproximadamente del perro empleado como modelo para este proyecto son:

Peso	32 kg
Fémur	30 cm
Tibia/peroné	31 cm
Metatarso	16 cm
Cadera	19 cm
Altura del suelo a la cadera	65 cm
Altura del suelo al abdomen	43 Cm

Tabla 9: Medidas tomadas del perro (fuente propia)



Figura 24: Posición del perro de pie (fuente propia)



Figura 25: Posición del perro sentado (fuente propia)



Figura 26: Posición del perro tumbado (fuente propia)

De estas imágenes se puede deducir una aproximación de los ángulos que deberán tener las piezas entre sí para describir cada una de las posiciones.

- **De pie:**

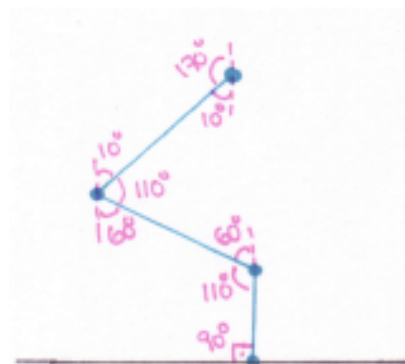


Figura 27: Ángulos cuando el perro está de pie (fuente propia)

- **Sentado:**

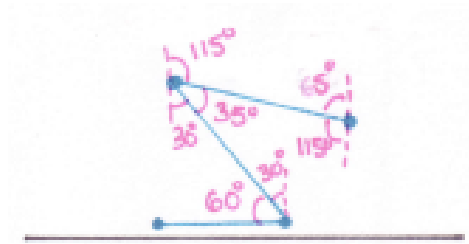


Figura 28: Ángulos cuando el perro está sentado (fuente propia)

- **Tumbado:**

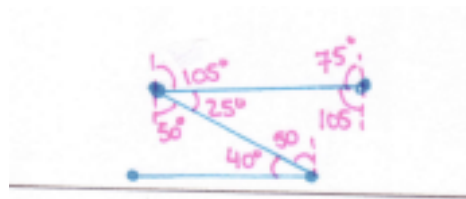


Figura 29: Ángulos cuando el perro está tumbado (fuente propia)

9. ANÁLISIS DE SOLUCIONES

Para crear un nuevo prototipo de silla de ruedas hace falta fijar un punto inicial. Los modelos comerciales constituyen la base de partida, ya que es algo que ya se construye y se comercializa. La ventaja es que son muy rígidos y estables, sin embargo, tienen el inconveniente de que no son plegables, por lo que pueden resultar incómodos para el animal. Este podría ser el punto de partida necesario, buscar una mejora a los modelos comerciales haciéndolos articulados.

Yendo por este camino, el prototipo creado por Nir Shalom, es un modelo que reúne todas las condiciones inicialmente indicadas. A partir de aquí se fueron creando distintos prototipos.

9.1. Prototipo 1

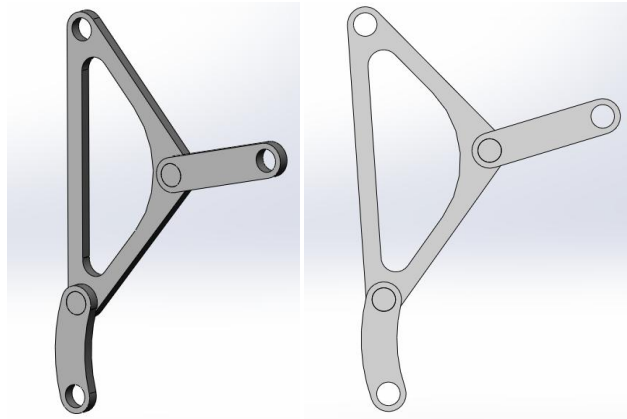


Figura 30: Primer prototipo realizado en SolidWorks (fuente propia)

El primer modelo propuesto cumple los requisitos de estabilidad que se requieren para las sillas de ruedas. Sigue inicialmente la estructura de la silla creada por Nir Shalom, con la diferencia de que este nuevo modelo se asemeja más a la fisonomía de las patas posteriores del perro.

A simple vista parece bastante fiable, pero se detectó un inconveniente: la barra que une la articulación de la cadera y el tobillo debía ser flexible ya que, a la hora de sentarse el animal, dicha distancia no es la misma que cuando está de pie. Es por ello que este prototipo es descartado.

9.2. Prototipo 2

En el primer diseño el inconveniente se localizaba en la barra entre la cadera y el tobillo, por lo que, en este prototipo, se decidió quitarla, además de realizar un ejemplar más dinámico a través de piezas fácilmente montables.

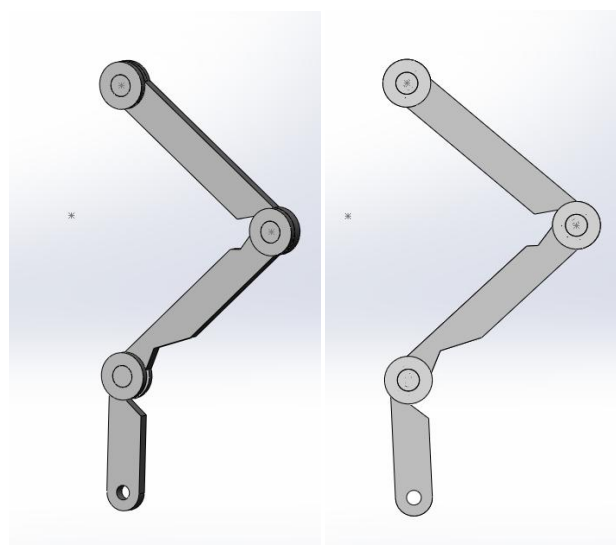


Figura 31: Segundo prototipo realizado en SolidWorks (fuente propia)

Gracias a los ángulos entre los huesos obtenidos con anterioridad de las posiciones del perro, se puede saber cuál es el recorrido que debe tener cada pieza, así como la posición que debe tener. Si las piezas se hacían individuales, aparecía un inconveniente: al plegarse las paredes de una pieza chocan con las de otra pieza, por lo que no se pliega bien. Sin embargo, esto se soluciona realizando unos cortes a las piezas para que encajen unas con otras, tal y como se puede ver en las figuras 31 y 32. Ya que sólo se conocen las longitudes que deben tener las piezas, el resto de medidas han sido estimadas de manera proporcional.

Este prototipo se realizó con cartón para comprobar la movilidad y que las medidas y ángulos de las piezas eran los correctos.



Figura 32: Segundo prototipo realizado a mano en cartón (fuente propia)

Las piezas que componen este prototipo son las que se describen a continuación:

- **Articulación de la cadera:** Esta pieza irá fijada en el corsé, a la altura de la cadera del perro. Tiene un diámetro exterior de 65mm y un diámetro interior de 20mm. Esta pieza permite un desplazamiento sobre ella de 270°. El ancho máximo de la pieza es de 15mm y el mínimo de 7.5mm. Tiene una cavidad, con una profundidad de 13mm, desde la cara superior, donde encajará el fémur.

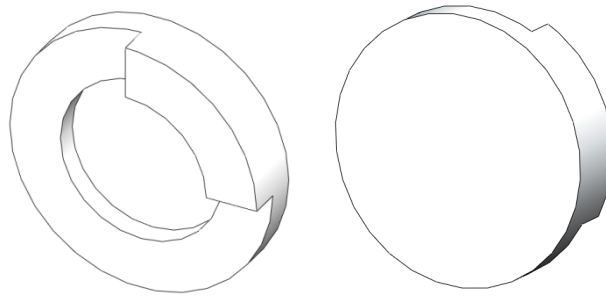


Figura 33: Articulación de la cadera realizada en SolidWorks (fuente propia)



Figura 34: Articulación de la cadera realizada a mano en cartón (fuente propia)

- El fémur:** La parte superior del fémur irá colocada sobre la pieza de la articulación de la cadera, sobre la que podrá girar. Está diseñada de modo que esta pieza sólo pueda girar 90° con respecto a la otra, gracias a sus topes, y no 270° . Sobre la parte inferior irá la pieza correspondiente a la tibia/peroné. La longitud entre ejes corresponde a la medida del fémur tomada del modelo, 300mm. El ancho máximo de la pieza es de 15mm y el mínimo de 7.5mm. La cavidad inferior que posee la pieza tiene un diámetro de 40mm una profundidad de 13mm. En el cilindro de la parte superior, de 13mm de profundidad desde la cara superior, tiene un agujero ciego de una profundidad de 9mm, donde roscará un tornillo con cabeza avellanada de métrica 8 (ISO) y longitud 15mm.

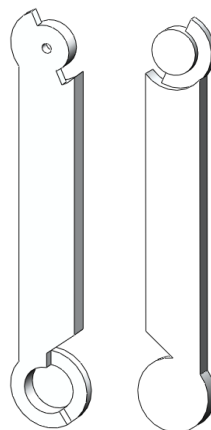


Figura 35: Fémur realizado en SolidWorks (fuente propia)



Figura 36: Fémur realizado a mano en cartón (fuente propia)

- **La tibia/peroné:** Según la figura 37, la parte inferior irá sobre el fémur y la superior sobre el metatarso. Ambas piezas giran sobre ésta, y viceversa. Los cortes que pueden apreciarse en esta pieza son los que se comentaron anteriormente que hacen que las piezas encajen unas con otras, cumpliendo los ángulos indicados. Las medidas de dichos cortes han sido intuitivos. La longitud entre los ejes es de 310mm. El ancho máximo de la pieza es de 15mm y el mínimo de 7.5mm. Además, los cilindros que encajan en las piezas tienen un diámetro de 40mm, una profundidad de 13mm y tienen un agujero ciego de una profundidad de 9mm, donde roscará un tornillo con cabeza avellanada de métrica 8 (ISO) y longitud 15mm.

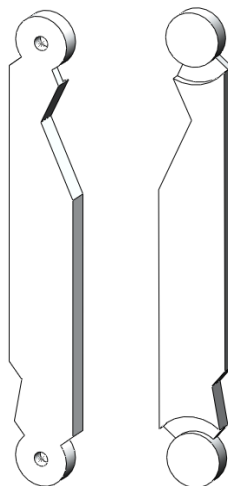


Figura 37: Tibia/peroné realizado en SolidWorks (fuente propia)



Figura 38: Tibia/peroné realizado a mano en cartón (fuente propia)

- **El metatarso:** La parte superior de esta pieza es como la parte inferior del fémur. Posee una cavidad sobre la que va alojada el tibia/peroné y gira sobre ésta unos 90°. En la parte inferior hay un agujero pasante, donde se ubicará la barra que une las piezas de una pata con las de la otra. El ancho máximo de la pieza es de 15mm y el mínimo de 7.5mm. La cavidad que tiene la pieza tiene un diámetro de 40mm y una profundidad de 13mm desde la cara superior.

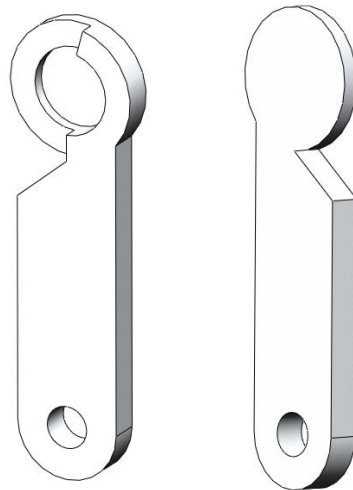


Figura 39: Metatarso realizado en SolidWorks (fuente propia)



Figura 40: Metatarso realizado a mano en cartón (fuente propia)

- **Recubrimientos exteriores de las articulaciones:** Los recubrimientos son bastante simples, con un diámetro exterior de 65mm, una pequeña cavidad en el centro de 30mm de diámetro y una profundidad de 3mm. Éstos irán sobre las uniones de las piezas nombradas anteriormente. El ancho de la pieza es de 15mm. Tiene un agujero pasante, donde roscará un tornillo con cabeza avellanada de métrica 8 (ISO) y longitud 15mm.



Figura 41: Recubrimiento exterior realizado en SolidWorks (fuente propia)

- **Tapa del recubrimiento:** Esta tapa se ubicará en la cavidad que tiene el recubrimiento exterior de las articulaciones, por lo que tiene las medidas de la misma.

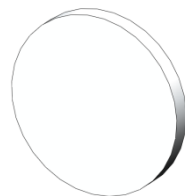
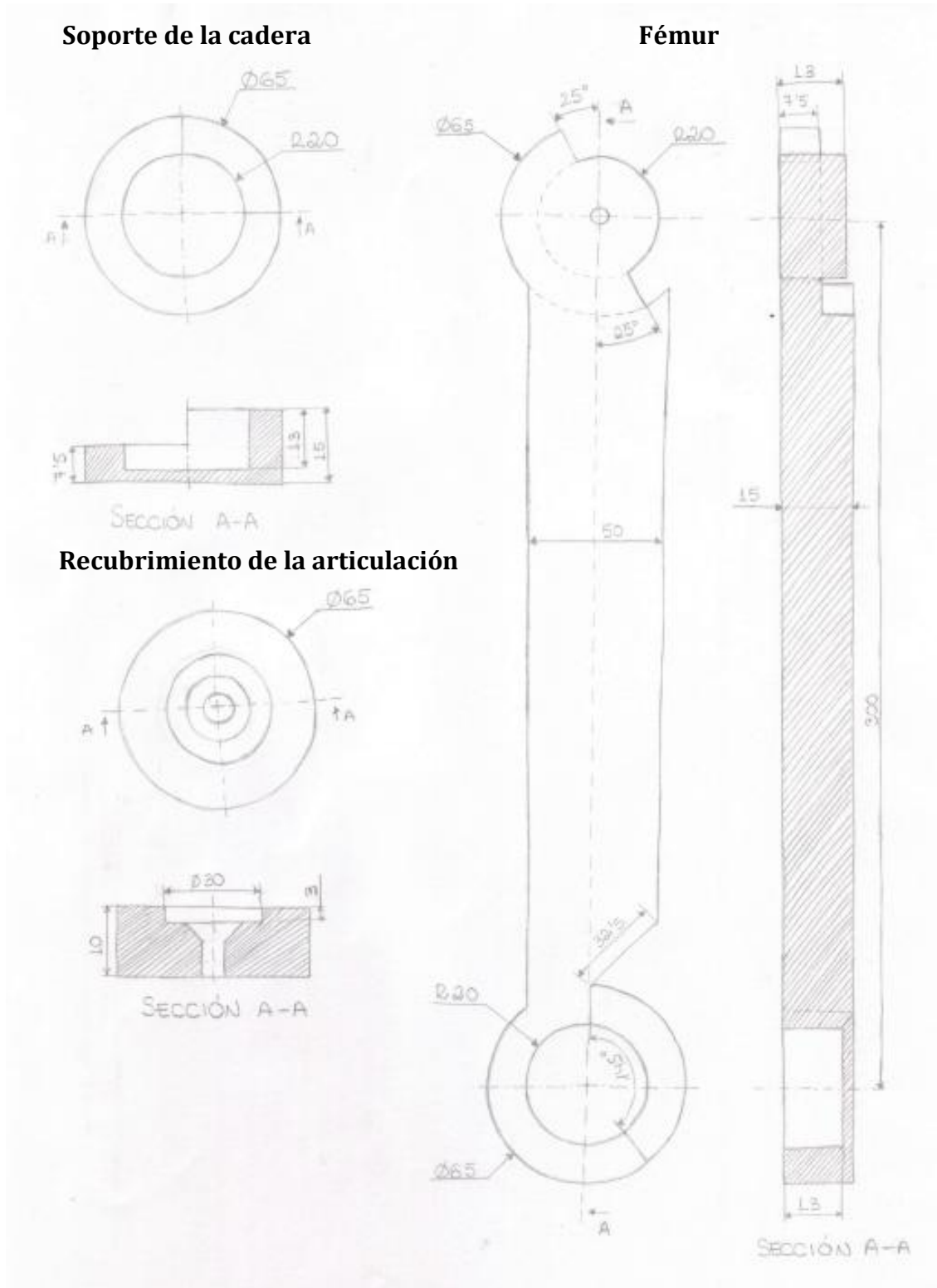


Figura 42: Tapa del recubrimiento (fuente propia)

A continuación se muestran los croquis de las piezas que componen la silla, sin incluir las ruedas, la barra de unión inferior, los compás elevadores y los pistones de resortes.



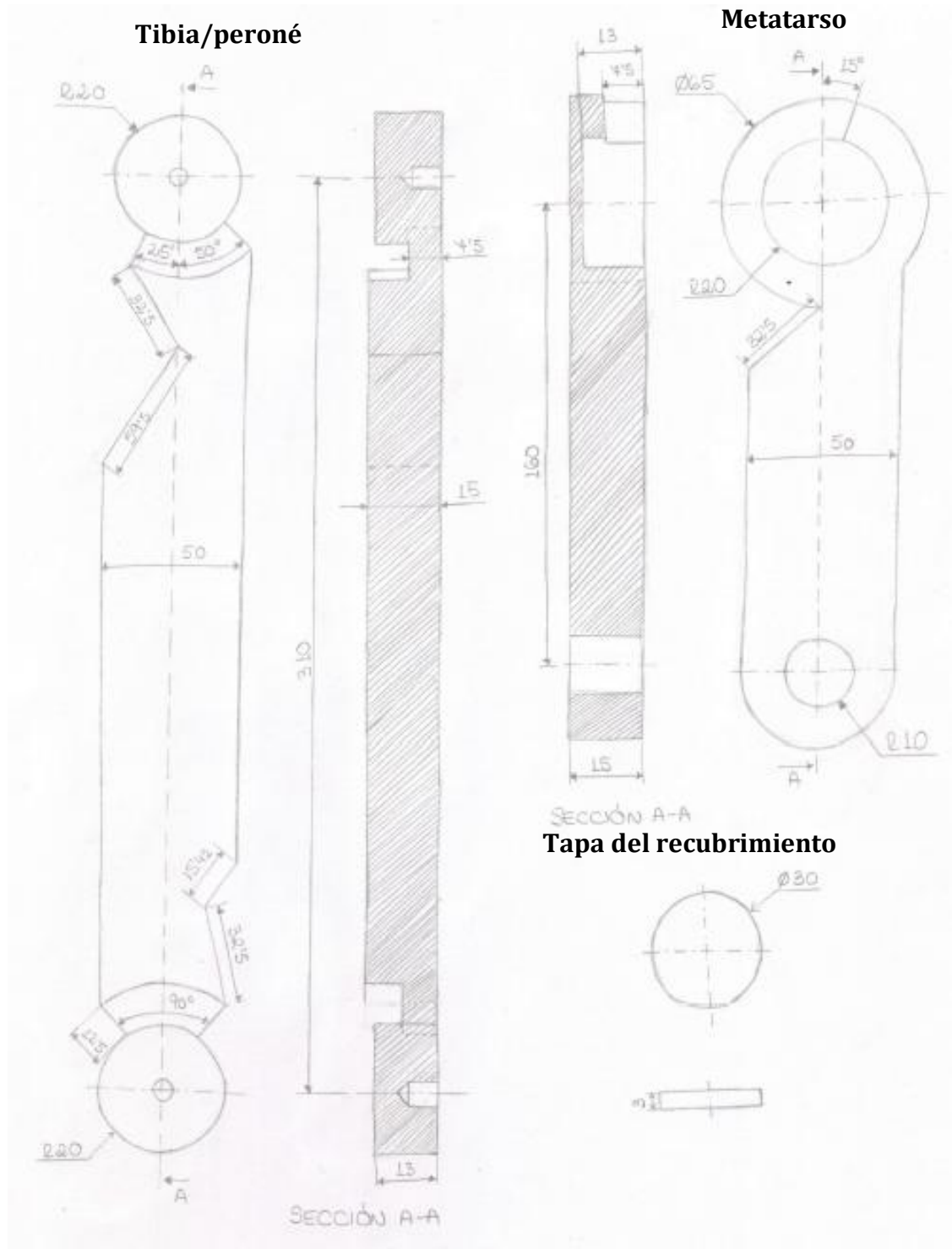


Figura 43: Croquis de las piezas (fuente propia)

Estas piezas corresponden a las de una pata. El fémur, la tibia/peroné y el metatarso que van en la otra pata son iguales, con la diferencia de que son un reflejo de las otras, es decir, simétricas, si los cortes del metatarso se encuentran a la izquierda, por ejemplo, en la otra pata se encontrarían a la derecha. Lo mismo ocurre con los ángulos. A pesar de eso, las medidas son las mismas.

- **El fémur:**

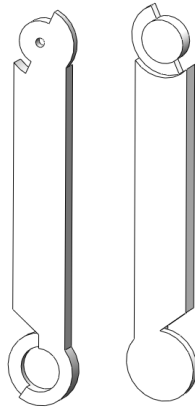


Figura 44: Fémur de la otra pata realizado en SolidWorks (fuente propia)

- **La tibia/peroné:**

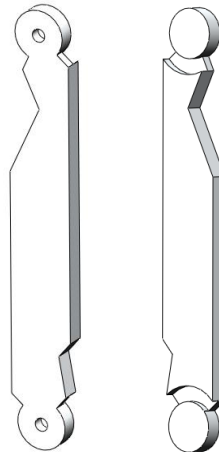


Figura 45: Tibia/peroné de la otra pata realizado en SolidWorks (fuente propia)

- **El metatarso:**

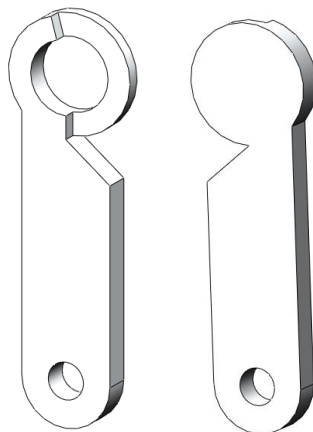


Figura 46: Metatarso de la otra pata realizado en SolidWorks (fuente propia)

Como se puede observar, los acoplamientos del prototipo son tipo macho-hembra. Esto es una ventaja, ya que, al girar una pieza dentro de la otra, evita que dicho giro se produzca sobre la piel del perro, originando rozaduras. En la parte superior de la pieza hembra se colocará un recubrimiento de tal manera que, mediante un tornillo, se podrá unir a ésta. Además, para su estética, gracias a una pequeña tapa sobre la cabeza del tornillo, éste no se vería y quedaría oculto. El recubrimiento, a su vez, irá unido a la parte superior exterior de la pieza macho mediante algún tipo de adhesivo.



Figura 47: Articulación realizada a mano en cartón sin recubrimiento (fuente propia)

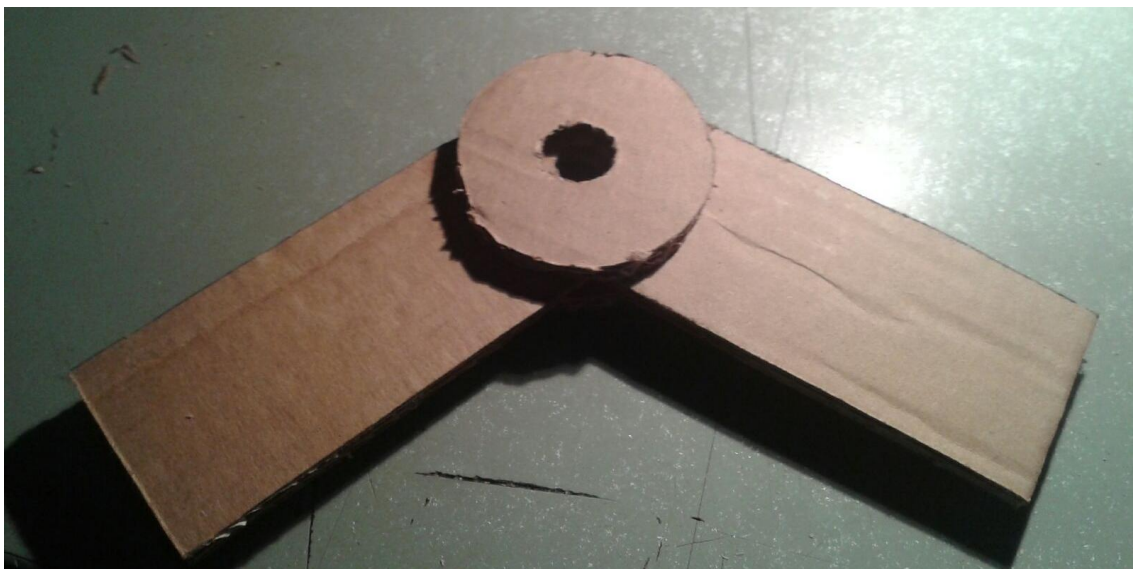


Figura 48: Articulación realizada a mano en cartón con recubrimiento (fuente propia)

No obstante, este prototipo tiene un inconveniente. Cuando el perro está caminando, en las piezas se genera un momento de inercia, causado por dicho movimiento, que hace que las piezas tiendan a ir hacia atrás. Esto no supone un

Silla de ruedas para perros con elementos replicados en impresora 3D

problema, ya que los topes que tienen las piezas sólo las permiten girar hasta cierta posición en ese sentido. El problema aparece cuando el perro está quieto de pie, por el propio peso del animal tendería a plegarse. Es por ello que se requiere un sistema que soporte el peso que deberían aguantar las patas traseras. Suponiendo que el perro pesa 32Kg, repartidos entre las 4 patas, serían unos 8Kg en cada una.

Para solucionar este problema se pensó que la solución más óptima sería colocar una barra entre la cadera y el tobillo en cada pata, tal y como se había planteado en el primer prototipo, con la diferencia de que esta vez será articulada. Además, tendrá que poseer un sistema para regular la velocidad de plegado, es decir, que no se realice de golpe sino progresivamente.

Un sistema bastante económico y sencillo son las bisagras de compás elevadores con freno. Su funcionamiento es parecido al de las bisagras convencionales. La diferencia reside en que en función de la regulación que se le dé, se puede conseguir aplicar distintas fuerzas para el cierre, es decir, regular el frenado de la bisagra. Haciendo presión sobre el accionador A (indicado en la figura 50) se puede permitir pasar el brazo superior de un lado a otro, cambiando de la acción de frenado al cerrarse, a la acción de frenado al abrirse. Este funcionamiento permite poder usarlo para puertas elevables y puertas abatibles.



Figura 49: Compás elevador con freno [26]

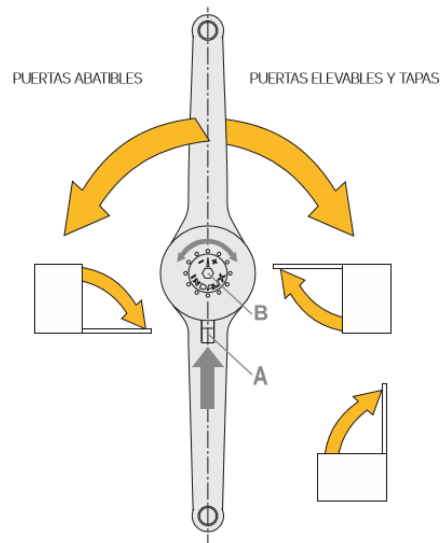


Figura 50: Funcionamiento de un compás elevador con freno [26]

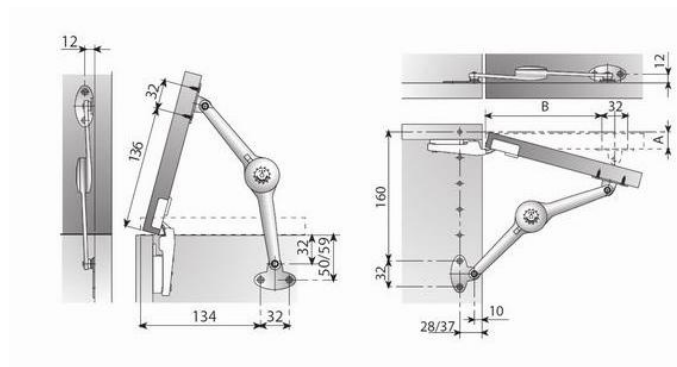


Figura 51: Movimientos y medidas de un compás elevador con freno [26]



Figura 52: Compás elevador con freno [Google]

Las características de un modelo en concreto, DELTA brazo compás elevador reversible para puertas, son las siguientes:

- Sostiene la puerta abierta y, en función de su regulación, frena la caída o la mantiene en posiciones intermedias.
- Con la función de la regulación de la fuerza que se realiza con el tornillo ALLEN de 4mm., se consigue desde un simple frenado en la caída, hasta el posicionamiento intermedio de la puerta.
- El mismo herraje puede colocarse tanto a la derecha como a la izquierda.
- Su singular diseño lo convierten en un elemento de líneas estilizadas, reducidas dimensiones y alta resistencia.
- Material: aleación de zinc de alta densidad.
- Acabado: níquel plateado.
- Fabricado de acuerdo con las normas DIN a nivel industrial de Europa.
- Su especial sistema de regulación ajustable le permite soportar pesos de hasta 15Kg.

Este tipo de soportes se suelen fabricar en zinc o acero con algún tipo de recubrimiento que lo proteja contra la oxidación. Para la fabricación de órtesis se suelen emplear metales (entre otros) debido a su gran resistencia. Por lo tanto, el elemento propuesto se podría usar como complemento a la órtesis que se está diseñando, ya que no se realiza con algún material que pueda dañar la piel del perro.

Mediante este sistema, se conseguirá resistir los 8Kg que debe soportar la prótesis cuando el perro esté de pie y que no se pliegue por la acción del peso, y que, además, al aplicarle una fuerza superior a ésta, regulable mediante la llave Allen, consiga doblarse. A la hora del animal ponerse de pie, la fuerza requerida para que el brazo compás vuelva a su posición inicial es menor que la aplicada para plegarlo, ya que el herraje posee un freno que puede configurarse para que sólo se oponga a un sentido de movimiento.

El modelo que se va a emplear es el “compás con retención regulable” que se puede encontrar en Leroy Merlin, cuya longitud máxima, es decir, completamente estirado, es de 250mm.



Figura 53: Compás con retención regulable [27]

La colocación del compás será tal y como se muestra en la figura 54. Inicialmente se propuso que fuera uniendo la cadera y el tobillo, pero no se comercializan modelos con esta distancia. La longitud del compás empleado es de 250 mm, por lo que la distancia entre el centro del recubrimiento de la cadera y el centro del soporte que necesita el herraje será de 90mm. En la parte inferior la distancia será la misma entre el recubrimiento del tobillo y el centro del soporte. Se utilizarán dos compases, uno en cada pata. Este sistema no supone problemas de rozaduras, ya que en la parte inferior de la zona de giro, la que podría estar en contacto con la pata, está cubierta con una tapa y las piezas no giran sobre la piel.

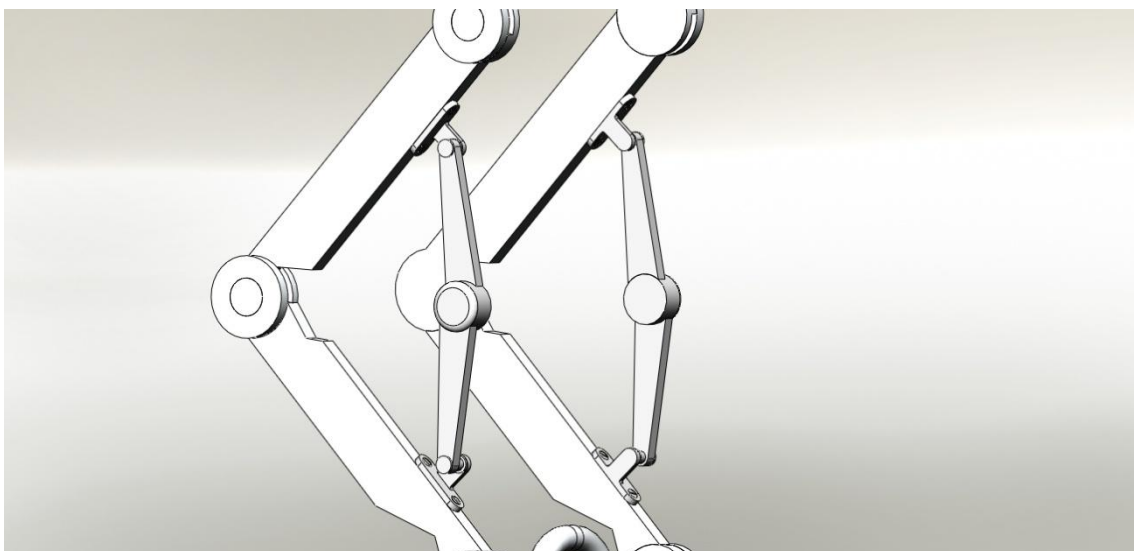


Figura 54: Colocación del compás en la silla (fuente propia)

Otro problema que tiene este prototipo se produce cuando el perro va a sentarse o tumbarse: la rueda patina y el animal podría caer de golpe al suelo. Para

evitar esto y conseguir un desplazamiento progresivo, se decidió colocar una palanca de apoyo parecida a las empleadas en las bicicletas.



Figura 55: Palanca de apoyo de una bicicleta [Google]

La diferencia con estas palancas residirá en su diseño. Para conseguir el desplazamiento progresivo, se usará un resorte de compresión colocado en un extremo de una varilla, entre dos pequeñas superficies concéntricas a ésta. En el otro extremo, el que estaría en contacto con el suelo, se ubicará un tope de goma. La varilla se podrá desplazar axialmente dentro de una carcasa, de modo que el resorte quede dentro de ésta. El mecanismo es igual que el empleado en los pistones de resorte. Cuando se ejerza presión en la parte superior de la carcasa, el topé hará contacto con el suelo, provocando una reacción. Ambas fuerzas harán comprimir el resorte, cargándolo de energía. El material empleado para estas partes será acero inoxidable 316, un material muy resistente y duro, a excepción del tope, que será de goma, ya que tiene que estar en contacto con el suelo y no puede resbalarse. Para este último elemento se utilizará un modelo que comercializa Leroy Merlin (ver figura 56).



Figura 56: Tope de apoyo [28]



Figura 57: Palanca de apoyo con carcasa (fuente propia)

Las patas traseras soportan inicialmente una carga. En cuanto el perro se va a sentar o tumbar, la palanca hace contacto con el suelo, y la carga va aumentando progresivamente sobre ésta. Al final, se obtendrá una fuerza máxima que será la de compresión del resorte. En cuanto cese esta fuerza, el resorte tenderá a extenderse progresivamente, proporcionalmente a la fuerza que se deja de aplicar.



Figura 58: Palanca de apoyo sin carcasa (fuente propia)

Este sistema se colocará tal y como se indica en la figura 59. Se utilizará una pieza, del mismo material que la palanca, que servirá de unión entre el metatarso y la palanca (ver figura 59). Ambas uniones irán soldadas. El ángulo de inclinación será más o menos de unos 30° con respecto a la vertical del metatarso. La longitud será de 220mm. La carcasa tendrá un diámetro exterior de 18mm y un diámetro interior de 15mm. La varilla inferior tendrá un diámetro de 12mm, y poseerá un agujero pasante donde podrá desplazarse la varilla superior de 4mm de diámetro. La longitud inicial del resorte será de 130mm. Las medidas son estimadas, en proporción al resto de piezas.

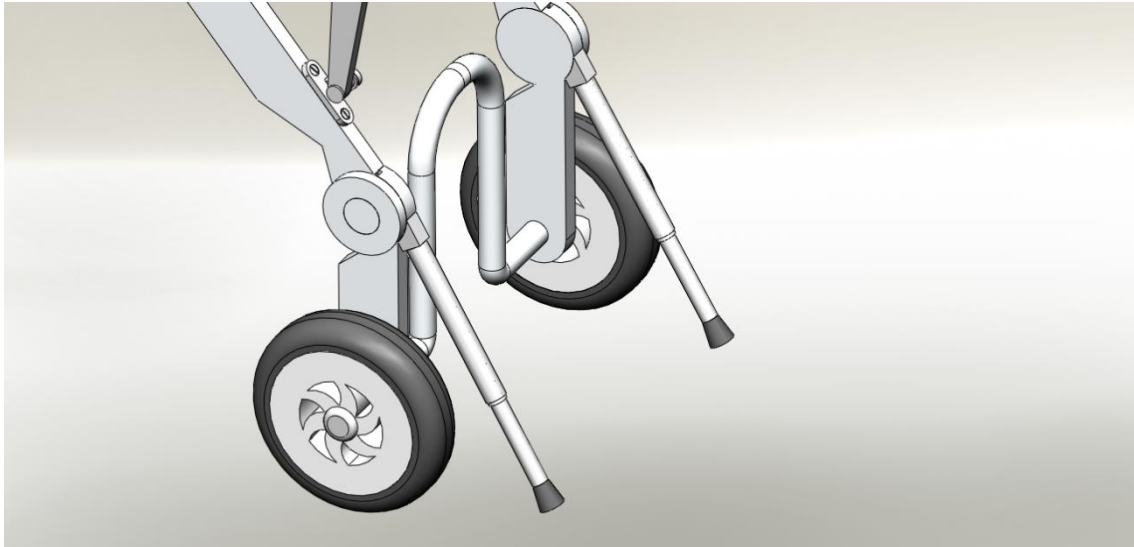


Figura 59: Colocación de la palanca de apoyo en la silla (fuente propia)

Las piezas de este prototipo diseñado irán en las dos patas del animal, por lo que deberán estar unidas. Para solucionar esto se creó una barra de acero inoxidable 316, de diámetro 20mm, que irá ubicada en la parte inferior, uniendo las ruedas, y ambas estructuras. Para una mayor comodidad, la barra se ha realizado de forma curva, con una altura de 200mm y una separación de 110mm, para que, en caso de estar en un terreno donde pueda haber obstáculos, no quepa la posibilidad de que quede enganchado en la parte inferior. Además, las patas podrán ir perfectamente apoyadas en la barra. Para ello, deberá haber una distancia de 60mm entre la parte vertical de la barra y la pieza del metatarso.

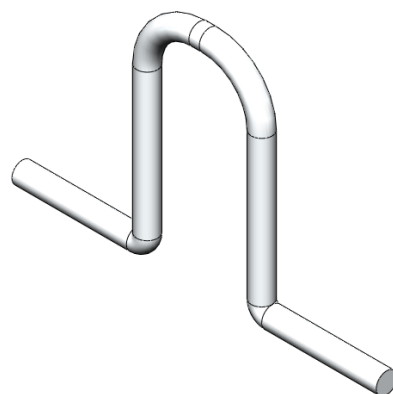


Figura 60: Barra fija realizada en SolidWorks (fuente propia)

Para una mayor comodidad y en caso de que el perro crezca, se ha realizado un diseño alternativo de la barra, haciéndola regulable tal y como se muestra en la imagen inferior. Las medidas son las mismas que en el caso anterior, con la

diferencia de que se puede modificar la altura de la barra, pudiendo colocarla con una altura de 195mm, 175mm o 155mm. Sin embargo, en el desarrollo de este prototipo, solamente se utilizará la barra fija.

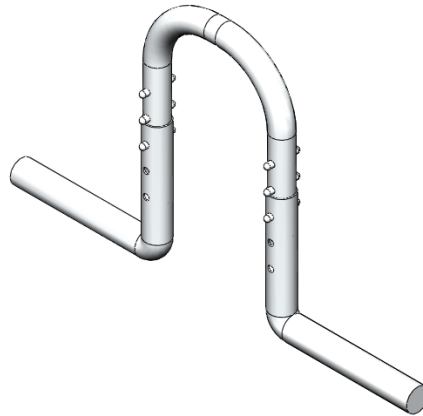


Figura 61: Barra regulable realizada en SolidWorks (fuente propia)

Las ruedas tienen un diseño sencillo, tomando como referencia las que se utilizan en las sillas de ruedas comerciales. Se empleará el modelo comercial que se muestra en la figura 62, ya que es bastante resistente y es ideal para sillas de ruedas de aluminio. Se pueden pedir a medida, así que para este caso se escogerá una rueda que tenga de diámetro exterior 160mm. El acoplamiento entre la barra y la rueda se realizará mediante un tornillo, que unirá en el eje de la rueda con el eje de la barra.



Figura 62: Rueda comercial [29]

Las medidas empleadas tanto para la elección de la rueda como para la barra se han estimado en proporción al resto de las piezas de las cuales sí se tenían medidas.

10. RESULTADOS FINALES

Tras haber analizado los distintos diseños, al final se obtuvo uno que cumple con los requisitos pedidos, principalmente aquel que mejora la ergonomía del animal. El segundo prototipo descrito.



Figura 63: Prototipo final con barra fija (fuente propia)



Figura 64: Prototipo final con barra regulable (fuente propia)

Para completar el modelo, se empleará un corsé. La parte inferior de éste debe ser rígido e ir unido a la pieza correspondiente a la articulación de la cadera del animal. Para ello, el corsé deberá tener una cavidad sobre la que irá encajada la pieza con algún tipo de adhesivo muy resistente.

Se utilizará un corsé termoplástico o termoconformado con la forma del animal. Para evitar algún tipo de rozaduras, se usará con un forro protector. En la parte superior del corsé, irán unas correas ajustables de velcro. Esto proporcionará

un mayor ajuste y evitará que el cuerpo del animal pueda moverse dentro del corsé.

Además, se pondrán otras correas ajustables a la altura del metatarso, uniéndolo con la pata del perro y la barra, asegurando que las patas siguen el recorrido que realiza la órtesis a la hora de sentarse y tumbarse. Así mismo, éstas irán apoyadas en la barra. Con esto se puede evitar la rigidez articular, causada por no ejercitar las articulaciones, y también que el animal pierda la musculatura de las patas traseras.

11. IMPRESIÓN 3D DE LAS PIEZAS

Inicialmente se propuso realizar este prototipo en aluminio, sin embargo, gracias a las grandes ventajas de la impresión 3D, se procederá a la impresión de ciertas piezas. Aquellas que se podrán realizar mediante esta nueva tecnología serán: el soporte de la cadera, el fémur, la tibia/peroné, el metatarso y los recubrimientos de las articulaciones con sus correspondientes tapas. Como ya se analizó en apartados anteriores, el material empleado para todas las piezas en esta impresión será el plástico (PLA).

Para la impresión de las piezas se usarán las piezas creadas en SolidWorks. Sin embargo, se necesita otro programa para simular los archivos de formato STL y generar el “g.code” (archivo que posee los comandos para la impresión) necesario para introducirlo en la impresora. Para ello se empleará el programa Repetier-Host. Mediante este programa se consigue una simulación de la impresión variando algunos parámetros, tales como el número de capas, la velocidad de relleno, el porcentaje de relleno, etc.

Las medidas de la impresora proporcionada por el departamento de la universidad (Makerbot Replicator 2, RepRap Prusa i3) son 20x20x20cm, por lo que algunas piezas deben ser impresas en dos partes.

Seguidamente se mostrarán las piezas correspondientes a una de las patas. El procedimiento que se va a seguir a continuación será el mismo para las piezas de la otra pata, ya que son simétricas.

11.1.1. Articulación de la cadera

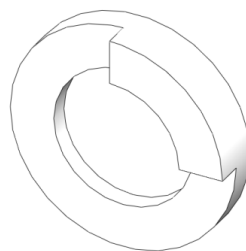


Figura 65: Articulación de la cadera (fuente propia)

Esta pieza puede replicarse con facilidad en la impresora, ya que las medidas están dentro de los límites (diámetro exterior=65mm, ancho máximo=15mm). Tiene una cavidad en el centro de la pieza con una profundidad de 5.5mm.

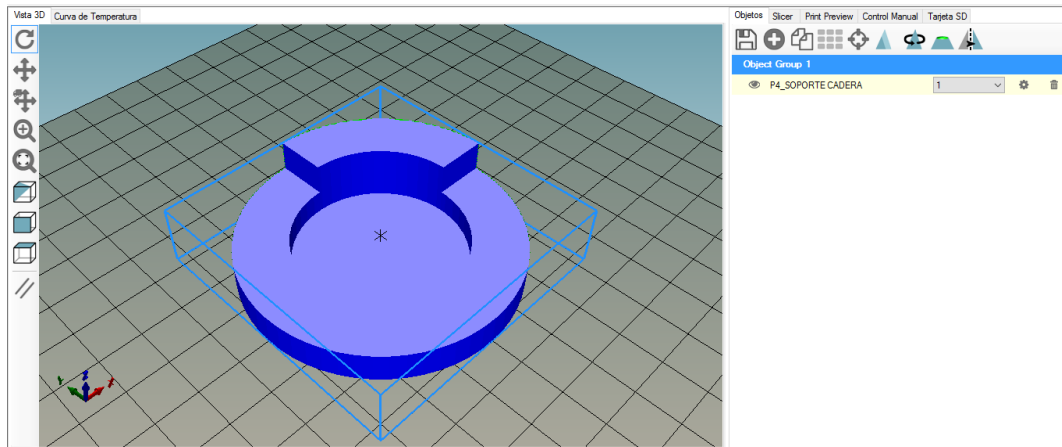


Figura 66: Articulación de la cadera en Repetier-Host (fuente propia)

Una vez introducida la pieza en el programa, se procederá a configurar los parámetros relacionados con la impresión, tales como la densidad del elemento o la distribución de los filamentos a la hora de la impresión. Estos parámetros serán iguales en todos los casos.

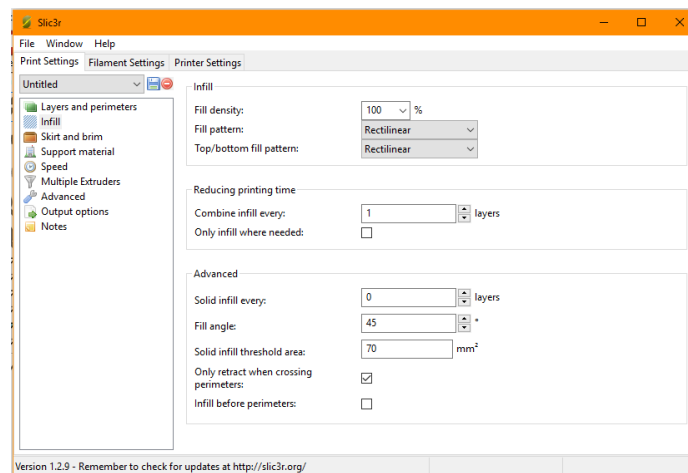


Figura 67: Articulación de la cadera en Repetier-Host (fuente propia)

Como se puede observar en la figura 67, se ha aplicado una densidad del material del 100%, ya que la pieza diseñada en SolidWork es completamente maciza. A parte de configurar la densidad del material, también se puede elegir el patrón del filamento. En este caso se ha escogido un patrón rectilíneo, debido a que, como es una pieza sólida, mediante esta guía se agiliza el recorrido del cabezal.

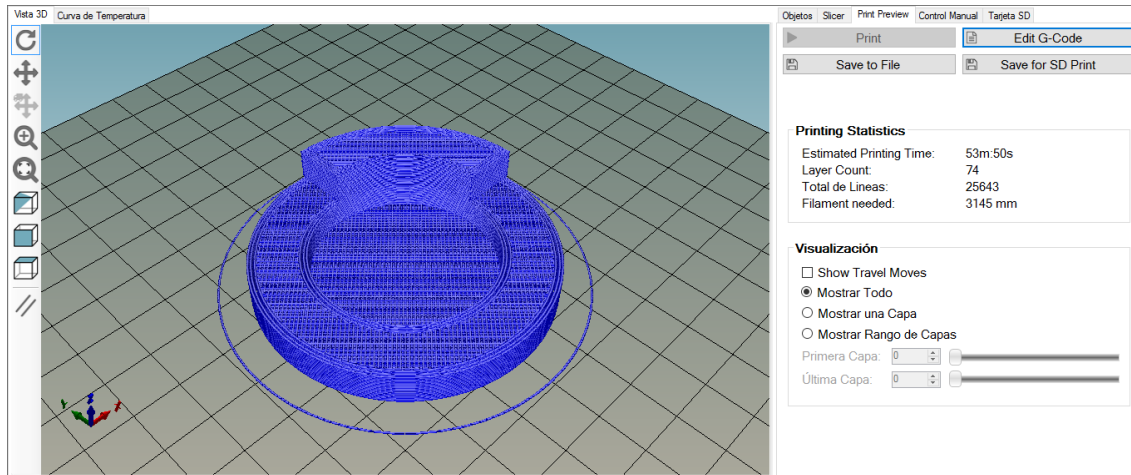


Figura 68: Articulación de la cadera simulada en Repetier-Host (fuente propia)

En la figura 68 se pueden ver la simulación de la pieza, así como la distribución de los filamentos como se nombró con anterioridad. En la parte de la derecha se pueden observar algunos valores estimados de la impresión, tales como el tiempo de impresión, el número de capas, las líneas totales que posee y la cantidad de filamento necesitado.

11.1.2. Fémur

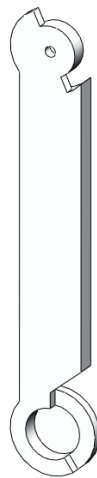


Figura 69: Fémur (fuente propia)

A diferencia del soporte de la cadera, las dimensiones del fémur se exceden a las medidas límites de la impresora, por lo que se deberá replicar en dos partes. Se dividió realizando con un corte escalonado para asegurar su sujeción, de tal manera que una parte encaje con la otra. Esta división se hizo en el punto medio de la cara que quedará visible. El escalonado tiene una profundidad de 15mm. Posteriormente, ambas piezas se unirán mediante un adhesivo.

Primero se replicará la parte superior del fémur, la cual tiene una longitud máxima de 180mm

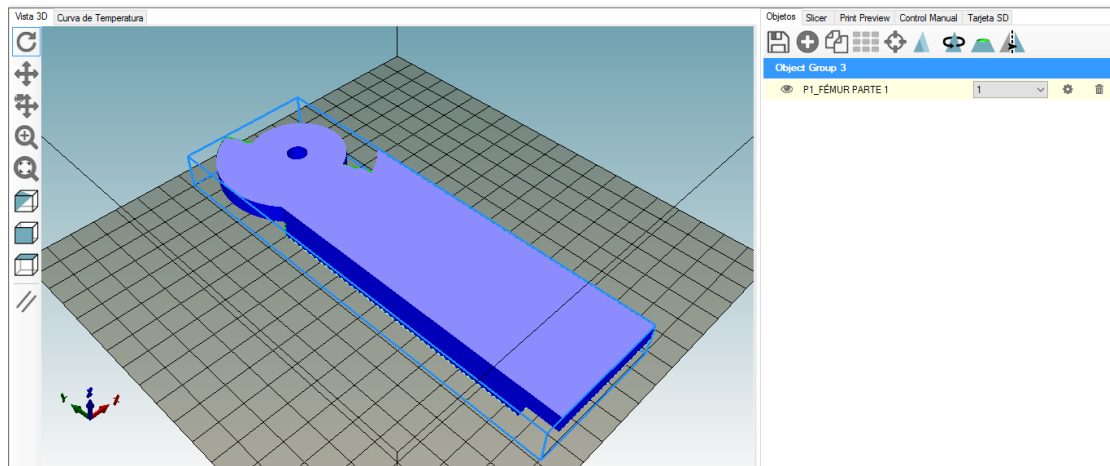


Figura 70: Parte superior del fémur en Repetier-Host (fuente propia)

Una vez importada la pieza al programa, se realiza la simulación. Ésta se puede observar en la figura 71.

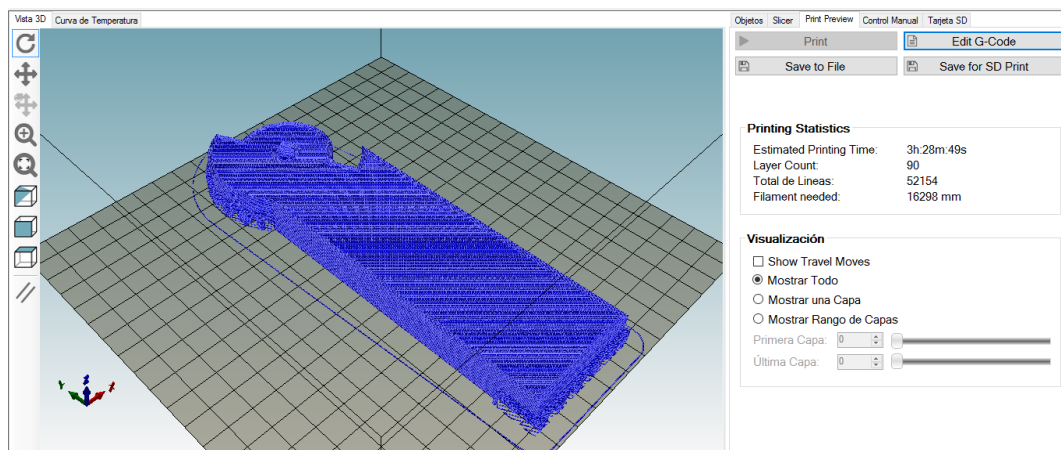


Figura 71: Parte superior del fémur simulado en Repetier-Host (fuente propia)

En segundo lugar se replicará la parte inferior del fémur, la cual tiene una longitud máxima de 195mm.

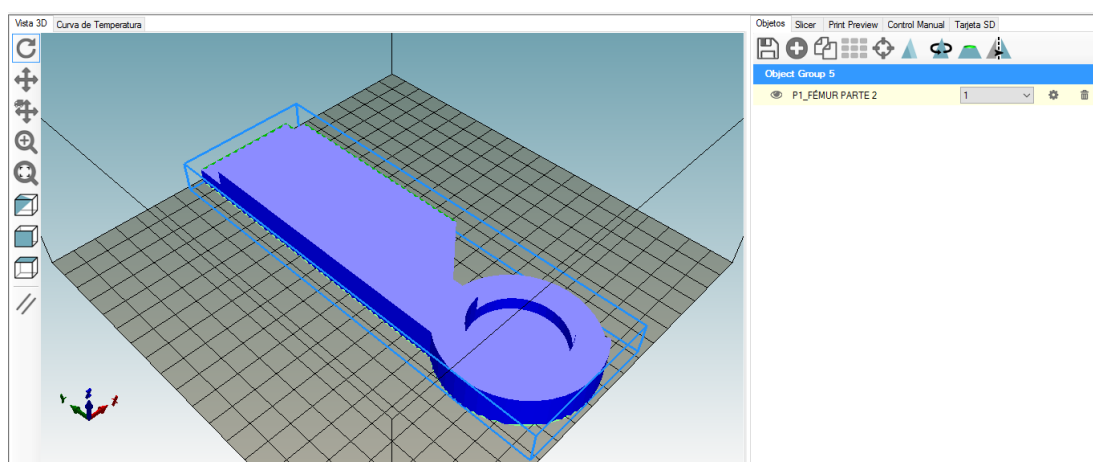


Figura 72: Parte superior del fémur en Repetier-Host (fuente propia)

El resultado de la impresión se puede ver en la figura 73.

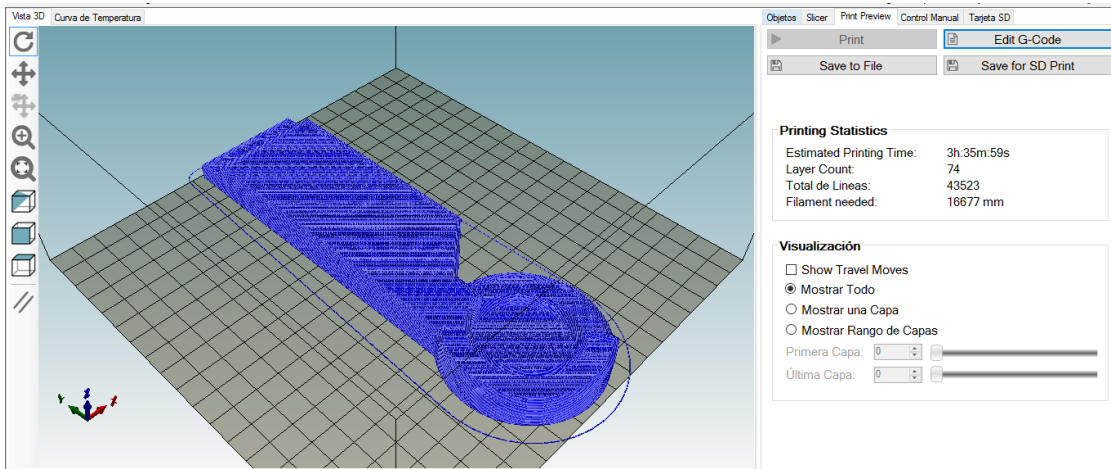


Figura 73: Parte inferior del fémur simulado en Repetier-Host (fuente propia)

11.1.3. Tibia/peroné



Figura 74: Tibia/peroné (fuente propia)

En esta otra pieza sucede lo mismo que en la anterior, las dimensiones superan los límites, por lo que debe ser dividida mediante un corte escalonado y después unidas gracias a un adhesivo. En los cilindros ubicados en los extremos de la pieza, se encuentra un agujero ciego con una profundidad de 9mm.

En primer lugar se replicará la parte superior, la cual tiene una longitud máxima de 150mm.

El resultado de la impresión se puede observar en la figura 76.

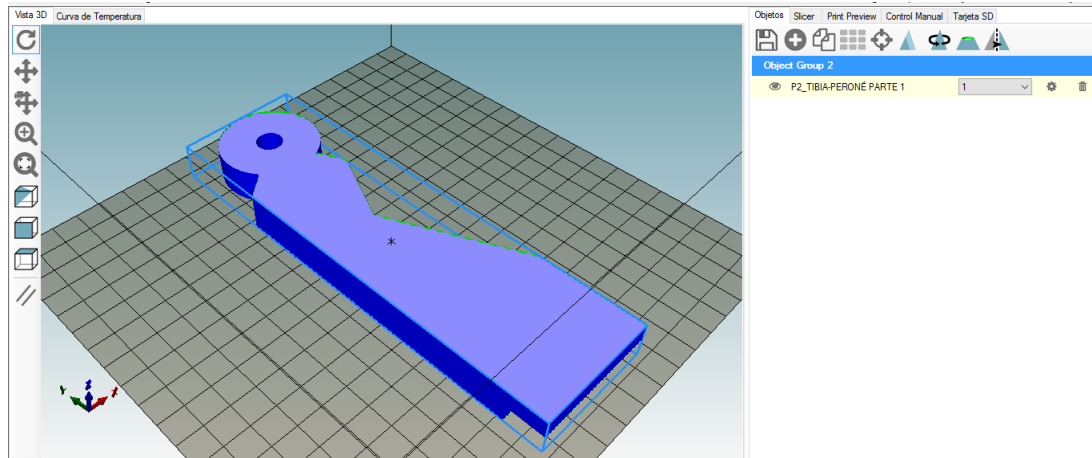


Figura 75: Parte superior de la tibia/peroné en Repetier-Host (fuente propia)

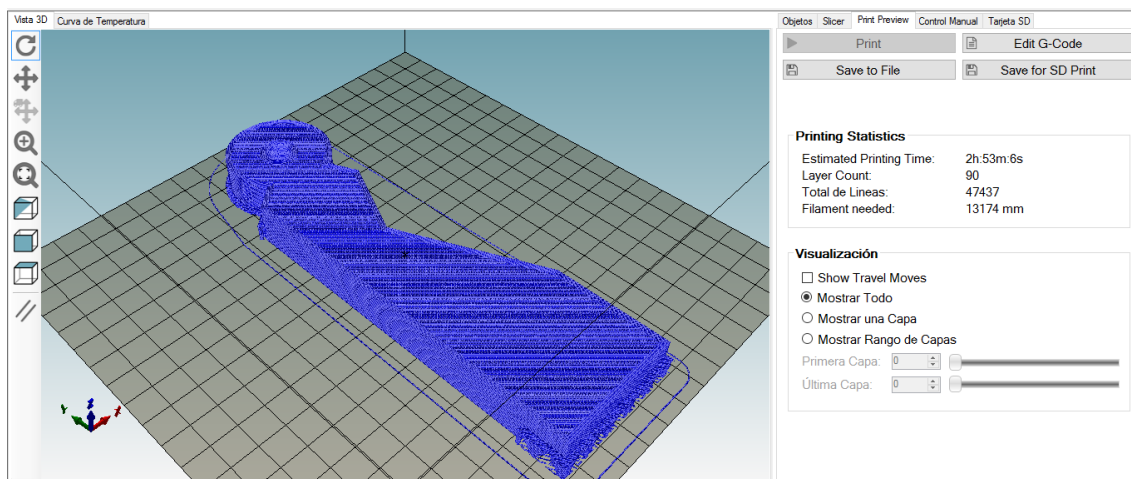


Figura 76: Parte superior de la tibia/peroné simulado en Repetier-Host (fuente propia)

En segundo lugar se replicará la parte inferior, la cual tiene una longitud máxima de 165mm.

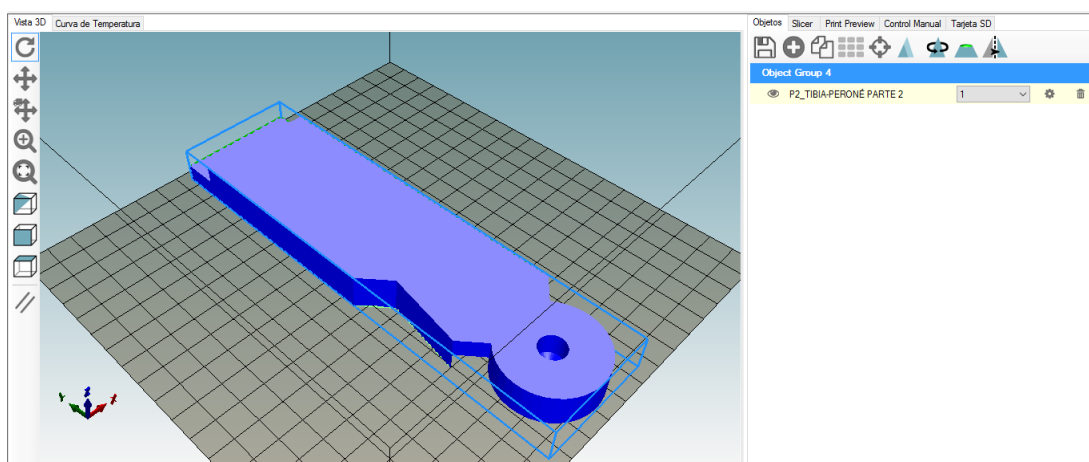


Figura 77: Parte inferior de la tibia/peroné en Repetier-Host (fuente propia)

El resultado de la impresión se puede observar en la figura 78.

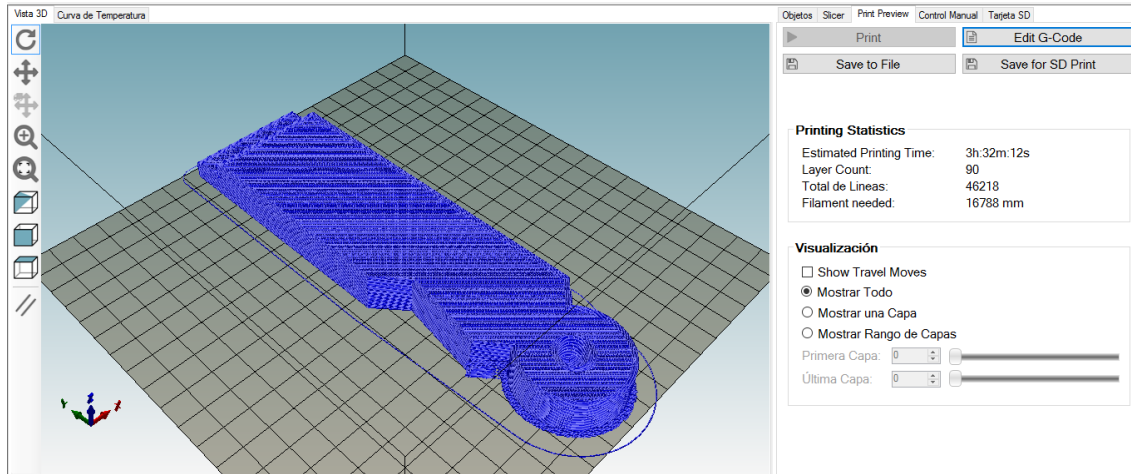


Figura 78: Parte inferior de la tibia/peroné simulado en Repetier-Host (fuente propia)

11.1.4. Metatarso

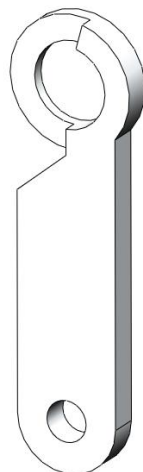


Figura 79: Metatarso (fuente propia)

En el metatarso sucede lo mismo que en las piezas anteriores, por lo que debe ser dividida mediante un corte escalonado y después unida gracias a un adhesivo.

Primero se replicará la parte superior, la cual tiene una longitud máxima de 108.8mm.

El resultado de la impresión se puede observar en la figura 81.

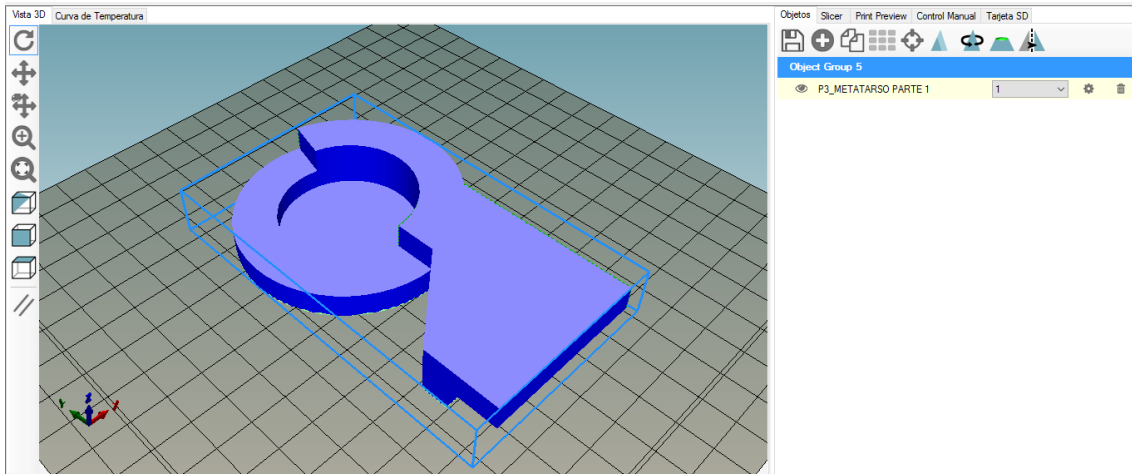


Figura 80: Parte superior del metatarso en Repetier-Host (fuente propia)

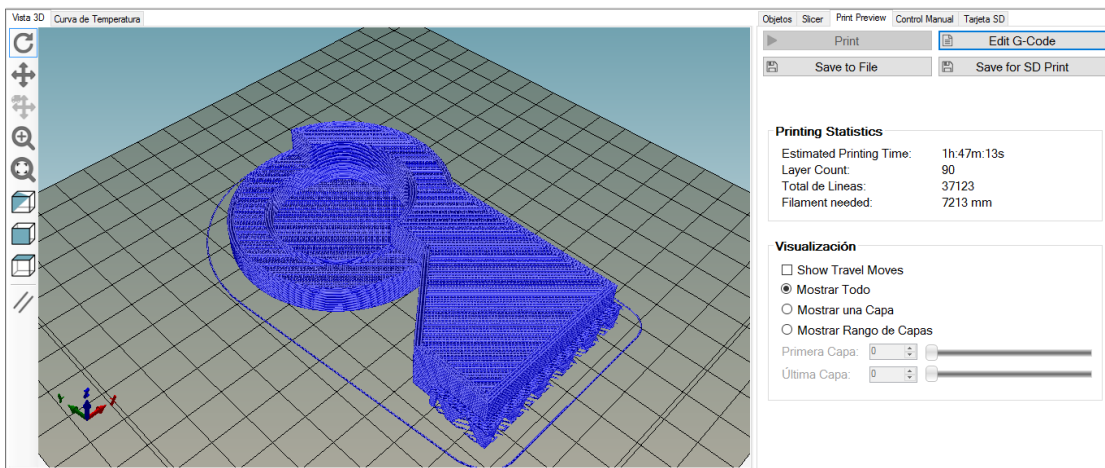


Figura 81: Parte superior del metatarso simulado en Repetier-Host (fuente propia)

Después se replicará la parte inferior, la cual tiene una longitud máxima de 123.8mm.

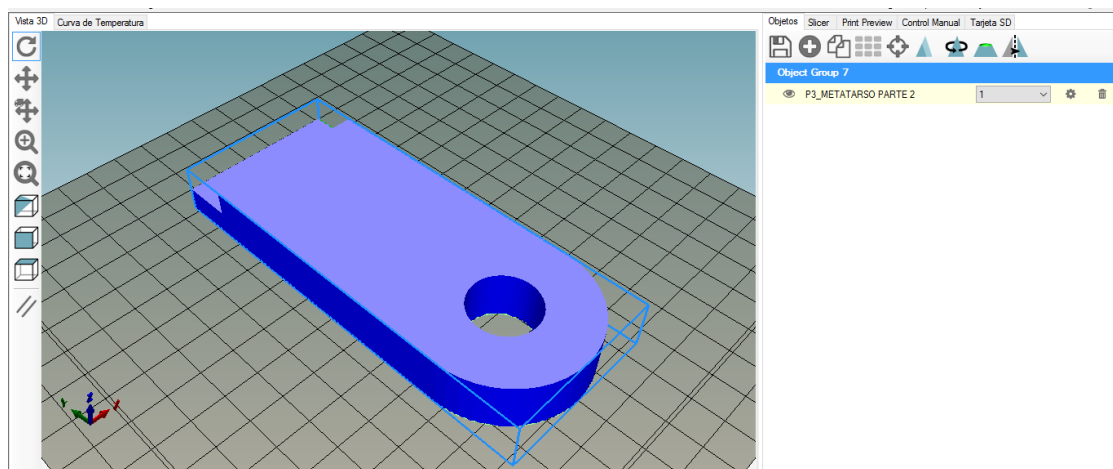


Figura 82: Parte inferior del metatarso en Repetier-Host (fuente propia)

El resultado de la impresión se puede observar en la figura 83.
Silla de ruedas para perros con elementos replicados en impresora 3D

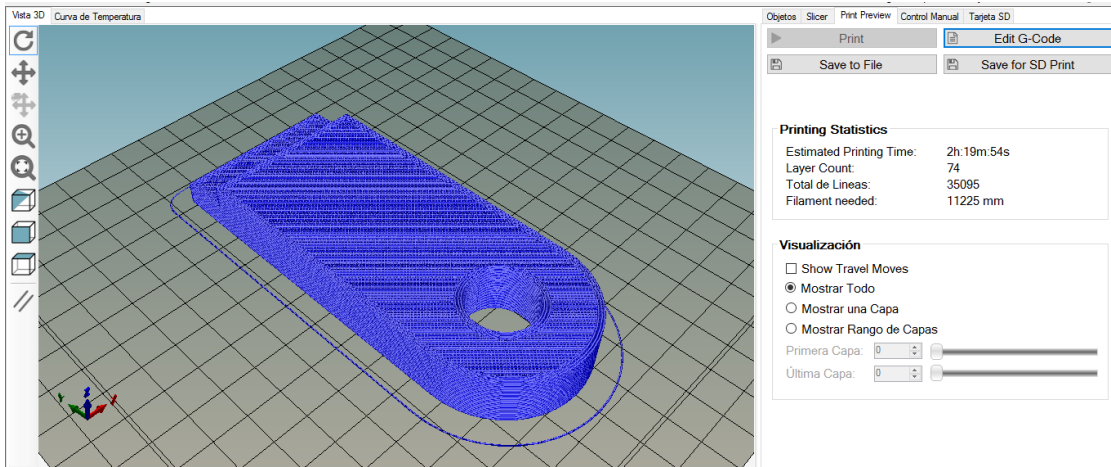


Figura 83: Parte inferior del metatarso simulado en Repetier-Host (fuente propia)

11.1.5. Recubrimiento de la articulación



Figura 84: Recubrimiento de la articulación (fuente propia)

El recubrimiento de la articulación, al contrario que las tres anteriores, cumple con las medidas límites, por lo que se puede realizar de una vez. Esta pieza tiene un diámetro de 65mm. Además dispone de un agujero pasante en el centro.

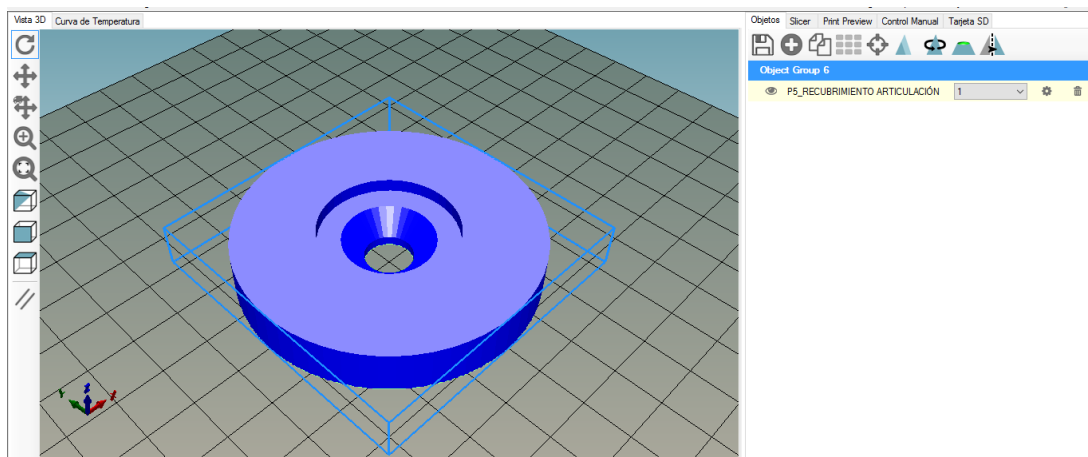


Figura 85: Recubrimiento de la articulación en Repetier-Host (fuente propia)

El resultado de la impresión se puede observar en la figura 86.

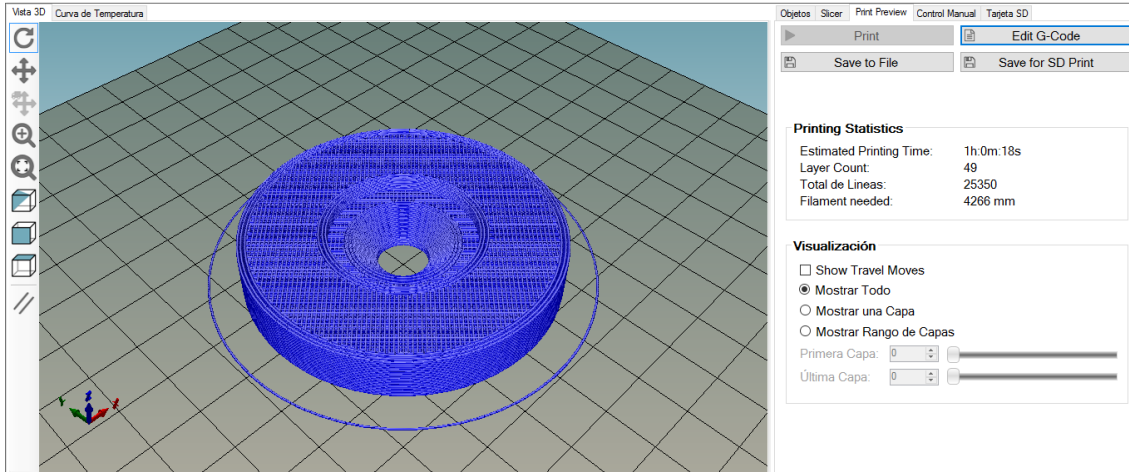


Figura 86: Recubrimiento de la articulación simulado en Repetier-Host (fuente propia)

11.1.6. Tapa del recubrimiento



Figura 87: Tapa del recubrimiento (fuente propia)

Esta pieza también se puede replicar sin problemas. Tiene un diámetro de 20mm y un espesor de 3mm.

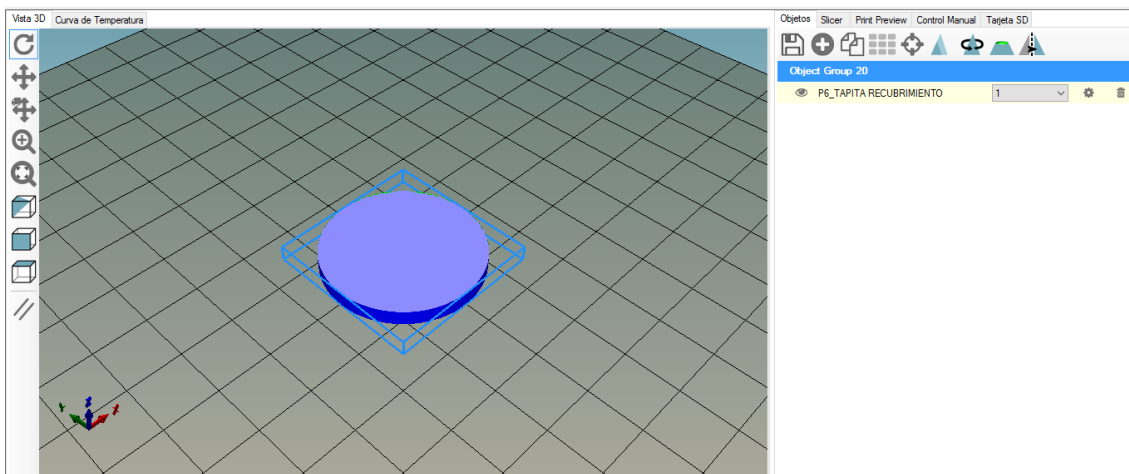


Figura 88: Tapa del recubrimiento en Repetier-Host (fuente propia)

El resultado de la impresión se puede observar en la figura 89.

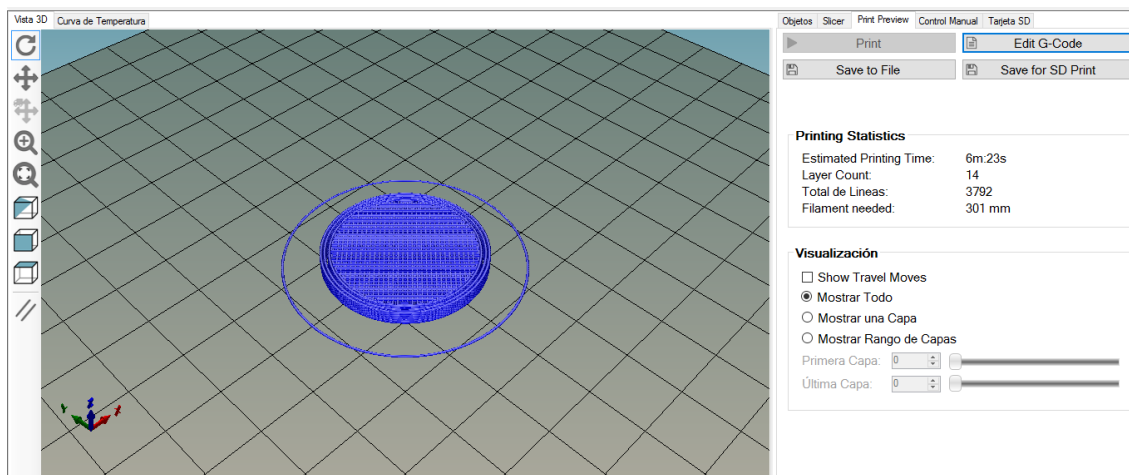


Figura 89: Tapa del recubrimiento simulado en Repetier-Host (fuente propia)

12. RESUMEN DE PRESUPUESTO

A continuación se muestra un resumen del costo que supondría realizar este prototipo.

Concepto	Coste (€)
Piezas replicadas	483,54
Piezas mecanizadas	252,87
Elementos comerciales	110,39
Total	846,80€

El coste total del prototipo de la silla de ruedas para perros es de **OCHOCIENTOS CUARENTA Y SEIS CON OCHENTA EUROS**.

The logo of the University of La Laguna (ULL) consists of the letters 'ULL' in a stylized, purple, sans-serif font. The 'U' is a single continuous shape, while the 'L's are two separate shapes. A horizontal line is positioned below the letters.

Universidad
de La Laguna

**ESCUELA SUPERIOR DE INGENIERÍA Y TECNOLOGÍA
SECCIÓN DE INGENIERÍA INDUSTRIAL**

TRABAJO DE FIN DE GRADO

**SILLA DE RUEDAS PARA PERROS CON
ELEMENTOS REPLICADOS EN IMPRESORA 3D**

ANEXOS

Titulación

Grado en Ingeniería Mecánica


Autor

Yaiza Álvarez Cubillo

Tutoras

Rosa E. Navarro Trujillo
María M. Laz Pavón

Septiembre 2016

A faint, light gray background image of a building tower, likely the main building of the University of La Laguna, is visible on the right side of the page. It features a square tower with a decorative top and arched openings at the base.

ÍNDICE DE ANEXOS

	Pág.
I. Cálculos del resorte	107
II. Estudio de tensiones	113
III. Catálogos y otros documentos	127

The logo of the University of La Laguna (ULL) consists of the letters 'ULL' in a stylized, purple, sans-serif font. The letters are bold and have a slight shadow effect. Below the letters is a thin horizontal line.

Universidad
de La Laguna

**ESCUELA SUPERIOR DE INGENIERÍA Y TECNOLOGÍA
SECCIÓN DE INGENIERÍA INDUSTRIAL**

TRABAJO DE FIN DE GRADO

**SILLA DE RUEDAS PARA PERROS CON
ELEMENTOS REPLICADOS EN IMPRESORA 3D**

ANEXO I: CÁLCULOS DEL RESORTE

Titulación

Grado en Ingeniería Mecánica

Autor

Yaiza Álvarez Cubillo

Tutoras

Rosa E. Navarro Trujillo
María M. Laz Pavón

Septiembre 2016

En el presente anexo, se procederá a realizar los cálculos del resorte que se ha colocado en el prototipo.

- **DATOS DE PARTIDA:**

Se propone la utilización de un resorte de compresión, que irá colocado dentro de una cámara, en la palanca de apoyo.

El resorte elegido tiene una longitud de operación $L_0=130\text{mm}$ y la longitud comprimida considerada es $L_s=60\text{mm}$.

Cuando el animal está de pie cada pata debe soportar 8Kg, pero en cuanto realiza la acción de sentarse, y la palanca de apoyo toca el suelo, esta fuerza aumenta, por lo que el resorte debe empezar a comprimirse a partir de un valor superior a 8Kg. En este caso se ha supuesto 9Kg. Se supone que este peso va aumentando progresivamente, ya que la mayor parte de la fuerza se ejerce en el tren posterior. Por eso se ha supuesto una fuerza máxima de compresión de 11Kg. Estos valores son tentativos, ya que no se sabe con exactitud la fuerza que ejerce el perro al sentarse.

Por lo anterior se supone que la fuerza máxima de compresión (F_s) va a ser 11Kg y la fuerza de operación (F_0) 9Kg. Estos valores han sido deducidos del peso que deben soportar las patas traseras del perro, dependiendo de la posición en la que se encuentre como se comentó anteriormente.

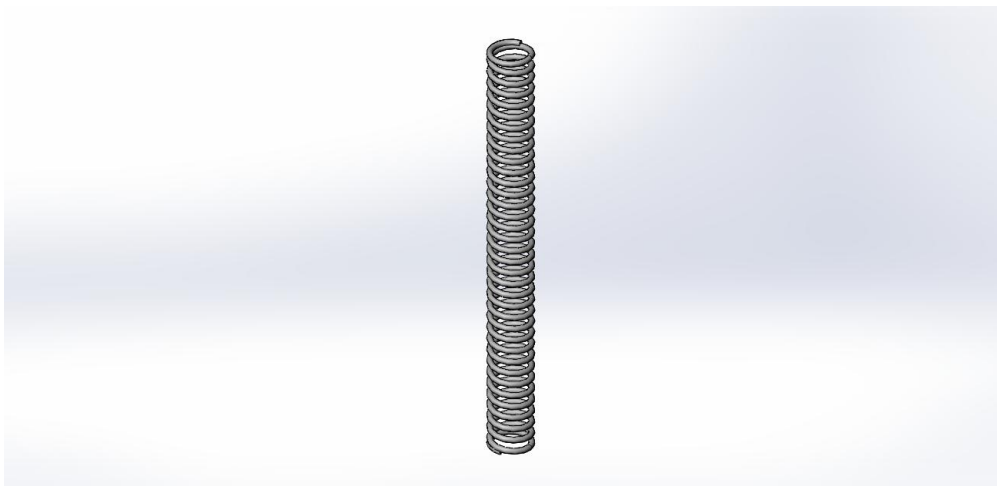


Figura 90: Resorte (fuente propia)

A parte de los pesos, hay que conocer los datos de diámetros del resorte elegido, se va a suponer un diámetro exterior de 12mm, ya que el diámetro interior de la cámara es de 15mm; un diámetro de alambre de 1,6mm (normalizado, calibre

16); y que será de acero inoxidable ASTM 313, del tipo 302 (G=69GPa). También se va a suponer que los extremos están escuadrados y rectificadas.

- **CALCULO DE LOS PARAMETROS DEL RESORTE:**

A partir del diámetro del alambre se deducen tanto el diámetro medio como el interior.

- Diámetros medios e interior de la espira:

$$D_m = D_e - d = (12 - 1,6)mm = 10,4mm$$

$$D_i = D_m - d = (10,4 - 1,6)mm = 8,8mm$$

Se calcula el índice del resorte C y el factor de Wahl K_w .

$$C = \frac{D_m}{d} = \frac{10,4mm}{1,6mm} = 6,5 > 5 \rightarrow \text{aceptable}$$

$$K_w = \frac{4C - 1}{4C - 4} + \frac{0,615}{C} = \frac{4 * 6,5 - 1}{4 * 6,5 - 4} + \frac{0,615}{6,5} = 1,23 \rightarrow \text{aceptable}$$

Estos valores son aceptables ya que se recomienda que el índice del resorte tenga un valor cercano o superior a 5 (en maquinaria entre 5 y 12), porque si es menor de 5 el factor de Wahl es muy alto.

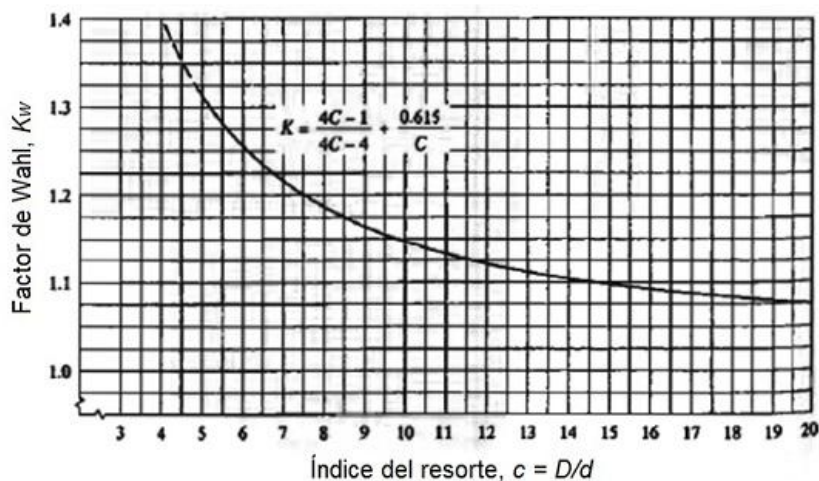


Figura 91: Relación índice del resorte-Factor de Wahl [29]

- Numero de espiras:

$$L_s = d(Na + 2) \Rightarrow Na = \frac{L_s}{d} - 2 = \frac{60mm}{1,6mm} - 2 = 35,5 \text{ espiras}$$

$$Nt = Na + 2 = 35,5 + 2 = 37,5 \text{ espiras}$$

Siendo N_a el número de espiras activas y N_t el número total de espiras.

- Constante del resorte:

$$f_0 = \frac{8F_0 D_m^3 N_a}{G d^4} \Rightarrow \frac{1}{k} = \frac{8 D_m^3 N_a}{G d^4} \Rightarrow$$

$$\Rightarrow k = \frac{G d^4}{8 D_m^3 N_a} = \frac{69 \cdot 10^3 \text{MPa} \cdot (1,6\text{mm})^4}{8 \cdot (10,4\text{mm})^3 \cdot 35,5} = 1,415 \text{N/mm} = 0,144 \text{kg/mm}$$

- Longitud libre:

$$k = \frac{F_0}{L_f - L_0} \Rightarrow L_f = \frac{F_0}{k} + L_0 = \frac{9\text{kg}}{0,144\text{kg/mm}} + 130\text{mm} = 192,5\text{mm}$$

- Longitud del hilo de alambre:

$$L = 3.14 D_m N_t = 3,14 \cdot 10,4\text{mm} \cdot 37,5 \Rightarrow L = 1224,6\text{mm}$$

- **CALCULO DE TENSIONES:**

Una vez calculados los datos anteriores, se debe saber si el resorte cumple con las tensiones de corte:

$$\tau_0 = \frac{8 K F_0 D_m}{\pi d^3} = \frac{8 \cdot 1,23 \cdot 9\text{kg} \cdot 9,81 \cdot 10,4\text{mm}}{\pi \cdot (1,6\text{mm})^3} = 702,709\text{MPa}$$

$$\tau_s = \frac{8 K F_s D_m}{\pi d^3} = \frac{8 \cdot 1,23 \cdot 11\text{kg} \cdot 9,81 \cdot 10,4\text{mm}}{\pi \cdot (1,6\text{mm})^3} = 858,867\text{MPa}$$

Para comprobar estos valores, se debe obtener la tensión de diseño y la tensión máxima de la siguiente gráfica y comprobar que estos valores son mayores que los calculados. Para la tensión de diseño se supondrá un servicio promedio y para la tensión máxima un servicio ligero.

FIGURA 19-13

Esfuerzos cortantes de diseño para alambre de acero inoxidable ASTM A313, resistente a la corrosión (Reimpreso de Harold Carlson, *Spring Designer's Handbook*, pág. 150, por cortesía de Marcel Dekker, Inc.)

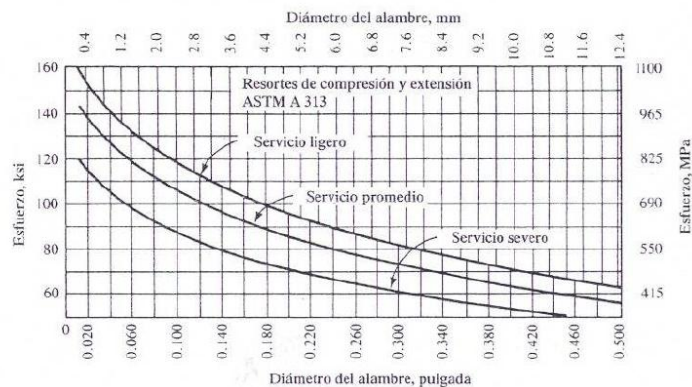


Figura 92: Esfuerzos cortantes para acero inox. A313 [29]

$$\tau_d \approx 791 \text{MPa} > \tau_0 \rightarrow \text{correcto}$$

$$\tau_{max} \approx 895 \text{MPa} > \tau_s \rightarrow \text{correcto}$$

Por lo tanto, los datos supuestos inicialmente son correctos y cumplen los esfuerzos cortantes.

Por consiguiente, una vez finalizados los cálculos, los datos del resorte quedan reflejados en la Tabla 10:

Fuerza de operación	F_0	9 kg
Fuerza de compresión	F_s	11 kg
Longitud de operación	L_o	130 mm
Longitud de compresión	L_s	60 mm
Diámetro del alambre	d	1,6 mm
Diámetro exterior del resorte	D_e	12 mm
Módulo de cizalladura	G	69 GPa
Diámetro medio del resorte	D_m	10,4 mm
Diámetro interno del resorte	D_i	8,8 mm
Índice del resorte	C	6,5
Factor de Wahl	K_w	1,23
Número de espiras activas	N_a	35,5
Número de espiras totales	N_t	37,5
Constante del resorte	k	0,144 kg/mm
Longitud libre	L_f	192,5mm
Longitud del hilo de alambre	L	1224,6mm
Esfuerzo cortante de operación	τ_0	702,709 MPa
Esfuerzo cortante de compresión	τ_s	858,867 MPa

Tabla 10: Datos del resorte (fuente propia)



Universidad
de La Laguna

**ESCUELA SUPERIOR DE INGENIERÍA Y TECNOLOGÍA
SECCIÓN DE INGENIERÍA INDUSTRIAL**

TRABAJO DE FIN DE GRADO

**SILLA DE RUEDAS PARA PERROS CON
ELEMENTOS REPLICADOS EN IMPRESORA 3D**

ANEXO II: ESTUDIO DE TENSIONES

Titulación

Grado en Ingeniería Mecánica

Autor

Yaiza Álvarez Cubillo

Tutoras

Rosa E. Navarro Trujillo
María M. Laz Pavón

Septiembre 2016

ÍNDICE

	Pág.
1. Introducción	117
2. Soporte de la cadera	118
3. Fémur	120
4. Tibia/peroné	121
5. Metatarso	123
6. Conclusiones	125

1. INTRODUCCION

Una vez dibujadas en 3D las piezas componentes del mecanismo, es necesario llevar a cabo un estudio de las tensiones en algunos de los mismos y así poder comprobar que dichos componentes son capaces de soportar las solicitudes a las que se verán sometidos.

Se ha realizado la simulación de cada pieza, de manera individual, aplicando las sujeciones, material y cargas correspondientes a cada una.

Se han analizado para el caso más desfavorable, es decir, el caso en el que las piezas soportan más carga. Esta situación se da cuando el perro está totalmente tumbado. El programa SolidWorks posee un complemento llamado SolidWorks Simulation que permite calcular las tensiones y deformaciones de cualquier pieza del modelo.

En este estudio sólo se van a analizar las piezas replicadas en plástico, ya que son las únicas que se pueden analizar individualmente, estas son el soporte de la cadera, el fémur, la tibia/peroné y el metatarso. No se incluyen los recubrimientos y sus tapas, ya que éstas son simplemente piezas de protección y no soportan grandes esfuerzos.

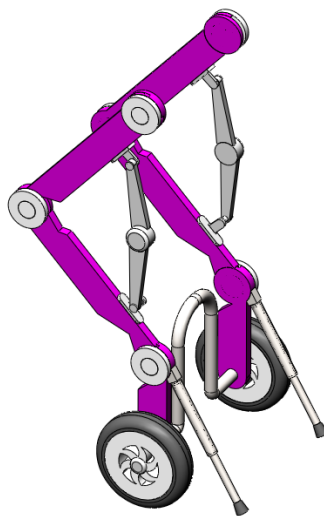


Figura 93: Piezas replicadas en plástico marcadas en violeta (fuente propia)

Antes de comenzar con la simulación, hay que definir el material de las piezas. En este caso se utilizará PLA. Sin embargo, en la versión de SolidWorks 2012, con la que se ha realizado este proyecto, este material no se encuentra en la lista de materiales, por lo que habrá que definirlo, introduciendo sus propiedades físicas. Para obtener estas propiedades se ha recurrido al libro “Materials and the environment” [30].

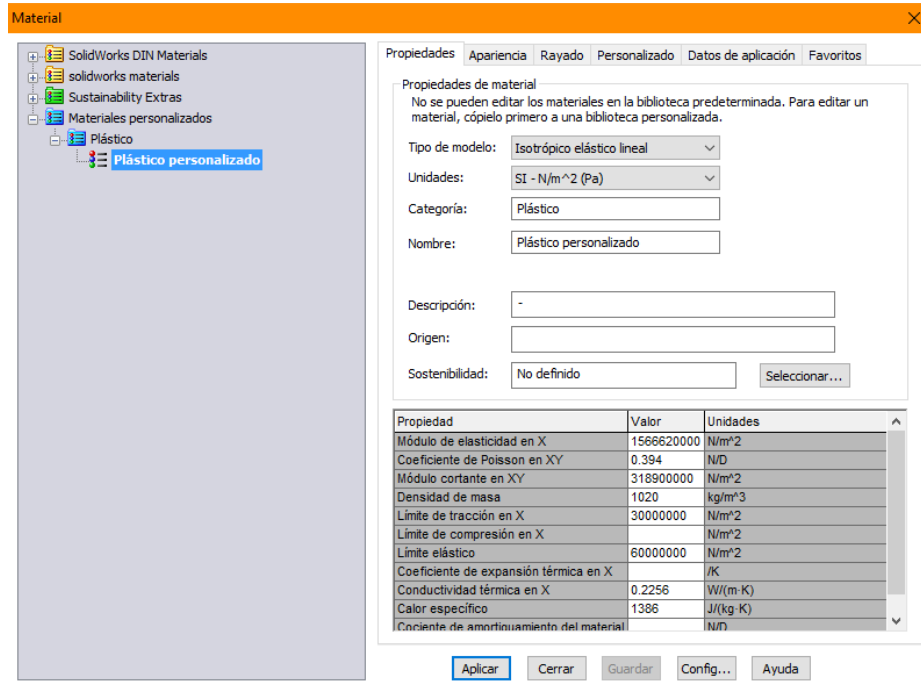


Figura 94: Propiedades del PLA en SolidWorks (fuente propia)

A continuación se exponen los datos obtenidos de cada pieza:

2. Soporte de la cadera

Esta pieza se encuentra sujeta al corsé, por lo que estará fija. En el caso más desfavorable, se ejercería una carga de 11 Kg en la cara indicada en la figura 95.

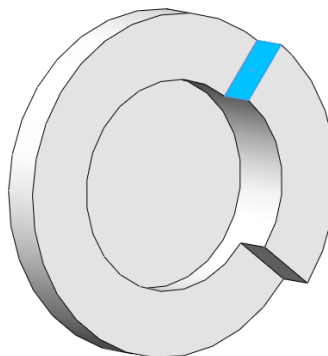


Figura 95: Cara del soporte de la cadera donde se ejerce fuerza (fuente propia)

Después de aplicar las sujeciones correspondientes y las cargas, se han obtenido las siguientes tensiones y desplazamientos.

- **Tensión de Von Mises:**

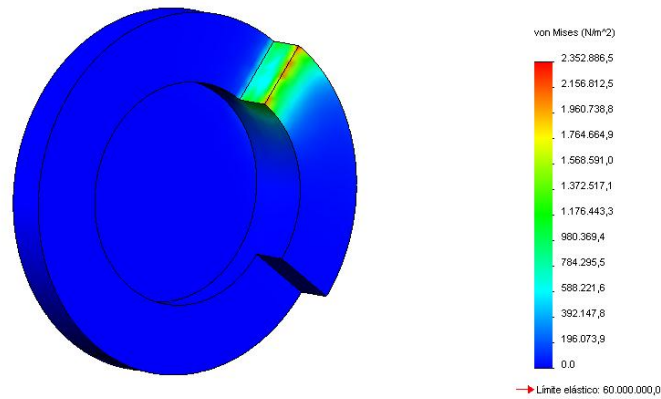


Figura 96: Tensión de Von Mises. Soporte cadera (fuente propia)

Los resultados son bastante favorables, ya que ningún punto supera el límite elástico del PLA. La arista que se encuentra por el lado derecho es la que sufre más tensión, llegando a alcanzar valores de $2,353 \cdot 10^6 \text{ N/m}^2$ (ver figura 96).

- **Desplazamientos:**

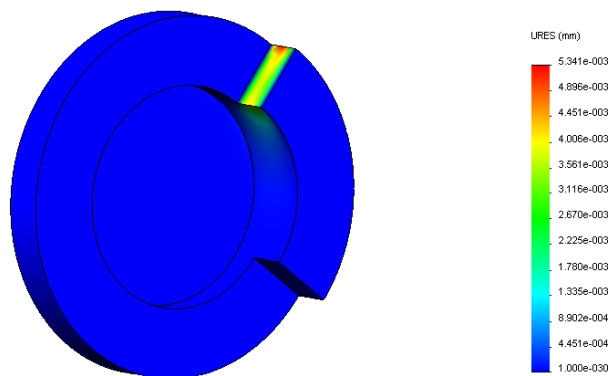


Figura 97: Desplazamientos. Soporte cadera (fuente propia)

Como se puede observar en la figura 97, los desplazamientos son prácticamente despreciables, ya que su valor máximo es de $5,341 \mu\text{m}$, y se encuentra en la parte superior de la cara donde se aplica la fuerza.

3. Fémur

El fémur encajará en la cavidad del soporte de la cadera y con la tibia, por lo que el esfuerzo máximo se aplicará en las zonas de contacto entre las piezas, así como en la zona donde se unirá el compás elevador. Estas superficies son las indicadas en la figura 98. Para realizar la simulación se supondrá que la pieza está completamente fija

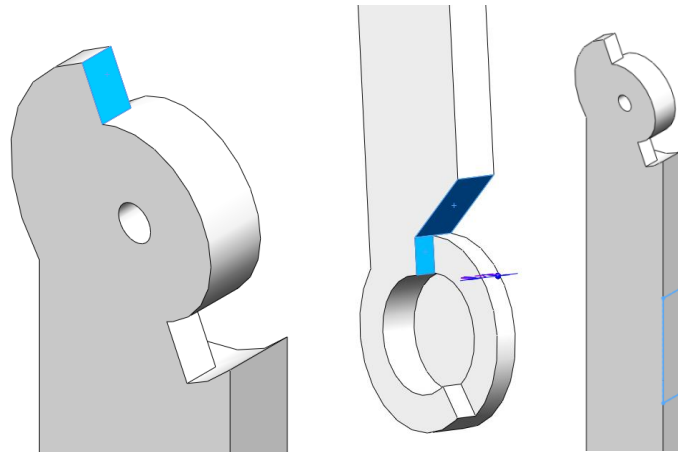


Figura 98: Caras del fémur donde se ejerce fuerza (fuente propia)

Los resultados obtenidos son los siguientes:

- **Tensión de Von Mises:**

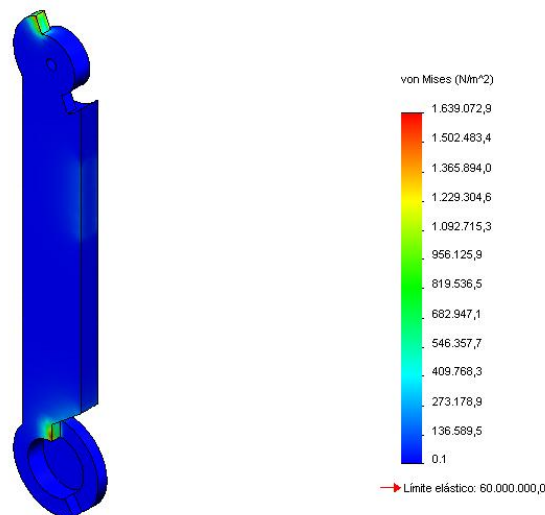


Figura 99: Tensión de Von Mises. Fémur (fuente propia)

Al igual que en el caso anterior, los resultados son válidos, ya que en ningún punto se supera el límite elástico. La tensión máxima llega a alcanzar un valor de $1,634 \cdot 10^6$ N/m², hallándose en las aristas de las superficies donde se aplica la fuerza (ver figura 99).

- **Desplazamientos:**

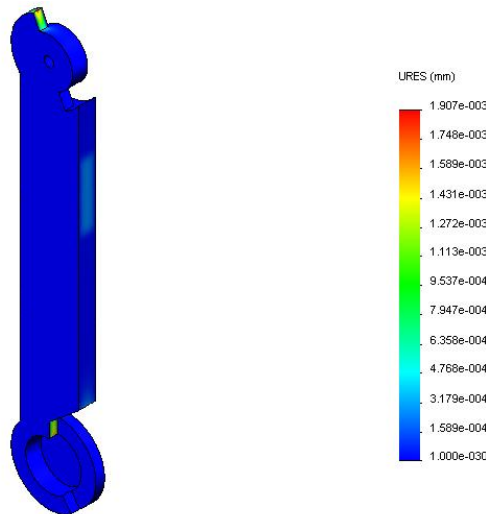


Figura 100: Desplazamientos. Fémur (fuente propia)

En este caso los desplazamientos también son despreciables, llegando a ser incluso más pequeños que en el soporte de la cadera ($4,3 \mu\text{m}$). Aquí también se encuentran los desplazamientos máximos en unas zonas cercanas a los bordes exteriores de las superficies donde se ejerce fuerza (ver figura 100).

4. Tibia/peroné

Como se dijo previamente, uno de los extremos de esta pieza encaja con el fémur. El otro extremo encaja con la cavidad del metatarso. Para realizar el análisis, al igual que la pieza anterior, se supondrá que está completamente fija y que la fuerza se ejercerá en las caras que estén en contacto con las otras dos piezas, además de la unión con el compás elevador (ver figura 101).

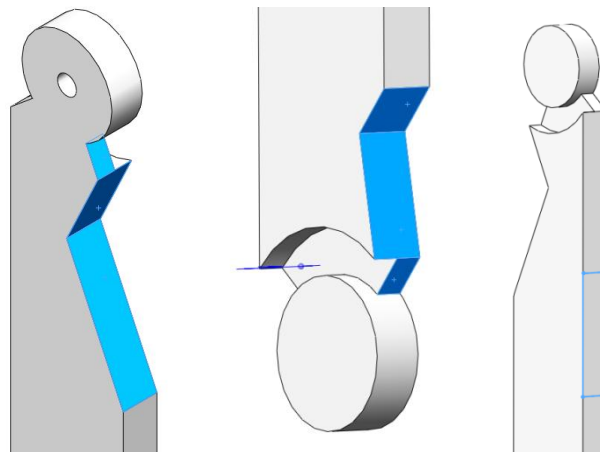


Figura 101: Caras de la tibia/peroné donde se ejerce fuerza (fuente propia)

Los resultados obtenidos son los siguientes:

- **Tensión de Von Mises:**

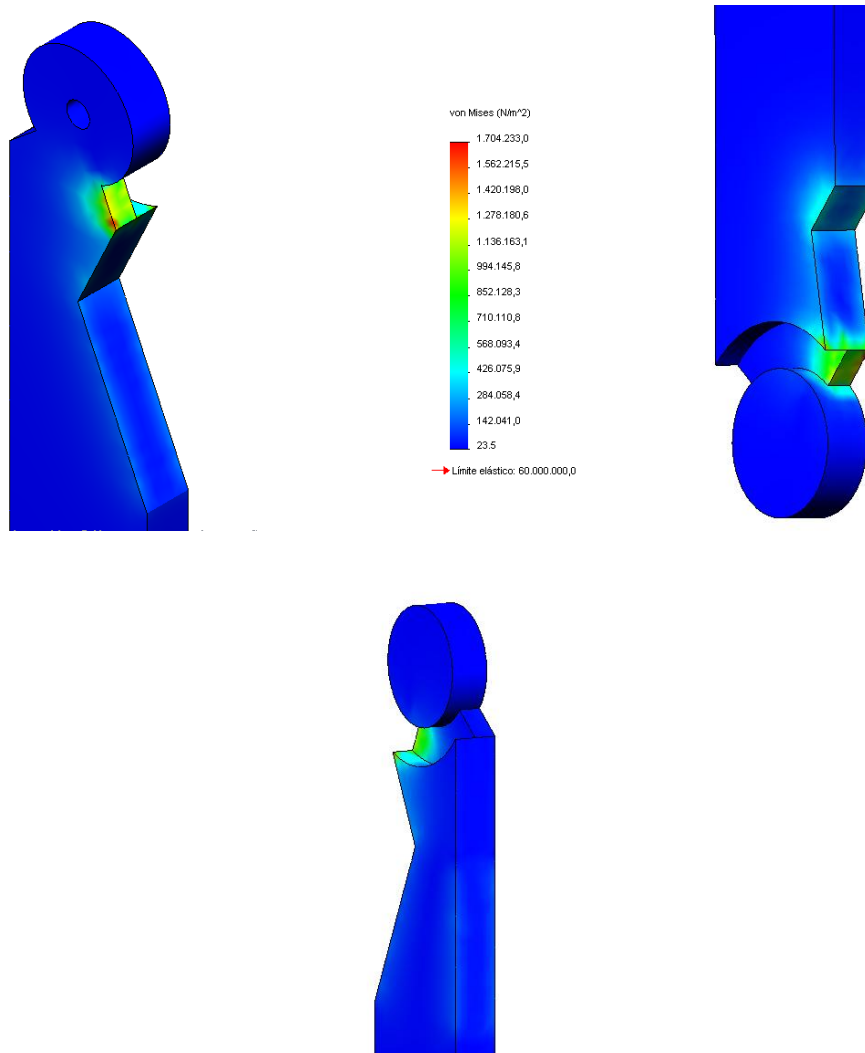


Figura 102: Tensión de Von Mises. Tibia/peroné (fuente propia)

En la tibia/peroné la tensión máxima también puede considerarse despreciable, ya que alcanza un valor de $1,704 \cdot 10^6 \text{ N/m}^2$, muy por debajo de límite elástico del PLA. Esta tensión máxima se ubica en una arista de la superficie superior de la pieza (ver figura 102).

- **Desplazamientos:**

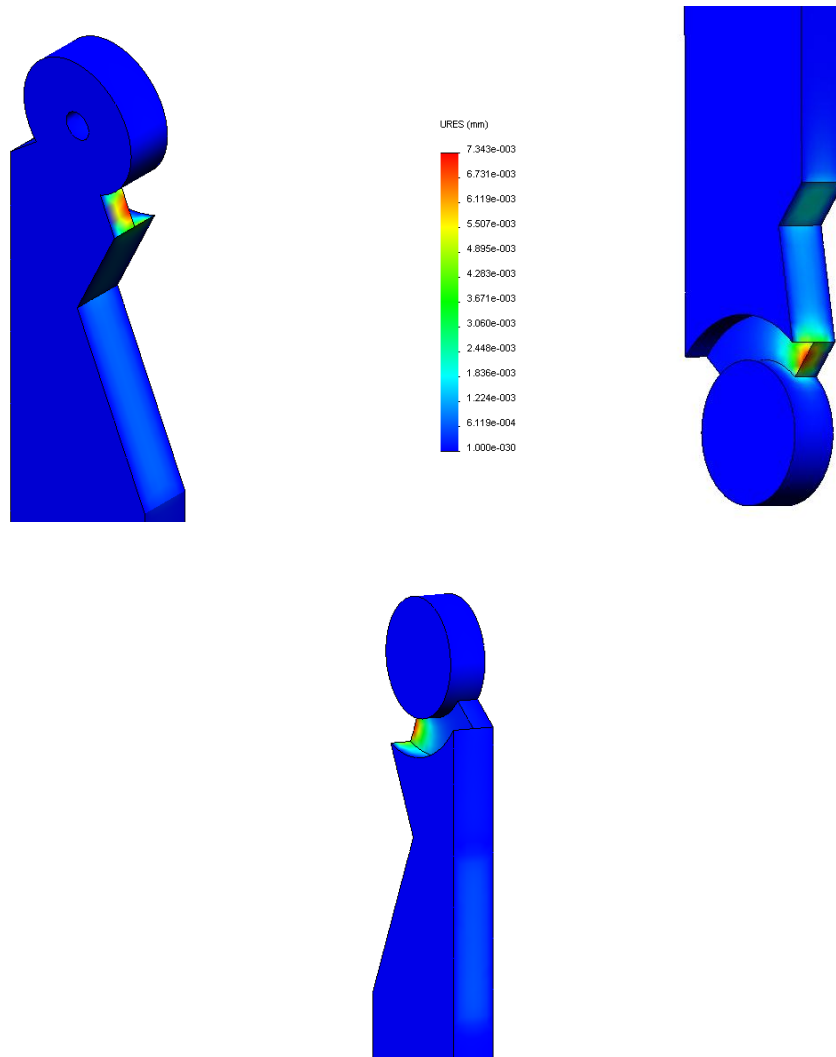


Figura 103: Desplazamientos. Tibia/peroné (fuente propia)

En esta pieza el desplazamiento máximo es un poco superior a los anteriores (7,343 μm), pero aún así sigue considerándose despreciable. Este desplazamiento se encuentra en los bordes de las superficies donde se aplica la fuerza (ver figura 103).

5. Metatarso

El metatarso posee una cavidad en su parte superior donde encajaría la tibia/peroné. En la parte inferior, en el agujero pasante, iría ubicada la barra con las ruedas. Para el análisis de esta pieza también se supondrá que está completamente fija y que las superficies donde se ejercerá la fuerza serán las que entren en contacto con la tibia/peroné (ver figura 104).

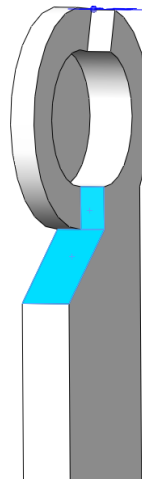


Figura 104: Caras del metatarso donde se ejerce fuerza (fuente propia)

Los resultados obtenidos son los siguientes:

- **Tensión de Von Mises:**

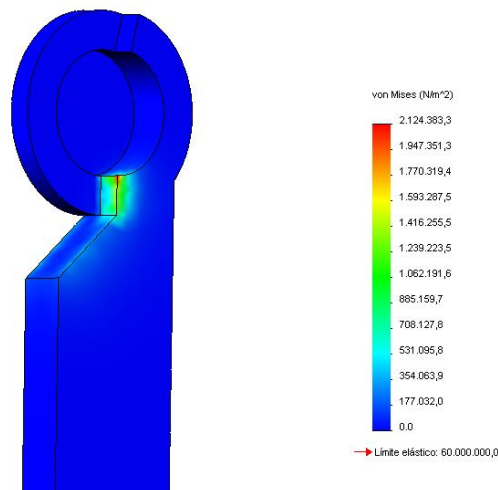


Figura 105: Tensión de Von Mises. Metatarso (fuente propia)

En el metatarso, al igual que en el resto de piezas, ningún punto alcanza el límite elástico, por lo que el análisis puede darse por válido. El punto de tensión máxima ($2,125 \cdot 10^6 \text{ N/m}^2$) se encuentra en una esquina de la superficie vertical (ver figura 105).

- **Desplazamientos:**

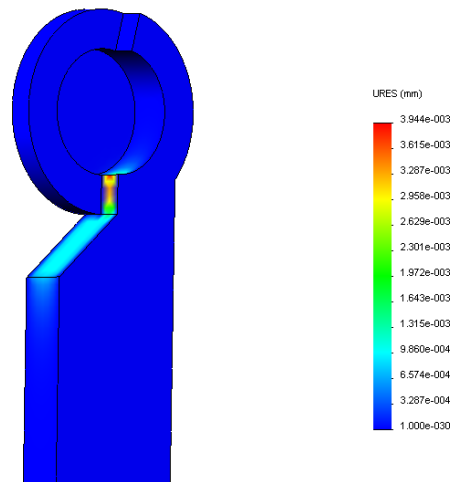


Figura 106: Desplazamientos. Metatarso (fuente propia)

Como puede verse en la figura 106, en el metatarso el desplazamiento máximo ($4\mu\text{m}$ aproximadamente) puede considerarse despreciable. Dentro de las caras que están en contacto con otras piezas, la superficie vertical es la que sufre el mayor desplazamiento.

6. Conclusiones

Los resultados de tensiones y desplazamientos obtenidos en este análisis, a través de la simulación de elementos finitos, muestran unos datos de esfuerzos muy por debajo del límite elástico del material, generando unos desplazamientos prácticamente despreciables en todas las piezas, incluyendo las zonas de unión entre el compás elevador y el fémur y la tibia/peroné. Esto quiere decir que las piezas que han sido simuladas soportarán correctamente las cargas a las que estarán sometidas, incluyendo los casos más desfavorables.



Universidad
de La Laguna

**ESCUELA SUPERIOR DE INGENIERÍA Y TECNOLOGÍA
SECCIÓN DE INGENIERÍA INDUSTRIAL**

TRABAJO DE FIN DE GRADO

**SILLA DE RUEDAS PARA PERROS CON
ELEMENTOS REPLICADOS EN IMPRESORA 3D**

ANEXO III: CATÁLOGOS Y OTROS DOCUMENTOS

Titulación

Grado en Ingeniería Mecánica

Autor

Yaiza Álvarez Cubillo

Tutoras

Rosa E. Navarro Trujillo
María M. Laz Pavón

Septiembre 2016

CATÁLOGOS Y DOCUMENTOS

- 1. Propiedades del PLA**
- 2. Ficha técnica tornillo DIN 963**
- 3. Ficha técnica compás elevador DELTA**
- 4. Presupuesto de piezas mecanizadas**

Poly lactide (PLA)

The material. Polylactide, PLA, is a biodegradable thermoplastic derived from natural lactic acid from corn, maize, or milk. It resembles clear polystyrene, and provides good aesthetics (gloss and clarity), but it is stiff and brittle and needs modification using plasticizers for most practical applications. It can be processed like most thermoplastics into fibers, films, thermoformed, or injection molded.

General properties

Density	1,210	–	1,250	kg/m ³
Price	2.4	–	3	USD/kg

Mechanical properties

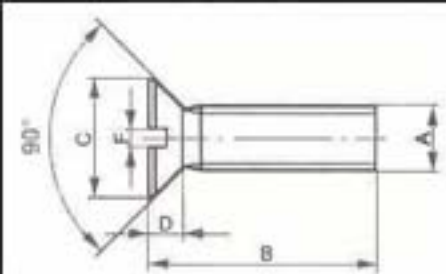
Young's modulus	3.45	–	3.83	GPa
Yield strength (elastic limit)	48	–	60	MPa
Tensile strength	48	–	60	MPa
Compressive strength	48	–	60	MPa
Elongation	5	–	7	%
Hardness—Vickers	14	–	18	HV
Fatigue strength at 10 ⁷ cycles	14	–	18	MPa
Fracture toughness	0.7	–	1.1	MPa · m ^{1/2}

Thermal properties

Melting point	160	–	177	°C
Glass temperature	56	–	58	°C
Maximum service temperature	70	–	80	°C
Thermal conductor or insulator?	Good insulator			
Thermal conductivity	0.12	–	0.13	W/m · K
Specific heat capacity	1,180	–	1,210	J/kg · K
Thermal expansion coefficient	126	–	145	μstrain/°C

Electrical properties

Electrical conductor or insulator?	Good insulator			
Electrical resistivity	1 × 10 ¹⁷	–	1 × 10 ¹⁹	μohm · cm
Dielectric constant	3.5	–	5	
Dissipation factor	0.02	–	0.07	
Dielectric strength	12	–	16	10 ⁶ V/m



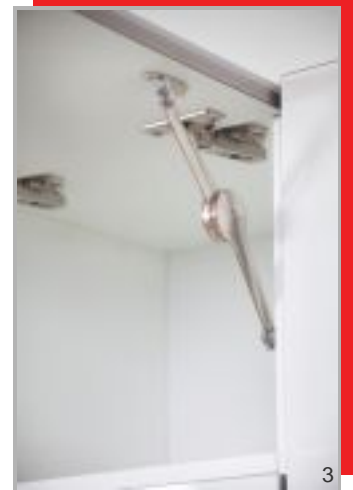
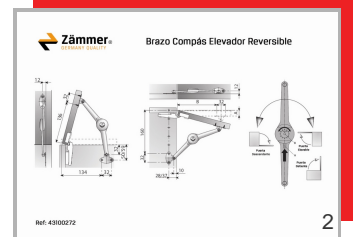
A	M2	M2,5	M3	M3,5	M4	M5	M6	M8	M10	M12	M16	M20
Paso	0,4	0,45	0,5	0,6	0,7	0,8	1	1,25	1,5	1,75	2	2,5
C	3,8	4,7	5,6	6,5	7,5	9,2	11	14,5	18	22	29	36
D(máx.)	1,2	1,5	1,65	1,93	2,2	2,5	3	4	5	6	8	10
F	0,5	0,6	0,8	0,8	1	1,2	1,6	2	2,5	3	4	5

(Todas las medidas están expresadas en mm.)

DELTA Brazo Compás Elevador Reversible para Puertas

Características

- DELTA brazo compás acabado níquel con retenida para puertas elevables y abatibles que se utiliza principalmente en muebles superiores.
- Sostiene la puerta abierta y, en función de su regulación, frena su caída o la mantiene en posiciones intermedias.
- El mismo herraje puede colocarse a la derecha y a la izquierda.
- Su singular diseño lo convierten en un elemento de líneas estilizadas, reducidas dimensiones y alta resistencia.
- Material: Aleación de Zink.
- Acabado: Níquel plateado.
- Fabricado de acuerdo con la normas DIN a nivel Industrial de Europa.
- Material: Aleación de Zinc de alta densidad.
- Una simple presión en el accionador que dispone, permite pasar el brazo superior de un lado a otro, cambiando la acción de frenado al cerrarse a frenado al abrirse; con ello se adapta el funcionamiento del herraje de forma personalizada, ya sea para su utilización en las puertas elevables y tapas o para su utilización en las puertas abatibles.
- Con la función de la regulación de la fuerza que se realiza con el tornillo ALLEN de 4mm., se consigue desde un simple frenado en la caída, hasta el posicionamiento intermedio de la puerta.
- También es adaptable para puertas de cristal con marco de aluminio.
- Su especial sistema de regulación ajustable le permite soportar pesos de esta 15 kilos.



- 43100272 - 1/25 PZA

- DELTA Brazo Compás Elevador Reversible para Puertas

¹ Compas Reversible Zämmër.

² Instucciones de montaje.

³ Compas Reversible Zämmër.

⁴ Logo.



POLG. IND. GÜÍMAR, MANZANAXII, PAR. 8AC

NIF B38909826

TELÉFONO 922539701

EMAIL
administracion@mecanizadoscanarias.com



MECANIZADOS DE CANARIAS S.L.L.

DATOS PRESUPUESTO

Nº: 16P00240
FECHA: 06/07/2016
ENCARGO:

DATOS CLIENTE

CLIENTE YAIZA ALVAREZ CUBILLO
DIRECCIÓN , - ()
NIF

TRABAJOS

DESCRIPCIÓN	CANTIDAD	PRECIO	DTO	IMPORTE
Fabricar piezas según plano cliente en acero inox calidad 316:				
"Barra Fija"	1	124,77 €		124,77 €
"Carcasa"	1	45,00 €		45,00 €
"Varilla superior"	1	10,35 €		10,35 €
"Varilla inferior"	1	8,70 €		8,70 €

TOTAL

BASE IMPONIBLE	188,82 €
% IGIC 7	13,22 €
TOTAL	202,04 €

En cumplimiento del art. 5 de la Ley 15/1999 de 13 de Diciembre, por la que se regula el derecho de información de la recogida de datos, se advierte de los siguientes extremos: Los datos de carácter personal que constan en este documento se encuentran incorporados en un fichero automatizado llamado Clientes utilizada para la gestión y control de la empresa Mecanizados Industriales de Canarias S.L.L., sita en Pol. Ind. de Güímar, Manz. XII, parcela 8AC, Nave B1, Módulo I, C.P. 38550 Arafo. De la misma forma se le informa que Ud. puede ejercer en cualquier momento, los derechos de acceso, rectificación, cancelación y oposición previstos por la Ley poniéndose en contacto con nosotros en la dirección anteriormente citada.

The logo of the University of La Laguna (ULL) consists of the letters 'ULL' in a stylized, purple, sans-serif font. The 'U' is a single continuous shape, while the 'L's are slightly separated. Below the letters is a thin horizontal line.

Universidad
de La Laguna

**ESCUELA SUPERIOR DE INGENIERÍA Y TECNOLOGÍA
SECCIÓN DE INGENIERÍA INDUSTRIAL**

TRABAJO DE FIN DE GRADO

**SILLA DE RUEDAS PARA PERROS CON
ELEMENTOS REPLICADOS EN IMPRESORA 3D**

PLANOS

Titulación

Grado en Ingeniería Mecánica

Autor


Yaiza Álvarez Cubillo

Tutoras

Rosa E. Navarro Trujillo

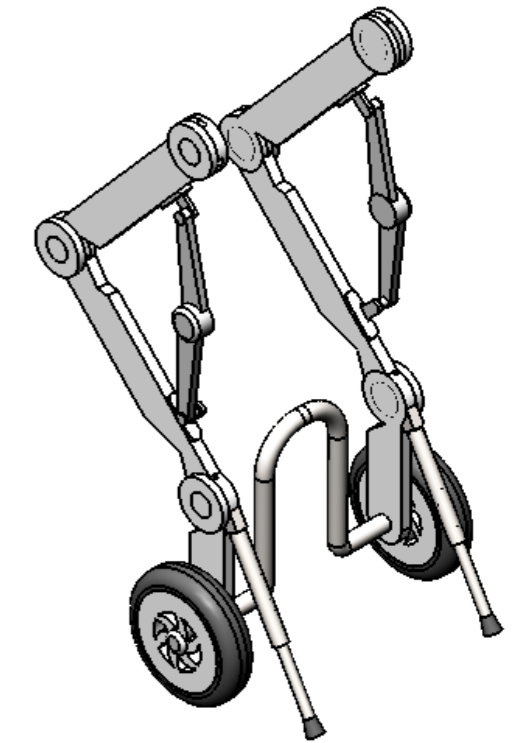
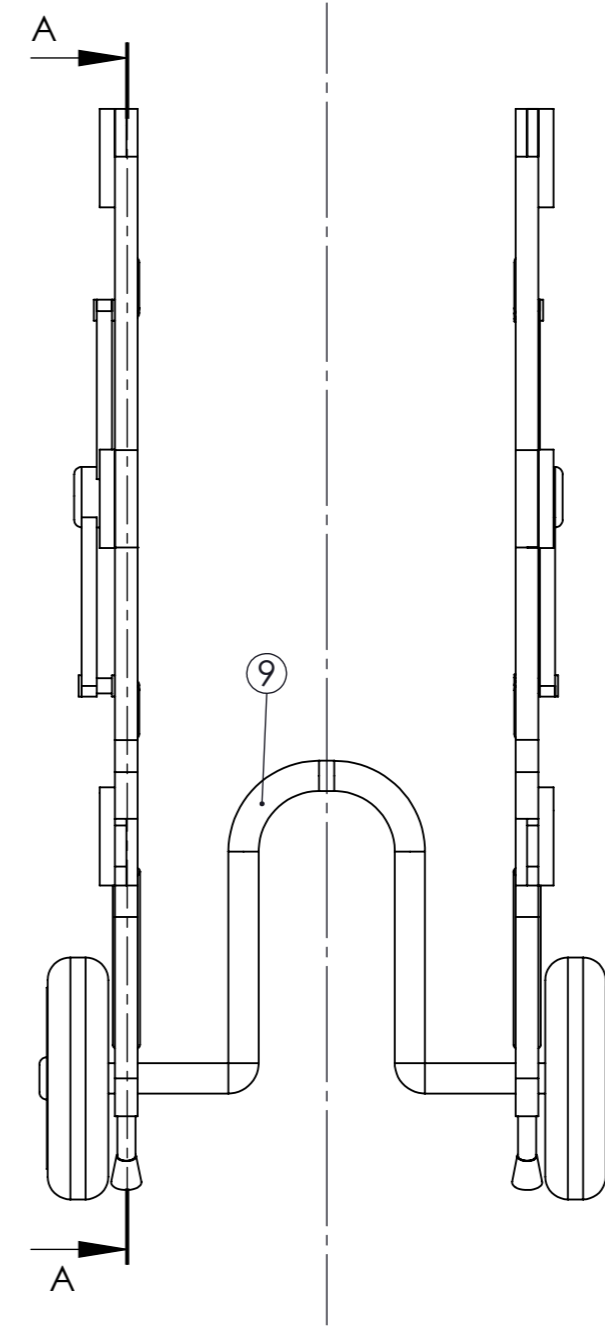
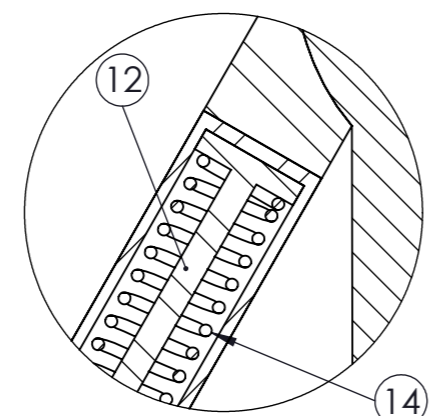
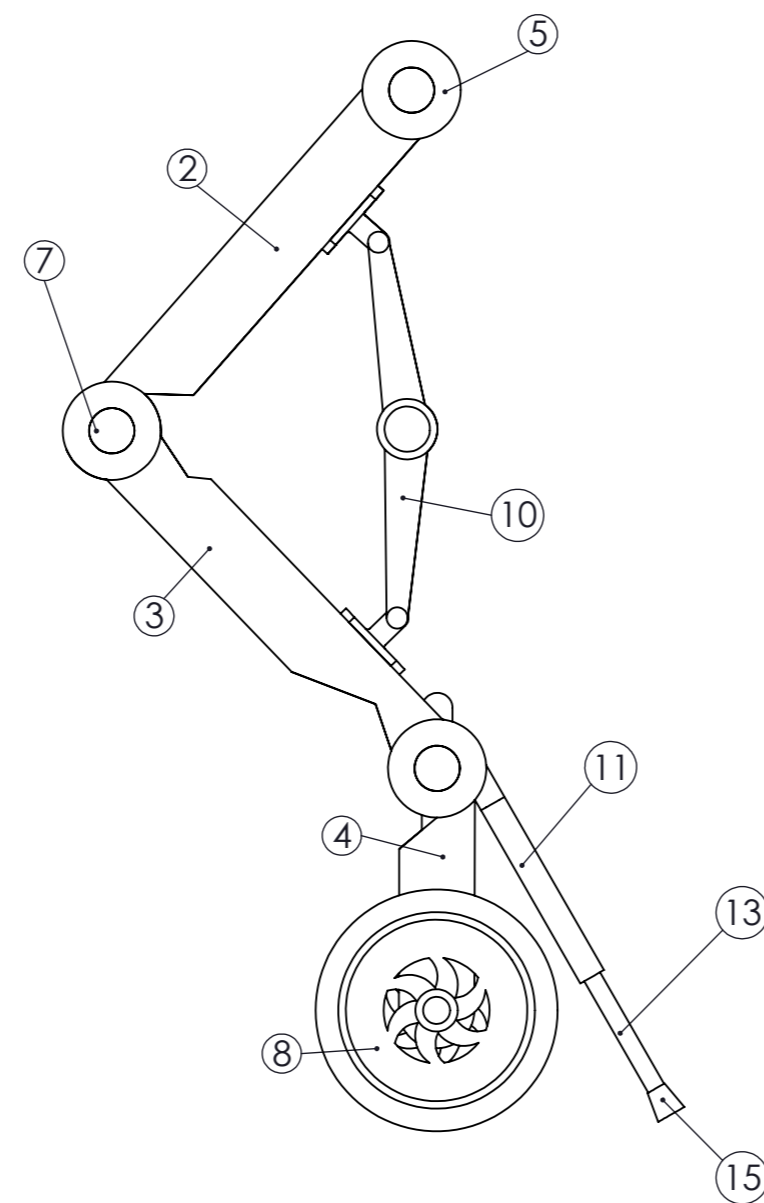
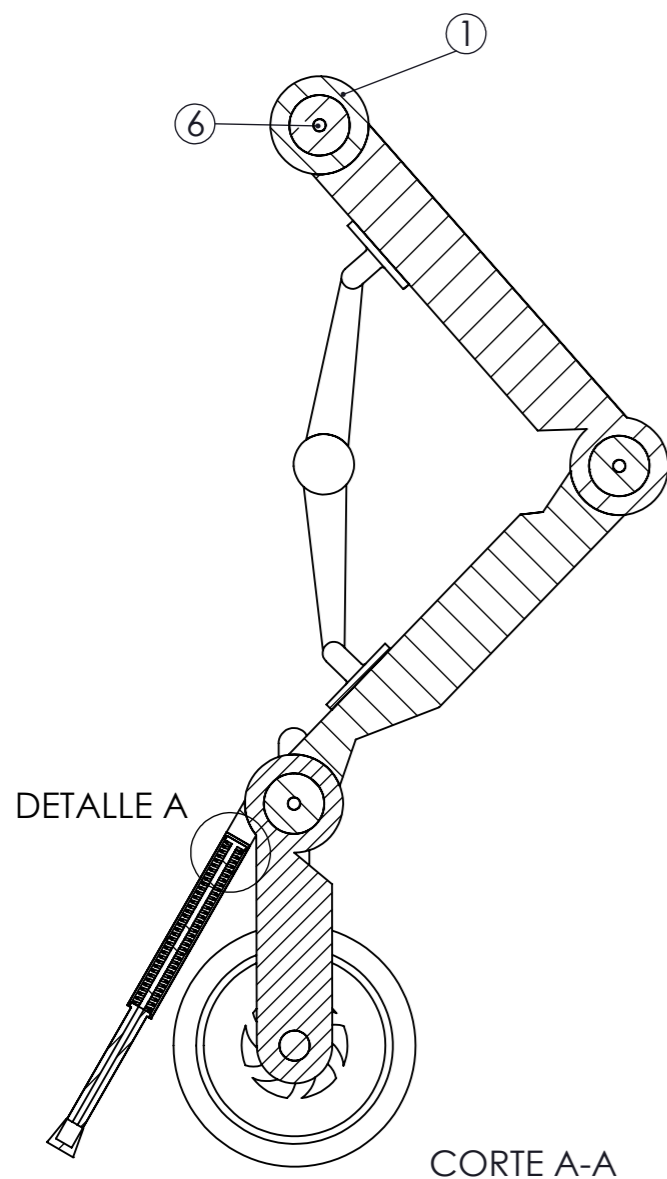
María M. Laz Pavón

Septiembre 2016

A faint, light gray background image of a building tower, likely the main building of the University of La Laguna, is visible on the right side of the page. It features a square tower with a decorative top and arched openings at the base.


ÍNDICE DE PLANOS

	Pág.
1. Conjunto	139
2. Modelo explosionado	141
3. Soporte de la cadera	143
4. Fémur	144
5. Tibia/peroné	145
6. Metatarso	146
7. Recubrimiento de la articulación	147
8. Tapa del recubrimiento	148
9. Barra fija	149
10. Pata de apoyo explosionada	150
11. Carcasa	151
12. Varilla superior	152
13. Varilla inferior	153
14. Resorte	154



**Edición de estudiante de SolidWorks.
Sólo para uso académico.**

DETALLE A
(1:1)

SILLA DE RUEDAS PARA PERROS CON ELEMENTOS REPLICADOS EN IMPRESORA 3D			
Dibujado	Autor YAIZA ÁLVAREZ CUBILLO		E.S.I.T. Grado en Ingeniería Mecánica Universidad de La Laguna
Fecha	SEPTIEMBRE 2016		
Id. s. normas	UNE-EN-DIN		
ESCALA: 1:5	Conjunto:	SILLA DE RUEDAS	CONJUNTO Nº 1.00
	Título:	PLANO DE CONJUNTO	PLANO Nº 1.00

MARCA	CANTIDAD	NOMBRE	NORMA	MATERIAL Y MEDIDAS
1	2	Soporte cadera		PLA impresión 3D
2	2	Fémur		PLA impresión 3D
3	2	Tibia/peroné		PLA impresión 3D
4	2	Metatarso		PLA impresión 3D
5	6	Recubrimiento articulación		PLA impresión 3D
6	6	Tornillo avellanado	ISO 2009	M8x15
7	6	Tapa del recubrimiento		PLA impresión 3D
8	2	Rueda	DIN	Neumático
9	1	Barra fija		Acero inox. 316
10	2	Compás elevador	DIN	Aluminio
11	2	Carcasa		Acero inox. 316
12	2	Varilla superior		Acero inox. 316
13	2	Varilla inferior		Acero inox. 316
14	2	Resorte		Acero A313
15	2	Tope	DIN	Goma

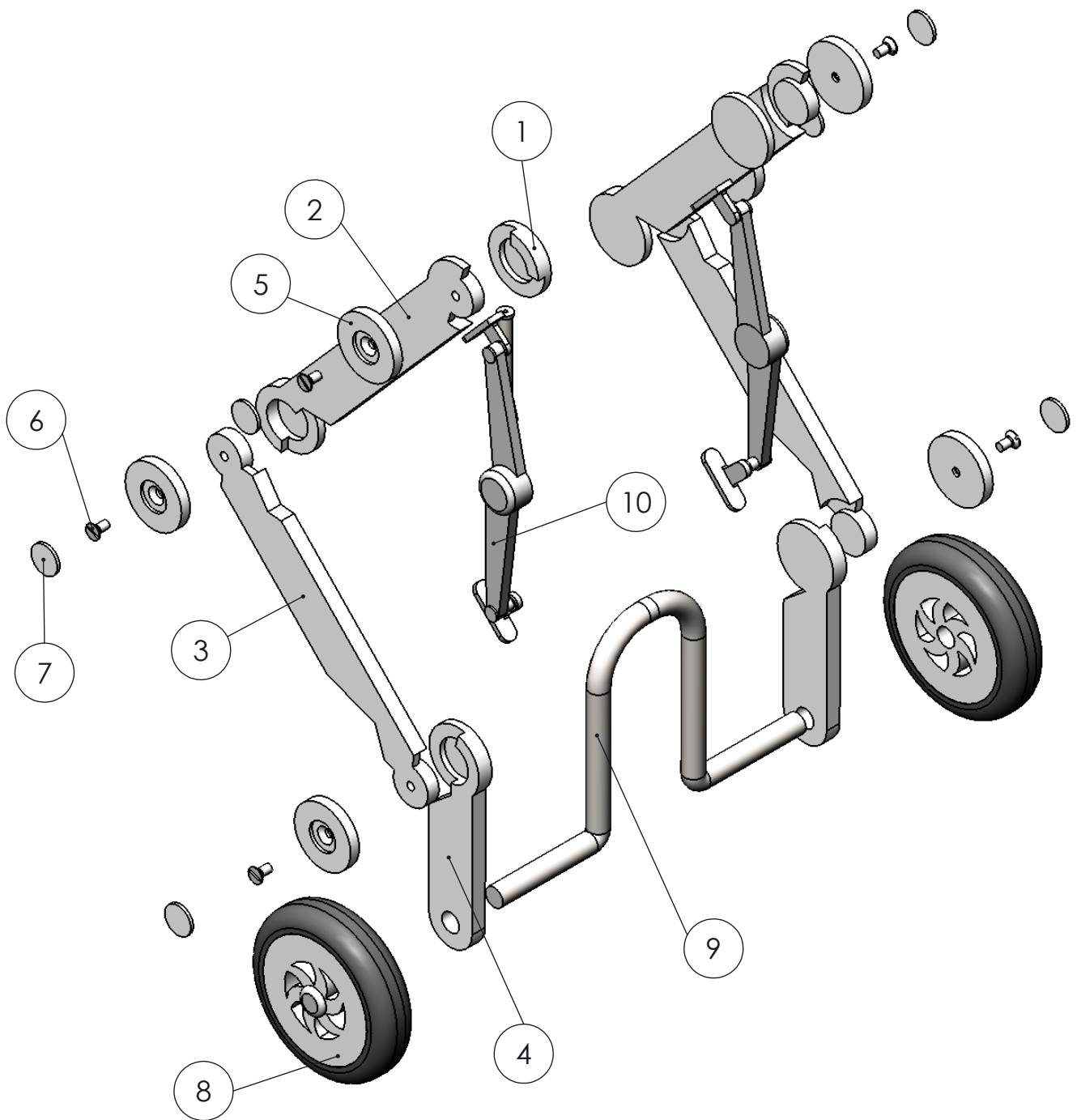
SILLA DE RUEDAS PARA PERROS CON ELEMENTOS REPLICADOS EN IMPRESORA 3D				
	Autor	 Universidad de La Laguna	E.S.I.T. Grado en Ingeniería Mecánica Universidad de La Laguna	
Dibujado	YAIZA ÁLVAREZ CUBILLO			
Fecha	SEPTIEMBRE 2016			
Id. s. normas	UNE-EN-DIN			
Edición de estudiante de SolidWorks.		SILLA DE RUEDAS		CONJUNTO Nº 1.00
Sólo para uso académico.		Título: LISTADO DE PIEZAS		PLANO Nº 1.00

Edición de estudiante de SolidWorks.

Sólo para uso académico.

ESCALA: 1:5





SILLA DE RUEDAS PARA PERROS CON ELEMENTOS REPLICADOS EN IMPRESORA 3D			
	Autor	 Universidad de La Laguna	E.S.I.T.
Dibujado	YAIZA ÁLVAREZ CUBILLO		Grado en Ingeniería Mecánica
Fecha	SEPTIEMBRE 2016		Universidad de La Laguna
Id. s. normas	UNE-EN-DIN		
Edición de estudiante de SolidWorks		SILLA DE RUEDAS	CONJUNTO Nº 1.00
Sólo para uso académico.		Título: VISTA EXPLOSINADA	PLANO Nº 1.S1

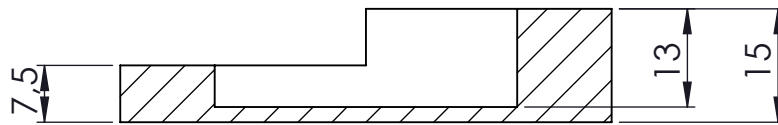
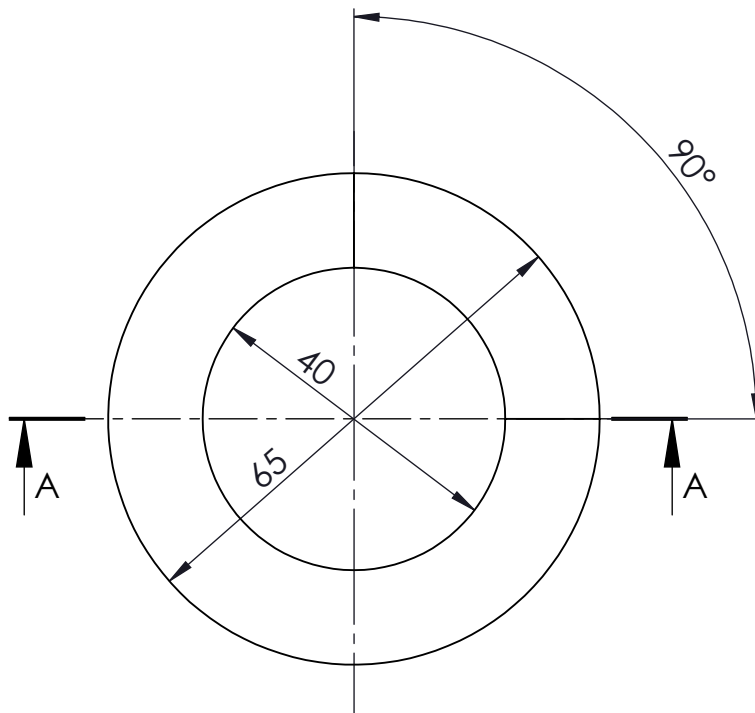
Edición de estudiante de SolidWorks
Sólo para uso académico.



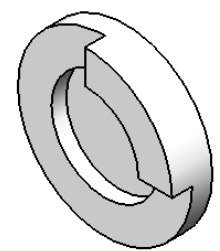
MARCA	CANTIDAD	NOMBRE	NORMA	MATERIAL Y MEDIDAS
1	2	Soporte cadera		PLA impresión 3D
2	2	Fémur		PLA impresión 3D
3	2	Tibia/peroné		PLA impresión 3D
4	2	Metatarso		PLA impresión 3D
5	6	Recubrimiento articulación		PLA impresión 3D
6	6	Tornillo avellanado	ISO 2009	M8x15
7	6	Tapa del recubrimiento		PLA impresión 3D
8	2	Rueda	DIN	Neumático
9	1	Barra fija		Acero inox. 316
10	2	Compás elevador	DIN	Aluminio


SILLA DE RUEDAS PARA PERROS CON ELEMENTOS REPLICADOS EN IMPRESORA 3D

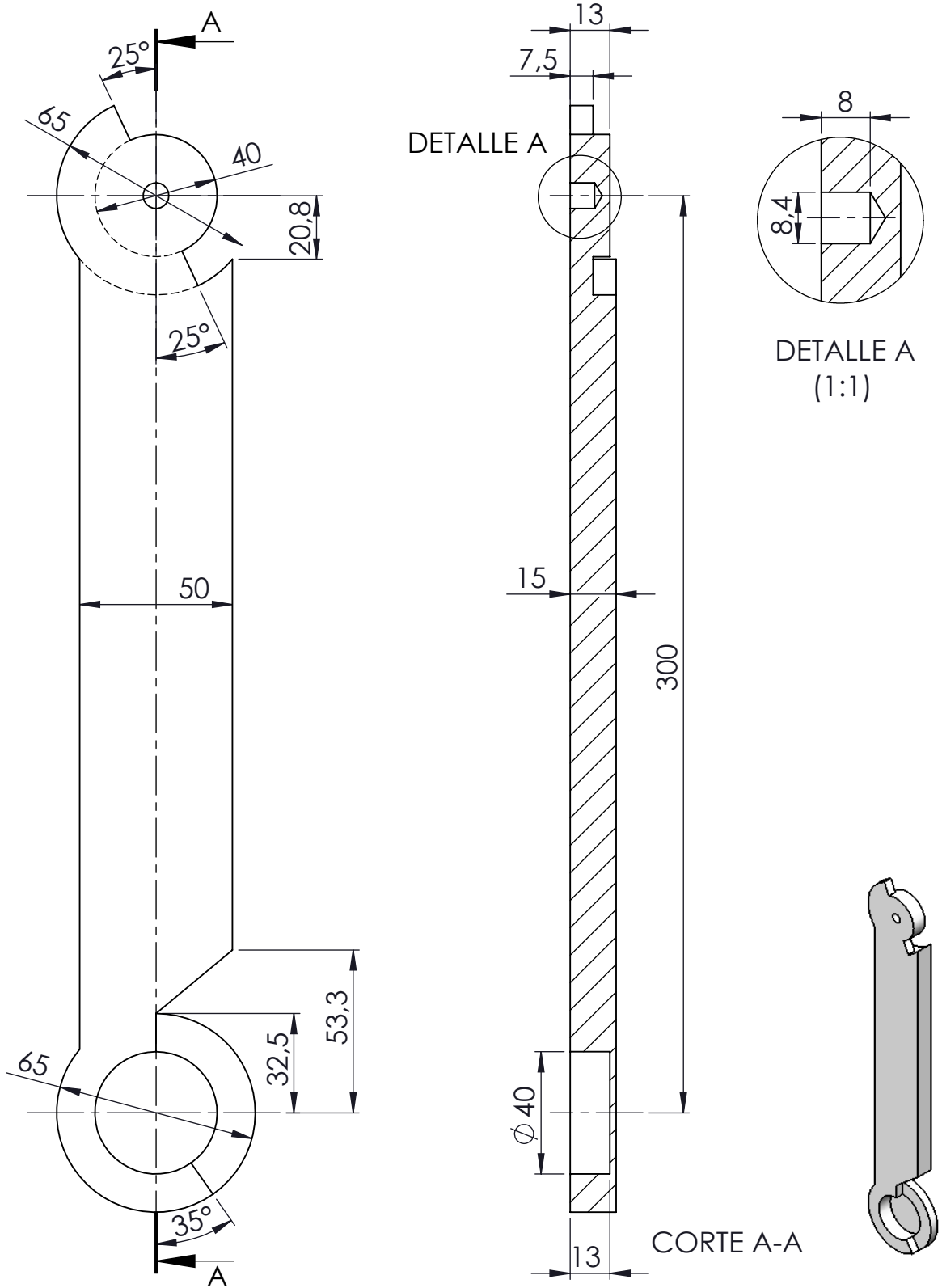
	Autor	 Universidad de La Laguna	E.S.I.T. Grado en Ingeniería Mecánica Universidad de La Laguna
Dibujado	YAIZA ÁLVAREZ CUBILLO		
Fecha	SEPTIEMBRE 2016		
Id. s. normas	UNE-EN-DIN		
Edición de estudiante de SolidWorks. Sólo para uso académico.		SILLA DE RUEDAS	CONJUNTO Nº 1.00
	Título:	LISTADO DE PIEZAS	PLANO Nº 1.S1



CORTE A-A

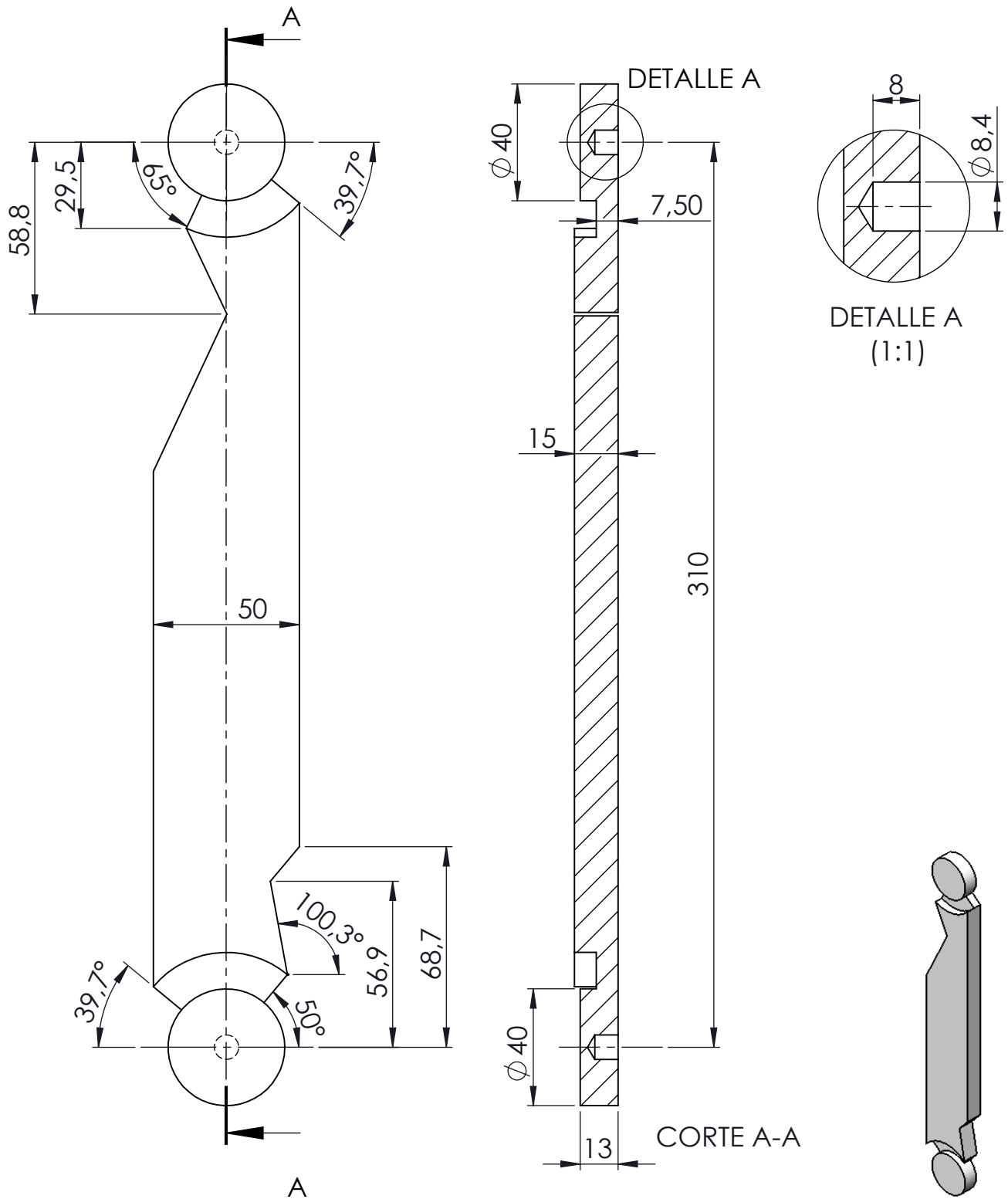


MARCA	CANTIDAD	NOMBRE	NORMA	MATERIAL, MEDIDA
1	2	Soporte cadera		PLA impresión 3D
SILLA DE RUEDAS PARA PERROS CON ELEMENTOS REPLICADOS EN IMPRESORA 3D				
	Autor		 Universidad de La Laguna	E.S.I.T. Grado en Ingeniería Mecánica Universidad de La Laguna
Dibujado	YAIZA ÁLVAREZ CUBILLO			
Fecha	SEPTIEMBRE 2016			
Id. s. normas	UNE-EN-DIN			
Edición de estudiante de SolidWorks		SILLA DE RUEDAS		CONJUNTO Nº 1.00
Sólo para uso académico.		Título: SOPORTE CADERA		PLANO Nº 1.01

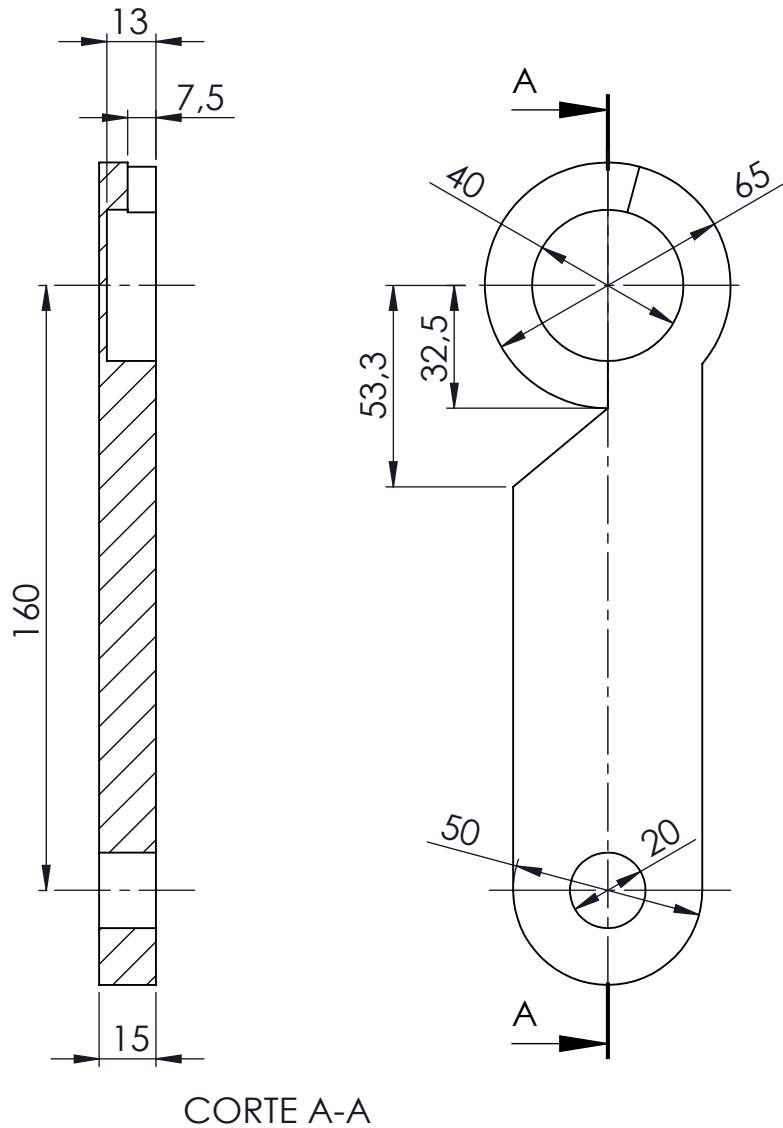


MARCA	CANTIDAD	NOMBRE	NORMA	MATERIAL, MEDIDA
2	2	Fémur		PLA impresión 3D
SILLA DE RUEDAS PARA PERROS CON ELEMENTOS REPLICADOS EN IMPRESORA 3D				
Dibujado		Autor		E.S.I.T. Grado en Ingeniería Mecánica Universidad de La Laguna
Fecha		Universid de La Laguna		
Id. s. normas		UNE-EN-DIN		
ESCALA: 1:2		Título:		
		SILLA DE RUEDAS		CONJUNTO Nº 1.00
		FÉMUR		PLANO Nº 1.02

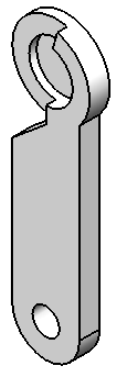
Edición de estudiante de SolidWorks.
Sólo para uso académico.




MARCA	CANTIDAD	NOMBRE	NORMA	MATERIAL, MEDIDA
3	2	Tibia/peroné		PLA impresión 3D
SILLA DE RUEDAS PARA PERROS CON ELEMENTOS REPLICADOS EN IMPRESORA 3D				
		Autor		E.S.I.T. Grado en Ingeniería Mecánica Universidad de La Laguna
Dibujado		YAIZA ÁLVAREZ CUBILLO		
Fecha		SEPTIEMBRE 2016		
Id. s. normas		UNE-EN-DIN		
 ESCALA: 1:2		 Universidad de La Laguna		
Edición de estudiante de SolidWorks. Sólo para uso académico.			Título: SILLA DE RUEDAS	CONJUNTO Nº 1.00
			Título: TIBIA/PERONÉ	PLANO Nº 1.03

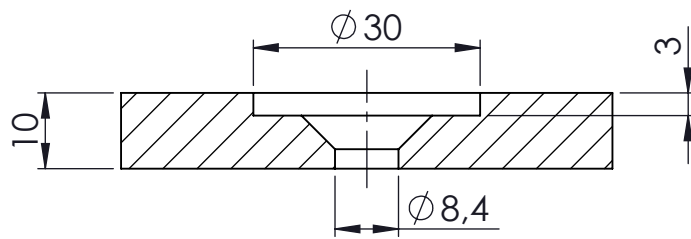
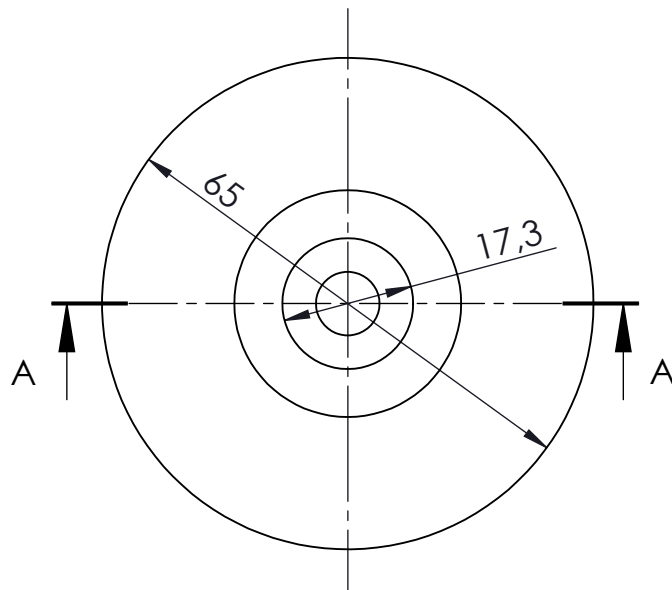


CORTE A-A

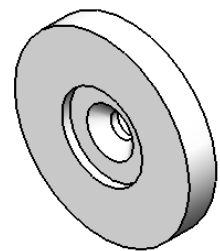


MARCA	CANTIDAD	NOMBRE	NORMA	MATERIAL, MEDIDA
4	2	Metatarso		PLA impresión 3D
SILLA DE RUEDAS PARA PERROS CON ELEMENTOS REPLICADOS EN IMPRESORA 3D				
Dibujado		Autor		E.S.I.T. Grado en Ingeniería Mecánica Universidad de La Laguna
Fecha				
Id. s. normas		UNIVERSIDAD de La Laguna		
ESCALA: 1:2		Autor: YAIZA ÁLVAREZ CUBILLO Fecha: SEPTIEMBRE 2016 Id. s. normas: UNE-EN-DIN		
			Título: SILLA DE RUEDAS METATARSO	
			CONJUNTO Nº 1.00 PLANO Nº 1.04	

Edición de estudiante de SolidWorks.
 Sólo para uso académico.



CORTE A-A



MARCA	CANTIDAD	NOMBRE	NORMA	MATERIAL, MEDIDA
5	6	Recubrimiento articulación		PLA impresión 3D

SILLA DE RUEDAS PARA PERROS CON ELEMENTOS REPLICADOS EN IMPRESORA 3D

	Autor	 Universidad de La Laguna	E.S.I.T. Grado en Ingeniería Mecánica Universidad de La Laguna
Dibujado	YAIZA ÁLVAREZ CUBILLO		
Fecha	SEPTIEMBRE 2016		
Id. s. normas	UNE-EN-DIN		

Edición de estudiante de SolidWorks.
 Sólo para uso académico.

ESCALA: 1:1

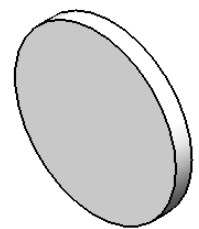
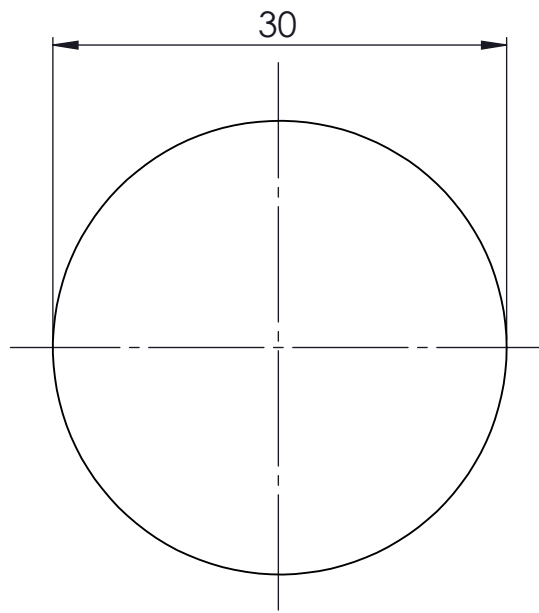


Título: RECUBRIMIENTO ARTICULACIÓN

SILLA DE RUEDAS



CONJUNTO Nº 1.00

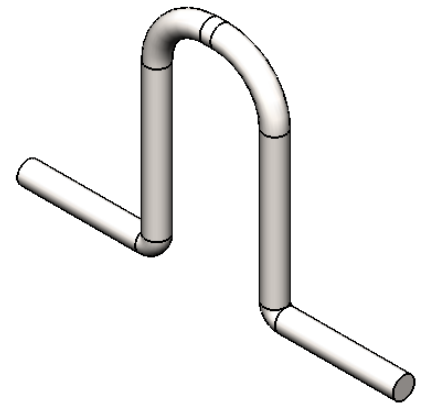
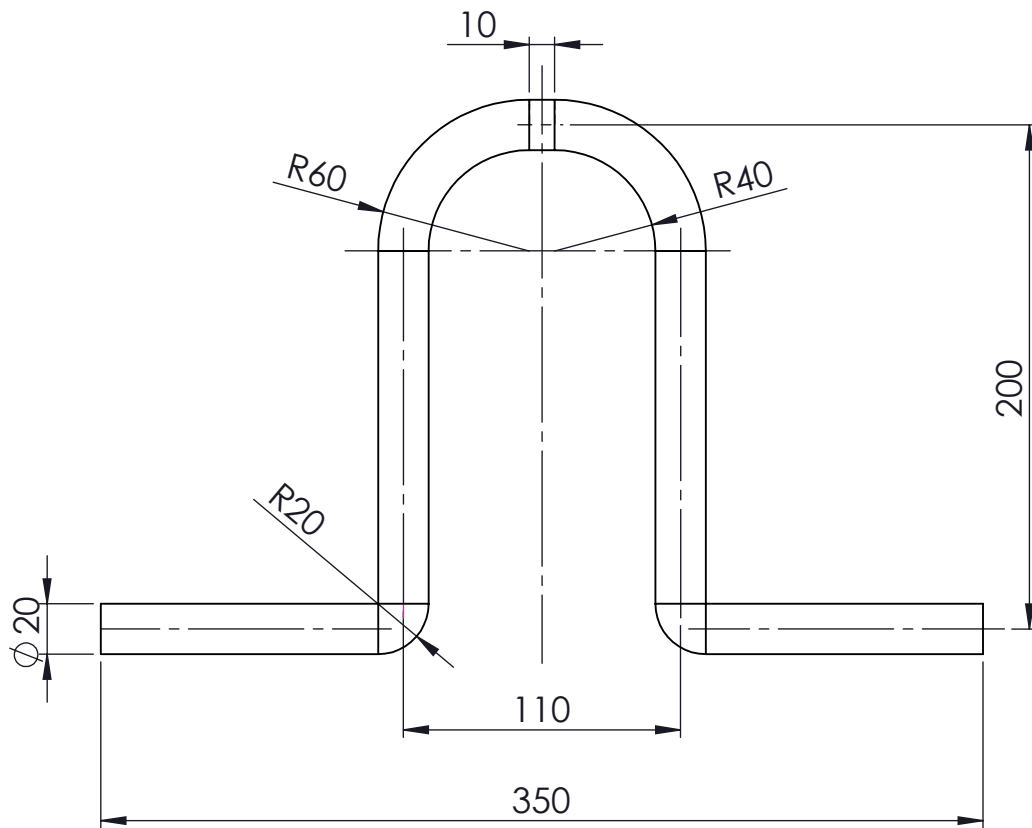
PLANO Nº 1.05



MARCA	CANTIDAD	NOMBRE	NORMA	MATERIAL, MEDIDA
7	6	Tapa del recubrimiento		ABS impresión 3D


SILLA DE RUEDAS PARA PERROS CON ELEMENTOS REPLICADOS EN IMPRESORA 3D

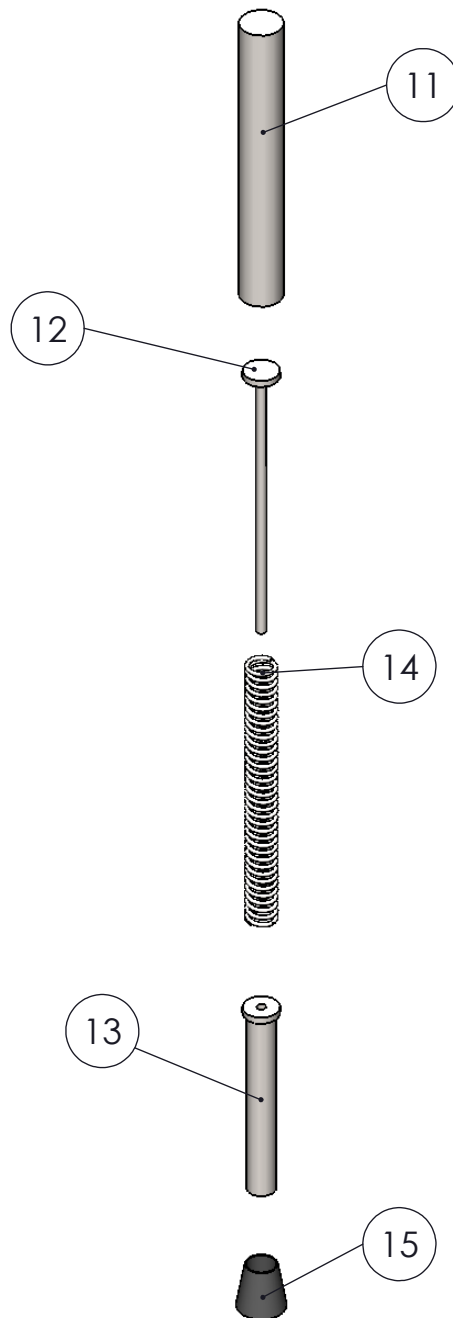
Dibujado	YAIZA ÁLVAREZ CUBILLO	 Universidad de La Laguna	E.S.I.T. Grado en Ingeniería Mecánica Universidad de La Laguna
Fecha	SEPTIEMBRE 2016		
Id. s. normas	UNE-EN-DIN		
Edición de estudiante de SolidWorks. Sólo para uso académico.		SILLA DE RUEDAS	CONJUNTO Nº 1.00
		Título: TAPA DEL RECUBRIMIENTO	PLANO Nº 1.07
Autor			



MARCA	CANTIDAD	NOMBRE	NORMA	MATERIAL, MEDIDA
9	1	Barra fija		Acero inox. 316



SILLA DE RUEDAS PARA PERROS CON ELEMENTOS REPLICADOS EN IMPRESORA 3D

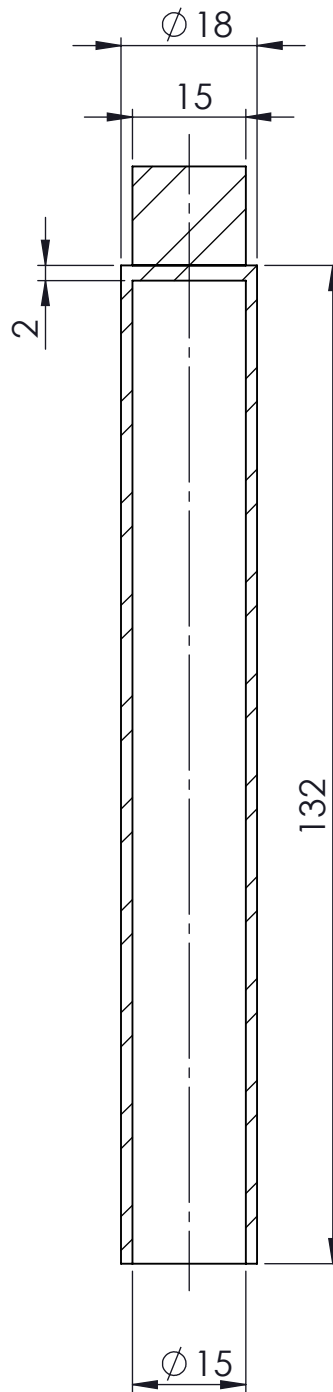
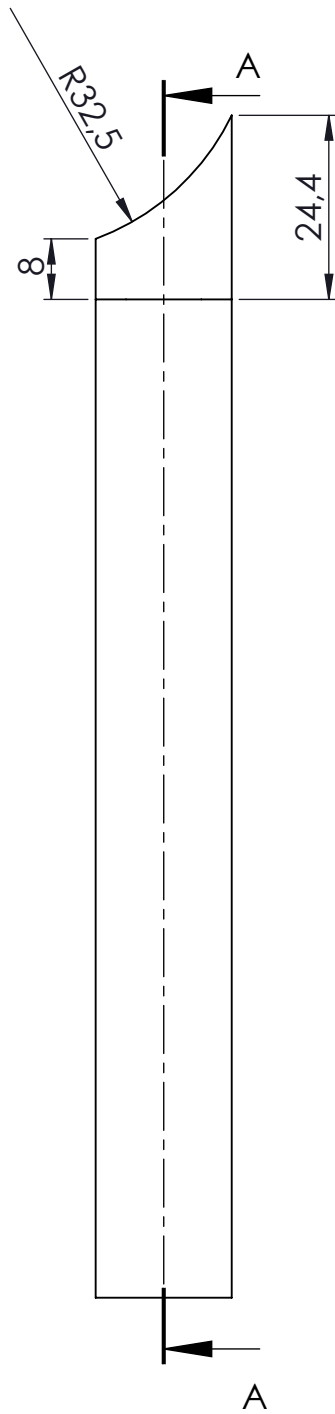
	Autor	 Universidad de La Laguna	E.S.I.T. Grado en Ingeniería Mecánica Universidad de La Laguna
Dibujado	YAIZA ÁLVAREZ CUBILLO		
Fecha	SEPTIEMBRE 2016		
Id. s. normas	UNE-EN-DIN		
Edición de estudiante de SolidWorks. Sólo para uso académico.		Título:	
		SILLA DE RUEDAS	CONJUNTO Nº 1.00
		BARRA FIJA	PLANO Nº 1.09



MARCA	CANTIDAD	NOMBRE	NORMA	MATERIAL Y MEDIDAS
11	2	Carcasa		Acero inox. 316
12	2	Varilla superior		Acero inox. 316
13	2	Varilla inferior		Acero inox. 316
14	2	Resorte		Acero A313
15	2	Tope	DIN	Goma

SILLA DE RUEDAS PARA PERROS CON ELEMENTOS REPLICADOS EN IMPRESORA 3D

	Autor	 Universidad de La Laguna	E.S.I.T. Grado en Ingeniería Mecánica Universidad de La Laguna
Dibujado	YAIZA ÁLVAREZ CUBILLO		
Fecha	SEPTIEMBRE 2016		
Id. s. normas	UNE-EN-DIN		
Edición de estudiante de SolidWorks Sólo para uso académico.		PATA DE APOYO	
		CONJUNTO Nº 2.00	
Título: VISTA EXPLOSINADA		PLANO Nº 2.S1	



CORTE A-A

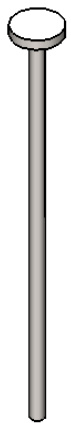
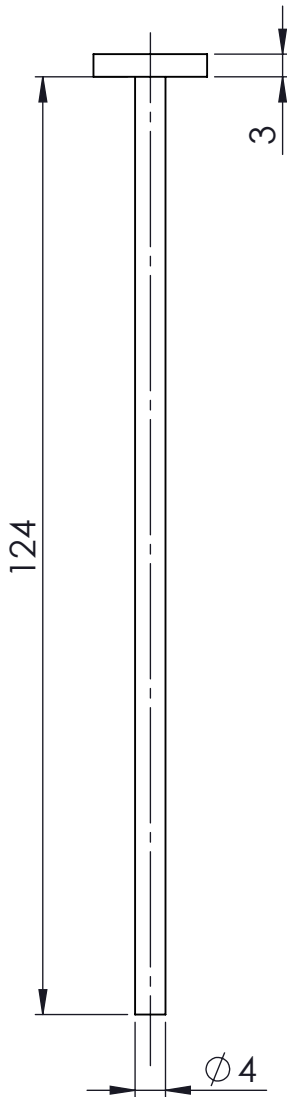
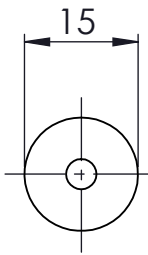


MARCA	CANTIDAD	NOMBRE	NORMA	MATERIAL, MEDIDA
11	2	Carcasa		Acero inox. 316

SILLA DE RUEDAS PARA PERROS CON ELEMENTOS REPLICADOS EN IMPRESORA 3D

	Autor	 Universidad de La Laguna	E.S.I.T. Grado en Ingeniería Mecánica Universidad de La Laguna
Dibujado	YAIZA ÁLVAREZ CUBILLO		
Fecha	SEPTIEMBRE 2016		
Id. s. normas	UNE-EN-DIN		
ESCALA: 1:1	Título: CARCASA		CONJUNTO Nº 2.00
			PLANO Nº 2.11

Edición de estudiante de SolidWorks. Sólo para uso académico.




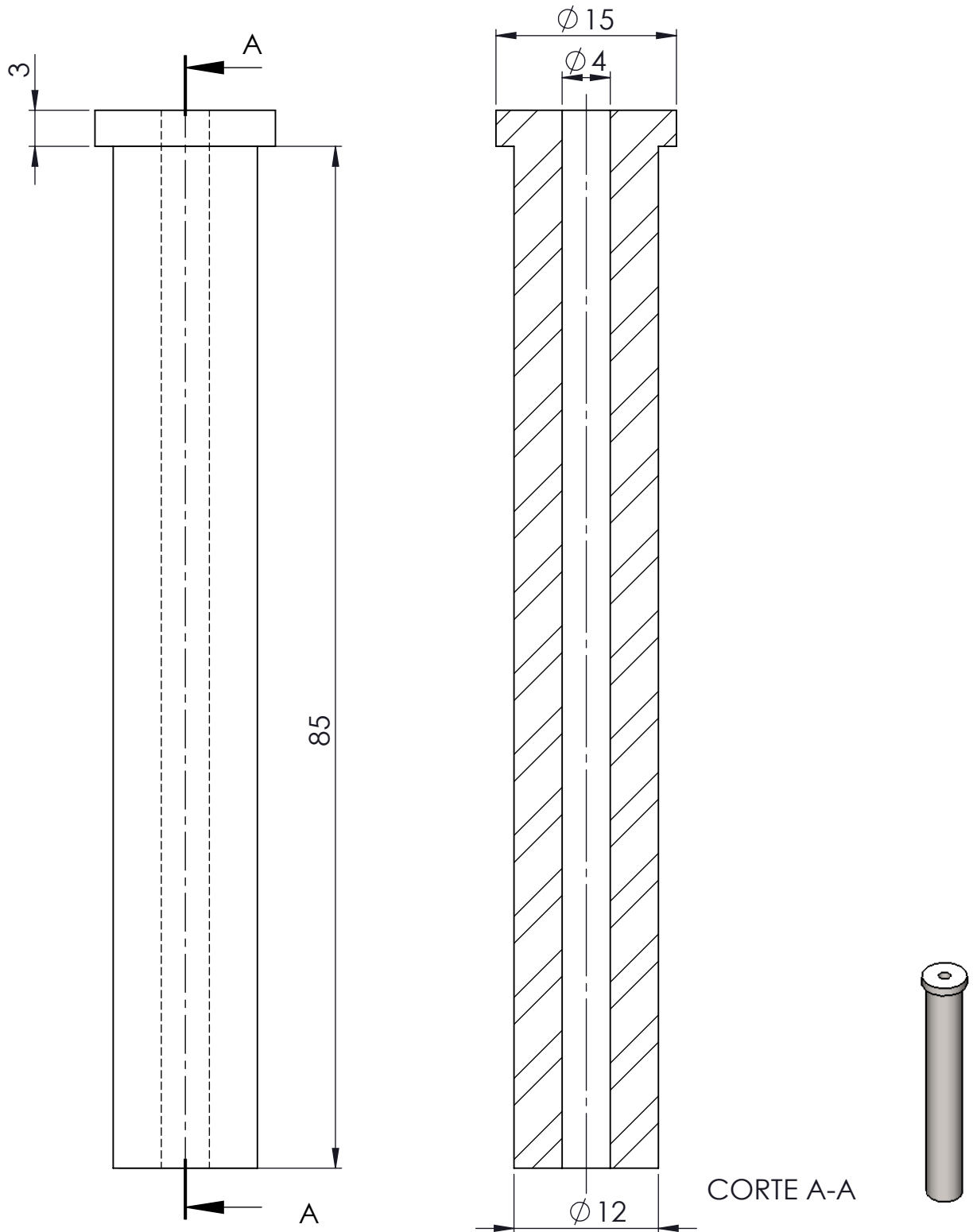
MARCA	CANTIDAD	NOMBRE	NORMA	MATERIAL, MEDIDA
12	2	Varilla superior		Acero inox. 316

SILLA DE RUEDAS PARA PERROS CON ELEMENTOS REPLICADOS EN IMPRESORA 3D

Autor		 Universidad de La Laguna	E.S.I.T. Grado en Ingeniería Mecánica Universidad de La Laguna
Dibujado	YAIZA ÁLVAREZ CUBILLO		
Fecha	SEPTIEMBRE 2016		
Id. s. normas	UNE-EN-DIN		

Edición de estudiante de SolidWorks.
 Sólo para uso académico.

ESCALA: 1:1	PATA DE APOYO	CONJUNTO Nº 2.00
	Título: VARILLA SUPERIOR	PLANO Nº 2.12



CORTE A-A

MARCA	CANTIDAD	NOMBRE	NORMA	MATERIAL, MEDIDA
13	2	Varilla inferior		Acero inox. 316

SILLA DE RUEDAS PARA PERROS CON ELEMENTOS REPLICADOS EN IMPRESORA 3D

	Autor	 Universidad de La Laguna	E.S.I.T. Grado en Ingeniería Mecánica Universidad de La Laguna
Dibujado	YAIZA ÁLVAREZ CUBILLO		
Fecha	SEPTIEMBRE 2016		
Id. s. normas	UNE-EN-DIN		

Edición de estudiante de SolidWorks.
Sólo para uso académico.

ESCALA: 2:1

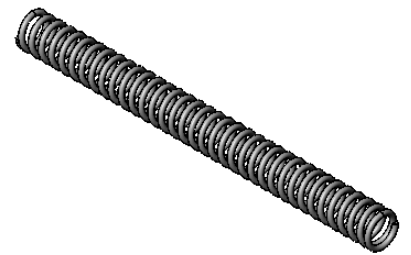
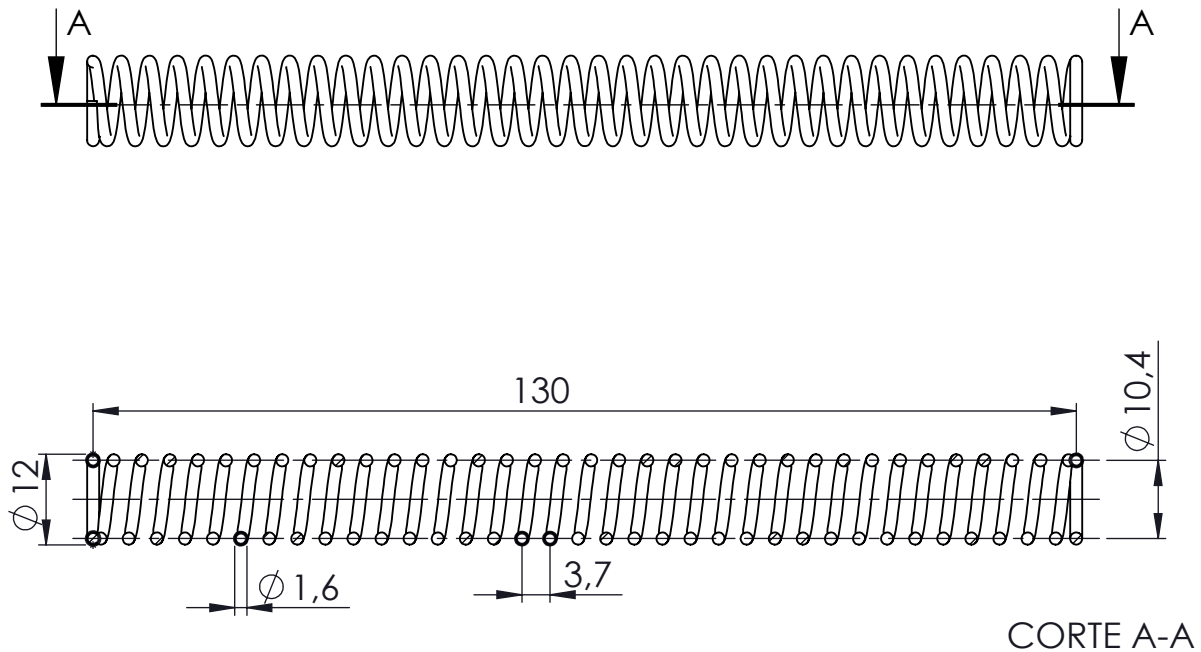


Título: VARILLA INFERIOR

PATA DE APOYO

CONJUNTO Nº 2.00

PLANO Nº 2.13



DATOS	
Nº total de espiras	37
Nº de espiras útiles	35
Sentido de la hélice	RH
Longitud del hilo de alambre	188.4 mm

MARCA	CANTIDAD	NOMBRE	NORMA	MATERIAL, MEDIDA
14	2	Resorte		Acero A313

SILLA DE RUEDAS PARA PERROS CON ELEMENTOS REPLICADOS EN IMPRESORA 3D

	Autor	 Universidad de La Laguna	E.S.I.T. Grado en Ingeniería Mecánica Universidad de La Laguna
Dibujado	YAIZA ÁLVAREZ CUBILLO		
Fecha	SEPTIEMBRE 2016		
Id. s. normas	UNE-EN-DIN		

Edición de estudiante de SolidWorks.
Sólo para uso académico.

ESCALA: 1:1	PATA DE APOYO	CONJUNTO Nº 2.00
	Título: RESORTE	PLANO Nº 2.14

ULL

Universidad
de La Laguna

ESCUELA SUPERIOR DE INGENIERÍA Y TECNOLOGÍA
SECCIÓN DE INGENIERÍA INDUSTRIAL

TRABAJO DE FIN DE GRADO

SILLA DE RUEDAS PARA PERROS CON
ELEMENTOS REPLICADOS EN IMPRESORA 3D

PRESUPUESTO

Titulación

Grado en Ingeniería Mecánica

Autor

Yaiza Álvarez Cubillo

Tutoras

Rosa E. Navarro Trujillo
María M. Laz Pavón

Septiembre 2016

ÍNDICE DEL PRESUPUESTO

	Pág.
1. Piezas replicadas	159
2. Piezas mecanizadas	160
3. Elementos comerciales	160
4. Resumen del presupuesto	161

1. Piezas replicadas

Nº de plano	Denominación	Precio (€/g)	Unidades	Peso (g)	Coste (€)
1.01	Soporte de la cadera	0,35	2	22,28	15,60
Subtotal					15,60

Nº de plano	Denominación	Precio (€/g)	Unidades	Peso (g)	Coste (€)
1.02	Fémur	0,35	2	231,07	161,75
Subtotal					161,75

Nº de plano	Denominación	Precio (€/g)	Unidades	Peso (g)	Coste (€)
1.03	Tibia/peroné	0,35	2	209,34	146,51
Subtotal					146,51

Nº de plano	Denominación	Precio (€/g)	Unidades	Peso (g)	Coste (€)
1.04	Metatarso	0,35	2	130,07	91,05
Subtotal					91,05

Nº de plano	Denominación	Precio (€/g)	Unidades	Peso (g)	Coste (€)
1.05	Recubrimiento de la articulación	0,35	6	30,57	64,20
Subtotal					64,20

Nº de plano	Denominación	Precio (€/g)	Unidades	Peso (g)	Coste (€)
1.07	Tapa del recubrimiento	0,35	6	2,116	4,44
Subtotal					4,44

Total					483,55 €
--------------	--	--	--	--	-----------------

2. Piezas mecanizadas

Nº de plano	Denominación	Material	Medidas (mm)	Unidades	Coste (€)
1.09	Barra fija	Acero 304	20	1	124,77
Subtotal					124,77

Nº de plano	Denominación	Material	Medidas (mm)	Unidades	Coste (€)
1.11	Carcasa	Acero 304	∅18x132	2	90,00
Subtotal					90,00

Nº de plano	Denominación	Material	Medidas (mm)	Unidades	Coste (€)
1.12	Varilla superior	Acero 304	∅15x3 ∅4x124	2	20,70
Subtotal					20,70

Nº de plano	Denominación	Material	Medidas (mm)	Unidades	Coste (€)
1.13	Varilla inferior	Acero 304	∅15x3 ∅12x85	2	17,40
Subtotal					17,40

Total					252,87 €
--------------	--	--	--	--	-----------------

3. Elementos comerciales

Tornillería					
Denominación	Designación	Medidas (mm)	Coste (€/unid)	Unidades	Coste (€)
Tornillo avellanado	ISO 2009	M8x15	0,0261	6	0,16
Subtotal					0,16

Mecanismos					
Denominación	Designación	Medidas (mm)	Coste (€/unid)	Unidades	Coste (€)
Recambio rueda foam o neumática	Rueda	160	30,00	2	60,00
Compás con retención regulable	Compás elevador	250	12,25	2	24,50
Muelle de compresión alambre de piano 8Kg	Resorte	1,6	5,87	2	11,74
Goma de sobreponer	Tope de apoyo	12	1,10	2	2,20
Arnés para perro acolchado	Arnés	60	11,95	1	11,95
Subtotal					110,39

Total					110,39 €
--------------	--	--	--	--	-----------------

4. Resumen del presupuesto

Concepto	Coste (€)
Piezas replicadas	483,54
Piezas mecanizadas	252,87
Elementos comerciales	110,39
Total	846,80€

El coste total del prototipo de la silla de ruedas para perros es de **OCHOCIENTOS CUARENTA Y SEIS CON OCHENTA EUROS.**

