

UNIVERSIDAD DEL VALLE DE GUATEMALA  
Facultad de Ingeniería



**“Diseño y manufactura de prototipo de prótesis para  
extremidad frontal canina con amputación tipo transfemoral”**

Trabajo de graduación presentado por Rolando David Cifuentes  
Sandoval para optar al grado académico de Licenciado en Ingeniería  
Mecánica

Guatemala,  
2022







UNIVERSIDAD DEL VALLE DE GUATEMALA  
Facultad de Ingeniería



**“Diseño y manufactura de prototipo de prótesis para  
extremidad frontal canina con amputación tipo transfemoral”**

Trabajo de graduación presentado por Rolando David Cifuentes  
Sandoval para optar al grado académico de Licenciado en Ingeniería  
Mecánica

Guatemala,  
2022



Vo.Bo.:

(f)



---

Víctor Hugo Ayerdi Bardales

Tribunal Examinador:

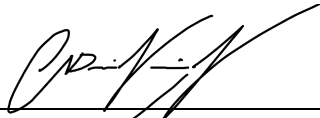
(f)



---

Víctor Hugo Ayerdi Bardales

(f)



---

Andrés Rodrigo Viau Najarro

(f)



---

Rony José Herrarte Estevez

Fecha de aprobación:  
Guatemala, 09 de junio de  
2022.



<b>Lista de figuras</b>	IX
<b>Lista de cuadros</b>	XI
<b>Resumen</b>	XIII
<b>1. Introducción</b>	1
<b>2. Justificación</b>	3
<b>3. Objetivos</b>	5
3.1. Objetivo general . . . . .	5
3.2. Objetivos específicos . . . . .	5
<b>4. Marco teórico</b>	7
4.1. Prótesis . . . . .	7
4.2. Diferencia entre órtesis y prótesis . . . . .	7
4.2.1. ¿Qué es una órtesis y cuándo utilizarla? . . . . .	7
4.2.2. ¿Qué es una prótesis y cuándo utilizarla? . . . . .	8
4.3. Historia de la prótesis . . . . .	9
4.4. Historia de prótesis de extremidad inferior . . . . .	14
4.5. Componentes de una prótesis inferior . . . . .	19
4.6. Clasificación y comparación de componentes para sistema protésico inferior . . . . .	23
4.6.1. Tipos de encaje o <i>socket</i> . . . . .	23
4.6.2. Tipos de suspensión . . . . .	28
4.6.3. Tipos de rodilla protésica . . . . .	29
4.6.4. Tipos de pie protésico . . . . .	32
4.7. Rodilla protésica, mecanismo de cuatro barras . . . . .	34
4.8. Historia de la prótesis animal . . . . .	37
4.9. Anatomía de las piernas del <i>Canis lupus familiaris</i> . . . . .	37
4.9.1. Tipos de articulación del <i>Canis Lupus Familiaris</i> . . . . .	39
4.10. Tipos de movimientos del <i>Canis lupus familiaris</i> . . . . .	39
4.11. Materiales de fabricación de sistemas protésicos . . . . .	40

4.11.1. Materiales de manufactura para sistema de encaje o socket	41
4.11.2. Materiales de manufactura sistema de suspensión protésica	41
4.11.3. Materiales de manufactura para rodilla protésica	41
4.11.4. Materiales de manufactura para pie protésico	41
4.12. Proceso de prueba y liberación de sistema protésico para <i>Canis Lupus Familiaris</i>	42
<b>5. Metodología</b>	<b>43</b>
5.1. Definición del problema	43
5.2. Investigación de información	43
5.3. Estudio	44
5.4. Especificación de requisitos	45
5.5. Propuesta principal y alterna	47
5.6. Esbozo preliminar	47
5.6.1. Cincho de seguridad	47
5.6.2. Encaje o <i>socket</i>	48
5.6.3. Seguro del encaje	49
5.6.4. Conector graduable	51
5.6.5. Rodilla	52
5.6.6. Antebrazo	53
5.6.7. Superficie de contacto	53
5.7. Esbozo seleccionado	54
5.8. Modelo CAD	55
5.8.1. Ensamble	55
5.8.2. Seguro	57
5.8.3. Encaje o <i>socket</i>	58
5.8.4. Pines sujetadoras del encaje	59
5.8.5. Conector graduable	60
5.8.6. Rodilla	60
5.8.7. Antebrazo	64
5.8.8. Superficie de contacto	65
5.9. Preselección del material de manufactura	66
5.10. Cálculo y diseño de un mecanismo de cuatro barras para rodilla protésica	73
5.11. Análisis de esfuerzos y factor de seguridad	81
5.11.1. Análisis estático	81
5.11.2. Análisis dinámico	88
5.12. Manufactura final en impresion 3D	89
5.13. Proceso de ensamblado	92
<b>6. Resultados</b>	<b>95</b>
<b>7. Conclusiones</b>	<b>101</b>
<b>8. Recomendaciones</b>	<b>103</b>
<b>9. Bibliografía</b>	<b>105</b>
<b>10. Anexos</b>	<b>111</b>
10.1. Planos de construcción	111

---

## Lista de figuras

---

1. Férula de muñeca . . . . .	8
2. Sistema protésico extremidad inferior . . . . .	9
3. Sistema protésico de dedo pulgar del pie . . . . .	10
4. Sistema protésico dedo pulgar del pie . . . . .	10
5. Primera prótesis documentada . . . . .	11
6. Sistema protésico de mano articulada . . . . .	11
7. Hanger Limb prosthetic . . . . .	12
8. Sistema protésico con controles hidráulicos . . . . .	13
9. Tezcatlipoca, prótesis de obsidiana . . . . .	14
10. Sistema protésico año 300 A.C . . . . .	14
11. Sistema protésico elaborado de madera de alamo . . . . .	15
12. Sistema protésico sin bloqueo . . . . .	16
13. Sistema protésico de bisagras y encaje . . . . .	16
14. Sistema protésico de hojas . . . . .	17
15. Sistema neuro protésico . . . . .	18
16. Rodilla con microprocesador . . . . .	18
17. Sistema protésico impreso en 3D . . . . .	19
18. Amputación a nivel del pie . . . . .	19
19. Amputación tipo transtivial . . . . .	20
20. Amputación desarticulada de rodilla . . . . .	20
21. Amputación tipo transfemoral . . . . .	21
22. Amputación desarticulada de cadera . . . . .	21
23. Amputación tipo hemipelvectomica . . . . .	22
24. Sistema de encaje convencional . . . . .	23
25. Sistema de encaje cudrangular . . . . .	24
26. Sistema de encaje con contacto total . . . . .	24
27. Sistema de encaje de contención isquiática . . . . .	25
28. Sistema de encaje con marco trasnfemoral . . . . .	25
29. Sistema de encaje tipo PTB . . . . .	26
30. Sistema de encaje tipo PTS . . . . .	26
31. Sistema de encaje tipo KBM . . . . .	27
32. Sistema de encaje tipo TSB . . . . .	27
33. Sistema de encaje tipo HST . . . . .	28

34. Sistema de suspensión por succión . . . . .	28
35. Sistema de suspensión por correas . . . . .	29
36. Sistema de suspensión por bisagras . . . . .	29
37. Sistema protésico de rodilla con bloqueo manual . . . . .	30
38. Sistema protésico de rodilla de eje sencillo . . . . .	30
39. Sistema protésico de rodilla de eje sencillo . . . . .	31
40. Rodilla policéntrica . . . . .	31
41. Rodilla con control de fluidos . . . . .	32
42. Pie multiaxial . . . . .	33
43. Pie de tobillo firme y talón almohadillado . . . . .	33
44. Pie de respuesta dinámica . . . . .	34
45. Componentes del diagrama cinemático . . . . .	36
46. Esqueleto <i>Canis lupus familiaris</i> . . . . .	38
47. Esqueleto <i>Canis lupus familiaris</i> . . . . .	38
48. Cincho de seguridad rígido . . . . .	47
49. Cincho de seguridad de velcro . . . . .	48
50. Encaje de contacto total . . . . .	49
51. Sistema rígido sujetador del encaje . . . . .	50
52. Varillas independientes sujetadoras de encaje . . . . .	50
53. Conector graduable primera alternativa . . . . .	51
54. Conector graduable segunda alternativa . . . . .	52
55. Mecanismo de cuatro barras para rodilla . . . . .	52
56. Sistema antebrazo . . . . .	53
57. Primera alternativa superficie de contacto . . . . .	54
58. Segunda alternativa superficie de contacto . . . . .	54
59. Esbozo final seleccionado . . . . .	55
60. Ensamble CAD sistema protésico . . . . .	56
61. Componentes del prototipo del sistema protésico . . . . .	57
62. Seguro CAD sistema protésico . . . . .	58
63. Encaje CAD sistema protésico . . . . .	59
64. Pines sujetadores del encaje . . . . .	59
65. Conector graduable . . . . .	60
66. Rodilla superior . . . . .	61
67. Pin 100 milímetros de rodilla . . . . .	62
68. Pin 80 milímetros de rodilla . . . . .	62
69. Eslabón de 70 milímetros . . . . .	63
70. Eslabón de 60 milímetros . . . . .	63
71. Rodilla inferior . . . . .	64
72. Antebrazo . . . . .	65
73. Superficie de contacto . . . . .	65
74. Sistema de rodilla, mecanismo de 4 barras . . . . .	74
75. Diagrama cinemático rodilla protésica . . . . .	74
76. Lazo vectorial mecanismo de cuatro barras . . . . .	76
77. Ángulos 3 y 4 . . . . .	77
78. Diagrama cinemático mecanismo de cuatro barras, rodilla protésica . . . . .	78
79. Diagrama cinemático posición 0° . . . . .	78
80. Velocidad angular 3 y 4 . . . . .	80

81. Aceleración angular 3 y 4 . . . . .	80
82. Sistema antebrazo- superficie de contacto . . . . .	81
83. Diagrama de cuerpo libre del sistema . . . . .	82
84. Unión pata-base . . . . .	82
85. Vista superior sección analizada . . . . .	83
86. Sección crítica . . . . .	84
87. Punto crítico . . . . .	85
88. Pieza manufacturada . . . . .	90
89. Elaboración de piezas . . . . .	91
90. Proceso de manufactura . . . . .	91
91. Supervisión de manufactura . . . . .	92
92. Vista lateral sistema protésico ensamblado . . . . .	93
93. Vista frontal sistema protésico ensamblado . . . . .	94
94. Análisis de posición . . . . .	96
95. Análisis de posición y velocidad theta 3 y omega 3 . . . . .	97
96. Análisis de posición y velocidad theta 3 y omega 3 . . . . .	98



---

Lista de cuadros

---

1. Requisitos del prototipo . . . . .	46
2. Tabla comparativa propiedades mecánicas . . . . .	67
3. Tabla comparativa propiedades térmicas . . . . .	68
4. Tabla comparativa otras propiedades . . . . .	68
5. Criterio de selección . . . . .	70
6. Propiedades del acero galvanizado . . . . .	73



Derivado de la necesidad de generarle una mejor calidad de vida a los perros que presentan un grado de discapacidad a nivel de amputación, producto de un accidente o enfermedad, se planteó una alternativa que consistente en un prototipo de sistema protésico. El prototipado fué elaborado por un proceso de manufactura aditiva, con un polímero denominado policarbonato (PC) en una impresora 3D de la marca Ultimaker. Para la sujeción de algunas piezas del prototipo se utilizaron varillas de acero galvanizado.

Se tenía como meta diseñar una prótesis capaz de soportar una carga de sesenta libras, en estado estático y dinámico al simular un paso. Para su diseño se contempló un mecanismo de cuatro barras que permite un rango de movilidad de  $15^\circ$ , simulando una rodilla.

Se establecieron variables de interés para su diseño, tales como: deformación, esfuerzo equivalente y factor de seguridad. Se realizaron los cálculos correspondientes para esfuerzos y deformación y aplicando las teorías de fallas estática y dinámica se obtuvieron dichos valores. Con base a los resultados se estableció que el sistema protésico desarrollado efectivamente es capaz de soportar la carga indicada, puesto que el valor de factor de seguridad en análisis estatico superó la unidad, siendo esta de siete punto ochenta y nueve (7.89).

De igual forma para el caso del análisis dinámico, el factor de seguridad obtenido superó la unidad, siendo este de tres punto setenta y dos (3.72), esto indica que el diseño planteado soportará la carga estimada, inclusive podría soportar más carga.

Para fines de prototipados el proceso de manufactura aditiva es funcional, para generar un prototipo inicial en el que se evalúen dimensiones, ajustes, movimiento entre piezas, apariencia y otros, no obstante para una aplicación real es recomendable utilizar procesos de maquinado o fundición.

Los resultados de este analisis y el desarrollo del prototipo pueden abrir un camino para la elaboración de protesis para perros y otros animales en el país.



El desarrollo de un sistema protésico, en general, tiene como finalidad el sustituir un miembro ausente por efecto de una amputación, aunque en sus orígenes se empleaba con un fin estético más que médico. Los sistemas protésicos para humanos dieron su origen en los años 950 y 710 A.C, siendo el primer registro de este un dedo pulgar del pie de una femina. (Ciencia, s.f.)

Con el paso del tiempo estos modelos fueron perfeccionandose he implementando nuevos materiales y tecnología.

Para el caso de los animales, inicialmente cuando un animal sufría la pérdida de un miembro se practicaba la eutanasia principalmente para el caso de los caballos, o simplemente se le dejaba continuar con su vida sin dicha extremidad de ser solo una, de ser más de una, se recurría a la primera instancia.

No se tiene un registro del primer caso exitoso de la implementación de prótesis para *Canis lupus familiaris*. Sin embargo, con el tiempo estas han evolucionado, desde prótesis fabricadas de materiales sofisticados como fibra o no tan sofisticados como las resinas termoplásticas. («Dog leg anatomy in human speak | ortho dog», s.f.)

El propósito de este trabajo de investigación es diseñar y manufacturar el prototipo de un sistema de prótesis, capaz de poder realizar un movimiento articular al caminar y ser adaptado a cualquier perro de un rango de altura al hombro de 30 centímetros a 40 centímetros que presente una amputación tipo transfemoral.

Para llevarlo a cabo se comenzó por realizar una serie de entrevistas a personal del área médica animal, para identificar las características que debía presentar el prototipo, de igual forma se tomó en cuenta la opinión de un técnico ortopedista para tomar como base de diseño una prótesis diseñada para humanos.

El diseño del sistema protésico planteado tiene como parte crucial un mecanismo de cuatro barras que permite generar un movimiento articulado, por lo que se realizó el análisis del mismo. Asimismo, continuando con el proceso de diseño y análisis se realizó una compa-

ración de materiales para identificar el más adecuado por medio de un criterio de decisión, siendo el policarbonato (PC) el establecido para su manufactura.

Dicho modelo fué analizado en posición estática y dinámica haciendo referencia a un perro dando un paso, se utilizaron ecuaciones para el cálculo de esfuerzos y teoría de fallas para establecer los factores de seguridad, con este último se buscaba determinar si el modelo sería capaz de soportar el peso del perro, establecido como una carga en los análisis.

Posteriormente, se manufacturó por un proceso de manufactura aditiva, específicamente impresión 3D, ya que se buscaba generar un prototipo inicial en el que se pudiera evaluar parametros como dimensiones, movilidad entre piezas, entre otros. Para los análisis realizados se tomaron como piezas solidas las componentes del sistema, por lo que para una aplicación real no se podría utilizar un proceso de impresión 3D ya que genera piezas por capas no totalmente sólidas, se recomendaría un proceso de manufactura por maquinado o fundido.

---

### Justificación

---

Inicialmente cuando un animal sufría la pérdida de un miembro se practicaba la eutanasia o simplemente se le dejaba continuar con su vida sin dicha extremidad de ser solo una, de ser más de una, se recurría a la primera instancia. No se tiene un registro del primer caso exitoso de la implementación de prótesis para animales *Canis lupus familiaris*. Sin embargo, con el tiempo estas han evolucionado, desde prótesis fabricadas de materiales sofisticados como fibra o no tan sofisticados como las resinas termoplásticas («Limb amputation in dogs and cats | american college of veterinary surgeons - acvs», s.f.).

La ausencia natural o forzada de una extremidad conlleva otros riesgos para los *Canis lupus familiaris*, más que dificultad para una movilidad adecuada produce secuelas para la salud. Entre algunas de ellas resaltan: Cáncer de huesos, riesgo de artritis, hernias, problemas lumbares entre otros (Liptak y col., 2005).

Esta investigación es una oportunidad desde varios aspectos, tales como innovación, alcance y salud. En el aspecto de innovación este proyecto busca implementar una prótesis articulada. Aunque, en el mercado existen variedad de prótesis, de diversos materiales y precios. En su mayoría tienen las mismas características como la rigidez, por lo que se explorará una nueva área con esta investigación.

Con respecto al punto de vista de alcance, en Guatemala no se manufacturan prótesis para animales, o al menos no de manera comercial. La alternativa inmediata que se ofrece en Guatemala son las sillas de rueda para perros (Mejia, 2015).

Esta alternativa tiene un enfoque diferente al planteado en esta investigación, pues las sillas de ruedas son empleadas para patas traseras, no para patas delanteras y mucho menos para patas individuales del animal, por lo que este trabajo es pionero en Guatemala.

A su vez desde el punto de vista de salud, el cual es la razón principal del desarrollo de la investigación, pues es una medida de prevención contra los problemas mencionados previamente, así como brindarle facilidades al canino como lo es su propia dependencia y una mejor distribución de su peso.

Inclusive se considera que la investigación planteada proveerá información útil que podrá ser aprovechada en otros campos de estudio y aplicación a futuro, tales como: un enfoque en materiales, aerodinámica, entre otros.

Finalmente, se plantea sentar un precedente sobre el proceso a seguir para que un prototipo de prótesis sea probada en un *Canis lupus familiaris* y posteriormente liberada al mercado.

### 3.1. Objetivo general

Diseñar y manufacturar el prototipo de un sistema de prótesis, capaz de poder realizar un movimiento articulario al caminar y ser adaptado a cualquier perro de un rango de altura al hombro de 30cm a 40cm que presente una amputación tipo transfemoral.

### 3.2. Objetivos específicos

1. Definir el proceso al que debe ser sometida una prótesis para poder ser probada en animales y posteriormente liberada.
2. Establecer los materiales a utilizar en la manufactura del prototipo mediante sus propiedades, tales como: su conducción eléctrica y térmica, resistencia a la corrosión y densidad.
3. Definir un factor de seguridad adecuado para una prótesis sometida a una masa de sesenta libras.
4. Establecer los tipos de procesos de manufactura a realizar, dependiendo de las geometrías de los componentes y materiales de los mismos.



## 4.1. Prótesis

A través de la historia de la humanidad, el ser humano ha estado propenso a sufrir accidentes comunes, laborales y enfermedades genéticas, que traen consigo secuelas como amputaciones o deformaciones que limitan al ser humano realizar sus actividades de la vida diaria de forma normal, por lo que este se ha visto en la necesidad de suplir dichas discapacidades utilizando medios que le permitan realizar sus actividades. Dichos medios son las órtesis y prótesis, las cuales generalmente los usuarios relacionan como el mismo elemento. Por lo que es importante presentar la diferencia entre estos sistemas.

## 4.2. Diferencia entre órtesis y prótesis

Cuando un individuo presenta fallos en una extremidad de su cuerpo, a tal nivel que le impida una funcionalidad adecuada en la misma, se determina el tipo de sistema que se debe implementar al paciente para tratar la disfuncionalidad. Entre las principales posibilidades se encuentran: órtesis y prótesis.

### 4.2.1. ¿Qué es una órtesis y cuándo utilizarla?

“La palabra órtesis nace a partir del griego orto, que significa corregir o enderezar” («¿Qué es una ortesis?», s.f.)

Según la *International Society for Prosthetics and Orthotics* (ISPO), una órtesis es un elemento auxiliar de la medicina, empleado en las áreas de traumatología y ortopedia. El cual es posicionado de manera externa sobre la región del cuerpo de interés. Este tiene la función de modificar las características estructurales y funcionales del sistema neuro esquelético. («¿Qué es una ortesis?», s.f.)

Es decir, este mecanismo no reemplaza ninguna parte del cuerpo, únicamente genera soportes sobre el miembro ya existente.

Como se menciona anteriormente, las funciones de uso de este elemento en general son brindar un soporte. Sin embargo, de manera más minuciosa en el área de interés, la pierna, se utiliza para; asistir la marcha, reducir el dolor, descargar peso, controlar movimientos, métodos de prevención ante deformidades o evitar el avance de las deformidades principalmente.

A continuación, se presentan algunos ejemplos de dicho elemento.

Figura 1: Férula de muñeca



(Cita: («Órtesis deportiva», 2015))

#### 4.2.2. ¿Qué es una prótesis y cuándo utilizarla?

La prótesis es un sustituto artificial para una parte del cuerpo, este mecanismo se emplea en situaciones en las que existe ausencia natural o forzada de una extremidad, esta herramienta puede ayudar a que un individuo luzca esa parte del cuerpo como si nunca hubiera sido extirpada, generando las funciones de la parte ausente («Prótesis», 2021).

Existen variedades de prótesis en el mercado, estas se clasifican en dos ramas principales: prótesis fijas y prótesis externas o móviles. El caso de las prótesis fijas se refiere a implantes o insertos, estos son posicionados en el interior del cuerpo por medio de cirugías. Por otro lado, las prótesis externas o móviles son empleadas posteriormente a una cirugía, generalmente en extremidades.

A continuación, se presenta una representación del sistema.

Figura 2: Sistema protésico extremidad inferior



Cita: («IV Máster en Órtesis, Prótesis y Productos de apoyo», 2019)

Teniendo estos conceptos presentes y habiendo orientado el proyecto para una amputación, se establece que el mecanismo adecuado por implementar es una prótesis.

### 4.3. Historia de la prótesis

Las prótesis se han desarrollado a lo largo de la historia. La primera mención registrada de una portadora de prótesis se basa en la reina guerrera Vishpala en el Rigveda, la cual se conoce que utilizó una prótesis hecha de hierro para sustituir la ausencia de su brazo derecho.

Sin embargo, fueron los egipcios los pioneros de la idea, el desarrollo de prótesis comenzó con un dedo pulgar del pie fabricado de madera. Estas prácticas se incluían en los preparativos del entierro para restablecer la integridad del cuerpo físico y permitían que el difunto fuera reanimado místicamente en la otra vida. (Bender, 2015)

Se frecuentaba agregar ojos, narices y genitales falsos, las extremidades faltantes a menudo se reconstruían con imitaciones elaboradas con barro, caña, lino o resina. (Bender, 2015)

Pese a lo rústico de los materiales con los cuales se conoce eran manufacturadas dichas extremidades, que por la falta de tecnología y la simpleza del material se podría inferir que no eran duraderas, hoy en día se preservan ejemplares de algunos sistemas. Actualmente se tiene registro en el museo Británico de Reino Unido, de un modelo de dedo pulgar del pie derecho, elaborado con cartón, con capas de lino empapadas con pegamento animal y recubierto con yeso teñido, destacando la durabilidad del modelo. Dicho modelo data del año 600 antes de Cristo. A continuación, se presenta una imagen del modelo. (elavancedelasprotesis, 2017)

Figura 3: Sistema protésico de dedo pulgar del pie



(Cita: (elavancedelasprotesis, 2017))

Así mismo, en el museo egipcio en El Cairo, se encuentra otro ejemplar de dedo artificial, este se descubrió atado al pie derecho de un cuerpo momificado, el cual pertenecía a una fémina. Dicho modelo data aproximadamente de las fechas 950 y 710 antes de Cristo. El cual fue hecho de 3 piezas unido por una serie de cordones, como se logra apreciar en la siguiente imagen. (Ciencia, 2012)

Figura 4: Sistema protésico dedo pulgar del pie



(Cita: (Ciencia, 2012))

Años después las prótesis tomaron mayor auge, en el tiempo de la corona romana, se comenzaron a fabricar prótesis de bronce. Sin embargo, su uso podría haber sido más estético que médico.

En esta época de la historia se estableció el primer portador documentado de una prótesis. El general Marcus Sergio, el cual durante la segunda guerra Púnica perdió su mano izquierda en combate. Como sustituto de esta se le adaptó una prótesis de hierro, la cual fue diseñada para sostener su escudo y continuar sus funciones en el combate. Dicho modelo se muestra a continuación. (Bender, 2015)

Figura 5: Primera prótesis documentada



Cita: («La FDA aprueba el brazo Deka, el primer brazo protésico comercial controlado por la mente», 2020)

A lo largo de la historia, las prótesis han sido atribuidas a soldados por las funciones que desempeñaban en combates y por pérdidas de miembros en dichas actividades.

Posteriormente en la historia, durante los años 1500 y 1800 se genera un avance significativo a manos del doctor Ambroise Paré, el cual no solo introdujo la primera prótesis articulada, sino también generó avances en cirugía de amputación. (Bender, 2015)

Estos avances en cirugía permitieron a los médicos de la época dar forma al muñón generado por la amputación, capaz de tener una mejor colocación del sistema protésico, brindando comodidad para el paciente. (Bender, 2015)

Con relación a las prótesis, el Dr. Ambroise Paré, desarrolló una prótesis de mano y pierna articuladas, en la en la rodilla respectivamente. Las cuales sentaron una base que sigue siendo empleada hoy en día para el diseño y manufactura de sistemas protésicos simples. A continuación, se muestra un esbozo del sistema protésico de mano desarrollado por el Dr. Paré. (Bender, 2015)

Figura 6: Sistema protésico de mano articulada



Cita: («Ambroise Paré y las heridas por arma de fuego», s.f.)

El siguiente gran salto no se generó sino hasta la década de 1860, debido a la guerra civil americana, la cual comenzó con la batalla de Bull run y finalizó el 13 de mayo del año 1865 con la batalla de Palmito Ranch («Palmito ranch», [s.f.](#)).

Durante el enfrentamiento se generaron varios amputados, siendo el primero de estos el soldado James Hanger, quien por la necesidad que pasaba desarrolló una pierna protésica manufacturada de madera y metal, la cual llamó *Hanger Limb*. Dicha prótesis presentaba articulaciones en las zonas de rodilla y tobillo ([Hanger, 2019](#)).

Actualmente la compañía que fundó el soldado Hanger continúa en función siendo una líder en la rama de generación de sistemas protésicos. En las siguientes imágenes podemos observar una serie de bosquejos de la llamada *Hanger Limb*, así como un sistema protésico de la época ([Hanger, 2019](#)).

Figura 7: Hanger Limb prosthetic



Cita: ([Hanger, 2019](#))

A pesar de que la historia nos pinta que fue durante conflictos que se generaron los mayores avances en la industria de prótesis, no se registró ninguno durante los dos mayores conflictos de la historia, la primera y segunda guerra mundial.

Fue hasta un año después del final de la segunda guerra mundial, en el año 1946, cuando científicos de la Universidad de Berkeley desarrollaron un calcetín de succión, el cual tiene como función proteger la piel y evitar la aparición de rozaduras y lesiones por presión, este elemento actualmente continúa en uso. ([Bender, 2015](#))

Posteriormente, en la década de 1970, el inventor Ysidro M. Martínez tuvo un gran impacto en la historia de las prótesis cuando desarrolló una prótesis de miembro inferior que, en lugar de intentar replicar el movimiento de un miembro natural, se centró en mejorar la marcha y reducir la fricción. ([Bender, 2015](#))

Por otro lado, haciendo énfasis en las extremidades inferiores se vio una revolución de avance durante la década de 1980, cuando John Sabolichb inventó el contorneado aducido Zócalo del método de alineación controlado por trocánter (CATCAM), que hace referencia a un diseño de encaje de contención isquiática. ([Smith, 2001](#))

La contención isquiática está bien conocida y utilizada hoy por muchos protésistas para ayudar en la atención del paciente.

En la actualidad los nuevos diseños ayudan a bloquear la anatomía ósea, bloqueándola en su lugar y distribuyendo el peso uniformemente sobre la extremidad existente, así como la musculatura del paciente.

Las primeras rodillas protésicas controladas por microprocesador estuvieron disponibles a principios de la década de 1990. La prótesis inteligente fue el primer microprocesador disponible comercialmente, este sistema corresponde a la rodilla protésica de movilidad controlada. Fue lanzado por Chas. A. Blatchford Sons, Ltd., de Gran Bretaña, en 1993 e hizo que caminar con la prótesis se sintiera y se viera más natural. Una versión mejorada fue lanzada en 1995 con el nombre *Intelligent Prosthesis Plus*. («Blatchford prosthetics», s.f.)

Posteriormente en el año 1998 la empresa protésica *Blatchford* liberó otra prótesis adaptativa, la cual utilizó controles hidráulicos, controles neumáticos y un microprocesador para proporcionar al amputado una marcha que respondía mejor a los cambios. A continuación, se presenta un sistema protésico actual de la empresa *Blatchford* la cual emplea la base hidráulica mencionada previamente. («Blatchford prosthetics», s.f.)

Figura 8: Sistema protésico con controles hidráulicos



Fuente: «Blatchford prosthetics», s.f.

En la actualidad se hace uso de los termoplásticos livianos y de alta resistencia como el carbono, la fibra, el titanio y el Kevlar para proporcionar resistencia y durabilidad, dando la ventaja de hacer la prótesis más ligera. Las prótesis más sofisticadas están equipadas con electrónica avanzada proporcionando estabilidad y control adicional. (Uellendahl, 1998a)

#### 4.4. Historia de prótesis de extremidad inferior

Como se menciona anteriormente, el primer registro que se tiene de una prótesis en general se refiere a un dedo pulgar del pie, una prótesis inferior.

Así mismo, otro registro histórico se da en la cultura azteca, en la cual se tiene un jeroglífico donde se pinta al dios azteca de la creación y la venganza, Tezcatlipoca. Este con una prótesis de obsidiana, pues se cree que él perdió el pie en una batalla con el monstruo de la tierra. A continuación, se muestra una representación del jeroglífico. (Fernández, 2014)

Figura 9: Tezcatlipoca, prótesis de obsidiana



Cita: (Fernández, 2014)

Por otro lado, de manera física, la primera prótesis completa de una pierna que fue descubierta y permanece conservada, fue hallada en una tumba ubicada en Italia, Capua. Este ejemplar data del año 300 A.C. y se observó que la manera en la que se colocó fue mediante una platina metálica que anclaba el muñón y la prótesis como se muestra en la siguiente figura. (elavancedelasprotesis, 2017)

Figura 10: Sistema protésico año 300 A.C



Cita: (elavancedelasprotesis, 2017)

Otro descubrimiento de pierna protésica se dio en la región de China, en la cual se descubrió un ejemplar en una tumba, dicho ejemplar estaba elaborado de madera de álamo y en lugar de un pie se adaptó un casco de caballo. Esta prótesis data del año 300 A. C. y se identificó que la manera de sujeción de esta fue por medio de correas de cuero. (Savatier, 2013)

A continuación, se presenta una imagen del sistema protésico.

Figura 11: Sistema protésico elaborado de madera de álamo



Cita: (Savatier, 2013)

El siguiente gran salto en el desarrollo de prótesis inferiores se dio hasta el siglo XV, de la mano del doctor Paré, como se menciona anteriormente el desarrolló técnicas de cirugía, así como prótesis articuladas de pierna, dejó de lado materiales pesados como madera por unos más ligeros como el cuero y papel.

Tomando como base el trabajo y avances realizados por el doctor Paré, el cirujano holandés Pieter Verduyn en el año 1696 desarrolló una prótesis por debajo de la rodilla sin bloqueo, como se muestra en la siguiente imagen. (K. Norton, 2007)

Figura 12: Sistema protésico sin bloqueo

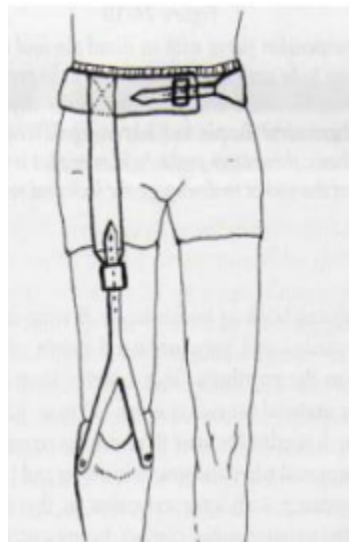


Cita: (K. Norton, 2007)

El término sin bloqueo, hace referencia a que la articulación de a prótesis no tiene un tope en la ensión máxima, a diferencia de las prótesis con bloqueo que resentan un ángulo determinado de apertura antes del tope. (Dupes, 2004)

El dispositivo desarrollado por el cirujano contaba de bisagras externas y un encaje de cuero para adaptar el muñón al sistema protésico, este método de sujeción se emplea en la actualidad para las prótesis de corsé, como se muestra en la siguiente imagen. (Dupes, 2004)

Figura 13: Sistema protésico de bisagras y encaje



(Transtibial", 2010)

Con la llegada de la guerra civil americana se logró un gran desarrolló para las prótesis

Figura 14: Sistema protésico de hojas



Cita: («IAAF decidió prohibir participación de los atletas con prótesis en el Mundial de Atletismo», 2015)

inferiores, como se mencionó anteriormente, el soldado James Hanger desarrolló una prótesis de pierna articulada en la rodilla, elaborada de madera y metal, este acontecimiento dio fruto a la empresa Hanger inc. (Hanger, 2019)

No fue sino hasta el año 1863 que se llevó a cabo el siguiente avance significativo para la prótesis de pierna, la cual tenía como atractivo la forma de unir el encaje y el muñón, pues no empleaba elementos como correas o placas, sino se realizaba por presión atmosférica y con la aplicación de pegamento para ajustar adecuadamente el muñón. Este invento fue realizado por Dubois Parmelee. (Bellis, s.f.)

Posterior a este invento, los avances más significativos fueron en la adaptación de nuevos materiales, tales como aluminio, plástico entre otros materiales. Este avance se generó por parte del gobierno norteamericano posterior a la segunda guerra mundial. (Uellendahl, 1998a)

Actualmente las prótesis de pierna se han ido perfeccionando al punto de reproducir la función completa de la extremidad biológica. Entre las más destacadas se encuentran:

- Sistema protésico de hojas.

Son empleadas por atletas amputados, permitiéndoles a estos correr de un modo natural, dicho sistema protésico se puede apreciar en la Figura 14, presentada a continuación. («Sistema de prótesis transfemoral para correr», s.f.)

- Neuro prótesis.

Consiste en el implante de un dispositivo en el cerebro, para que el mismo genere el movimiento sin depender completamente del sistema protésico, dicho sistema protésico se puede apreciar en la Figura 15, presentada a continuación. («Neuroprótesis mejoran la movilidad en tetrapléjicos», 2018)

Figura 15: Sistema neuro protésico



Cita: («Neuroprótesis mejoran la movilidad en tetraplégicos», [2018](#))

- Rodilla con microprocesador.

Este sistema permite que se genere un mejor apoyo y balanceo, generando una antelación de balanceo de  $10^\circ$  respecto al miembro sano. En la Figura 16 se puede observar el dispositivo. («Computer controlled knees», [2020](#))

Figura 16: Rodilla con microprocesador



Cita: («Prótesis de rodilla inteligente con microprocesador | cos - centro ortopedico sanitario», [s.f.](#))

- Sistema protésico manufacturado en impresión 3D.

Este tipo de sistema, cada vez está tomando más fuerza en el mercado y en el mundo de la medicina y rehabilitación. Gracias a su alta calidad y bajo costo. («Prótesis impresas en 3D | Donde nos encontramos el día de hoy», [2019](#))

Figura 17: Sistema protésico impreso en 3D



Cita: («Prótesis impresas en 3D | Donde nos encontramos el día de hoy», 2019)

#### 4.5. Componentes de una prótesis inferior

Para poder definir la cantidad de componentes de la prótesis de pierna, es indispensable conocer los tipos de prótesis para esta extremidad.

Las prótesis corresponden al tipo de amputación que presenta el paciente, las cuales pueden ser: amputación de pie, transtibial, desarticulación de rodilla, transfemoral, desarticulado de cadera y hemipelvectomía.

- Amputación de pie

Este nivel de amputación puede variar de doce formas diferentes, ya sea desde la ausencia de un dedo o hasta la amputación en la zona del tarso. En Figura 18, se muestra una representación del tipo de amputación (Ottobock, 2021).

Figura 18: Amputación a nivel del pie



Cita: (Ottobock, 2021)

- Amputación tipo transtibial

Este tipo de amputación se genera por debajo de la rodilla, se realiza un corte en la tibia y el peroné. En Figura 19, se muestra una representación del tipo de amputación (Ottobock, 2021).

Figura 19: Amputación tipo transtivial



Cita: (Ottobock, 2021)

- Amputación desarticulada de rodilla

Este nivel de amputación se produce cuando se genera un corte a la mitad de la rodilla, separando la articulación. En Figura 20, se muestra una representación del tipo de amputación. (Ottobock, 2021)

Figura 20: Amputación desarticulada de rodilla



Cita: (Ottobock, 2021)

- Amputación tipo transfemoral

Este tipo de amputación se genera en la zona del muslo, se realiza un corte en el fémur, es una amputación por encima de la rodilla. En Figura 21, se muestra una representación del tipo de amputación. (Ottobock, 2021)

Figura 21: Amputación tipo transfemoral

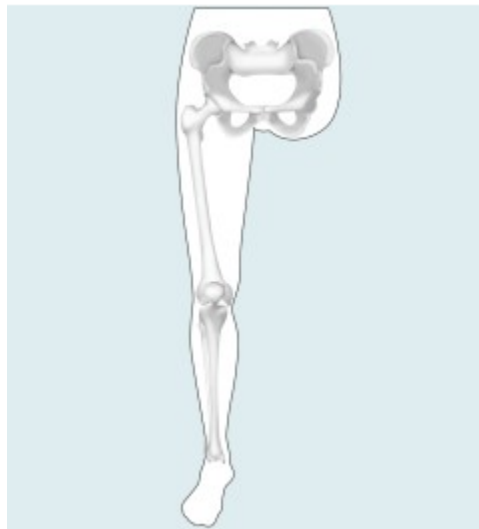


Cita: (Ottobock, 2021)

- Amputación desarticulado de cadera

Este nivel de amputación se genera en la articulación de la cadera, posee un pequeño muñón. En Figura 22, se muestra una representación del tipo de amputación. (Ottobock, 2021)

Figura 22: Amputación desarticulado de cadera



Cita: (Ottobock, 2021)

- Amputación tipo hemipelvectómica

Este nivel de amputación es el más elevado, se elimina por completo la pierna y parte de la pelvis, no posee muñón, se genera una concavidad en el individuo. En Figura 23, se muestra una representación del tipo de amputación. (Ottobock, 2021)

Figura 23: Amputación tipo hemipelvectomica



Cita: (Ottobock, 2021)

Habiendo definido los niveles de amputación se procede a establecer los componentes de una prótesis de pierna con amputación desarticulada de cadera, ya que es el nivel se emplean todos los componentes de una pierna completa.

El sistema protésico está compuesto por los siguientes elementos: encaje o *socket*, suspensión o *lyner*, rodilla y pie protésicos, adaptadores y válvulas.

La función que desempeña el encaje o *socket* es conectar el miembro residual o muñón con el resto del sistema protésico, generalmente se recubre en su interior de fundas o gel para mayor comodidad del paciente. («Tipos de sockets en prótesis de miembro inferior | mediprax», s.f.)

Por otro lado, el sistema de suspensión juega el papel de una barrera protectora, se refiere a los materiales que recubrirán el muñón dentro del encaje, con la finalidad de minimizar el cizallamiento y la fricción, generada por la rozadura del muñón con el encaje. (Michael, 2008)

Otros componentes del sistema protésico son la rodilla y pie, para el caso de la rodilla, se busca que genere una articulación controlada y natural, existen variedad de rodillas que posteriormente en el documento se tratarán. Para el caso del pie protésico, se busca que sea liviano, para compensar el peso del resto de la prótesis, así como ser capaz de manejar los tipos de superficie donde sea empleado, este debe ser dimensionado del mismo tamaño que el pie sano. Su función principal es generar una superficie estable. («Prótesis de rodilla», s.f.)

Para el caso de los adaptadores, estos elementos son considerados como cualquier componente protésico que une los componentes principales, llámese tubos de apoyo, válvulas entre otros. (Ottobock, 2013)

## 4.6. Clasificación y comparación de componentes para sistema protésico inferior

Tomando como referencia los componentes mencionados anteriormente, se procede a identificar las alternativas existentes de cada uno.

### 4.6.1. Tipos de encaje o *socket*

- *Socket* convencional

Este tipo de socket se encuentra sujeto habitualmente a la zona de la cadera. Su diseño es de similar a un cono. En Figura 24, se muestra una representación del sistema. («Tipos de sockets en prótesis de miembro inferior | mediprax», s.f.)

Figura 24: Sistema de encaje convencional



Cita: («Prótesis | ortopedia san juan», s.f.)

- *Socket* cuadrangular

Este tipo de *socket* consta de contornos irregulares, la forma del interior forma cuatro lados, presentando partes entrantes y salientes, estas partes facilitan sujetar y presionar algunas áreas del muñón. Está formado por 5 elementos: pared anterior, media, posterior, lateral y apoyo isquiático. En Figura 25, se muestra una representación del sistema. («Tipos de sockets en prótesis de miembro inferior | mediprax», s.f.)

Figura 25: Sistema de encaje cudrangular



Cita: («Fabricating a polytol socket for a transfemoral prosthesis - opedge. Com», [s.f.](#))

- *Socket* de contención isquiática

Este tipo de *socket* utiliza el isquion como punto de apoyo, es empleada para amputaciones tipo hemipelvectómicas. En Figura 27, se muestra una representación del sistema. («Tipos de sockets en prótesis de miembro inferior | mediprax», [s.f.](#))

- *Socket* de contacto total

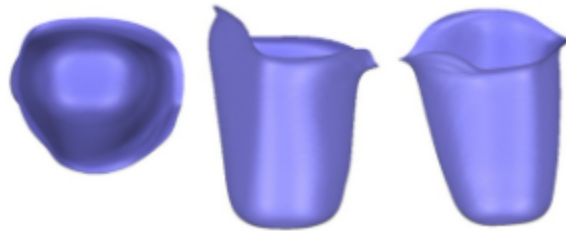
Es una modificación del *socket* cuadrangular, generando mejoras en circulación y distribución de carga. En Figura 26, se muestra una representación del sistema. («Tipos de sockets en prótesis de miembro inferior | mediprax», [s.f.](#))

Figura 26: Sistema de encaje con contacto total



Cita: (Jurado, [2013](#))

Figura 27: Sistema de encaje de contención isquiática



Cita: (Jurado, 2013)

- *Socket* con marco transfemoral

Este tipo de *socket* es un termoplástico flexible soportado por un marco rígido o semirrígido la superficie interior del socket mantiene un contacto total con el muñón por lo que la suspensión puede efectuarse por mecanismo de succión. En Figura 28, se muestra una representación del sistema. («Tipos de sockets en prótesis de miembro inferior | mediprax», s.f.)

Figura 28: Sistema de encaje con marco transfemoral



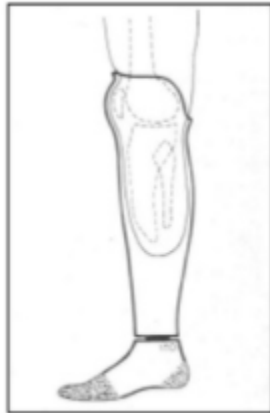
Cita: («Fabricating a polytol socket for a transfemoral prosthesis - opedge. Com», s.f.)

Para los niveles de amputación transtibial y transfemoral se han desarrollado otros tipos de encaje protésico, entre ellos resaltan el encaje PTB, PTS, HST, TSB y KBM.

- Encaje PTB:

Por sus siglas en inglés, *Patellar Tendon Bearing*, este tipo de encaje por el diseño que presenta genera que la mayoría del peso sea a través del tendón rotuliano y del contorno interno de la tibia En Figura 29, se muestra una representación del sistema. («Principales componentes de prótesis transtibial | mediprax», s.f.)

Figura 29: Sistema de encaje tipo PTB



Cita: («Prescription options for the below knee amputee», s.f.)

- Encaje PTS

Por sus siglas en inglés, *Prothese Tibiale Supracondylienne*, este tipo de encaje es una modificación del encaje PTB, el cual cuenta con la cara trasera más alta, esto genera una mayor estabilidad. En Figura 30, se muestra una representación del sistema. («Principales componentes de prótesis transtibial | mediprax», s.f.)

Figura 30: Sistema de encaje tipo PTS



Cita: («Prescription options for the below knee amputee», s.f.)

- Encaje KBM

Kondilen Bettung Munster, este tipo de encaje presenta las caras laterales más elevadas que la frontal y trasera, generando libertad de movilidad y restringiendo los costados. En Figura 31, se muestra una representación del sistema. («Principales componentes de prótesis transtibial | mediprax», s.f.)

Figura 31: Sistema de encaje tipo KBM



Cita: (Moreno Lorenzo y col., 2003)

- Encaje TSB

Total Surface Bearing, su característica principal es la eliminación de zonas de presión por medio de principios hidrostáticos. En Figura 32, se muestra una representación del sistema. («Principales componentes de prótesis transtibial | mediprax», s.f.)

Figura 32: Sistema de encaje tipo TSB



Cita: («Total surface bearing - transtibial - socket finder», s.f.)

- Encaje HST

*Hydrostatic Total Surface* por sus siglas en inglés, este encaje es una modificación del encaje TSB, la diferencia radica en la elaboración pues a pesar de que su funcionamiento se basa en los mismos principios, en la toma del molde se necesita una cámara de presión de aire uniforme sobre toda la superficie del muñón. En Figura 33, se muestra una representación del sistema. («Principales componentes de prótesis transtibial | mediprax», s.f.)

Figura 33: Sistema de encaje tipo HST



Cita: (Jurado, 2013)

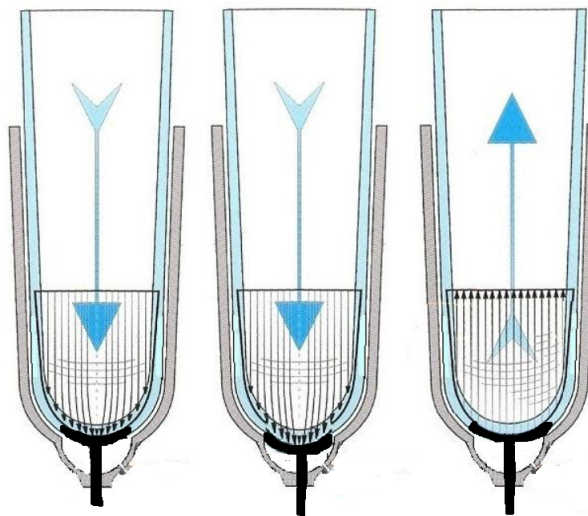
#### 4.6.2. Tipos de suspensión

Existen diversas modalidades de suspensión. Sin embargo, todas se pueden clasificar en tres grupos funcionales: Suspensión por succión, correa y bisagras.

- Suspensión por succión

Este tipo de suspensión tiene como base la presión atmosférica, la manera en la que funciona es mediante una válvula integrada en un extremo de la cavidad protésica. Este elemento permite que el aire almacenado al momento de introducir el muñón salga, posteriormente se sella herméticamente. En Figura 34, se muestra una representación del sistema. (Michael, 2008)

Figura 34: Sistema de suspensión por succión

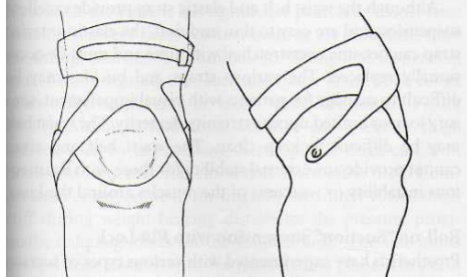


Cita: (Jurado, 2013)

- Suspensión por correas

Esta modalidad de suspensión se lleva a cabo con varias correas, puede presentar un cincho o no, la forma de uso es ajustando el sistema protésico al paciente. En Figura 35, se muestra una representación del sistema. (Michael, 2008)

Figura 35: Sistema de suspensión por correas

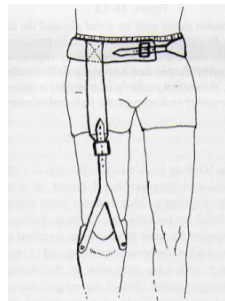


Cita: (Transtibial", 2010)

- Suspensión por bisagras

Este método de sujeción utiliza bisagras laterales para unir el sistema protésico con el muñón del paciente, suele denominarse suspensión por juntas y corsé. En Figura 36, se muestra una representación del sistema. (Michael, 2008)

Figura 36: Sistema de suspensión por bisagras



Cita: (Transtibial", 2010)

#### 4.6.3. Tipos de rodilla protésica

Para el caso de la prótesis de rodilla, se pueden encontrar diferentes tipos, dependiendo de las características del paciente y del tipo de amputación, algunas de ellas son: prótesis con bloqueo manual, de eje sencillo, con control de apoyo, policéntricas y con control de fluidos.

Estos mecanismos simulan el movimiento de una rodilla biológica, a tal grado que su movilidad está restringida al rango de movimiento generalizado de 15<sup>o</sup> quince grados para generar una caminata. Asimismo, permiten generar un bloqueo al estirar por completo el sistema protésico. (Católica de Chile, s.f.)

- Prótesis de rodilla con bloqueo manual

Este tipo de rodilla es controlado manualmente por el paciente, el sistema se bloquea durante la marcha al llegar al punto de extensión total, posteriormente el paciente suelta el mecanismo de bloqueo cuando necesita generar la flexión, como por ejemplo para sentarse. Este mecanismo impide que se generen holguras laterales en el proceso de la marcha, este tipo de rodillas son dirigidas para pacientes con niveles de amputación altos, es decir con poco muñón, o poca fuerza en la cadera. En Figura 37, se muestra una representación del sistema. (Dupes, 2008)

Figura 37: Sistema protésico de rodilla con bloqueo manual



Cita: («Rodilla monocéntrica con bloqueo manual», s.f.)

- Rodilla de eje sencillo

Este tipo de rodilla tiene la característica de oscilar sobre un eje central libremente, el usuario debe tener un buen control muscular para lograr estabilizarla. En Figura 38, se muestra una representación del sistema. (Dupes, 2008)

Figura 38: Sistema protésico de rodilla de eje sencillo



Cita: (Dupes, 2004)

- Rodilla con control de apoyo

Este tipo de rodilla es denominada rodilla de seguridad, ya que cuenta con un sistema de frenado, el cual a medida que se pone el peso del paciente sobre la rodilla durante la marcha se aplica un mecanismo de frenado generando que se bloquee la rodilla y se mantenga recta. Así mismo para generar la flexión el paciente debe descargar su peso

de la prótesis para que esta se flexione. Este tipo de rodilla es la más empleada en la industria protésica. En Figura 39, se muestra una representación del sistema. (Dupes, 2008)

Figura 39: Sistema protésico de rodilla de eje sencillo



Cita: (Fillauer, s.f.)

- Rodilla policentrica

Este tipo de rodilla cuenta con un mecanismo de 4 barras, el cual permite una mejor estabilidad en todas las fases requeridas de la marcha. Dicho mecanismo le permite una mayor facilidad de flexión, es empleada principalmente en amputados transfemorales, desarticulados de cadera y hemipelvectomicos En la Figura 40, se muestra una representación del sistema. (Dupes, 2008)

Figura 40: Rodilla policentrica



Cita: («Rodilla policéntrica de 4 ejes», s.f.)

- Rodilla con control de fluidos

En esta rama se encuentran mecanismos basados en sistemas hidráulicos y neumáticos,

estas rodillas presentan una velocidad controlada de la articulación, a medida que la persona se desplaza, el fluido ya sea líquido para el caso de los sistemas hidráulicos o aire para los sistemas neumáticos se expande o comprime respectivamente, este tipo de rodilla se usa generalmente en menudo pacientes activos que varían la velocidad de su marcha y no requieren otros dispositivos de asistencia. En la Figura 41, se muestra una representación del sistema. (Dupes, 2008)

Figura 41: Rodilla con control de fluidos



Cita: (Dupes, 2004)

#### 4.6.4. Tipos de pie protésico

Al igual que la rodilla, existen diferentes tipos de pie protésico, algunos de ellos son: pie multiaxial, tobillo firme con talón almohadillado y de respuesta dinámica.

- Pie multiaxial

Este tipo de pie cuenta con una serie de articulaciones desde el talón hasta el dedo, permitiendo un movimiento más natural del pie, mismo este pie protésico permiten una adecuada adaptación al terreno ya que es capaz de moverse de un lado al otro y girar sobre el eje longitudinal de la espinilla. En la Figura 42, se muestra una representación del sistema. («Prosthetic feet», 2016)

Figura 42: Pie multiaxial



Cita: (Expo, [s.f.](#))

- Pie de tobillo firme con talón almohadillado

Este tipo de pie es la forma más básica existente, no cuenta con ningún tipo de articulación o parte móvil, para poder desempeñarse de buena manera el sistema cuenta con una cuña en la parte posterior del pie, en el talón, dicha cuña se comprime al momento de soportar la carga, esto genera que se baje el antepié al suelo de manera más controlada. En la Figura 43, se muestra una representación del sistema. («Prosthetic feet», [2016](#))

Figura 43: Pie de tobillo firme y talón almohadillado



Cita: («Centro ortopédico», [s.f.](#))

- Pie de respuesta dinámica

Este tipo de pies son los más avanzados, están diseñados para absorber energía al impactar con la superficie, lo que genera un empuje hacia arriba. Esta prótesis es empleada principalmente en atletas. En la Figura 44, se muestra una representación del sistema. («Prosthetic feet», [2016](#))

Figura 44: Pie de respuesta dinámica



Cita: (Expo, [s.f.](#))

Con base a la información de interés respecto al desarrollo protésico de la extremidad inferior humana planteada anteriormente, la cual se tomará como un punto de partida y comparación con relación a la extremidad delantera de un *Canis lupus familiaris*, se procede por realizar una retrospectiva de la historia protésica en dicho animal.

#### 4.7. Rodilla protésica, mecanismo de cuatro barras

Como se describe anteriormente, las rodillas protésicas generalmente tienen como base de diseño un mecanismo de cuatro barras, específicamente un mecanismo manivela balacín, el cual se explica más adelante.

Para entrar en detalle sobre el sistema, es importante mencionar los componentes de este así como una breve descripción del funcionamiento.

Un mecanismo es un dispositivo que transforma el movimiento en un patrón deseable, y por lo general desarrolla fuerzas muy bajas y transmite poca potencia. (R. Norton, [2009](#))

La movilidad de un mecanismo se puede clasificar de acuerdo al número de grados de libertad que posee. Los grados de libertad del sistema son iguales al número de parámetros independientes que se requieren para definir de manera única su posición en el espacio en cualquier instante de tiempo. (R. Norton, [2009](#))

Estos sistemas cuentan con diferentes tipos de movimientos, tales como: rotación pura, traslación pura o un movimiento complejo, el cual es una combinación simultánea de rotación y traslación.

- Rotación pura: Se define como el movimiento por el que todas las partículas de un plano describen trayectorias circulares concéntricas. (R. Norton, [2009](#))
- Traslación pura: Este movimiento se da cuando el cuerpo cambia de posición sin cambiar su orientación. (R. Norton, [2009](#))
- Movimiento complejo: Esto ocurre cuando se da una combinación simultánea de rotación y traslación en un cuerpo. Cualquier línea de referencia trazada en el cuerpo cambiará su posición lineal y su posición angular. (R. Norton, [2009](#))

Habiendo definido los posibles movimientos del sistema, se procede a identificar sus componentes. Los eslabonamientos son los bloques de construcción básicos de todos los mecanismos.

Un eslabón, es un cuerpo rígido que posee por lo menos dos nodos que son puntos de unión con otros eslabones. Estos se pueden clasificar en binarios, ternario o cuaternario dependiendo de los nodos que posee. (R. Norton, 2009)

Otro elemento del sistema es la junta. Esta es una conexión entre dos o más eslabones, la cual permite algún movimiento, o movimiento potencial, entre los eslabones conectados. (R. Norton, 2009)

Las juntas se pueden clasificar de diferentes formas, algunas de ellas son:

- Por los grados de libertad permitidos en la junta. (R. Norton, 2009)
- Por el número de eslabones unidos.(R. Norton, 2009)
- Por el tipo de cierre físico de la junta: cerrada por fuerza o por forma.(R. Norton, 2009)
- Por el tipo de cierre físico de la junta: cerrada por fuerza o por forma.(R. Norton, 2009)

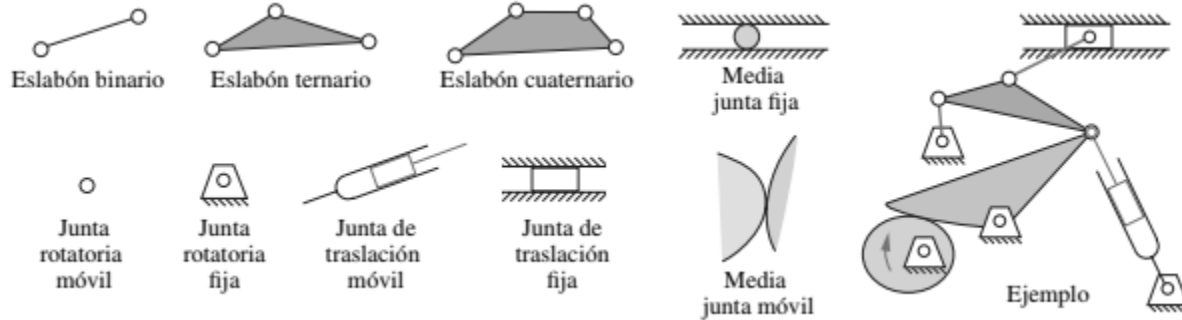
Aparte de la forma en la que se clasifican estas, existen diferentes tipos de juntas, según el fin del movimiento deseado. Estas pueden ser: Semijunta, junta completa, junta rodante - deslizante, junta de dos grados de libertad, junta rodante pura, junta deslizante pura, entre otras. (R. Norton, 2009)

Tomando los elementos descritos anteriormente, al unirlos se puede generar un ensamble de eslabones y juntas interconectados de modo que produzcan un movimiento controlado en respuesta a un movimiento suministrado, este ensamble recibe el nombre de cadena cinemática. (R. Norton, 2009)

La manera de representar visualmente una cadena cinemática es mediante un diagrama cinemático.

En la Figura 45 se presenta un ejemplo del mismo, así como componentes que se emplean en la construcción de este.

Figura 45: Componentes del diagrama cinemático



Cita: (R. Norton, 2009)

Los mecanismos de cuatro barras, deben cumplir con la denominada condición de Grashof.

Esta es una relación muy simple que predice el comportamiento de rotación o rotabilidad de las inversiones de un eslabonamiento de cuatro barras basado sólo en las longitudes de los eslabones. (R. Norton, 2009)

Para determinar esa condición se emplea la siguiente desigualdad.

$$S + L < P + Q$$

Donde la variable (S) hace referencia al eslabón más corto por su inicial en inglés *small*. Siendo (L) el eslabón más largo por su inicial en inglés *large*. Y las variables (P) y (Q) hacen referencia al resto de los eslabones.

La desigualdad anterior establece que si el mecanismo diseñado cumple con la condición de Grashof, por lo menos un eslabón será capaz de realizar una revolución completa con respecto al plano de bancada.

Previamente se mencionó que se pueden establecer diferentes configuraciones para los mecanismos, particularmente para un mecanismo de cuatro barras, se establece que, si se fija cualquier eslabón adyacente al más corto, se obtiene un mecanismo manivela balancín, donde el eslabón más corto girará por completo y el otro eslabón oscilará pivotado a la bancada. (R. Norton, 2009)

Existe el caso en el que si se fija el eslabón más corto, se obtendrá una doble manivela, en la que ambos eslabones pivotados a la bancada realizan revoluciones completas, así como lo hace el acoplador. (R. Norton, 2009)

Así pues si se fija el eslabón opuesto al más corto, se obtendrá un doble-balancín de Grashof, en el que ambos eslabones pivotados a la bancada oscilan y sólo el acoplador realiza una revolución completa. (R. Norton, 2009)

Finalmente, es fundamental saber que, para cualquier mecanismo con un GDL, tal como uno de cuatro barras, se requiere sólo un parámetro para definir por completo las posiciones de todos los eslabones. El parámetro usualmente elegido es el ángulo de eslabón de entrada. (R. Norton, 2009)

## 4.8. Historia de la prótesis animal

Históricamente, no se tiene una referencia del primer caso de prótesis en animales, dado que como se menciona al inicio de este documento, los veterinarios consideraban únicamente dos opciones para tratar a un animal que sufría la pérdida parcial o total de una extremidad, estas eran la amputación del miembro dañado o en su defecto practicar la eutanasia.

Según el periódico El Espectador, de Colombia, de fecha 28 de diciembre del 2015, hace referencia a la primera entidad registrada dedicada a la fabricación de sistemas ortésicos y protésicos para animales. (Espectador, 2020)

Esta entidad es *Orthopet*, una empresa Estadounidense, la cual según su página oficial lleva 18 años activa en el mercado. El fundador de dicha entidad es Martín Koufmann, un técnico en ortesis y prótesis.

Quien fabricó un sistema protésico para un perro dado observó las limitadas opciones que le brindó un veterinario. («Custom knee & acl brace for dogs», s.f.)

## 4.9. Anatomía de las piernas del *Canis lupus familiaris*

El *Canis lupus familiaris*, es una de las especies con más particularidades en su anatomía, ya que esta varía grandemente entre razas, cosa que no ocurre a tal escala en otras especies. Sin embargo, pese a tener grandes diferencias, también presentan características idénticas desde la raza más pequeña a la de mayor tamaño.

Entre dichas características resaltan el hecho de tener desconectados los huesos ubicados en los hombros, poseen los pies pequeños, el modo de caminar (de puntillas), la resistencia y rigidez de sus patas traseras en comparación a sus patas delanteras. («Dog leg anatomy in human speak | ortho dog», s.f.)

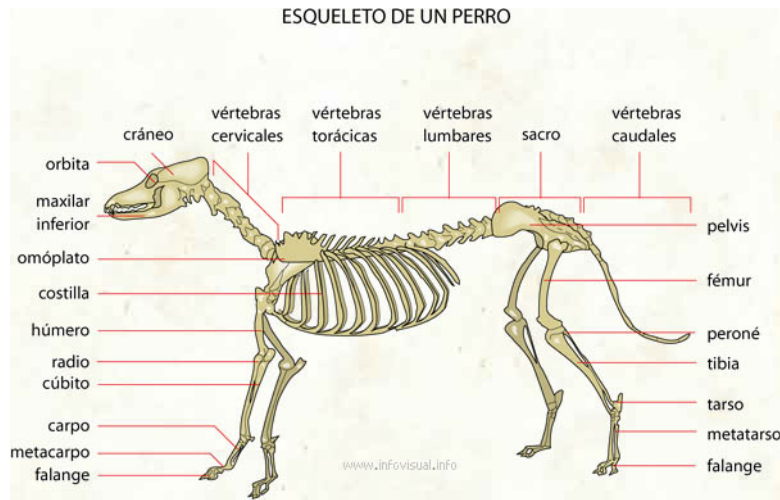
El análogo de las patas delanteras y traseras de un perro son los brazos y piernas de un humano, haciendo referencia a que poseen funciones diferentes, así como su composición es distinta.

La distribución de la pata delantera de un perro está compuesta por el hueso del húmero en la parte superior, este hueso es el más próximo al tórax. La longitud de este hueso abarca la mayor parte de la pata terminando en la articulación del codo, esta es la primera articulación de la pierna. (Health, s.f.-a)

Posteriormente, se presenta el hueso del antebrazo, al igual que para el brazo humano, este está compuesto por dos huesos, el cúbito y el radio, finalmente se presenta la muñeca, esta articulación está situada por debajo del codo y es la última articulación que presenta la pierna. (Health, s.f.-a)

A continuación, se presenta una imagen representativa con las partes mencionadas previamente.

Figura 46: Esqueleto *Canis lupus familiaris*



Cita: («Anatomía de un perro», s.f.)

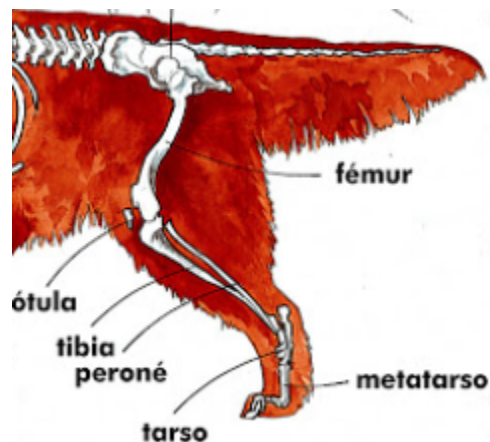
A su vez, los elementos que conforman la pata trasera de un *Canis lupus familiaris* son: en su parte superior el fémur, este hueso es el más próximo al tórax; seguido al fémur se encuentra la primera articulación o rodilla. Posterior a la articulación, al igual que para la pata delantera se compone por dos huesos, con la diferencia que estos se relacionan a los huesos que componen la pata de un humano, la tibia y el peroné. (Health, s.f.-a)

La pata trasera de un perro tiene la particularidad de poseer un ángulo, este es llamado corvejón, el cual corresponde análogamente al tobillo de un humano. (Health, s.f.-a)

Finalmente se presentan tanto en las piernas delanteras como traseras los carpos, estos juegan la función equivalente de un pie en un humano. (Health, s.f.-a)

A continuación, se presenta una imagen representativa con las partes mencionadas previamente.

Figura 47: Esqueleto *Canis lupus familiaris*



Cita: («Anatomía de un perro», s.f.)

Habiendo mencionado los componentes de las piernas del *Canis lupus familiaris*, hacemos énfasis en las articulaciones que presentan dichos animales.

#### 4.9.1. Tipos de articulación del *Canis Lupus Familiaris*

Una articulación se genera como un acoplador entre dos huesos, las articulaciones pueden contar con rangos de movilidad libre o restringida. Existen tres tipos de articulaciones: articulación de cartílago, articulaciones fibrosas y articulaciones sinoviales. (Health, s.f.-b)

- Articulación de cartílago

Este tipo de articulación permite un movimiento limitado y controlado, se compone por una agrupación de huesos unidos por cartílago. (Health, s.f.-b)

- Articulaciones fibrosas

Este tipo de articulación, permite un movimiento leve y controlado, para que se genere este tipo de articulación las articulaciones se mantienen unidas por tejido fibroso. (Health, s.f.-b)

- Articulaciones sinoviales

Este tipo de articulación generalmente presenta un rango más amplio de movilidad, en este tipo de articulación se presenta un recubrimiento de cartílago sobre los huesos. (Health, s.f.-b)

#### 4.10. Tipos de movimientos del *Canis lupus familiaris*

La estructura de las extremidades delanteras de un *Canis Lupus familiaris* es comparada con la estructura de las extremidades inferiores de un ser humano. Como se menciona anteriormente, el *Canis Lupus familiaris* cuenta con dos huesos principales en sus extremidades delanteras, el cúbito y el radio. Estos dos huesos permiten que el perro gire sus extremidades delanteras sobre sus ejes. Las patas delanteras están a cargo de la dirección, esto les permite a los perros realizar giros bruscos y precisos y afinar los movimientos de las extremidades delanteras. (Health, s.f.-b)

Los *Canis Lupus familiaris*, cuentan con cuatro variaciones de movimiento, de más lento a más rápido. Estas variaciones son: el paso o caminata, el trote, el medio galope y el galope.

Previo a explicar las variantes entre un estilo de marcha y otro es importante mencionar que la velocidad promedio con la que se desplaza un *Canis Lupus familiaris* es de tres pies por segundo (3fts/s) para el caso del paso o caminata. Sin embargo, pueden alcanzar velocidades mucho mayores en otras variantes de movimiento. (Wentink, 2008)

- Paso o caminata

Este tipo de movimiento se caracteriza por iniciar el desplazamiento con una extremidad trasera, posteriormente la extremidad delantera del mismo lado. Posteriormente la misma acción con las extremidades del lado opuesto. («Rotatory gallop», [s.f.](#))

- Trote

Para este tipo de movimiento el *Canis Lupus familiaris* mueve las patas delanteras y traseras en diagonal hacia adelante. El movimiento comienza por desplazar dos patas, delantera izquierda y trasera derecha por ejemplo, posteriormente se genera un lapso de tiempo en el que el cuerpo del *Canis Lupus familiaris* permanece suspendido en el aire, finalmente el otro par de extremidades diagonales realiza la acción. («Rotatory gallop», [s.f.](#))

- Medio galope

Este tipo de movimiento, permite a los *Canis Lupus familiaris* girar bruscamente y con mayor impulso desde la parte trasera, el patrón con el que realizan el movimiento comienza por desplazar primero una extremidad trasera hacia adelante, posteriormente la otra extremidad trasera y la extremidad delantero diagonal se desplazan juntos hacia adelante, finalmente se desplaza la extremidad delantera restante. («Rotatory gallop», [s.f.](#))

- Galope:

Este tipo de movimiento se caracteriza por realizarse de manera rápida, es la marcha de mayor velocidad que puede realizar un *Canis Lupus familiaris*. Para este movimiento se emplea además de las extremidades, la columna. El movimiento comienza con la columna comprimida y flexionada, así como las extremidades traseras apoyadas en la superficie, con una de las dos extremidades ligeramente adelantada a la otra. Posteriormente, el *Canis Lupus familiaris* extiende su columna, estirando sus extremidades delanteras hacia adelante, hasta tocar la superficie con una extremidad delantera, la cual al igual que para el caso de las extremidades traseras se encuentran una por delante de la otra. Finalmente, el *Canis Lupus familiaris* flexiona la columna para llevar las extremidades traseras hacia adelante y comenzar el ciclo nuevamente. («Rotatory gallop», [s.f.](#))

## 4.11. Materiales de fabricación de sistemas protésicos

Con los avances dados a lo largo de la historia, se han ido perfeccionando detalles del sistema protésico para tener un sistema de mejor calidad, dichos avances no son únicamente de diseño, también lo son en los materiales de manufactura.

Como se menciona anteriormente, en sus inicios, los sistemas protésicos estaban hechos de madera, arcilla y barro en su mayoría. Con el paso del tiempo y el desarrollo de tecnologías en procesos de manufactura se comenzaron a emplear materiales de mejor gama. Los materiales empleados se clasifican según la sección de la prótesis por manufacturar.

#### **4.11.1. Materiales de manufactura para sistema de encaje o socket**

- Polipropileno
- Poliuretano
- Resina
- Fibra de carbono
- Polietileno
- Termoplástico KEEP
- Termoplástico ASA

(Uellendahl, [1998b](#))

#### **4.11.2. Materiales de manufactura sistema de suspensión protésica**

- Neopreno
- Látex
- Uretano

(Uellendahl, [1998b](#))

#### **4.11.3. Materiales de manufactura para rodilla protésica**

- Aluminio
- Titanio
- Acero inoxidable
- Grafito

(Uellendahl, [1998b](#))

#### **4.11.4. Materiales de manufactura para pie protésico**

- Gomaespuma
- Fibra de vidrio
- Kevlar
- Fibra de carbono
- Resinas

(Uellendahl, [1998b](#))

#### 4.12. Proceso de prueba y liberación de sistema protésico para *Canis Lupus Familiaris*

El proceso de prueba y liberación de un sistema protésico consta de tres etapas, este inicia partiendo de lo establecido en la legislación guatemalteca, posteriormente en los acuerdos gubernativos y reglamentos específicos de las instituciones que avalen investigaciones o proyectos que involucren animales.

La ley de protección y bienestar animal, decreto número 5-2017 del Congreso de la República de Guatemala, en su artículo número 43, ANIMALES PARA INVESTIGACIÓN Y DOCENCIA: "Las Universidades Públicas y Privadas y/o empresas que realicen investigaciones que justifiquen el uso de animales para investigación, deben formar Comités Institucionales de Ética en el Uso y Cuidado Animal, según normativa internacional ratificada por Guatemala, los cuales deben estar registrados en la Unidad de Bienestar Animal. Serán integrados al menos de la siguiente forma:

1. Un médico veterinario;
2. Un ciudadano notable;
3. Un científico;
4. Personas que se requieran necesarias para la investigación.

Así mismo, el acuerdo gubernativo número 210-2017, del ministerio de Agricultura, ganadería y alimentación, en su artículo 40, DE LOS ANIMALES PARA LA INVESTIGACIÓN Y DOCENCIA: "(El animal que se utilice en experimentos o prácticas donde se haga necesaria y sea justificado el experimento, debe ser previamente insensibilizado con anestésicos suficientes; atendido y alimentado en forma debida, antes y después de la intervención. Si sus heridas implican mutilación grave o son de consideración tal que impidan el desarrollo normal del animal, le será practicada la eutanasia inmediatamente al término de la operación, de conformidad con las disposiciones establecidas en la Ley de Protección y Bienestar Animal y el presente Reglamento, realizado por un médico veterinario colegiado activo.)"

Consecuentemente se deben seguir los lineamientos establecidos en el manual de políticas y procedimientos de cada comité, según la casa de estudio o institución donde se desee realizar un tipo de investigación o proyecto que involucre animales.

Para el caso de la Universidad del Valle de Guatemala, se debe abocar al reglamento del Comité de Ética para el Cuidado y Uso de Animales en la Investigación y Docencia, concretamente a la "Lista de cotejo e información para el investigador previo a presentar propuesta al CEUCA UVG".

Posterior a tener conocimiento de la lista de cotejo, se debe completar un formato de petición al CEUCA UVG para el caso de esa casa de estudio y para otras entidades los respectivos formatos de sus instituciones.

La metodología utilizada para la resolución del problema tiene como base el proceso de diseño de ingeniería. Este está formado de siete etapas que se desarrollan a continuación.

Abarcan las secciones de definición del problema, investigación de información, entrevistas y requisitos, propuesta principal y alterna, construcción del prototipo, prueba y rediseño así como la sección de resultados.

### 5.1. Definición del problema

La problemática identificada corresponde a la escasez de alternativas para un *Canis Lupus Familiaris* que sufren la ausencia de una extremidad frontal, así como dificultad para tener una movilidad adecuada y las secuelas para la salud que presentan ese complicado desplazamiento.

### 5.2. Investigación de información

Este proceso de investigación de información se dividió en 5 áreas principales: Diferencia entre ortesis y prótesis, historia de la prótesis humana e historia de la prótesis animal, materiales de fabricación y proceso de liberación de prótesis.

Para el caso de la historia de la prótesis humana e historia de la prótesis animal, se profundizó en aspectos como: Historia de prótesis inferiores, componentes para prótesis inferior, clasificaciones y comparación de componentes, historia de la prótesis animal, anatomía y movimientos del *Canis lupus familiaris*

### 5.3. Estudio

Esta sección fue enfocada a la definición de requisitos, para abarcar los mismos desde la perspectiva de un especialista en animales y un especialista en sistemas protésicos, por lo que se realizó un estudio tanto con médicos veterinarios como con técnicos en la construcción de ortesis y prótesis.

Específicamente se conversó con doctores de las clínicas veterinarias Pet Planet, VETZOO y un enfermero del Hospital veterinario San Juan Roosevelt.

A quienes se les plantearon las siguientes preguntas.

- ¿Qué tipos de amputación existen para los perros?
- ¿Qué características debe tener el sistema protésico?
- Para el caso del encaje, ¿debe existir juego entre el muñón y el encaje o debe estar totalmente en contacto uno con el otro?
- ¿Es recomendable el uso de un cincho para sostener la prótesis al paciente o es innecesario?
- ¿Qué actividades debe ser capaz el perro de hacer con su sistema protésico ya adaptado?
- ¿Con qué frecuencia se recomienda los chequeos para revisar las condiciones del muñón?
- ¿El sistema protésico debe ser utilizado de forma permanente o parcial durante el día?

Como se logra ver anteriormente las preguntas planteadas para estos especialistas iba más dirigida al confort del *Canis Lupus Familiaris*.

Un breve resumen de las respuestas es que el sistema protésico no debe ser usado en la totalidad del día, para dejar descansar la zona del muñón, el encaje que alberga el muñón no debe estar totalmente ajustado, pero no tan flojo de igual forma, el relleno entre el miembro y la pared del encaje debe generar un ajuste para que no se genere juego. En cuanto a las características del sistema protésico y las actividades que debe realizar, debe ser un material rígido capaz de soportar el peso del perro y ligero. Entre las actividades, debe ser capaz de realizar acciones básicas como caminar y sentarse.

Por otro lado se entrevistó al jefe de técnicos ortopedistas del IGSS, a quien se le plantearon las siguientes preguntas.

- ¿Qué tipos de materiales son los más comunes para la elaboración de prótesis?
- ¿Qué tipo de mantenimiento preventivo se le debe dar al sistema protésico?
- ¿Qué material suele usarse para el recubrimiento del encaje?
- ¿Qué tipo de rodilla es la más común en sistemas protésicos?

- ¿Con qué frecuencia se recomienda el cambio del sistema protésico (tiempo de vida)?
- ¿Qué características especiales debe tener el sistema protésico?
- ¿Qué material es empleado para la parte del pie protésico o la que entra en contacto con la superficie?

Como se logra ver anteriormente las preguntas planteadas para el técnico especialista iban más dirigidas a la construcción del sistema, sus partes y materiales.

Respecto a la entrevista anterior se estableció que en el ámbito de materiales, estos son muy versátiles. Pueden ser elaborados de polímeros o metales, generalmente es una combinación de ambos, lo que se busca es una estructura rígida y ligera. El mantenimiento de estos equipos no es más que lubricar la zona de la rodilla eventualmente. Y finalmente, el tipo de rodilla más común es con control de apoyo, que termina siendo un mecanismo de cuatro barras.

## 5.4. Especificación de requisitos

Esta etapa se clasifica en cuatro ramas: requisitos funcionales, requisitos de desempeño, requisitos de restricción y requisito de misión. Los cuales abarcan características propias del prototipo, así como de materiales, entre otras, como se logra observar en la Tabla 1. Estos requisitos fueron establecidos de la mano de médicos veterinarios.

Cuadro 1: Requisitos del prototipo

Código	1	2	3
-	Funcional	Desempeño	Restricción
A	El sistema debe ser capaz de ajustar el encaje al ancho del muñón del perro.	Debe ser capaz de soportar las cargas aplicadas sin fallar.	Debe usarse únicamente para amputaciones tipo transfemoral.
B	El sistema debe ser manufacturado o contar con un recubrimiento de un material incapaz de ser roído por el paciente.	Debe ser capaz de generar la articulación de la rodilla al realizar un movimiento desplazamiento.	El sistema debe ser utilizado únicamente por la especie <i>Canis lupus familiaris</i> .
C	El sistema debe ser capaz de colocarse y removerse por una persona que ajuste y desajuste los cinchos.	El sistema debe estar diseñado para evitar la acumulación de agua en sus elementos.	Empleado únicamente para perros de talla grande, que abarcan los 30-40cm de longitud de pata.
D	El sistema debe ser capaz de poderse limpiar con un paño húmedo.	N/A	El sistema no debe pesar mas de 2.5 Kg para evitar problemas en el muñón y zonas aledañas.
E	La parte inferior que entra en contacto con la superficie al caminar debe ser resistente al desgaste abrasivo.	N/A	Debe ser capaz de soportar una masa no mayor a 30 Kg.
F	El material del cual está elaborado sistema debe ser anti-oxidante.	N/A	El sistema debe ser utilizado y almacenado en un ambiente cuya temperatura sea menor al punto de fusión del material.
G	El material del cual está elaborado el sistema no debe ser conductor térmico.	N/A	Debe ser analizada bajo acciones de caminar y correr, no saltos o posiciones en la que se distribuya el peso únicamente en la prótesis.
H	El material del cual está elaborado el sistema no debe ser conductor eléctrico.	N/A	El sistema debe contar con una superficie acolchonada en la parte del encaje para no lastimar el muñón.
I	El sistema debe cumplir las funciones básicas del paciente tales como caminar y correr.	N/A	El sistema debe tener la capacidad de adaptarse a diferentes alturas en un rango de 10 cm.

## 5.5. Propuesta principal y alterna

La propuesta principal es un prototipo de prótesis articulada para un *Canis lupus familiaris* con amputación tipo transfemoral. Así mismo, como una solución alterna se plantea una prótesis rígida para *Canis lupus familiaris* con amputación tipo transfemoral o con una amputación total.

## 5.6. Esbozo preliminar

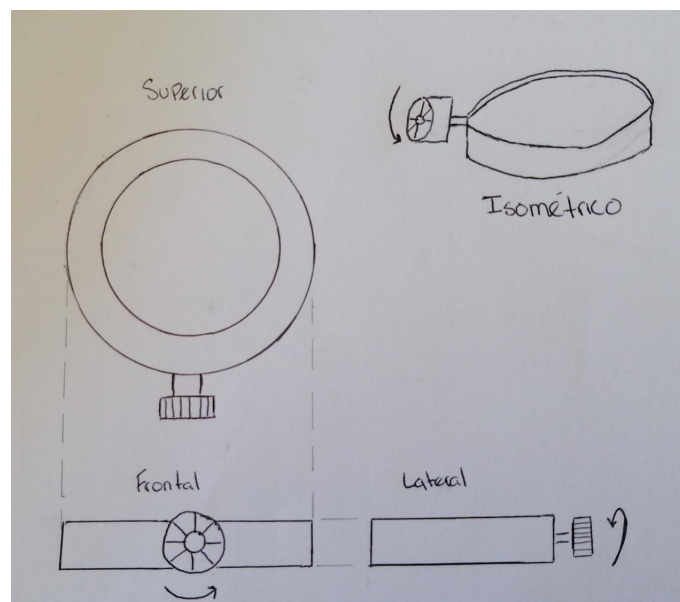
En esta sección se plasmó una idea preliminar del diseño del sistema protésico a realizar por medio de un esbozo. El mismo no fue elaborado a escala ya que fue con el objetivo de hacer una representación visual. Así mismo, se definió cada componente a manufacturar. Para algunos componentes se planteó más de una alternativa como se puede observar en las siguientes figuras.

### 5.6.1. Cincho de seguridad

El cincho de seguridad corresponde a una serie de sujetadores, que tiene como objetivo el generar una unión entre el sistema protésico y el cuerpo del perro.

Para esta sección se plantearon dos propuestas, la primera corresponde a una cinta plástica rígida que cuenta con una perilla ajustable. En la Figura 48 se muestra una esbozo del mismo.

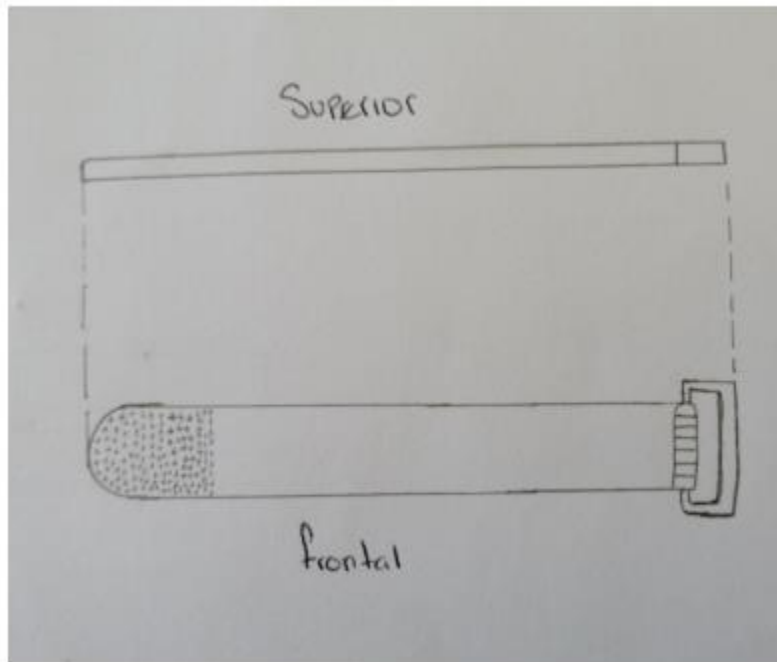
Figura 48: Cincho de seguridad rígido



La segunda propuesta establecida corresponde a una cinta de velcro, en la Figura 49 se

muestra un esbozo.

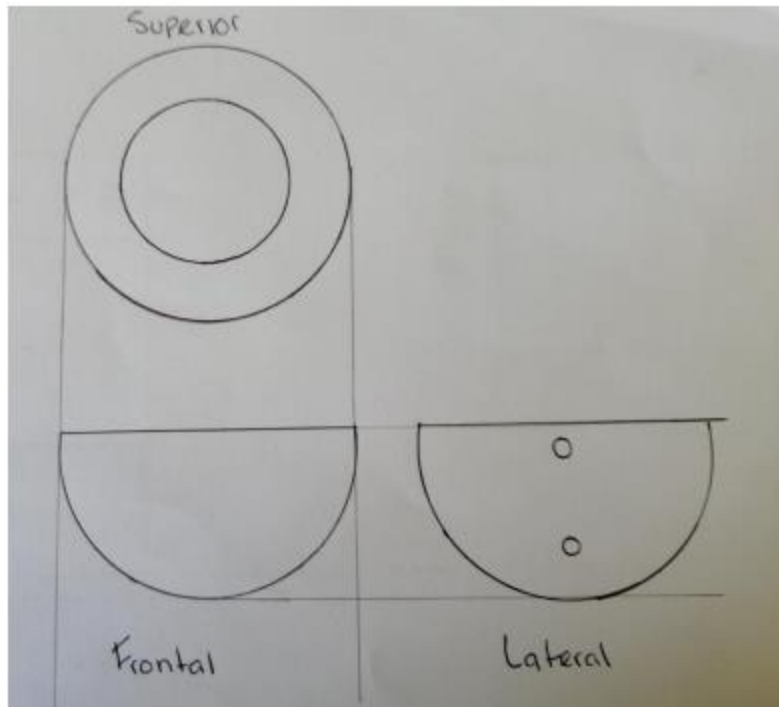
Figura 49: Cincho de seguridad de velcro



### 5.6.2. Encaje o *socket*

El encaje o *socket* establecido corresponde a uno de contacto total. Se optó por este ya que presenta una superficie plana, lo que es conveniente pues podría lastimar al *Canil Lupus Familiaris* al momento de acostarse o realizar alguna actividad como rascarse, ya que la configuración de sus extremidades podría provocar que si el encaje presenta algún pico este se incruste en su pecho, generando algún tipo de molestia. En la Figura 50 se muestra un esbozo del encaje. Se observa que cuenta con una serie de agujeros en los costados, esto con el propósito de colocar un pin o pasador para agruparlo al resto del sistema protésico.

Figura 50: Encaje de contacto total

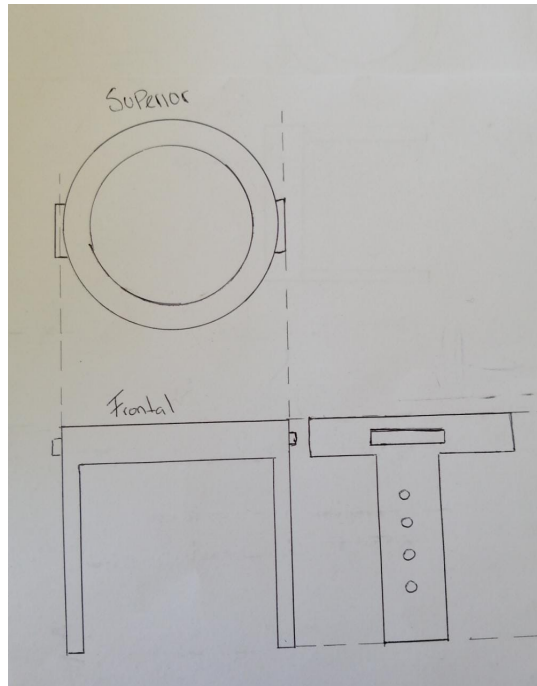


### 5.6.3. Seguro del encaje

Las denominadas seguro del encaje, se refiere a dos piezas que tiene la función tanto de albergar al encaje mediante los pasadores mencionados anteriormente, así como sostener los cinchos de seguridad que serán colocados al rededor del dorso del *Canis Lupus Familiaris*.

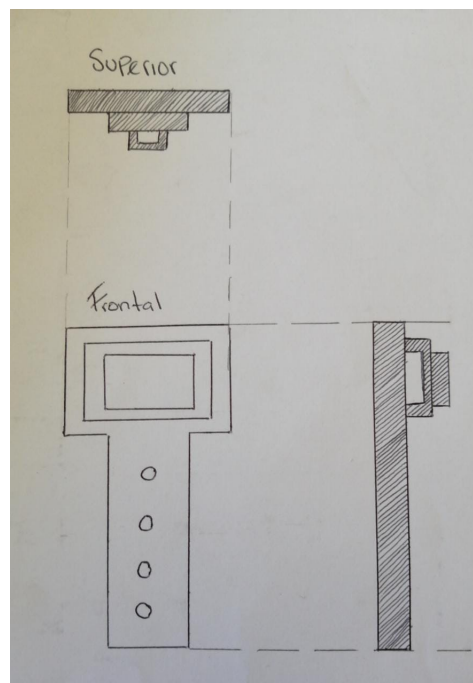
Para esta pieza se plantearon dos propuestas, la primera corresponde a una única pieza rígida en la que se ubicaría el muñón del perro dentro del sistema, cuenta con dos componentes a los lados, en donde se incrustaría el pasador que sujetaría el encaje. En la Figura 51 se puede observar un esbozo de la pieza.

Figura 51: Sistema rígido sujetador del encaje



La segunda propuesta para esta pieza corresponde a dos componentes individuales que se colocarán a los costados del encaje para generar esa unión. Cada pieza individual contará con apartados para adaptar el cincho de seguridad. En la Figura 52 se puede observar el esbozo.

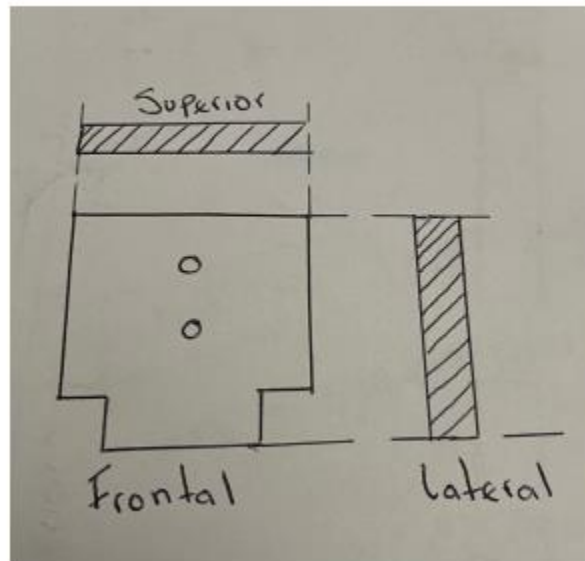
Figura 52: Varillas independientes sujetadoras de encaje



#### 5.6.4. Conector graduable

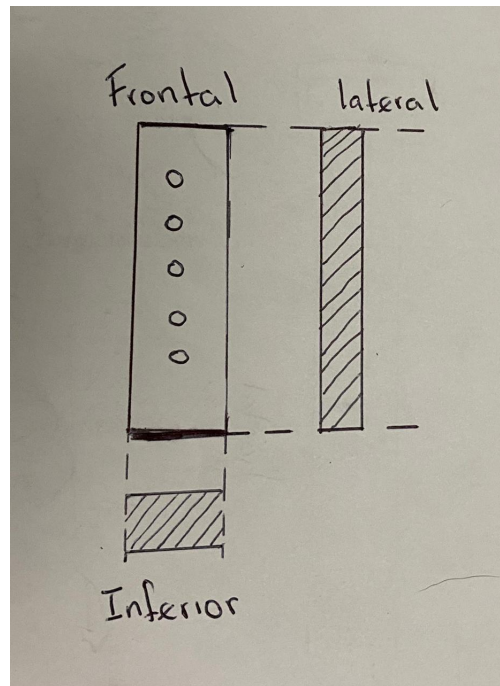
Este elemento tiene como propósito brindarle un rango de altura al sistema protésico, se establecieron dos propuestas para este elemento. La primera una pieza rígida, que se deslizaría por la parte interna de los extremos del seguro, diseñando el componente anterior con un hueco para albergar a este. En la siguiente figura se puede observar una representación.

Figura 53: Conector graduable primera alternativa



La segunda propuesta establecida corresponde a una pieza rígida de menor tamaño, la cual en lugar de ser albergada dentro del seguro, estaría unida por un pin a dicha pieza. En la siguiente figura se puede observar una representación.

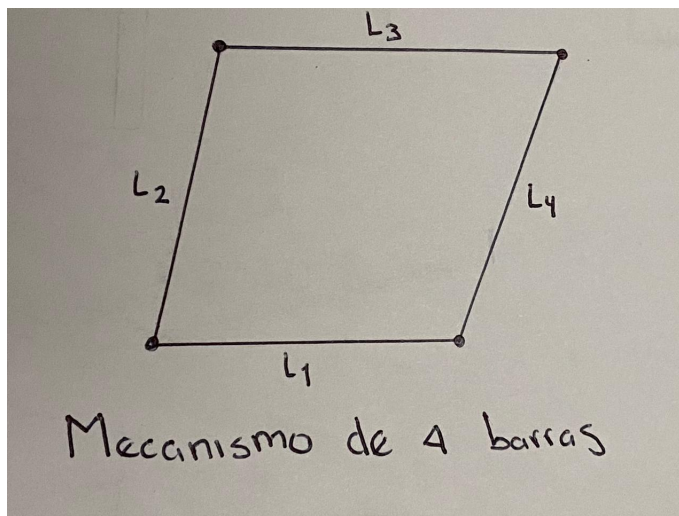
Figura 54: Conector graduable segunda alternativa



### 5.6.5. Rodilla

Para este elemento no se propuso más de una alternativa, dado que se conoce que debe ser un mecanismo de cuatro barras, tal y como se muestra en la siguiente figura.

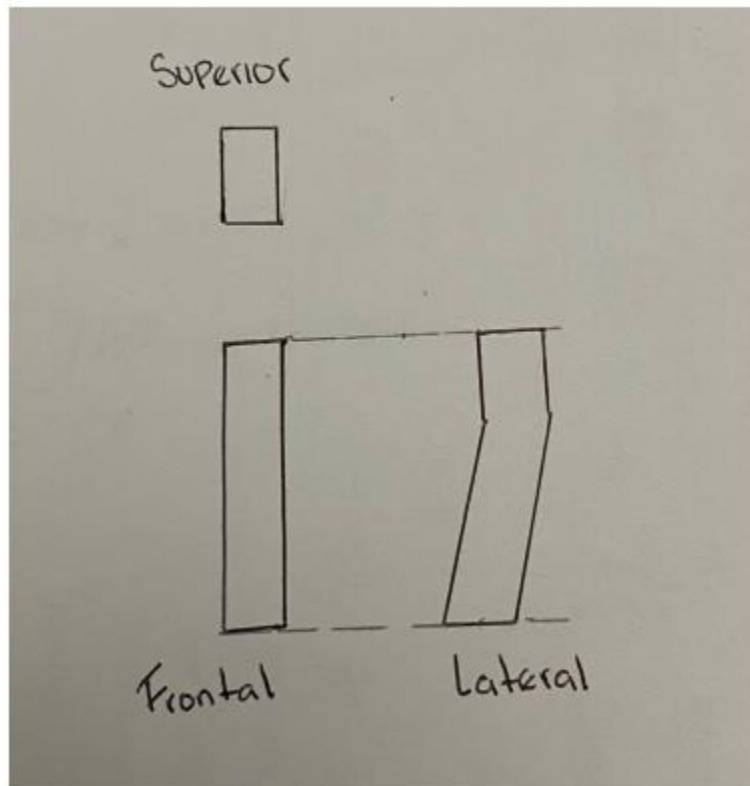
Figura 55: Mecanismo de cuatro barras para rodilla



### 5.6.6. Antebrazo

Para este elemento se estableció únicamente una alternativa, dado que su función es solamente conectar la superficie de contacto con la rodilla. Se conoce que un *Canis Lupus Familiaris* cuenta con un ángulo en la zona del ante brazo, por lo que se diseñó de igual manera, como se puede ver en la siguiente pregunta.

Figura 56: Sistema antebrazo

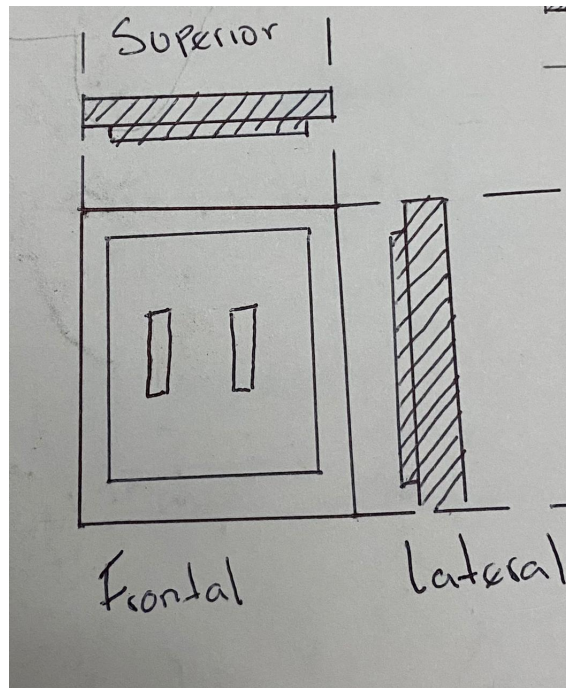


### 5.6.7. Superficie de contacto

Para este elemento, se plantearon dos alternativas. Una simple con una forma rectangular ya que la única función de esta es ser el soporte. Y otra con una forma de huella tradicional de perro, con el fin de hacer más atractiva a la vista la prótesis.

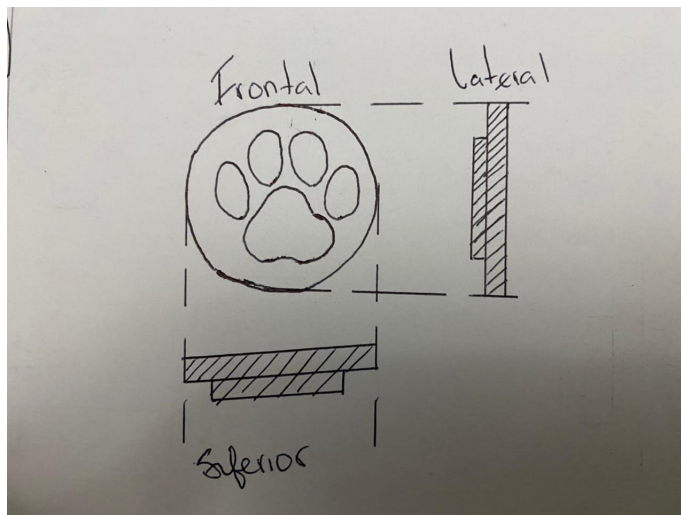
A continuación, se presenta la primera propuesta para la superficie de contacto, como se mencionó previamente se buscó un diseño minimalista en el que se dejaba de lado la estética.

Figura 57: Primera alternativa superficie de contacto



Para la segunda alternativa, se buscó plasmar un diseño parecido a una huella de perro para generar una mejor interacción con el usuario. Como se muestra en la siguiente figura.

Figura 58: Segunda alternativa superficie de contacto

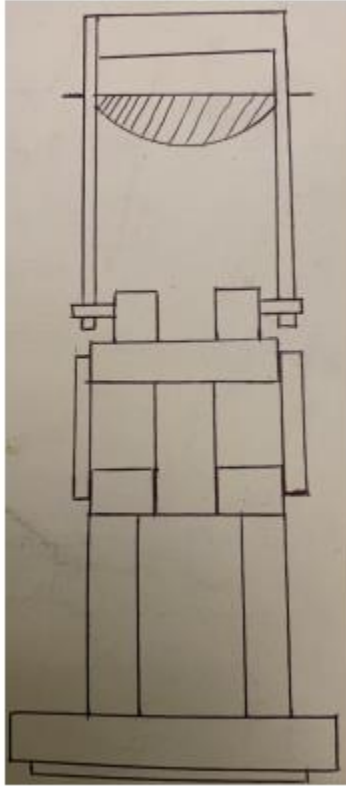


## 5.7. Esbozo seleccionado

Tomando de base la sección anterior y ya habiendo definido los elementos que conforma el sistema protésico se realizó un segundo esbozo, con la escala definida. En la Figura 59 se

muestra el esbozo desde una vista frontal.

Figura 59: Esbozo final seleccionado



## 5.8. Modelo CAD

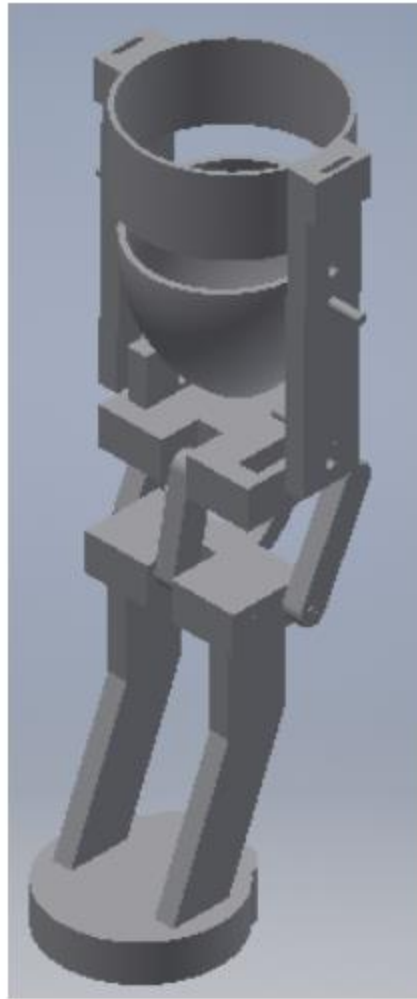
Tomando de base el esbozo seleccionado se realiza ese mismo modelo en formato CAD, el proceso consta de elaborar cada pieza independiente y posteriormente generar un ensamble del modelo.

Los componentes diseñados se presentan en las siguientes subsecciones.

### 5.8.1. Ensamble

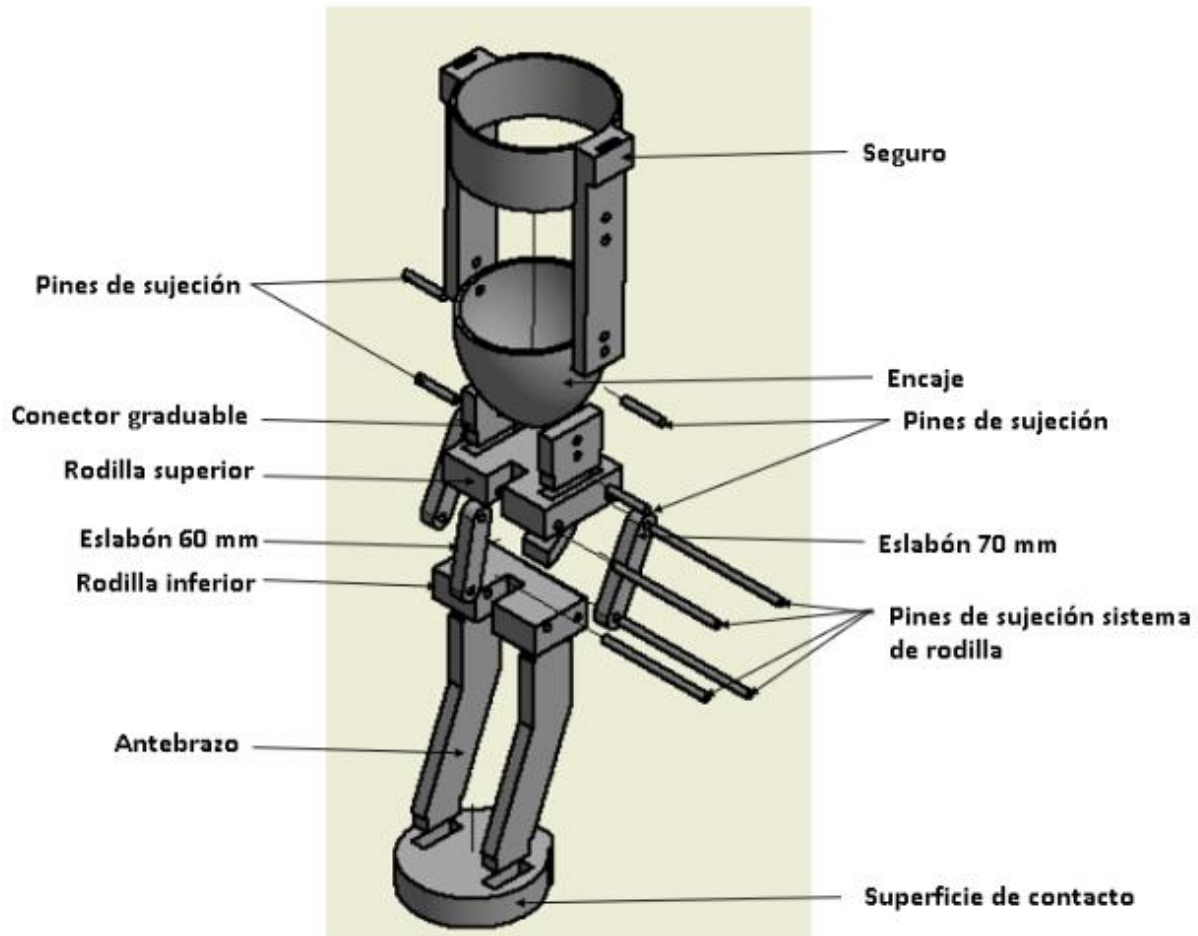
Se muestra la unión de todos los componentes individuales, este sistema cuenta con restricciones de movimiento planteadas en la sección de mecanismo de cuatro barras mostrada previamente.

Figura 60: Ensamble CAD sistema protésico



A su vez, se muestran los componentes del ensamble desglosados, esto se emplea para tener una mejor perspectiva de cada componente y su ubicación en el ensamble.

Figura 61: Componentes del prototipo del sistema protésico

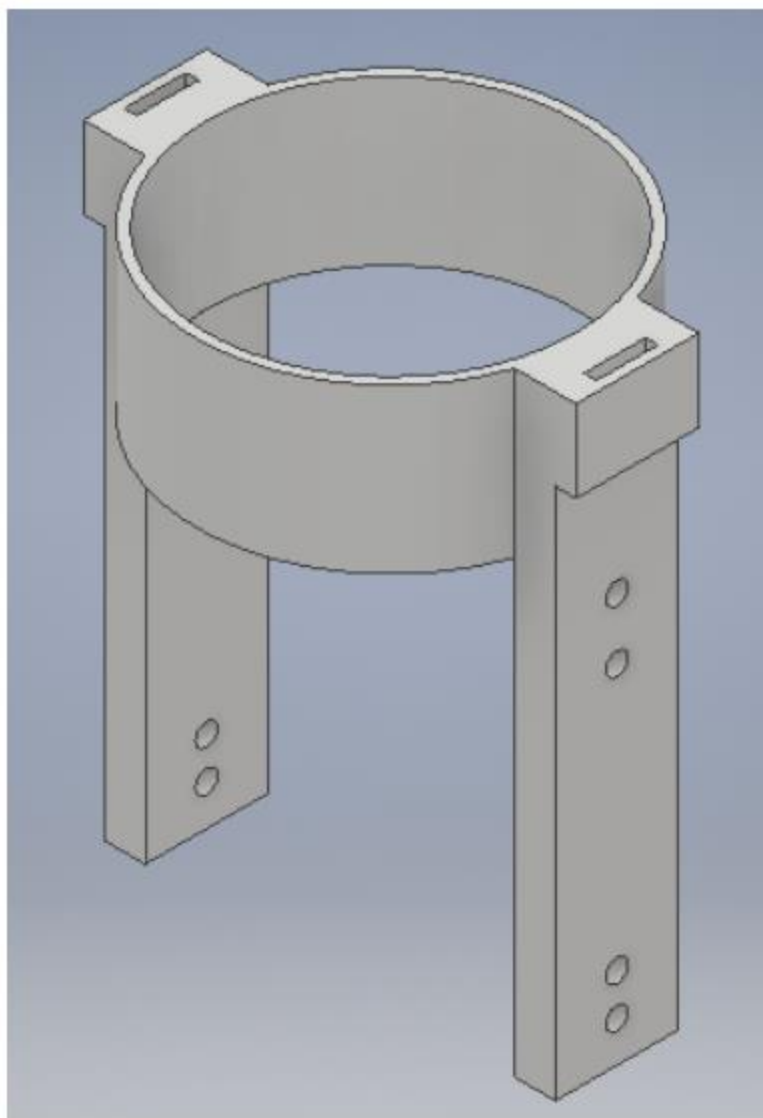


Teniendo una mejor representación del diseño final, se exponen a continuación los componentes individuales del sistema.

### 5.8.2. Seguro

Este componente tiene la función de mantener en una posición definida el muñón del *Canis Lupus Familiaris*, así como proporcionar un ajuste de seguridad mediante las correas que se incrustan en la pieza. Cuenta con dos posiciones para acoplar el encaje y dos posiciones para acoplarse con el conector graduable. Esta manufacturado de policarbonato (PC).

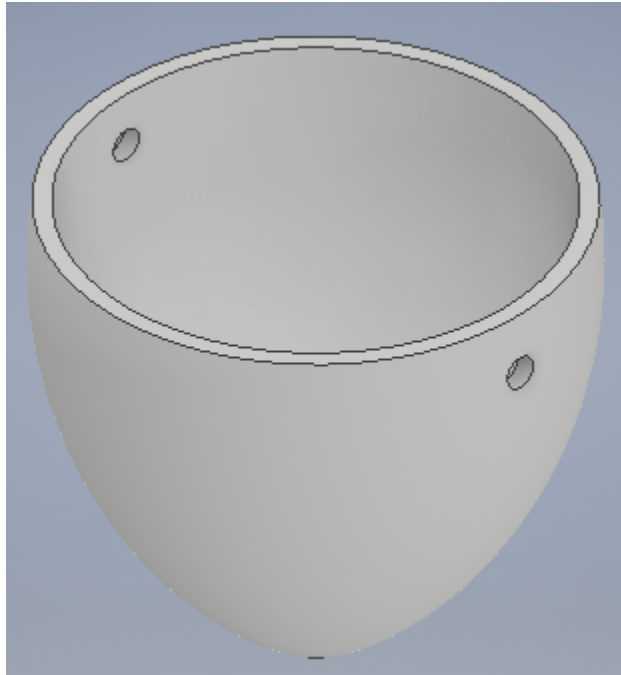
Figura 62: Seguro CAD sistema protésico



### 5.8.3. Encaje o *socket*

Este elemento tiene la función de soportar el muñón del *Canis Lupus Familiaris*, cuenta con dos agujeros para se acoplado al seguro por medio de pines metálicos. Está manufacturado de policarbonato (PC).

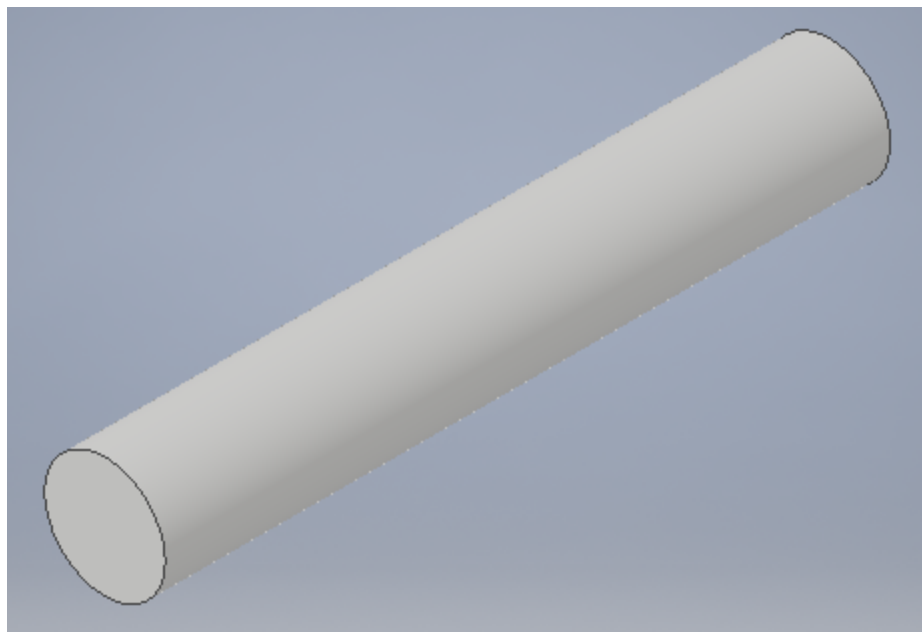
Figura 63: Encaje CAD sistema protésico



#### 5.8.4. Pines sujetadoras del encaje

Estos elementos se emplean para unir en encaje al seguro, están elaborados de acero estructural.

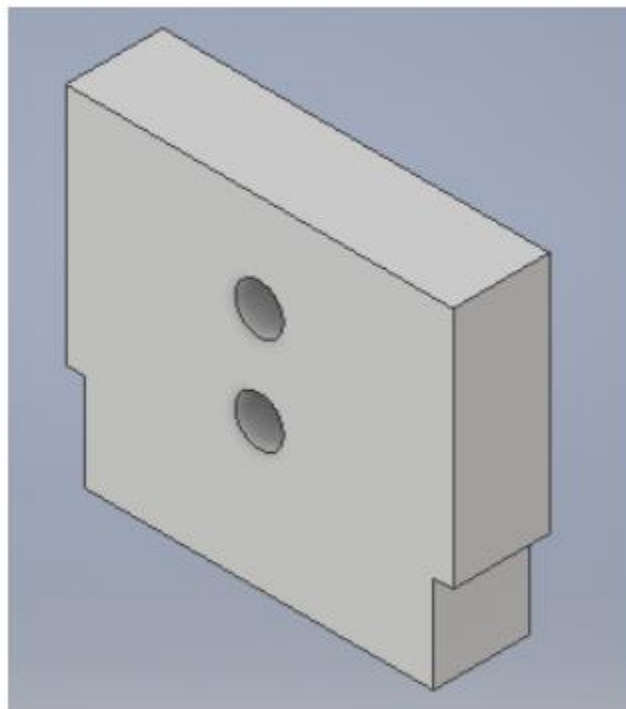
Figura 64: Pines sujetadores del encaje



### 5.8.5. Conector graduable

Este elemento se emplea como la unión entre el seguro y el sistema de la rodilla de la prótesis, cuenta con dos posiciones para acoplar al seguro y un bisel para ser incrustado en la parte superior del elemento de rodilla. Está manufacturado de policarbonato (PC).

Figura 65: Conector graduable



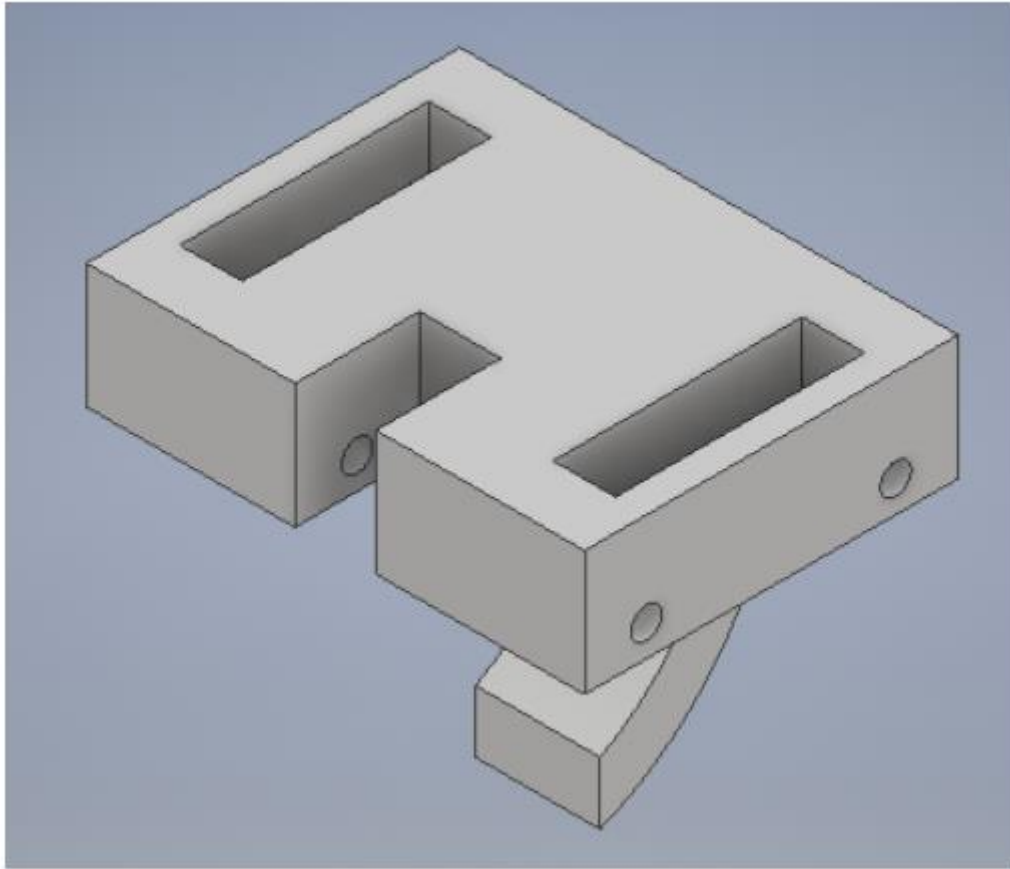
### 5.8.6. Rodilla

El mecanismo de rodilla está compuesto por nueve elementos. Cuatro pines metálicos, tres eslabones y una parte superior e inferior de rodilla.

- Rodilla superior.

Este elemento cuenta con dos entradas en la cara superior, para acoplarse con el conector graduable, así como agujeros en los costados para incrustar pines que a su vez acoplarán eslabones. Finalmente, cuenta con un gancho que tiene la función de ser un tope para restringir los grados de movimiento.

Figura 66: Rodilla superior



- Pines de rodilla. Estos elementos se emplean para generar un movimiento rotacional, se incrustan en los agujeros de la rodilla superior e inferior, se emplean cuatro de estos. Otra función es albergar a los eslabones, dos en sus extremos y uno en el centro de los pines como se logra ver en la sección de ensamble. Dos de los pines cuentan con una longitud de 100 milímetros y dos de 80 milímetros, dado que los más cortos albergan al eslabón en el centro y no es necesario que salgan de la pieza superior e inferior de la rodilla, a diferencia de los otros dos que en sus extremos acoplan a los eslabones. Están elaborados de acero estructural.

Figura 67: Pin 100 milímetros de rodilla

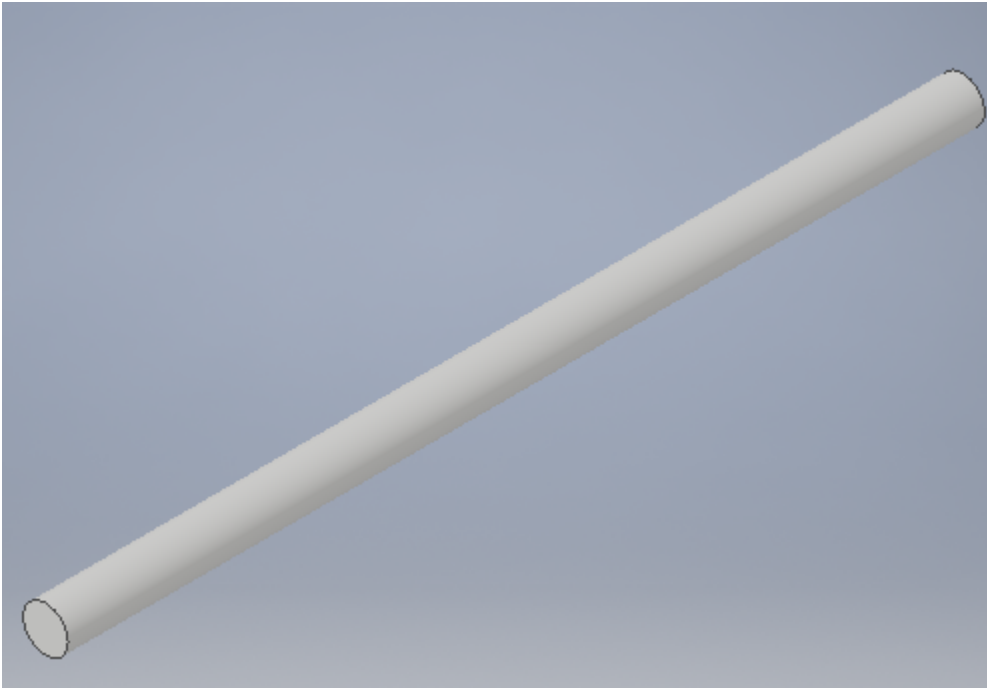
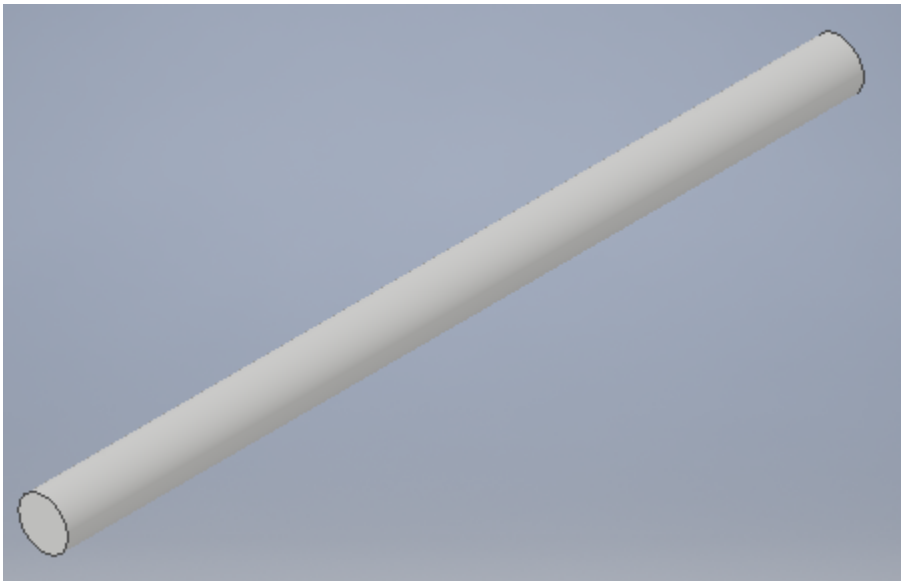


Figura 68: Pin 80 milímetros de rodilla



- Eslabones Estos componentes forman el mecanismo de cuatro barras encargado de generar un movimiento oscilatorio o articulado. Este grupo está formado de tres eslabones, dos de ellos están incrustados a los extremos de los pins y uno de ellos al centro de los otros pins. Sus longitudes son de 70 milímetros para los incrustados en los extremos y de 60 milímetros para el incrustado en el centro.

Figura 69: Eslabón de 70 milímetros

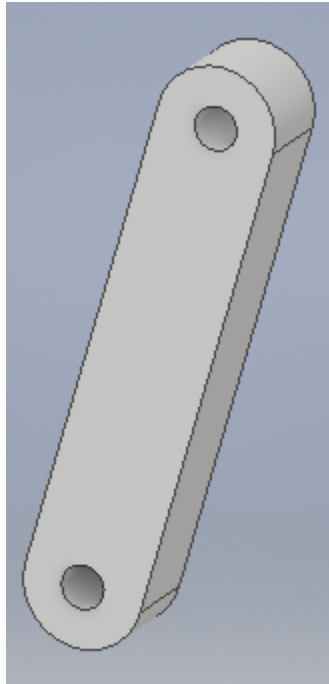
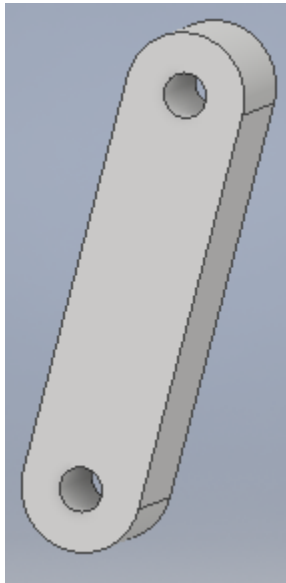
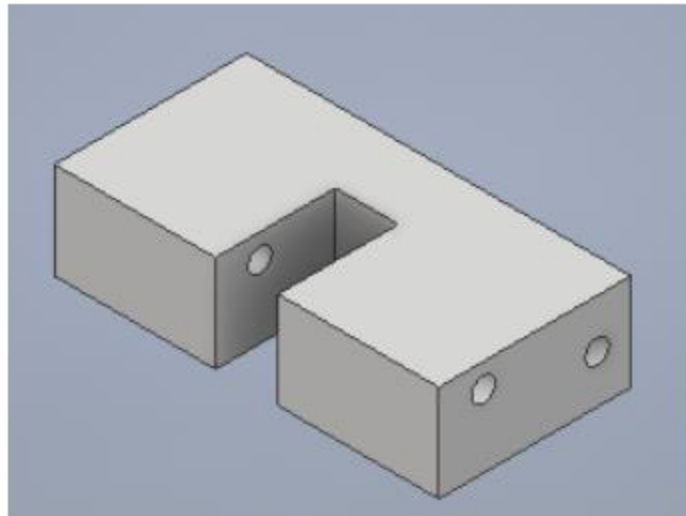


Figura 70: Eslabón de 60 milímetros



- Rodilla inferior Este elemento culmina el sistema de rodilla y funciona como la unión entre la rodilla y la parte final de la prótesis. Cuenta con agujeros en los costados para acoplar los pines y el eslabón, así como cavidades en la parte inferior para acoplar el antebrazo.

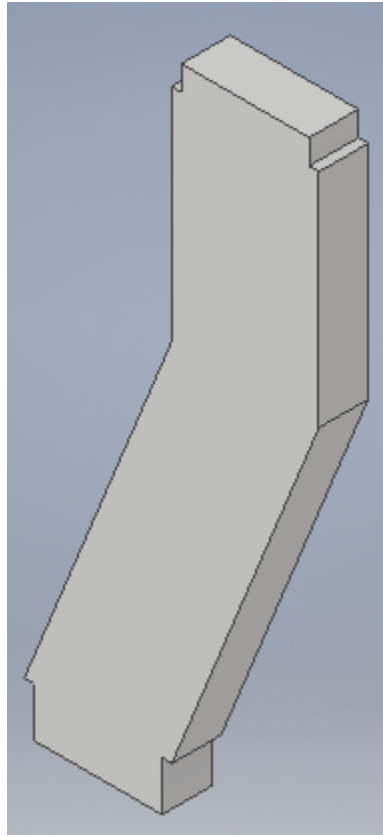
Figura 71: Rodilla inferior



### 5.8.7. Antebrazo

Este elemento rígido tiene la función de unir la rodilla con la superficie de contacto, tiene la particularidad de estar diseñado con una discontinuidad. Esto dado que los *Canis Lupus Familiaris* generan un ángulo de veintidós grados en dicha parte de su extremidad. Cuenta con biselés en los extremos, para ser acoplado a ambas partes, se emplean dos paralelos para hacer la representación de cúbito y radio.

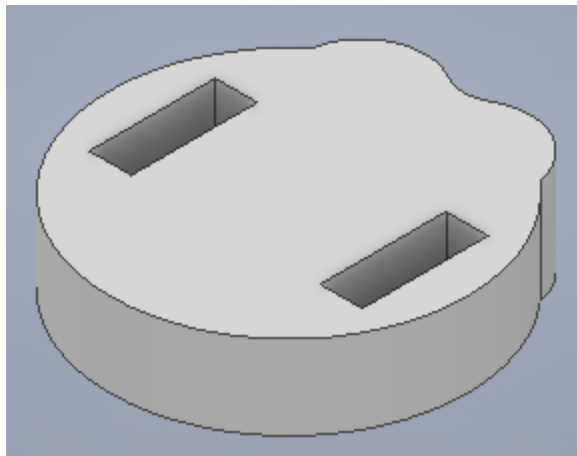
Figura 72: Antebrazo



#### 5.8.8. Superficie de contacto

Esta es la parte final del sistema, se diseñó con una forma bastante similar al de una huella, su función es ser soporte y estar en contacto con la superficie. Cuenta con dos cavidades para acoplar a los antebrazos.

Figura 73: Superficie de contacto



## 5.9. Preselección del material de manufactura

En esta sección se presentan los materiales considerados para la manufactura del prototipo del sistema protésico, en el siguiente listado se muestran polímeros, resinas y metales, dado que aun no se establece el proceso de manufactura con el que se trabajará.

Dichos materiales fueron tomados en cuenta ya que se conoce que han sido utilizados anteriormente en aplicaciones relacionadas a la medicina, principalmente en componentes de sistemas protésicos.

A continuación, se listan dichos materiales.

- ASA
- PEEK
- Nylon (PA6)
- ABS
- PC
- PET
- Resina (Vero)
- Acero
- Aluminio
- Titanio
- Grafito

El proceso de manufactura a utilizar, será por medio de tecnologías aditivas, específicamente impresión 3D. Esto debido a que el alcance del trabajo es fabricar un prototipo y es una buena alternativa para evaluar dimensiones, ajustes, movimiento entre piezas, apariencia, entre otros aspectos de interés Cabe mencionar que algunos polímeros poseen propiedades mecánicas ideales para este tipo de aplicaciones. Habiendo mencionado esto, se descartan los materiales metálicos.

En los siguientes cuadros se presentan comparaciones entre polímeros y resina, con el fin de seleccionar dos materiales. Uno con el que se plantea manufacturar el prototipo y una alternativa para este.

Se llevó a cabo una comparación desde tres aspectos, propiedades mecánicas, propiedades térmicas y otras propiedades.

Cuadro 2: Tabla comparativa propiedades mecánicas

Propiedad	ASA (i)	PEEK (ii)	Nylon (iii)	ABS (iiii)	PC (iiiiii)	PET (iiiiiii)	Resina vero (iiiiiiii)
Resistencia a la compresión	75 Mpa	118 Mpa	81 Mpa	46 Mpa	64 Mpa	45 Mpa	N/D
Coefficiente de fricción dinámica	N/D	0.25	0.24	0.35	0.37	0.23	N/D
Modulo de flexión	2.5 Gpa	4.1 Gpa	2.2 Gpa	2.2 Gpa	2.37 Gpa	2.45 Gpa	2.5 Gpa
Resistencia a la flexión	78Mpa	170 Mpa	39 Mpa	75.8 Mpa	97 Mpa	82 Mpa	80 Mpa
Dureza	110 R	150 R	113 R	103 R	70 R	105R	
Impacto izod	43 J/m	85.4 J/m	53.45 J/m	75 J/m	60 J/m	35 J/m	30 J/m
Coefficiente de poisson	0.33	0.39	0.37	0.39	0.37	0.40	N/D
Resistencia a la tracción	53 Mpa	90 MPa	70 Mpa	38 Mpa	69 Mpa	80 Mpa	N/D
Módulo de Young	2.3 Gpa	3.6 GPa	2.5 Gpa	2.05 Gpa	2.3 Gpa	2.76 Gpa	2.0 Gpa

Referencia:

- i. (Mariano, 2011)
- ii. (Mariano, 2011)
- iii. («Materiales de impresión 3D para aplicaciones profesionales | Ultimaker», s.f.)
- iiiii. («Materiales de impresión 3D para aplicaciones profesionales | Ultimaker», s.f.)
- iiiiii. («Materiales de impresión 3D para aplicaciones profesionales | Ultimaker», s.f.)
- iiiiiii. («Materiales de impresión 3D para aplicaciones profesionales | Ultimaker», s.f.)
- iiiiiiiii. («Resinas polyjet | undo prototipos», s.f.)

Cuadro 3: Tabla comparativa propiedades térmicas

Propiedad	ASA (i)	PEEK (ii)	Nylon (iii)	ABS (iiii)	PC (iiiiii)	PET (iiiiiii)	Resina vero (iiiiiiii)
Temperatura de fusión	210°C	340°C	268°C	200 °C	200°C	250°C	110°C
Temperatura de transición vítrea	95°C	143°C	70°C	110°C	152°C	76°C	N/D
Temperatura de servicio	167°C	250°C	186°C	210°C	180°C	160°C	N/D
Expansión térmica	70 e6/°C	47 e6/°C	95 e6/°C	80 e6/°C	70 e6/°C	80 e6/°C	N/D
Condct. térmica	0.18 W/mK	0.2 W/mK	0.25 W/mK	0.17 W/mk	0.20 W/mk	0.20 W/mk	N/D

- i. (Mariano, 2011)
- ii. (Mariano, 2011)
- iii.(«Materiales de impresión 3D para aplicaciones profesionales | Ultimaker», s.f.)
- iiiii. («Materiales de impresión 3D para aplicaciones profesionales | Ultimaker», s.f.)
- iiiiii.(«Materiales de impresión 3D para aplicaciones profesionales | Ultimaker», s.f.)
- iiiiii.(«Materiales de impresión 3D para aplicaciones profesionales | Ultimaker», s.f.)
- iiiiiii.(«Resinas polyjet | undo prototipos», s.f.)

Cuadro 4: Tabla comparativa otras propiedades

Propiedad	ASA (i)	PEEK (ii)	Nylon (iii)	ABS (iiii)	PC (iiiiii)	PET (iiiiiii)	Resina vero (iiiiiiii)
Densidad	1070 Kg/m3	1320 Kg/m3	1140 Kg/m3	1070 Kg/m3	1200 Kg/m3	1340 Kg/m3	1180 Kg/m3
Rigidez dieléctrica	22 MV/m	18.9 MV/m	25 MV/m	33 Mv/m	15 Mv/m	15.7 Mv/m	0.034 Mv/m
Absorción de agua	0.05	0.01	0.03	0.02	0.35	0.02	0.11

- i. (Mariano, 2011)
- ii. (Mariano, 2011)
- iii.(«Materiales de impresión 3D para aplicaciones profesionales | Ultimaker», s.f.)

- iii. («Materiales de impresión 3D para aplicaciones profesionales | Ultimaker», s.f.)
- iiiii.(«Materiales de impresión 3D para aplicaciones profesionales | Ultimaker», s.f.)
- iiiiii.(«Materiales de impresión 3D para aplicaciones profesionales | Ultimaker», s.f.)
- iiiiiii.(«Resinas polyjet | und o prototipos», s.f.)

Previamente se presentaron tres tablas, con diversas propiedades, de las cuales las de mayor interés y en base a las cuáles se eligió el material son: resistencia a la compresión, resistencia a la flexión y resistencia a la tracción, para el caso del cuadro número 2.

Así bien para el caso del cuadro número 3, las propiedades de interés seleccionadas son: temperatura de fusión, temperatura de transición vitrea y expansión termica.

Finalmente para el cuadro número 4, las tres propiedades mostradas son de interés para el criterio de selección.

Previo a mostrar el criterio de selección de material, cabe mencionar que se descartaron materiales como la resina vero, por la escasez de información. Al igual que el filamento PEEK por presentar propiedades que sobrepasan la capacidad de los equipos disponibles para trabajar. Estos equipos son las impresoras *Ultimaker 3* y la impresora *Objet30PRIME*.

En el siguiente cuadro se presentan las propiedades de interés ya seleccionadas. El criterio de selección se basa en establecer una ponderación de 5 puntos al material con el valor más alto en la propiedad a analizar y 1 punto al material con el valor más bajo en dicha propiedad. Los materiales intermedios se les asignará un porcentaje en ese rango, mediante una interpolación lineal.

Se estableció este criterio de decisión ya que algunos materiales presentan valores muy cercanos en algunas propiedades, esto facilita tener una percepción más clara.

El objetivo de este criterio de selección, es identificar el material que obtenga la mayor puntuación, ya que esto indicaría que presenta una distribución más adecuada en comparación al resto.

Cuadro 5: Criterio de selección

Propiedad	Nylon	ASA	PC	PET	ABS
Resistencia a la compresión	81 Mpa	75 Mpa	64 Mpa	45 Mpa	46 Mpa
Resistencia a la flexión	39 Mpa	78 Mpa	97 Mpa	82 Mpa	75.8 Mpa
Resistencia a la tracción	70 Mpa	53 Mpa	69 Mpa	80 Mpa	38 Mpa
Temperatura de transición vitrea	70°C	95 °C	152°C	76°C	110°C
Expansión térmica	95 e <sup>-6/C</sup>	70 e <sup>-6/C</sup>	70 e <sup>-6/C</sup>	80 e <sup>-6/C</sup>	80 e <sup>-6/C</sup>
Densidad	1140 Kg/m <sup>3</sup>	1070 Kg/m <sup>3</sup>	1200 Kg/m <sup>3</sup>	1340 Kg/m <sup>3</sup>	1070 Kg/m <sup>3</sup>
Resistencia dieléctrica	25 MV/m	22 MV/m	15 MV/m	15.7 MV/m	33MV/m
Absorción de agua	0.03	0.05	0.03	0.02	0.02

Con base en el cuadro anterior, se realizó una interpolación lineal para poder obtener el valor del material en cada propiedad de interés. Como se mencionó previamente, estableciendo con 5 puntos el valor más alto para cada propiedad y 1 punto para el de menor valor. Con excepción de la densidad y la expansión térmica, en la que se asignó 5 puntos a la de menor valor y 1 punto a la de mayor valor. Esto ya que se busca el material más liviano para el caso de la densidad y para el caso de la expansión térmica, mientras más se expanda por grado centígrado, es peor material para la prótesis, no mejor.

A continuación, se muestra en listado cada material y las propiedades de interés, a su lado entre paréntesis se muestra el valor obtenido en la interpolación.

#### 1. Nylon

- Resistencia a la compresión (5)
- Resistencia a la flexión (1)
- Resistencia a la tracción (4.04)
- Temperatura de transición vitrea (1)
- Expansión térmica (1)
- Densidad (3.96)
- Resistencia dieléctrica (3.22)
- Absorción de agua (3.66)

Puntaje total: 22.88

## 2. ASA

- Resistencia a la compresión (4.33)
  - Resistencia a la flexión (3.68)
  - Resistencia a la tracción (2.42)
  - Temperatura de transición vitrea (2.21)
  - Expansión térmica (5)
  - Densidad (5)
  - Resistencia dieléctrica (2.55)
  - Absorción de agua (1)
- Puntaje total: 26.19

## 3. Policarbonato (PC)

- Resistencia a la compresión (3.11)
  - Resistencia a la flexión (5)
  - Resistencia a la tracción (3.95)
  - Temperatura de transición vitrea (5)
  - Expansión térmica (5)
  - Densidad (3.07)
  - Resistencia dieléctrica (1)
  - Absorción de agua (3.66)
- Puntaje total: 29.79

## 4. PET

- Resistencia a la compresión (1)
  - Resistencia a la flexión (3.96)
  - Resistencia a la tracción (5)
  - Temperatura de transición vitrea (1.29)
  - Expansión térmica (3.4)
  - Densidad (1)
  - Resistencia dieléctrica (1.03)
  - Absorción de agua (5)
- Puntaje total: 21.68

## 5. ABS

- Resistencia a la compresión (1.1)
- Resistencia a la flexión (3.53)
- Resistencia a la tracción (1)
- Temperatura de transición vitrea (2.95)
- Expansión térmica (3.4)

- Densidad (5)
- Resistencia dieléctrica (5)
- Absorción de agua (5)

Puntaje total: 26.98

Como se logra observar, no en todos los casos mientras mayor sea el valor de la propiedad, será mejor, como para el caso de la expansión térmica, la cual, entre menor sea el valor, mejor.

Se tomaron en consideración las siguientes propiedades: temperatura de transición vítrea y rigidez dieléctrica, con la intención de vincularlo a los requerimientos planteados para este proyecto. Ya que en los requisitos se mencionó que el material con el que se manufacturaría el prototipo no debía ser un conductor ni térmico ni eléctrico y dado que la rigidez dieléctrica es el valor límite de la intensidad del campo eléctrico en el cual un material pierde su propiedad aislante y pasa a ser conductor y la temperatura de transición vítrea es la temperatura a la que se da una pseudotransición termodinámica en materiales, se vincula con los requisitos.

Con base en la sumatoria anterior, se observa al policarbonato (PC) como el material de mayor puntuación (29.79), seguido del ABS (26.98). Definiendo así como primera opción el Policarbonato (PC) y como alternativa a este el ABS.

Es importante definir otra propiedad para el policarbonato, ya que será de utilidad para el cálculo futuro de factor de seguridad del sistema. Dicha propiedad es el límite de resistencia a la fluencia ( $S_y$ ), que para el policarbonato tiene un valor de 70Mpa. («Materiales de impresión 3D para aplicaciones profesionales | Ultimaker», s.f.)

Así mismo, para componentes de sujeción como pines, se estableció acero galvanizado. Se seleccionó este dado que ofrece varias ventajas sobre otros materiales, tales como ser un material homogéneo que mantiene su uniformidad de las propiedades físicas y mecánicas en el transcurso del tiempo. Posee una mayor relación de resistencia y rigidez por unidad de volumen, así como ligereza, ductilidad y resistencia a la fatiga. Finalmente, el factor económico lo hace un gran candidato, ya que su precio es bastante accesible.

En el siguiente cuadro se presentan las propiedades del acero galvanizado.

Cuadro 6: Propiedades del acero galvanizado

Propiedad	Valor	Dimensional
Densidad	7850	Kg/m <sup>3</sup>
Coefficiente de poisson	0.29	-
Modulo de Young	200	Gpa
Resistencia a la última a la tensión	420	Mpa
Resistencia a la tensión	350	Mpa
Resistencia a la fluencia	470	Mpa

- («Steels, general properties», s.f.)

## 5.10. Cálculo y diseño de un mecanismo de cuatro barras para rodilla protésica

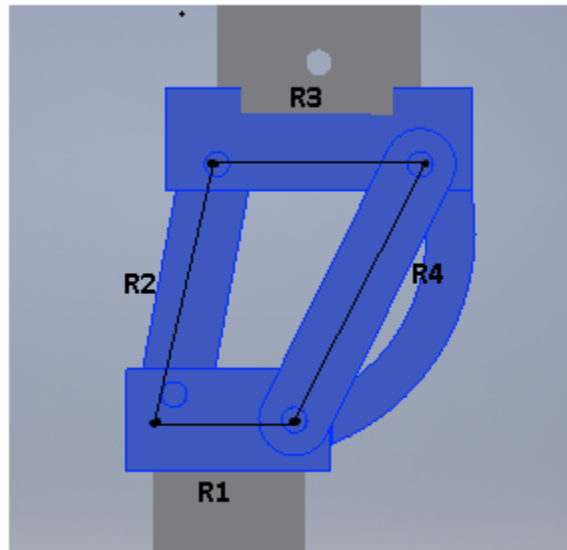
En esta sección se muestra el proceso de diseño y cálculo del mecanismo de rodilla, el cual tiene como base la teoría planteada en sección 4.7 del marco teórico.

Como se mencionó previamente, para cualquier mecanismo con un grado de libertad, tal como uno de cuatro barras, se requiere solo un parámetro para definir por completo las posiciones de todos los eslabones. El parámetro usualmente elegido es el ángulo de eslabón de entrada  $\theta_2$ .

Inicialmente se asignó un valor para cada eslabón del mecanismo, estos se establecieron en base al espacio disponible para la pieza de la rodilla. Dado que por los requisitos planteados el sistema completo no puede exceder de una longitud mayor a 40 cm.

A continuación, se muestra la figura lateral del sistema de rodilla, que contempla el mecanismo de cuatro barras.

Figura 74: Sistema de rodilla, mecanismo de 4 barras



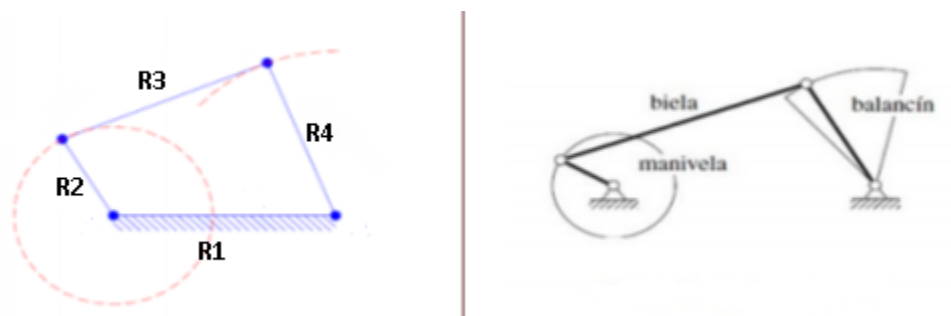
La longitud de los eslabones se definió como :

- $R1 = 4 \text{ cm}$
- $R2 = 6 \text{ cm}$
- $R3 = 6 \text{ cm}$
- $R4 = 7 \text{ cm}$

En donde el eslabón R1 hace referencia a la bancada, el eslabón R2 a la manivela, el eslabón R3 a la biela y finalmente el eslabón R4 al balancín.

En la Figura 75 se muestra una representación del diagrama cinemático del mecanismo y el nombre de cada elemento.

Figura 75: Diagrama cinemático rodilla protésica



Cita: (Lopez, [s.f.](#))

Como se menciona en la sección 4.7 del marco teórico, una manera de comenzar el análisis es por establecer si el mecanismo de cuatro barras cumple con la condición de Grashof, se empleó la siguiente relación para determinarlo.

$$S+L < P+Q$$

Sea S la longitud del eslabón más corto, en este caso corresponde al eslabón R1 o bancada.

Sea L la longitud del eslabón más largo, en este caso corresponde al eslabón R2 o manivela.

Sean P y Q los eslabones restantes.

$$(4)+(7) < (6)+(6) \quad 11 < 12$$

Podemos observar que si cumple la condición.

Posterior a establecer si el mecanismo es de Grashof, se realizó el análisis completo del mecanismo. El análisis de un mecanismo se divide en tres etapas como se mencionó anteriormente. La primera corresponde al análisis de posición, posteriormente el análisis de velocidad y finalmente el análisis de aceleración.

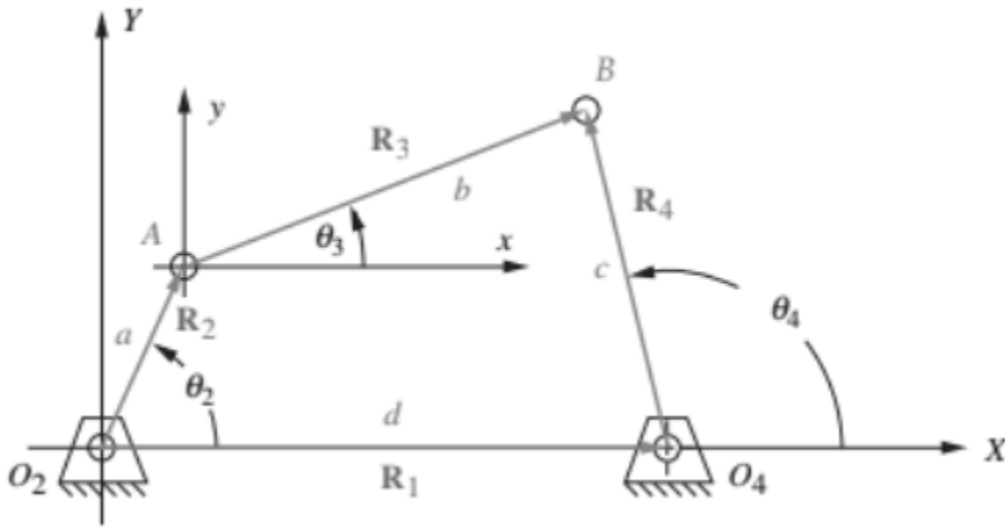
Dado que este mecanismo cumple con la condición de Grashof se sabe que el eslabón R2 o manivela tendrá un movimiento rotatorio puro durante  $360^\circ$ , por lo que se debe conocer la posición, velocidad y aceleración en cada punto.

La primera etapa corresponde al análisis de posición, para este se empleó un método alternativo conocido como lazo vectorial, en el cual los eslabones se representan como vectores de posición.

Los eslabones representados como vectores, deben ser dirigidos según el ángulo de donde se desea medirlo, el ángulo de un vector siempre se mide en su raíz.

En la Figura 76 se observa el lazo vectorial de posición de un mecanismo de cuatro barras, donde se observa la dirección de los vectores y la posición desde el punto de medición para cada ángulo de interés.

Figura 76: Lazo vectorial mecanismo de cuatro barras



Cita: (Lopez, s.f.)

Dado que el ángulo de entrada  $\theta_2$  es la variable independiente y oscila entre  $0^\circ$  y  $360^\circ$ , se deben calcular los ángulos  $\theta_3$  y  $\theta_4$  para definir el mecanismo desde las posiciones mostradas en la figura anterior.

Para este cálculo se emplearon constantes "K", las cuales se definen en función de las longitudes constantes de los eslabones, esto con el fin de simplificar la ecuación trigonométrica con la que se obtienen los valores de  $\theta_3$  y  $\theta_4$ .

$$K1 = \frac{R1}{R2} \quad (1)$$

$$K2 = \frac{R1}{R4} \quad (2)$$

$$K3 = \frac{R2^2 - R3^2 + R4^2 + R1^2}{2 * R2 * R3} \quad (3)$$

$$K4 = \frac{R1}{R3} \quad (4)$$

$$K5 = \frac{R4^2 - R1^2 - R2^2 - R3^2}{2 * R2 * R3} \quad (5)$$

Obteniendo así las siguientes constantes:

- $K1 = 0.57$
- $K2 = 0.67$
- $K3 = 0.77$
- $K4 = 0.67$

- K5= -0.77

Tomando como base a las constantes "K" mostradas anteriormente y el valor del ángulo de entrada theta 2 se pudo simplificar aún más las ecuaciones, mediante la aparición de estas constantes.

$$A = \text{Cos}(\theta_2) - K1 - K2 * \text{Cos}(\theta_2) + K3 \quad (6)$$

$$B = -2 * \text{Sen}(\theta_2) \quad (7)$$

$$C = K1 - (K2 + 1) * \text{Cos}(\theta_2) + K3 \quad (8)$$

$$D = \text{Cos}(\theta_2) - K1 + K4 * \text{Cos}(\theta_2) + K5 \quad (9)$$

$$E = -2 * \text{Sen}(\theta_2) \quad (10)$$

$$F = K1 + (K4 - 1) * \text{Cos}(\theta_2) + K5 \quad (11)$$

Podemos observar que estas constantes dependen del ángulo de entrada theta 2 por lo que varían con el movimiento.

Habiendo definido las estas constantes, se pudo establecer los ángulos theta 3 y theta 4, mediante las siguientes ecuaciones.

$$\theta_4(1, 2) = 2 \arctan\left(\frac{-B \pm \sqrt{B^2 - 4AC}}{2A}\right) \quad (12)$$

$$\theta_3(1, 2) = 2 \arctan\left(\frac{-E \pm \sqrt{E^2 - 4DF}}{2D}\right) \quad (13)$$

Se observa que las ecuaciones anteriores, theta 3 y theta 4 que tienen dos soluciones, estas hacen referencia a los circuitos cruzado y abierto del mecanismo.

En la siguiente imagen se observa una serie de iteraciones en las que el ángulo theta 2 varía cada 30°.

Figura 77: Ángulos 3 y 4

	K1	K2	K3	K4	K5
	0,57	0,67	0,77	0,67	-0,77

W2	36,5853659	36,5853659	36,5853659	36,5853659	36,5853659	36,5853659	36,5853659	36,5853659	36,5853659	36,5853659	36,5853659	36,5853659	36,5853659
d(1)	4	4	4	4	4	4	4	4	4	4	4	4	4
a(2)	7	7	7	7	7	7	7	7	7	7	7	7	7
b(3)	6	6	6	6	6	6	6	6	6	6	6	6	6
c(4)	6	6	6	6	6	6	6	6	6	6	6	6	6
A	0,54	0,49	0,37	0,20	0,04	-0,09	-0,13	-0,09	0,04	0,20	0,37	0,49	0,54
B	0,00	-1,00	-1,73	-2,00	-1,73	-1,00	0,00	1,00	1,73	2,00	1,73	1,00	0,00
C	-0,32	-0,10	0,51	1,35	2,18	2,79	3,01	2,79	2,18	1,35	0,51	-0,10	-0,32
D	0,32	0,10	-0,51	-1,35	-2,18	-2,79	-3,01	-2,79	-2,18	-1,35	-0,51	0,10	0,32
E	0,00	-1,00	-1,73	-2,00	-1,73	-1,00	0,00	1,00	1,73	2,00	1,73	1,00	0,00
F	-0,54	-0,49	-0,37	-0,20	-0,04	0,09	0,13	0,09	-0,04	-0,20	-0,37	-0,49	-0,54
82	0,00	30,00	60,00	90,00	120,00	150,00	180,00	210,00	240,00	270,00	300,00	330,00	360,00
84.2	75,52	129,71	154,26	167,53	177,57	188,22	203,56	226,58	255,47	288,04	324,83	10,72	75,52
84.1	284,48	349,28	36,17	71,96	104,53	133,42	156,44	171,78	182,43	192,47	205,74	230,29	284,48
83.2	104,48	169,28	215,17	251,96	284,53	313,42	336,44	351,78	2,43	12,47	25,74	50,29	104,48
83.1	255,52	309,71	334,26	347,53	357,57	3,22	23,56	46,58	75,47	108,04	144,83	190,72	255,52

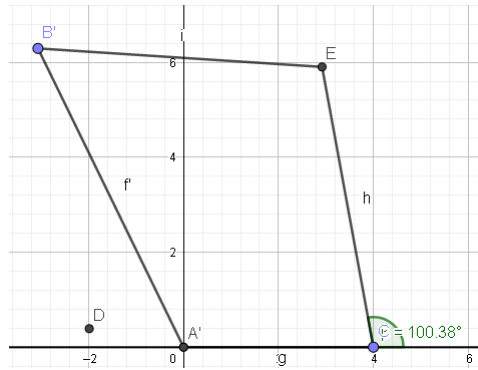
En la imagen anterior se puede observar el comportamiento de los ángulos theta 3 y theta 4 así como las constantes A,B,C,D,E,F, para cada posición de theta 2 en un rango de 0° a 360°.

Se realizaron las 360 iteraciones de theta 2 que corresponden a una revolución completa. Sin embargo, para una mejor visualización de la tabla se decidió por establecer periodos de 30°. En la figura anterior se muestran dos valores para theta 3 y theta 4, esto dado que uno corresponde a la posición abierta del mecanismo y la otra a la posición cruzada.

Para efectos de este trabajo, se trabajó únicamente con la posición abierta, que corresponde a los ángulos theta 3.1 y theta 4.1.

Habiendo obtenido las variables de interés, se realizó un modelo del sistema en el software Geogebra, con la finalidad de tener un punto de comparación que valide los datos obtenidos de posición. En la Figura 78 se muestra el diagrama cinemático del sistema.

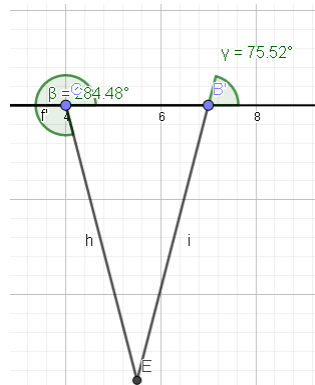
Figura 78: Diagrama cinemático mecanismo de cuatro barras, rodilla protésica



La figura anterior muestra una representación del sistema, con el fin de tener una percepción del mismo en una posición comúnmente conocida.

Para realizar la comparación, se puso el mecanismo en una posición de 0° como se muestra a continuación en la Figura 79.

Figura 79: Diagrama cinemático posición 0°



Se logra identificar los ángulos theta 3 y theta 4, con valores de 284.48° para el ángulo theta 4 y 75.52° para el ángulo theta 3. Cabe mencionar que al valor del ángulo theta 3 (75.52°) se le debe sumar 180° para determinar su valor real, el cual es de 255.52°. Esto debido a la posición de donde se tomó dicho ángulo.

La segunda etapa del análisis del mecanismo es el análisis de velocidad.

Para esto fue necesario establecer un valor de velocidad angular de entrada, omega 2, como dato inicial.

Para obtener este valor se utilizó la siguiente ecuación:

$$\omega = \frac{v}{r} \quad (14)$$

Siendo omega la velocidad angular en radianes por segundo. Siendo v la velocidad lineal de un perro en metros por segundo. Siendo r el radio del sistema protésico en metros.

Se conoce previamente que la velocidad lineal de un perro es de 3 (ft/s) pies por segundo y que el sistema protésico cuenta con un diametro de 5 cm.

Dado que este valor de la velocidad lineal se encuentra en unidades del sistema inglés se convirtió a unidades del sistema internacional. Como se presenta en la siguiente ecuación. La principal razón del cambio de sistema de unidades es debido a que al momento de comenzar el diseño se inició trabajando con el sistema internacional.

$$v = \frac{(3ft)(0.3048m)}{1s} \quad (15)$$

Obteniendo así un valor de 0.914 m/s como velocidad lineal del *Canis Lupus Familiaris*.

Posteriormente, retomando la ecuación número 14, y sustituyendo con los valores previamente convertidos, de velocidad lineal y diametro del sistema protésico, podemos obtener el valor de velocidad angular deseado, como se muestra a continuación en la ecuación número 16.

$$\omega = \frac{0.914m/s}{0.05m} \quad (16)$$

Obteniendo así una velocidad angular de entrada de 18.28 radianes por segundo.

Posteriormente para obtener los valores de interes, que corresponden a omega 3 y omega 4. Se emplearon las siguientes ecuaciones, 17 y 18, las cuales dependen del los ángulos de posición theta 2, theta 3 y theta 4, así como el par de eslabones de donde son medidos.

Como se representó en la Figura 54, para la facilidad de medición de ángulos, se traza una línea horizontal a partir de la unión del eslabón R2 y R3, dado que estos eslabones son vectores y deben medirse desde la raíz.

Para el caso de omega 3, los eslabones desde donde se genera la medición corresponden a R2 y R3, para el caso de omega 4 los eslabones empleados son R2 y R4.

$$\omega_3 = \frac{R2 * \omega_2}{R3} * \frac{\text{Sen}(\theta_4 - \theta_2)}{\text{Sen}(\theta_3 - \theta_4)} \quad (17)$$

$$\omega_4 = \frac{R2 * \omega_2}{R4} * \frac{\text{Sen}(\theta_2 - \theta_3)}{\text{Sen}(\theta_4 - \theta_3)} \quad (18)$$

Aplicando las ecuaciones anteriores 17 y 18 se pudo obtener el valor de la velocidad angular omega 3 y omega 4, dado que este valor varia dependiendo de la posición, se iteró de la misma forma usada para obtener los ángulos theta 3 y theta 4.

Se iteró para los 360° que rota el sistema. Sin embargo, para efectos de una mejor visualización se definieron ciclos de 30° desde 0° hasta 360° para abarcar el ciclo completo.

En la siguiente figura se puede observar como se comportaron las velocidades angulares, siendo la primera fila el comportamiento de la velocidad angular omega 3 y la segunda fila el comportamiento de la velocidad angular omega 4.

Figura 80: Velocidad angular 3 y 4

W3.1	85,37	43,71	20,51	13,28	11,90	14,91	23,28	32,32	37,67	41,88	48,71	66,04	85,37
W4.1	85,37	66,04	48,71	41,88	37,67	32,32	23,28	14,91	11,90	13,28	20,51	43,71	85,37

La tercera etapa del análisis del mecanismo es el análisis de aceleración.

Para obtener la aceleración alpha 3 y alpha 4, fue necesario establecer una diferencia de posiciones entre los ángulos theta 3 y theta 4, mediante las siguientes ecuaciones.

$$\alpha_3 = \theta_4 - \theta_3 \quad (19)$$

$$\alpha_4 = \theta_3 - \theta_4 \quad (20)$$

Aplicando las ecuaciones 19 y 20 se pudo obtener el valor de la aceleración angular 3 y 4, dado que este valor varia dependiendo de la posición, se iteró de la misma forma usada para obtener los ángulos theta 3 y theta 4.

Se iteró para los 360° que rota el sistema. Sin embargo, para efectos de una mejor visualización se definieron ciclos de 30° desde 0° hasta 360° para abarcar el ciclo completo.

En la siguiente figura se puede observar el comportamiento de la aceleración angular omega 3 en la primera fila y la segunda fila hace referencia al comportamiento de la aceleración angular omega 4.

Figura 81: Aceleración angular 3 y 4

$\alpha_3$	28,96	39,57	-299,09	-275,58	-253,04	54,81	47,11	54,81	73,04	84,42	60,91	39,57	28,96
$\alpha_4$	28,96	39,57	-119,09	-95,58	-73,04	54,81	47,11	54,81	73,04	84,42	60,91	39,57	28,96

## 5.11. Análisis de esfuerzos y factor de seguridad

En esta sección se muestra el proceso de análisis de esfuerzos y factor de seguridad, empleando ecuaciones y teorías de falla. Se realizaron dos tipos de análisis, estático y dinámico.

Es importante tomar en cuenta que el análisis se realiza considerando que las piezas de la prótesis deben ser maquinadas o fundidas, para una aplicación real. Y que el prototipo impreso en 3D servirá solo como un prototipo inicial para evaluar dimensiones, ajustes, movimiento entre piezas, apariencia, entre otros aspectos.

### 5.11.1. Análisis estático

Para llevar a cabo el proceso de análisis estático, se comenzó por simplificar el sistema protésico. Se analizó únicamente el sistema antebrazo - superficie de contacto, simulándolo como una viga empotrada. Para el análisis se consideró que el peso del perro se aplica totalmente en una pata, el cual sería el escenario más pesimista.

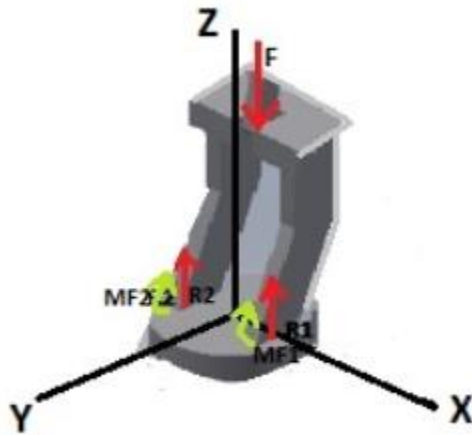
El modelo trabajado se presenta en la siguiente figura.

Figura 82: Sistema antebrazo- superficie de contacto



Para comenzar este análisis se realizó un diagrama de cuerpo libre, donde se indica la carga aplicada que corresponde al peso del perro y el momento generado en cada una de las varillas. Como se logra observar en la siguiente figura.

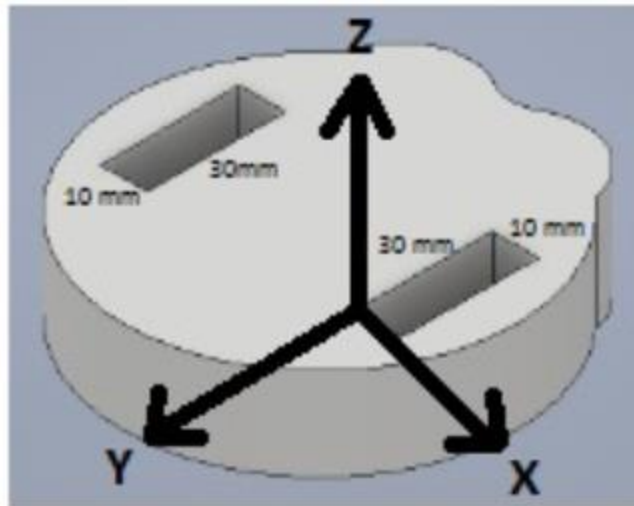
Figura 83: Diagrama de cuerpo libre del sistema



La sección por analizar corresponde a la unión entre la pata y la base, para una mejor comprensión y visualización se muestra a continuación la ranura donde se da el empotramiento de la pata, si bien, esta zona no es la sección crítica, permite mostrar medidas de interés y dar a entender de donde se genera la verdadera sección crítica, que como se menciona anteriormente es la unión de la pata y la base.

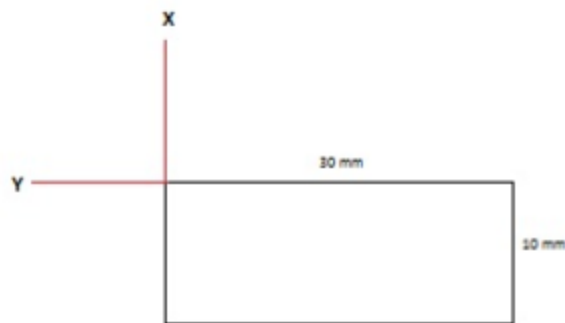
Más adelante en el trabajo, se presentarán figuras relacionadas a la sección analizada, específicamente las figuras 85, 86 y 87, donde se muestra dicho rectángulo o base de la pata, dando a entender la unión pata-base, desde una vista superior, por lo que únicamente se mostrará un rectángulo.

Figura 84: Unión pata-base



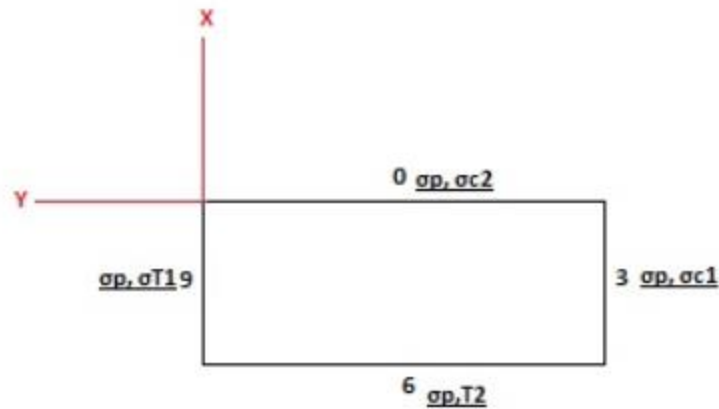
Desde una vista superior se muestra a continuación la sección indicada, con algunas dimensiones de interés. Dado que es una vista superior, no se visualiza la carga aplicada ni el momento flector generado. Cabe mencionar que dicha sección cuenta con una profundidad de 10 mm en el eje Z, el cual no se visualiza, pues es desde la perspectiva que se ve la imagen.

Figura 85: Vista superior sección analizada



Se determina la zona donde el esfuerzo es mayor mediante el siguiente rectángulo que posee en cada uno de sus lados los números 0,3,6,9 para identificar el lado más afectado. En la siguiente figura de la sección crítica del sistema analizado, no se muestra el eje Z dado que es desde esa perspectiva que se observa la figura.

Figura 86: Sección crítica

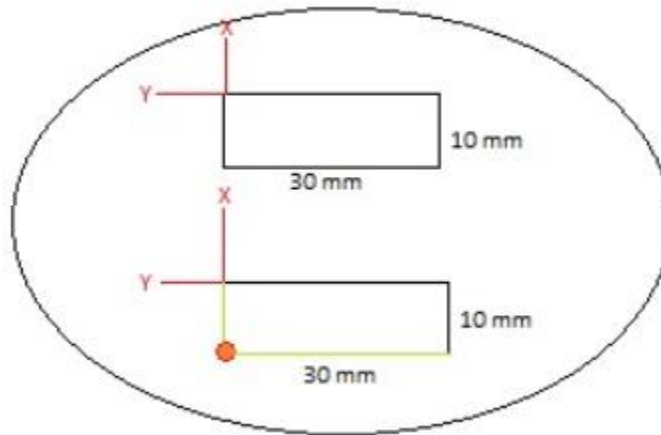


Dado que se tiene una carga puntual que genera una compresión pura, los cuatro lados sufren de igual forma. Asimismo como mencionamos anteriormente, por la distribución de la geometría y la posición de la carga, se genera esfuerzo en dos planos, generado por el esfuerzo normal de flexión en las zonas de 3 y 9, siendo de compresión y tensión por flexión respectivamente y un segundo esfuerzo normal por flexión generado por la carga puntual que genera que ambas varillas tiendan a inclinarse hacia adentro, generando compresión por flexión en la zona 0 y tensión por flexión en la zona 6.

Se sabe que está siendo aplicado un esfuerzo normal de compresión pura, este se representa como Sigma P en la Figura 86, así como el primer esfuerzo normal por flexión, en donde se tiene tensión y compresión por flexión, representados como sigma T1 y sigma C1, respectivamente, los cuales hacen referencia a las zonas 9 y 3 como se menciona anteriormente. De igual forma se representa como el segundo esfuerzo normal por flexión, en donde se tiene tensión y compresión por flexión, representados como sigma T2 y sigma C2, respectivamente, los cuales hacen referencia a las zonas 6 y 0 como se menciona anteriormente.

A continuación, se puede observar donde se encuentra ubicado el punto crítico, este se encuentra en el vertice, identificado con un punto en la siguiente figura. Cabe mencionar que de igual forma se muestra una visualización desde una vista superior, desde la perspectiva del eje Z.

Figura 87: Punto crítico



Habiendo establecido las cargas y la zona de mayor esfuerzo, se procede a realizar los cálculos correspondientes. Cabe mencionar que se tomará en consideración los ejes establecidos en el diagrama de cuerpo libre de la Figura 83, por lo que se realizará el cálculo para el esfuerzo de compresión pura, el esfuerzo alrededor del eje X y el esfuerzo alrededor del eje Y.

Se da inicio por establecer el área de la sección crítica.

Por tratarse de un rectángulo el área está definida como la base por la altura, que para este caso corresponden a 30 milímetros y 10 milímetros respectivamente.

$$a = (b) * (h) \tag{21}$$

Obteniendo así un área transversal de trescientos milímetros cuadrados ( $300 \text{ mm}^2$ ).

Posteriormente establecemos el esfuerzo normal que está siendo aplicado, empleando la siguiente ecuación, la relación de la fuerza (F) que hace referencia al peso del perro (266 Newtons) y el área previamente encontrada (300 milímetros cuadrados).

$$\sigma_c = \frac{F}{a} \tag{22}$$

Obteniendo así un esfuerzo normal de compresión de 0.887Mpa.

Como se mencionó anteriormente, el sistema cuenta con un momento flector generado por la traslación de la fuerza aplicada, mismo que se obtiene mediante el producto de la

fuerza (266 Newtons) y la longitud correspondiente a la traslación, ya que como se logra observar en el diagrama de cuerpo libre, la aplicación de la fuerza no se encuentra centrada en el punto analizado, en este caso el desfase corresponde a treinta milímetros (30 mm), como se puede observar en la siguiente ecuación.

$$Mfx = F * l \quad (23)$$

Obteniendo así un valor de 7,980 Nmm (Newton-milímetro) para el momento flector.

Otro valor de interés para el análisis del sistema es la inercia, que por tratarse de una sección rectangular esta corresponde al producto entre la base del rectángulo al cubo, por la altura, dividido doce, como se muestra en la ecuación número veinticuatro.

$$Ix = \frac{(b)(h^3)}{12} \quad (24)$$

Se obtuvo un valor de veintidos mil quinientos milímetros a la cuarta (22,500 mm<sup>4</sup>).

Dicho valor será empleado para obtener el esfuerzo de flexión, el cual corresponde al producto entre el momento flector obtenido previamente y la distancia del eje neutro hasta el punto de aplicación de la fuerza, dividido la inercia. Como se puede ver en la siguiente ecuación.

$$\sigma_{alrededordeX} = \frac{(Mfx)(cx)}{Ix} \quad (25)$$

Obteniendo así un valor de cinco punto treinta y dos mega pascales (5.32Mpa) para el esfuerzo de flexión.

Habiendo establecido el esfuerzo de compresión y el esfuerzo al rededor del eje X, finalmente prosedemos a calcular el esfuerzo al rededor del eje Y, como se mencionó anteriormente, el sistema cuenta con un momento flector generado por la traslación de la fuerza aplicada, mismo que se obtiene mediante el producto de la fuerza (266 Newtons) y la longitud correspondiente a la traslación, ya que como se logra observar en el diagrama de cuerpo libre, la aplicación de la fuerza no se encuentra centrada en el punto analizado, en este caso el desfase corresponde a veinte milímetros (15 mm), como se puede observar en la siguiente ecuación.

$$Mfy = F * l \quad (26)$$

Obteniendo así un valor de 3,990 Nmm (Newton-milímetro) para el momento flector.

Otro valor de interés para el análisis del sistema es la inercia, que por tratarse de una sección rectangular esta corresponde al producto entre la base del rectángulo al cubo, por la altura, dividido doce, como se muestra en la ecuación número veinticuatro.

$$I_y = \frac{(b^3)(h)}{12} \quad (27)$$

Sin embargo, la sección a la que afecta este momento es diferente a la del momento al rededor del eje X, para ello se toma como base la que fué altura en el cálculo al rededor del eje x y como altura la base de la que fué la base al rededor del eje x, se mantiene el mismo valor por variación de la ecuación que permite que el resultado sea el mismo.

Se obtuvo un valor de veintidos mil quinientos milímetros a la cuarta ( $22,500 \text{ mm}^4$ ).

Dicho valor será empleado para obtener el esfuerzo de flexión, el cual corresponde al producto entre el momento flector obtenido previamente y la distancia del eje neutro hasta el punto de aplicación de la fuerza, dividido la inercia. Como se puede ver en la siguiente ecuación.

$$\sigma_{alrededordeY} = \frac{(Mfy)(cy)}{I_y} \quad (28)$$

Obteniendo así un valor de cinco punto treinta y dos mega pascales (2.66 Mpa) para el esfuerzo de flexión.

Para este tipo de análisis se debe tener en consideración la concentración de esfuerzos. Sin embargo, para este caso particular, dada la sección de la pieza protesica analizada, la cual corresponde a un mpotramiento y una viga a flexión / compresión pura. No existe concentración de esfuerzos.

Por lo que el esfuerzo total, que hace referencia al esfuerzo en la sección critica que como se mencionó anteriormente está en el vertice, quedaría determinado por la siguiente ecuación.

$$\sigma_{Total} = [(\sigma_c) + (\sigma_x) + (\sigma_y)] \quad (29)$$

Obeniendo un esfuerzo total de ocho punto ochocientos sesenta y siete mega pascales (8.867 Mpa).

Habiendo obtenido el valor del esfuerzo total, se procede a establecer la deformación generada en el sistema mediante la siguiente ecuación.

$$\delta l = \frac{(\sigma T)(l_0)}{\gamma} \quad (30)$$

Donde se relaciona el esfuerzo total previamente obtenido, la longitud inicial del sistema que en este caso corresponde a veinticinco milímetros (25mm) y el módulo de Young representado por la letra griega gamma.

Obteniendo una deformación del sistema de cero punto cero noventa y seis milímetros (0.096 mm).

Finalmente, se establece el factor de seguridad mediante la aplicación de la teoría de falla de energía de distorsión.

Aplicando la energía de distorsión se emplea el resultado obtenido de la ecuación número 29, donde se mencionó que el esfuerzo total es de 8.867 Mpa.

El factor de seguridad está dado por una relación entre la resistencia a la fluencia del material ( $S_y$ ) y el esfuerzo equivalente, o en este caso el esfuerzo total, como se muestra en la siguiente ecuación.

$$N = \frac{(S_y)}{\sigma'} \quad (31)$$

$$N = \frac{(70Mpa)}{8.867Mpa} \quad (32)$$

Obteniendo así un factor de seguridad de siete punto ochenta y nueve (7.89) para el análisis estático.

### 5.11.2. Análisis dinámico

Para el proceso de análisis dinámico, se toma como base el análisis estático y se trabaja principalmente con el esfuerzo total obtenido, que relaciona el esfuerzo de compresión pura, el esfuerzo al rededor del eje X y el esfuerzo al rededor del eje Y.

Dado que este es un cálculo de fatiga, es necesario establecer que el esfuerzo máximo en este caso será el total, ya que es el momento en el que el perro apoya la pata y se aplica la carga, por otro lado, el esfuerzo mínimo será de cero, dado que hace referencia al momento en el que el perro levanta la pata, para generar un paso.

Teniendo así un valor de esfuerzo máximo de 8.867 Mpa y un valor de esfuerzo mínimo de cero (0).

Dicho valor de esfuerzo máximo es tomado de la ecuación número 29.

Teniendo estos datos se procede a obtener los esfuerzos medio y alternante que serán de utilidad para el cálculo final del factor de seguridad.

Para obtener los esfuerzos medio y alternante se emplean las siguientes ecuaciones:

$$\sigma_{medio} = \frac{\sigma_{max} + \sigma_{min}}{2} \quad (33)$$

$$\sigma_{alternante} = \frac{\sigma_{max} - \sigma_{min}}{2} \quad (34)$$

Dado que el valor del esfuerzo mínimo es igual a cero, el esfuerzo medio y alternante tienen el mismo valor, en este caso de 4.4335 Mpa.

Finalmente para obtener el factor de seguridad se emplea la teoría de falla de Gerber, la cual se basa en la siguiente ecuación.

$$N = \frac{1}{2} * \left(\frac{S_y}{\sigma_{medio}}\right)^2 * \left(\frac{\sigma_{alternante}}{S_e}\right) * [-1 + \sqrt{1 + \left(\frac{2 * \sigma_{medio} * S_e}{S_y * \sigma_{alternante}}\right)^2}] \quad (35)$$

Donde los terminos  $S_e$  y  $S_y$  hacen referencia a la resistencia a la fatiga y la resistencia a la fluencia respectivamente.

Observamos que el único término restante para resolver la ecuación es la resistencia a la fatiga, la cual está comprendida entre el veinticinco y treinta por ciento de la resistencia a la tracción del material, valor establecido en la tabla número 2, que para el policarbonato corresponde a 69 Mpa. (Mexpolimeros, [s.f.](#))

Utilizando la siguiente ecuación obtenemos el valor de la resistencia a la fatiga del material.

$$S_e = (0.25) * (69Mpa) \quad (36)$$

Obteniendo así un valor de 17.5Mpa como resistencia a la fatiga.

Teniendo todas las variables necesarias sustituimos valores en la ecuación número 36 para obtener un factor de seguridad de 3.72 para el análisis dinámico.

Se buscó una teoría no conservadora, ya que en el análisis estático se trabajó con una no conservadora, esto genera congruencia entre los análisis.

Es útil trabajar con una teoría no conservadora en un primer prototipo ya que se tendrán las dimensiones más pequeñas del mismo, esto es beneficioso pues permite una holgura que en futuras iteraciones se podrán ajustar.

## 5.12. Manufactura final en impresion 3D

Para el proceso final de manufactura, como se mencionó anteriormente en el documento, se utilizó un proceso de manufactura aditiva, específicamente impresión 3D, ya que como es el fin de este proyecto, se busca generar un prototipo inicial.

El material utilizado fué Policarbonato (PC), como se estableció anteriormente.

A continuación se muestran algunas imagenes del proceso de manufactura.

Figura 88: Pieza manufacturada



Figura 89: Elaboración de piezas



Figura 90: Proceso de manufactura



Figura 91: Supervisión de manufactura



### 5.13. Proceso de ensamblado

Finalmente para el proceso de ensamblado, se tomaron todas las piezas manufacturadas en 3D y se procedió a acomodar cada elemento en su debida posición, algunos componentes fueron fijados con un adhesivo epoxipo y otros unidos mediante pines o varillas metálicas.

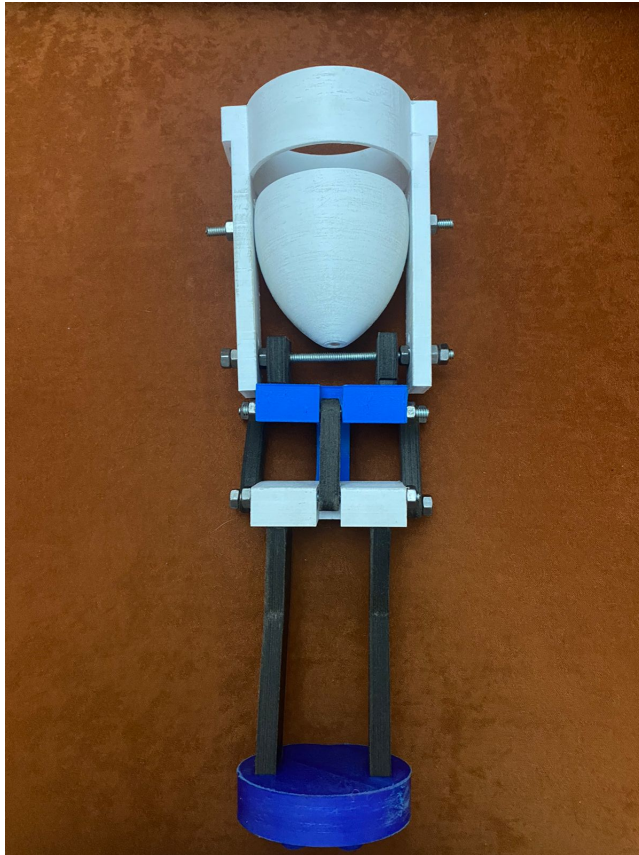
Posteriormente se utilizaron varillas de acero galvanizado y tuercas para simular los pines en el mecanismo.

A continuación se muestran algunas imagenes del prototipo terminado.

Figura 92: Vista lateral sistema protésico ensamblado



Figura 93: Vista frontal sistema protésico ensamblado



En esta sección se muestran los resultados obtenidos tanto para el análisis del mecanismo de cuatro barras, que corresponde a la rodilla protésica, como para los análisis estático y dinámico.

Iniciando con el mecanismo de cuatro barras, en la sección de metodología se explicó desde el criterio utilizado para establecer la longitud de los eslabones, hasta la forma de obtener los ángulos de posición, velocidad angular y aceleración del mecanismo, que son las variables de interés, aplicando algunas ecuaciones.

A continuación se muestra una gráfica con el análisis de posición de los ángulos calculados  $\theta_3$  y  $\theta_4$  respecto al ángulo de entrada  $\theta_2$ .

Figura 94: Análisis de posición



Cabe mencionar que aunque se realizó la iteración para todo el ciclo del ángulo de entrada theta 2, contemplado desde la posición de 0° hasta 360°, se restringió el rango de ángulos de 120° hasta 135°, esto debido a las dimensiones y la movilidad deseada para el sistema protésico, dichos parametros se ven planteados en los ejes de las gráficas.

En la gráfica se muestra en el eje X el rango de valores del ángulo de entrada theta 2, delimitado como se menciona anteriormente. En el eje Y del lado izquierdo de la gráfica se muestran los valores del ángulo theta 3. Finalmente en el lado derecho del eje Y, se muestran los valores del ángulo theta 4.

La gráfica anterior indica el comportamiento del mecanismo conforme el ángulo de entrada theta 2 varía, se observa que para el mecanismo de 4 barras de 3 posiciones con pivotes fijos, se toma en cuenta como variable los ángulos de posición, mientras la magnitud de las barras permanece fija. En este tipo de mecanismos todas las barras rotan generando variaciones en los ángulos. Aún así, se muestra un comportamiento lineal entre estos ya que se debe recordar que los 3 lazos vectoriales de cada lado son linealmente dependientes.

De igual forma, se presenta a continuación un análisis de posición y velocidad para theta 3 y omega 3 respecto al ángulo de entrada theta 2.

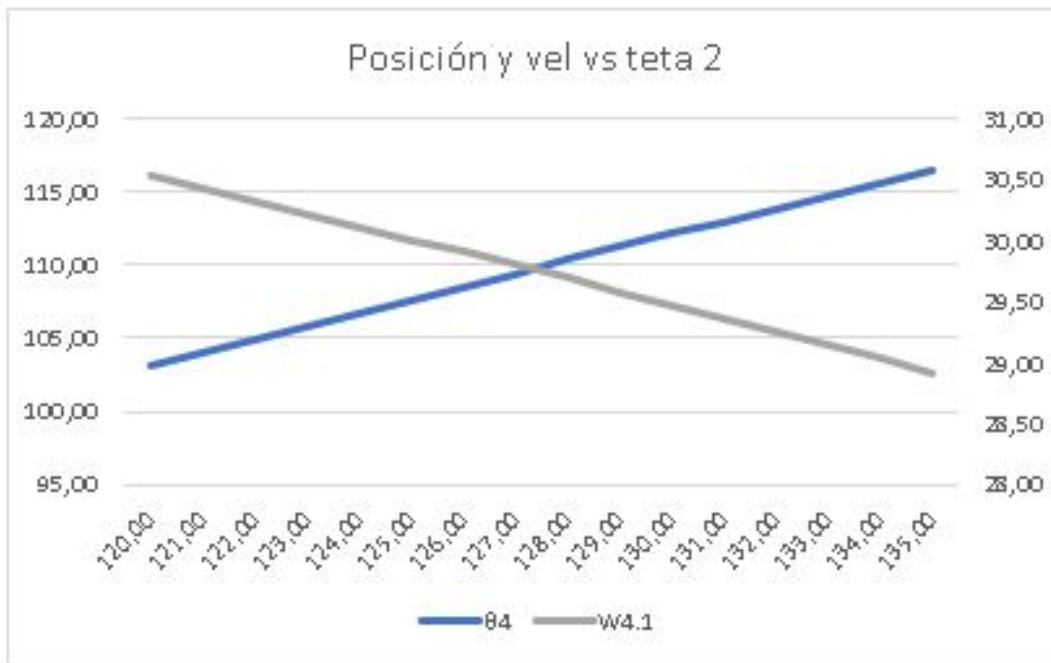
Figura 95: Análisis de posición y velocidad theta 3 y omega 3



En la gráfica anterior se muestra un comportamiento lineal entre la posición y la velocidad respecto al ángulo de entrada. Por la posición en la que se toma la medición del ángulo este se muestra de una manera creciente, a diferencia de la velocidad angular 4 que es decreciente como se mostrará a continuación.

De igual forma, se presenta a continuación un análisis de posición y velocidad para theta 4 y omega 4 respecto al ángulo de entrada theta 2.

Figura 96: Análisis de posición y velocidad theta 3 y omega 3



En la gráfica anterior, se observa que para un mecanismo de 4 barras el punto de intersección que representa el centro instantáneo de velocidad, el cual se define como un punto en común para 2 cuerpos en movimiento. Cuando se analizan los centros instantáneos de velocidad de un mecanismo de 4 barras no únicamente se obtiene un centro de velocidad, ya que teóricamente son 4 centros de velocidad.

En esta gráfica particularmente se observa un comportamiento diferente al de las gráficas anteriores, pese a ser lineal, el sentido de la velocidad angular es diferente, es decreciente. Esto debido a la posición del eslabón que comprende la velocidad angular omega 4, esto indica que está culminando el ciclo y su valor disminuirá hasta llegar a cero y comenzar un nuevo ciclo. Por lo que su comportamiento es adecuado.

Para el caso del análisis estático realizado al sistema protésico, las variables de estudio fueron: la deformación y el factor de seguridad, estos análisis buscan responder si la estructura soportará la carga aplicada sin fallar.

Como se mencionó en la metodología, se aplicó una carga en el socket de 60 lbs, que corresponde al peso total de un perro. La sección analizada corresponde a la base de la pata.

Para el caso de la deformación, se obtuvo un valor de 0.096 milímetros. Lo que se interpreta como que la deformación generada por la carga aplicada será prácticamente nula.

Este valor hace sentido teniendo en cuenta las propiedades del material ya que se está trabajado con un material dúctil y la carga aplicada es baja.

Con relación al esfuerzo equivalente total calculado, que involucra el esfuerzo normal de compresión pura, el esfuerzo al rededor del eje X y el esfuerzo al rededor del eje Y, se obtuvo un valor de 8.867 Mpa.

Para el caso del factor de seguridad, se trabajó con la teoría de falla de energía de distorsión, este es un método no conservador, se obtuvo un factor de seguridad de 7.89, esto quiere decir que el sistema no fallará, ya que generalmente falla cuando dicho valor es menor a la unidad, por otro lado esto establece que el sistema diseñado cuenta con un remanente. Dado que este es un prototipo inicial, dicho valor puede reducirse al modificando dimensionaes y trabajando con una teoría de falla conservadora.

Para el caso del análisis dinámico se trabajó con el esfuerzo total mencionado anteriormente, así como con los esfuerzos medio y alternante para poder establecer el factor de seguridad. Para este caso el esfuerzo total se puede comprender como el esfuerzo máximo en el ciclo de fatiga.

Un criterio de importancia en este tipo de análisis es la fatiga, esta se refiere a un fenómeno por el cual la rotura de los materiales bajo cargas dinámicas cíclicas se produce más fácilmente, en comparación a un sistema sometido a cargas estáticas.

Para el caso del esfuerzo total como se menciona anteriormente, este fue de 8.867 Mpa y para el caso del esfuerzo mínimo del ciclo de fatiga este es de 0 Mpa respectivamente. Esto se puede visualizar cuando el perro esta generando un paso, el esfuerzo máximo se da cuando el sistema protesico está siendo apoyado en piso y el esfuerzo mínimo se genera cuando el sistema queda suspendido en el aire, siendo nulo el esfuerzo.

Para los esfuerzos medio y alternante, dado que el esfuerzo mínimo es igual a cero, los esfuerzos medio y alterntante tendrán el mismo valor, este es de 4.4335 Mpa.

Finalmente, para el caso del factor de seguridad del análisis dinámico, se obtuvo un valor de 3.72, este valor es notoriamente más bajo que para el caso del análisis estático, esto se debe a que pese a ser la misma carga aplicada, en un momento dado es una carga máxima y posteriormente es nula la carga, lo que genera fatiga y una pieza es más propensa a fallar por fatiga que por ruptura.

Sin embargo, el sistema no fallará por la misma razón de superar la unidad, refiriéndonos al factor de seguridad.



Se desarrolló exitosamente un prototipo protésico para perros con amputación tipo transfemoral, empleando un proceso de manufactura aditiva.

Se determinó mediante una matriz de decisión que el material Policarbonato (PC) presenta una ventaja sobre otros polímeros y resinas, principalmente en factores de interés como resistencia a la flexión y expansión térmica. Asimismo, en los otros criterios tomados en cuenta presentó valores sobre la media que lo establecieron como la mejor alternativa.

Se identificó que el sistema no fallará por ruptura ni por fatiga, esto debido a que los valores de factor de seguridad superan la unidad, estos son de 7.89 y 3.72 para el análisis estático y dinámico respectivamente, lo que indica que el sistema cuenta con un remanente.

Se estableció que para fines de prototipar, el proceso de manufactura aditiva es funcional, para generar un prototipo inicial en el que se evalúen dimensiones, ajustes, movimiento entre piezas, apariencia y otros, no obstante para una aplicación real es recomendable utilizar procesos de maquinado o fundiciones.



---

### Recomendaciones

---

Para efectos de prueba y liberación del sistema protésico, se sugiere dar seguimiento al prototipo ya diseñado, con la finalidad de eficientar los procesos y dar cumplimiento con el proceso establecido por normativa institucional y gubernamental.

Se recomienda manufacturar un prototipo final maquinado o fundido, con el fin de analizar sus condiciones y características en la realidad.

Se recomienda realizar una encuesta amplia para determinar la viabilidad del proyecto y la magnitud de la problemática para identificar si esta es global o únicamente de un pequeño grupo afectado.

Se recomienda realizar un análisis de posición al momento de imprimir las piezas en 3D, para identificar la mejor orientación de impresión donde los esfuerzos generados por la carga aplicada sean menores.



## Bibliografía

- ¿Qué es una ortesis? | Mediprax. (s.f.). Consultado el 30 de mayo de 2021, desde <https://aparatosortopedicos.com/que-es-una-ortesis/>
- Ambroise Paré y las heridas por arma de fuego. (s.f.). Consultado el 30 de mayo de 2021, desde [/catedra/ambroise-pare-y-las-heridas-por-arma-de-fuego](https://catedra/ambroise-pare-y-las-heridas-por-arma-de-fuego)
- Anatomía de un perro. (s.f.). Consultado el 3 de diciembre de 2021, desde <https://www.imaios.com/es/vet-Anatomy/Perro/Perro-Anatomia-general-ilustraciones>
- Bellis, M. B. I. E. o. e. p. M. (s.f.). Did you know prosthetics were used by ancient egyptians? Consultado el 31 de mayo de 2021, desde <https://www.thoughtco.com/brief-history-of-prosthetics-4019665>
- Bender, E. (2015). » the history of prosthetics. Consultado el 3 de diciembre de 2021, desde <https://unyq.com/the-history-of-prosthetics/>
- Blatchford prosthetics. (s.f.). Consultado el 30 de mayo de 2021, desde <https://www.blatchford.co.uk/prosthetics/>
- Católica de Chile, U. (s.f.). Biomecánica de la rodilla. <http://www.docenciatraumatologia.uc.cl/biomecanica-de-la-rodilla/>
- Centro ortopédico. (s.f.). Consultado el 3 de diciembre de 2021, desde <https://www.centroortopedicotecnologico.com/trias-s-40-es>
- Ciencia, N. d. l. (s.f.). Confirman que las prótesis más antiguas conocidas del mundo fueron creadas en el Antiguo Egipto. Consultado el 30 de mayo de 2021, desde <https://noticiasdelaciencia.com/art/5465/confirman-que-las-protesis-mas-antiguas-conocidas-del-mundo-fueron-creadas-en-el-antiguo-egipto>
- Ciencia, N. d. l. (2012). Confirman que las prótesis más antiguas conocidas del mundo fueron creadas en el Antiguo Egipto. Consultado el 3 de diciembre de 2021, desde <https://noticiasdelaciencia.com/art/5465/confirman-que-las-protesis-mas-antiguas-conocidas-del-mundo-fueron-creadas-en-el-antiguo-egipto>
- Computer controlled knees. (2020). Consultado el 3 de diciembre de 2021, desde <https://www.ottobockus.com/prosthetics/info-for-new-amputees/prosthetics-101/computer-controlled-knees/>
- Custom knee & acl brace for dogs. (s.f.). Consultado el 31 de mayo de 2021, desde <https://orthopets.com/>

- Dog leg anatomy in human speak | ortho dog. (s.f.). Consultado el 31 de mayo de 2021, desde <https://orthodog.com/article/dog-leg-anatomy/>
- Dupes, B. (2004). Lo que necesita saber sobre rodillas. Consultado el 3 de diciembre de 2021, desde <https://www.amputee-coalition.org/resources/spanish-about-knees/>
- Dupes, B. (2008). Military inStep: Sistemas protésicos de rodilla. Consultado el 3 de diciembre de 2021, desde <https://www.amputee-coalition.org/spanish/easyread/military-instep/knees-ez.html>
- elavancedelasprotesis. (2017). Historia de las prótesis. Consultado el 3 de diciembre de 2021, desde <https://elavancedelasprotesis.wordpress.com/category/historia-de-las-protesis/>
- Espectador, E. (2020). El espectador. Com. Consultado el 31 de mayo de 2021, desde <https://www.elespectador.com/ambiente/el-desconocido-mundo-de-las-protesis-para-animales-article-608093/>
- Expo, M. (s.f.). WalkTek™ - Prótesis externa de pie multiaxial by Freedom Innovations | MedicalExpo. Consultado el 3 de diciembre de 2021, desde <https://www.medicaexpo.es/prod/freedom-innovations/product-74876-457186.html>
- Fabricating a polytol socket for a transfemoral prosthesis - opedge. Com. (s.f.). Consultado el 31 de mayo de 2021, desde [https://opedge.com/Articles/ViewArticle/2012-01-25/2012-02\\_11](https://opedge.com/Articles/ViewArticle/2012-01-25/2012-02_11)
- Fernández, F. (2014). Siglo en la brisa: Tezcatlipoca (Código Borgia, lámina 17). Consultado el 30 de mayo de 2021, desde <http://oralapluma.blogspot.com/2014/10/tezcatlipoca-codice-borgia-lamina-17.html>
- Fillauer. (s.f.). MightyMite® - Prótesis externa de rodilla con control en la fase de apoyo by Fillauer | MedicalExpo. Consultado el 3 de diciembre de 2021, desde <https://www.medicaexpo.es/prod/fillauer/product-74954-619345.html>
- Hanger. (2019). The j. E. Hanger story | hanger, inc. Consultado el 3 de diciembre de 2021, desde <https://www.hanger.com/history/Pages/The-J.E.-Hanger-Story.aspx>
- Health, M. (s.f.-a). Dog anatomy. Consultado el 31 de mayo de 2021, desde <https://mobility-health.com/pages/dog-anatomy>
- Health, M. (s.f.-b). Dog anatomy. Consultado el 31 de mayo de 2021, desde <https://mobility-health.com/pages/dog-anatomy>
- IAAF decidió prohibir participación de los atletas con prótesis en el Mundial de Atletismo. (2015). Consultado el 31 de mayo de 2021, desde <https://www.teradeportes.com/iaaf-decidió-prohibir-participación-de-los-atletas-con-protesis-en-el-mundial-de-atletismo>
- IV Máster en Órtesis, Prótesis y Productos de apoyo. (2019). Consultado el 3 de diciembre de 2021, desde <https://formacionmedicaufv.es/t%C3%ADtulo/iv-master-en-ortesis-protesis-y-productos-de-apoyo/>
- Jurado, D. G. (2013). Liner. Consultado el 3 de diciembre de 2021, desde <https://danigaro.com/tag/liner/>
- La FDA aprueba el brazo Deka, el primer brazo protésico comercial controlado por la mente. (2020). Consultado el 30 de mayo de 2021, desde <https://hielosmendez.es/la-fda-aprueba-el-brazo-deka-el-primer-brazo-protésico-comercial-controlado-por-la-mente/>
- Limb amputation in dogs and cats | american college of veterinary surgeons - acvs. (s.f.). Consultado el 3 de diciembre de 2021, desde <https://www.acvs.org/surgical-procedures/limb-amputation-in-dogs-and-cats>

- Liptak, J. M., Dernell, W. S., Rizzo, S. A. & Withrow, S. J. (2005). Partial foot amputation in 11 dogs. *Journal of the American Animal Hospital Association*, 41(1), 47-55. <https://doi.org/10.5326/0410047>
- Lopez, E. (s.f.). Diseño de maquinaria norton 4ta ed. Consultado el 31 de mayo de 2021, desde [https://www.academia.edu/32100892/Dise%C3%B1o\\_de\\_Maquinaria\\_NORTON\\_4ta\\_Ed](https://www.academia.edu/32100892/Dise%C3%B1o_de_Maquinaria_NORTON_4ta_Ed)
- Mariano. (2011). Poliéter éter cetona (Peek) | Tecnología de los Plásticos. Consultado el 31 de mayo de 2021, desde <https://tecnologiadelosplasticos.blogspot.com/2011/08/polieter-eter-cetona-peek.html>
- Materiales de impresión 3D para aplicaciones profesionales | Ultimaker. (s.f.). Consultado el 31 de mayo de 2021, desde <https://ultimaker.com/es/materials>
- Mejia, S. (2015). Un proyecto necesario: "Sillas de Ruedas para tu mascota". Consultado el 3 de diciembre de 2021, desde <https://www.soy502.com/articulo/proyecto-necesario-sillas-ruedas-tu-mascota-cambia-vidas>
- Mexpolimeros. (s.f.). Resistencia a la fatiga. Consultado el 3 de diciembre de 2021, desde <https://www.mexpolimeros.com/lab/resistencia%20a%20la%20fatiga.html>
- Michael, J. (2008). Alternativas para la suspensión tibial - Amputee Coalition. Consultado el 3 de diciembre de 2021, desde <https://www.amputee-coalition.org/resources/spanish-transtibial-suspension-alternatives/>
- Moreno Lorenzo, C., Fernández Fernández, M. J., Iglesias Alonso, A., García Marcos, J. F. & Guisado Barrilao, R. (2003). Tratamiento protésico y funcional en amputados de miembro inferior. *Revista Iberoamericana de Fisioterapia y Kinesiología*, 6(1), 7-21. Consultado el 31 de mayo de 2021, desde <https://www.elsevier.es/es-revista-revista-iberoamericana-fisioterapia-kinesiologia-176-articulo-tratamiento-protésico-funcional-amputados-miembro-13063649>
- Neuroprótesis mejoran la movilidad en tetraplégicos. (2018). Consultado el 31 de mayo de 2021, desde <https://www.bitbrain.com/es/blog/neuroprotesis-lesion-medular-avances>
- Norton, K. (2007). Un breve recorrido por la historia de la protésica. Consultado el 3 de diciembre de 2021, desde <https://www.amputee-coalition.org/resources/spanish-history-prosthetics/>
- Norton, R. (2009). *Diseño de maquinaria* (cuarta). <https://lsbunefm.files.wordpress.com/2018/10/dise%C3%B1o-de-maquinaria-robert-l-norton-4.pdf>
- Órtesis deportiva. (2015). Consultado el 30 de mayo de 2021, desde <https://www.ortopediamimas.com/blog-de-ortopedia/ortesis-deportiva/>
- Ottobock. (2013). Vocabulario técnico de miembro inferior | Ottobock CO. Consultado el 3 de diciembre de 2021, desde <https://www.ottobock.com.co/prosthetics/information-for-amputees/technical-terms/technical-terms-lower-limb/>
- Ottobock. (2021). Nivel de amputación. Consultado el 3 de diciembre de 2021, desde <https://www.ottobock.es/protesica/informacion-para-amputados/de-la-amputacion-a-la-rehabilitacion/altura-de-la-amputacion/>
- Palmito ranch. (s.f.). Consultado el 30 de mayo de 2021, desde <https://www.battlefields.org/learn/civil-war/battles/palmito-ranch>
- Prescription options for the below knee amputee: a review | orthopedics. (s.f.). Consultado el 31 de mayo de 2021, desde <https://journals.healio.com/doi/abs/10.3928/0147-7447-19850201-09>

Principales componentes de prótesis transtibial | mediprax. (s.f.). Consultado el 31 de mayo de 2021, desde <https://aparatosortopedicos.com/conoce-los-principales-componentes-que-integran-una-protesis-transtibial/>

Prosthetic feet. (2016). Consultado el 3 de diciembre de 2021, desde <https://www.amputee-coalition.org/resources/prosthetic-feet/>

Prótesis. (2021). Consultado el 3 de diciembre de 2021, desde <https://harmonicdrive.de/es/glosario/protesis>

Prótesis | ortopedia san juan. (s.f.). Consultado el 31 de mayo de 2021, desde <http://www.ortopediasanjuan.com.ar/productos/protesis/>

Prótesis de rodilla inteligente con microprocesador | cos - centro ortopédico sanitario. (s.f.). Consultado el 31 de mayo de 2021, desde <https://www.centroortopedicosanitario.es/producto/protesis-de-rodilla-inteligente-con-microprocesador/>

Prótesis de rodilla: qué es, síntomas, causas, prevención y tratamiento. (s.f.). Consultado el 31 de mayo de 2021, desde <https://www.topdoctors.es/diccionario-medico/protesis-de-rodilla>

Prótesis impresas en 3D | Donde nos encontramos el día de hoy. (2019). Consultado el 31 de mayo de 2021, desde <https://www.amputee-coalition.org/spanish-3d-printed-prosthetics/>

Resinas polyjet | undoprototipos. (s.f.). Consultado el 31 de mayo de 2021, desde <http://undoprototipos.com/es/materiales/resinas-polyjet>

Rodilla monocéntrica con bloqueo manual. (s.f.). Consultado el 31 de mayo de 2021, desde <https://www.orliman.com/producto/rodilla-monocentrica-con-bloqueo-manual/>

Rodilla policéntrica de 4 ejes. (s.f.). Consultado el 31 de mayo de 2021, desde <https://www.orliman.com/producto/rodilla-policentrica-de-4-ejes-2/>

Rotatory gallop. (s.f.). Consultado el 31 de mayo de 2021, desde <http://vanat.cvm.umn.edu/gaits/rotGallop.html>

Savatier, F. (2013). La plus vieille jambe de bois. Consultado el 3 de diciembre de 2021, desde <https://www.pourlascience.fr/sd/archeologie/> <https://www.pourlascience.fr/sd/archeologie/la-plus-vieille-jambe-de-bois-11645.php>

Sistema de prótesis transfemoral para correr. (s.f.). Consultado el 31 de mayo de 2021, desde <https://www.ottobock.es/protetica/miembro-inferior/articulaciones-de-rodilla/sistema-de-protesis-para-correr/>

Smith, D. (2001). The use of CAD/CAM technology in prosthetics and orthotics—Current clinical models and a view to the future. Consultado el 3 de diciembre de 2021, desde <https://www.rehab.research.va.gov/jour/01/38/3/smith.htm>

Steels, general properties. (s.f.). Consultado el 2 de noviembre de 2021, desde <http://www.matweb.com/search/datasheet.aspx?bassnum=MS0001&ckck=1>

Tipos de sockets en prótesis de miembro inferior | mediprax. (s.f.). Consultado el 31 de mayo de 2021, desde <https://aparatosortopedicos.com/que-tipos-de-sockets-existen-para-la-elaboracion-de-una-protesis-de-miembro-inferior/>

Tipos de sockets en prótesis de miembro inferior | mediprax. (s.f.). Consultado el 31 de mayo de 2021, desde <https://aparatosortopedicos.com/que-tipos-de-sockets-existen-para-la-elaboracion-de-una-protesis-de-miembro-inferior/>

Total surface bearing - transtibial - socket finder. (s.f.). Consultado el 31 de mayo de 2021, desde <https://www.northo.com/patients/socket-finder/transtibial/total-surface-bearing>

Transtibial", P. B. " (2010). Diseño de una prótesis transtibial que permita realizar la marcha humana de forma más natural. Consultado el 31 de mayo de 2021, desde <https://>

- 
- [//proyectobiomecanico1.wordpress.com/2010/11/24/disenodeuna-protesis-transtibial-que-permita-realizar-la-marcha-humana-de-forma-mas-natural/](http://proyectobiomecanico1.wordpress.com/2010/11/24/disenodeuna-protesis-transtibial-que-permita-realizar-la-marcha-humana-de-forma-mas-natural/)
- Uellendahl, J. (1998a). Manual protésico: Materiales usados en la prótesis. Primera parte. Consultado el 3 de diciembre de 2021, desde <https://www.amputee-coalition.org/resources/spanish-materials-prosthetics-part-1/>
- Uellendahl, J. (1998b). Materiales usados en la prótesis - Segunda parte. Consultado el 3 de diciembre de 2021, desde <https://www.amputee-coalition.org/resources/spanish-materials-prosthetics-part-2/>
- Wentink, G. (2008). The action of the hind limb musculature of the dog in walking. <https://www.karger.com/Article/Abstract/144662>



## CAPÍTULO 10

---

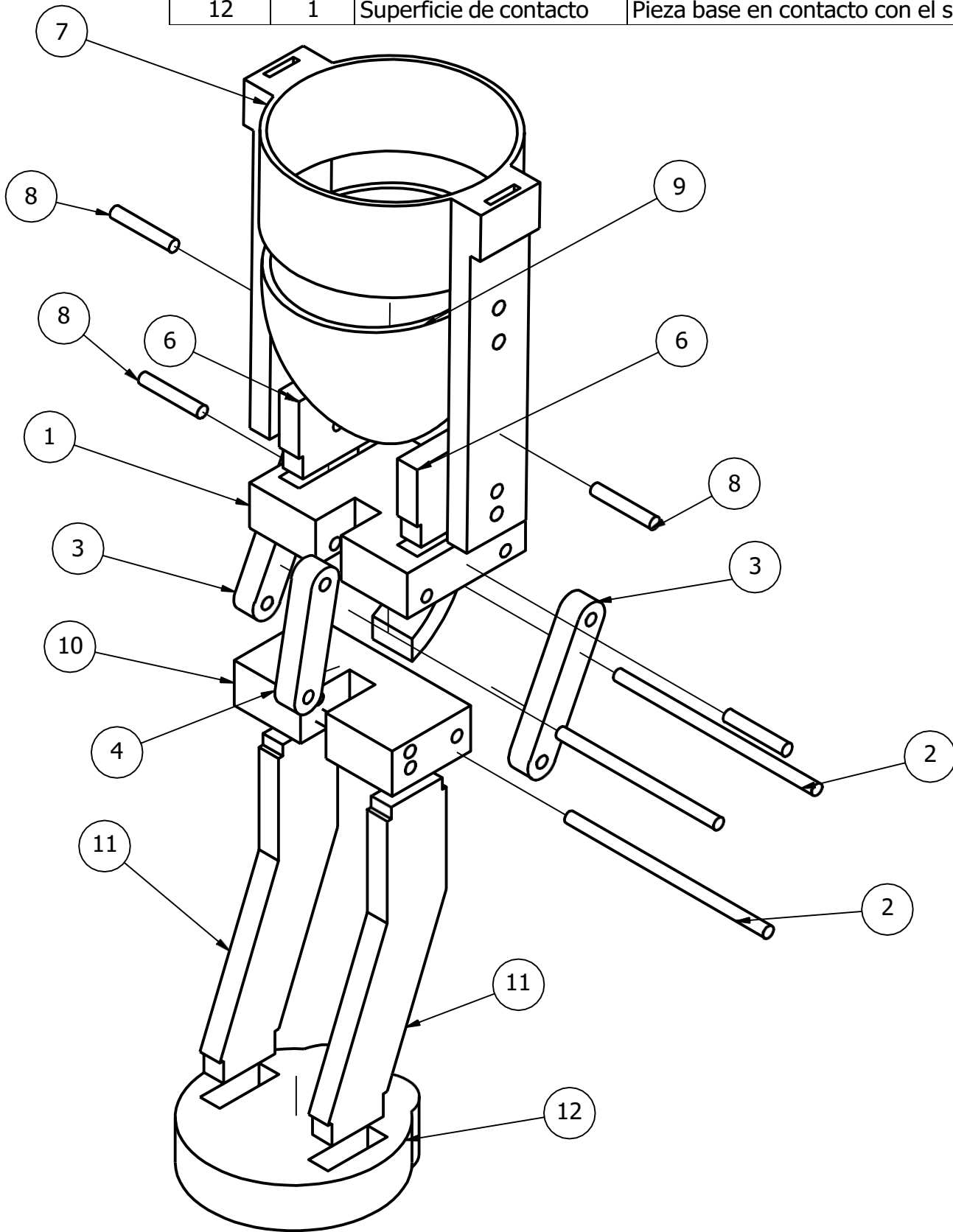
Anexos

---

### 10.1. Planos de construcción



PARTS LIST			
ITEM	QTY	PART NUMBER	DESCRIPTION
1	1	Rodilla superior	Componente encargado de alojar eslabones para generar el movimiento articulado.
2	2	Pin mecanismo 2	Elemento metálico que conecta el eslabón a la rodilla y permite su movilidad.
3	2	Estabón R4	Elemento que genera el movimiento de la rodilla.
4	1	Eslabón R2	Elemento que genera el movimiento de la rodilla
5	2	Pin mecanismo 1	Elemento metálico que conecta el eslabón a la rodilla y permite su movilidad.
6	2	Varilla ajustable	Pieza que conecta la parte superior de la prótesis UNIDADES: mm con la rodilla.
7	1	Seguro	Elemento que aloja parte del muñón y conecta el encaje y las varillas ajustables.
8	4	Pin de seguro y encaje	Elemento metálico que une el seguro y el encaje.
9	1	Encaje	Pieza donde se aloja el muñón del perro
10	1	Rodilla inferior	Componente encargado de alojar eslabones para generar el movimiento
11	2	Antebrazo	Articulado
12	1	Superficie de contacto	Pieza base en contacto con el suelo.



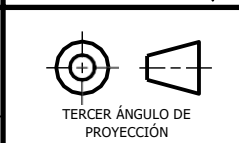
TODAS LAS MEDIDAS EN MILÍMETROS SALVO SE INDIQUE LO CONTRARIO. INTERPRETAR SEGÚN ASME Y14.5 - 2009.	
TOLERANCIAS GENERALES	
LINEAL	.X ± 0.1 .XX ± 0.05 .XXX ± 0.0025
ANGULAR	± 0.5°
FRACCIONES	± "
RUGOSIDAD SUPERFICIAL	✓

DIBUJADO POR	R. Cifuentes	FECHA	25/05/2021
DISEÑADO POR	R. Cifuentes	FECHA	10/03/2021
REVISADO POR	Victor H. Ayerdi	FECHA	31/05/2022
APROBADO POR	Victor H. Ayerdi	FECHA	31/05/2022

UNIVERSIDAD DEL VALLE DE GUATEMALA  
 18 avenida, 11-95 zona 15, Vista Hermosa III  
 Guatemala, Guatemala 01015  
 PBX: (502) 2634-0336 / 40  
 info@uvg.edu.gt

TÍTULO: **Prototipo Sistema protésico**

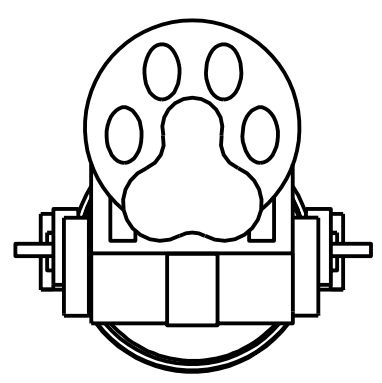
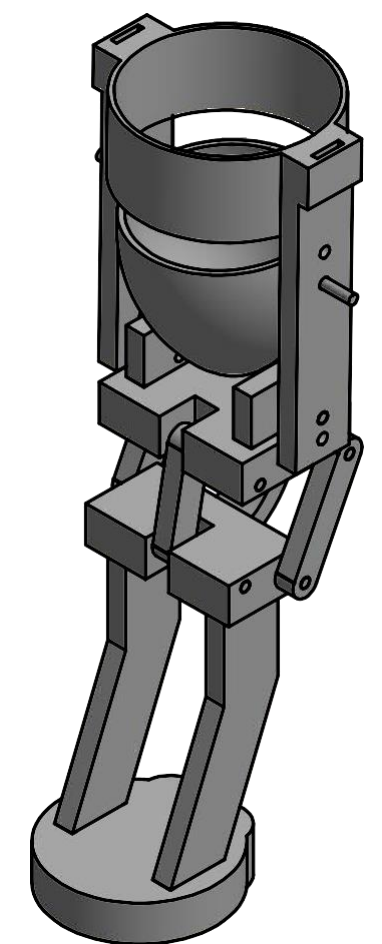
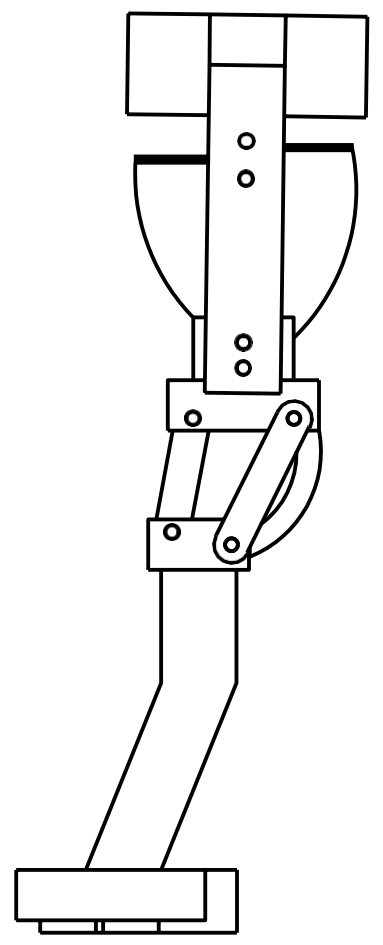
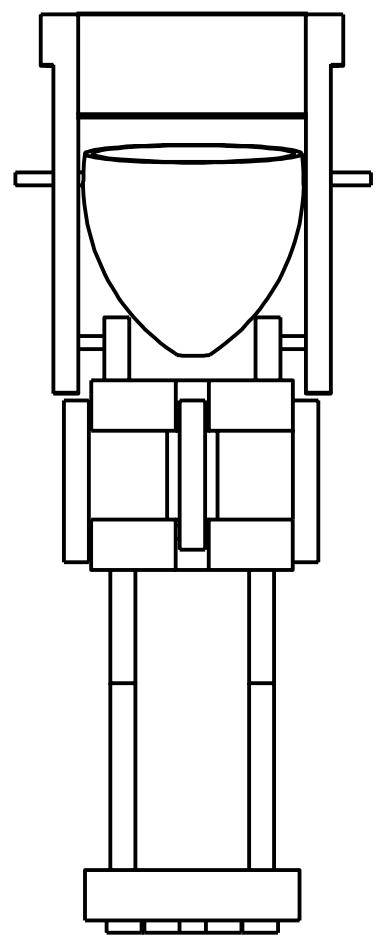
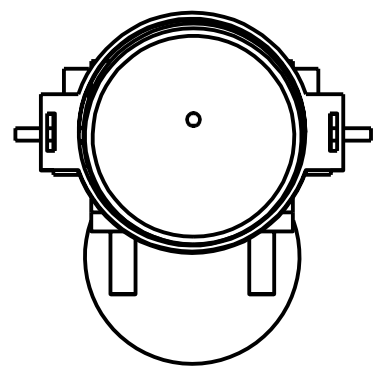
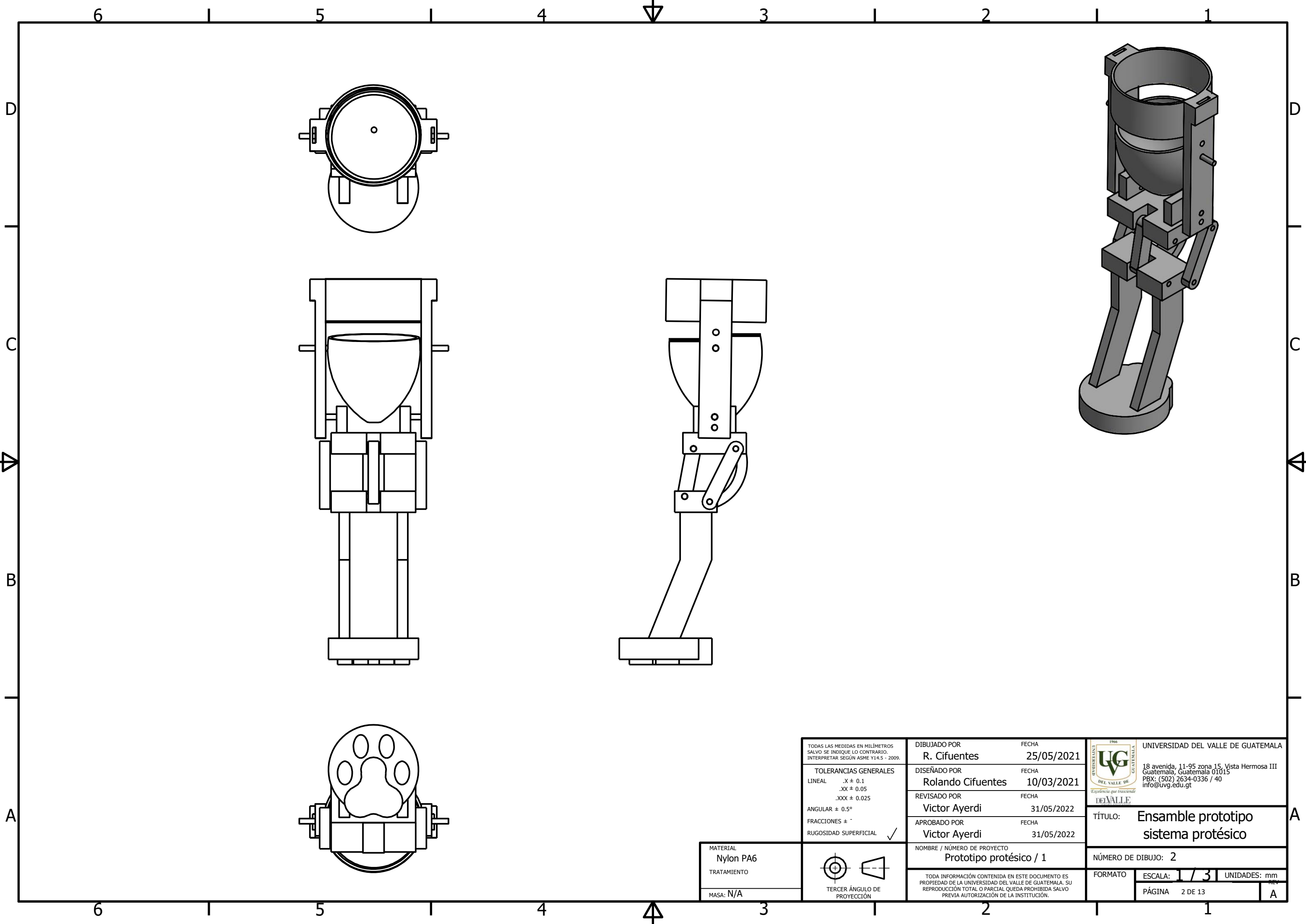
MATERIAL	Policarbonato
TRATAMIENTO	-
MASA	N/A



NOMBRE / NÚMERO DE PROYECTO  
**Prototipo protésico / 1**

TODA INFORMACIÓN CONTENIDA EN ESTE DOCUMENTO ES PROPIEDAD DE LA UNIVERSIDAD DEL VALLE DE GUATEMALA. SU REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL QUEDA PROHIBIDA SALVO PREVIA AUTORIZACIÓN DE LA INSTITUCIÓN.

FORMATO	A3	ESCALA:	1:2	UNIDADES:	mm
PÁGINA	1 DE 13	REV	A		

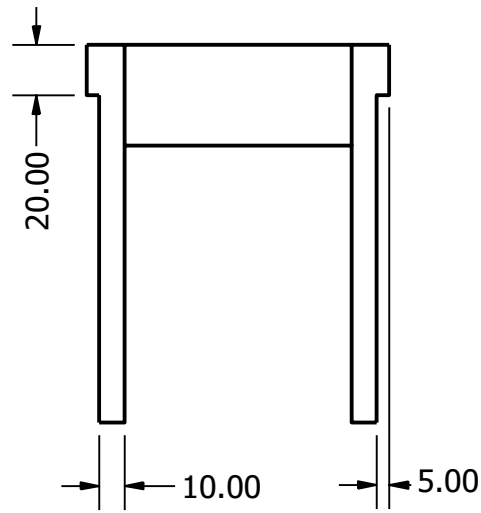
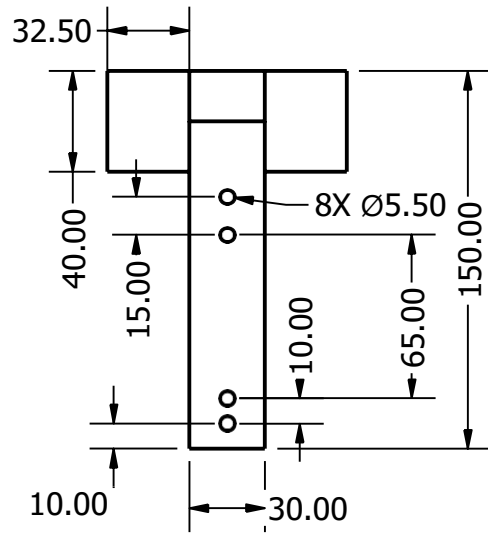
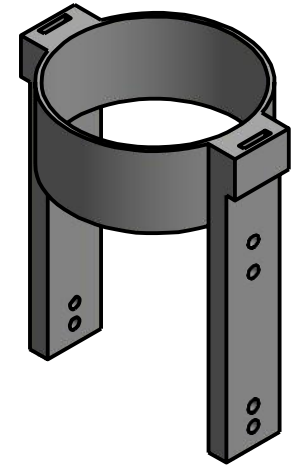
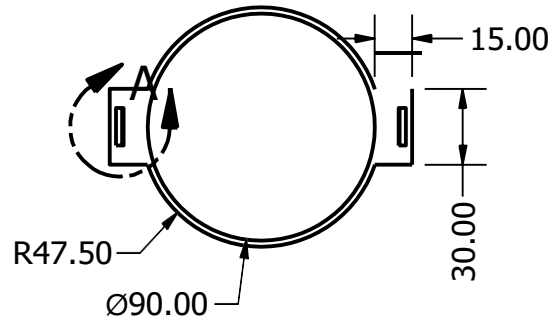
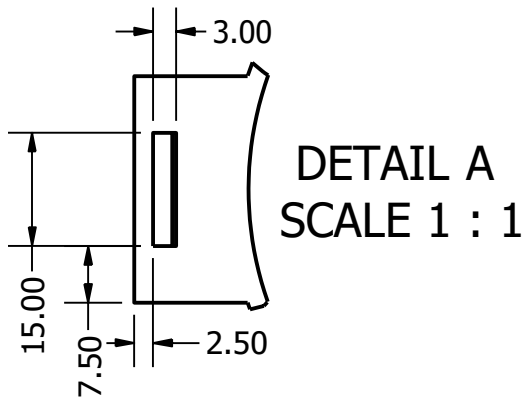


TODAS LAS MEDIDAS EN MILÍMETROS SALVO SE INDIQUE LO CONTRARIO. INTERPRETAR SEGÚN ASME Y14.5 - 2009.		DIBUJADO POR <b>R. Cifuentes</b>	FECHA <b>25/05/2021</b>
TOLERANCIAS GENERALES		DISEÑADO POR <b>Rolando Cifuentes</b>	FECHA <b>10/03/2021</b>
LINEAL	.X ± 0.1 .XX ± 0.05 .XXX ± 0.025	REVISADO POR <b>Victor Ayerdi</b>	FECHA <b>31/05/2022</b>
ANGULAR	± 0.5°	APROBADO POR <b>Victor Ayerdi</b>	FECHA <b>31/05/2022</b>
FRACCIONES	± "	NOMBRE / NÚMERO DE PROYECTO <b>Prototipo protésico / 1</b>	
RUGOSIDAD SUPERFICIAL	✓	TODA INFORMACIÓN CONTENIDA EN ESTE DOCUMENTO ES PROPIEDAD DE LA UNIVERSIDAD DEL VALLE DE GUATEMALA. SU REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL QUEDA PROHIBIDA SALVO PREVIA AUTORIZACIÓN DE LA INSTITUCIÓN.	

MATERIAL <b>Nylon PA6</b>
TRATAMIENTO
MASA: <b>N/A</b>



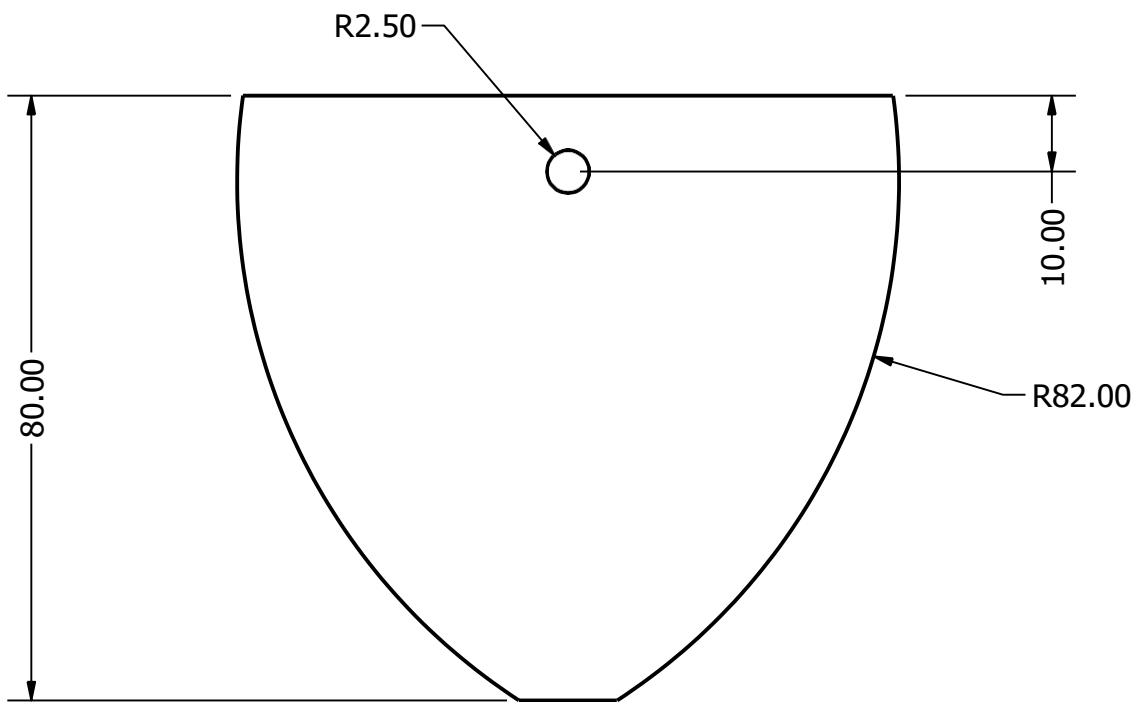
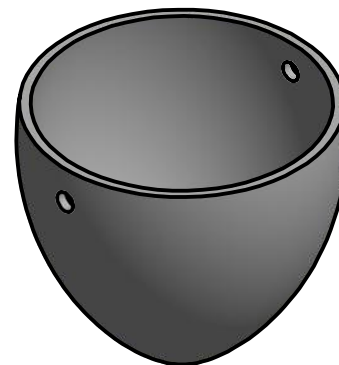
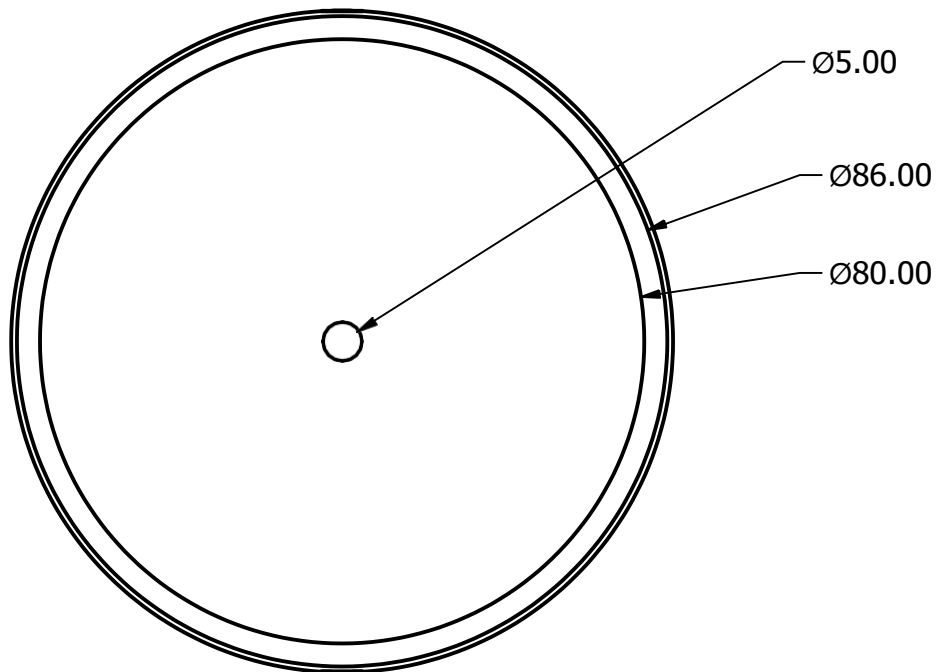
 UNIVERSIDAD DEL VALLE DE GUATEMALA 18 avenida, 11-95 zona 15, Vista Hermosa III Guatemala, Guatemala 01015 PBX: (502) 2634-0336 / 40 info@uvg.edu.gt	TÍTULO: <b>Ensamble prototipo sistema protésico</b>	
	NÚMERO DE DIBUJO: <b>2</b>	
FORMATO	ESCALA: <b>1 / 3</b>	UNIDADES: mm
PÁGINA	<b>2 DE 13</b>	<b>A</b>



TÍTULO:		Seguro	
NÚMERO DE DIBUJO: 3			
FORMATO	ESCALA: 1:3	UNIDADES: mm	
<b>A4</b>	PÁGINA 3 DE 13	REV A	

2

1



TÍTULO: <b>Encaje o socket</b>		
NÚMERO DE DIBUJO: <b>4</b>		
FORMATO	ESCALA: 1:1	UNIDADES: mm
<b>A4</b>	PÁGINA 4 DE 13	REV A

2

1

B

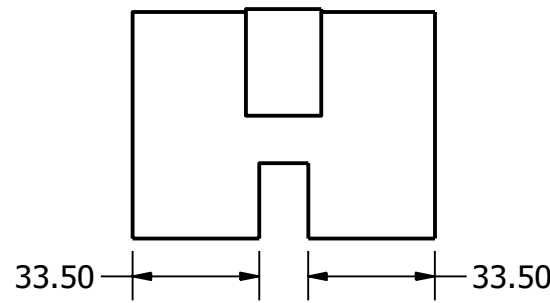
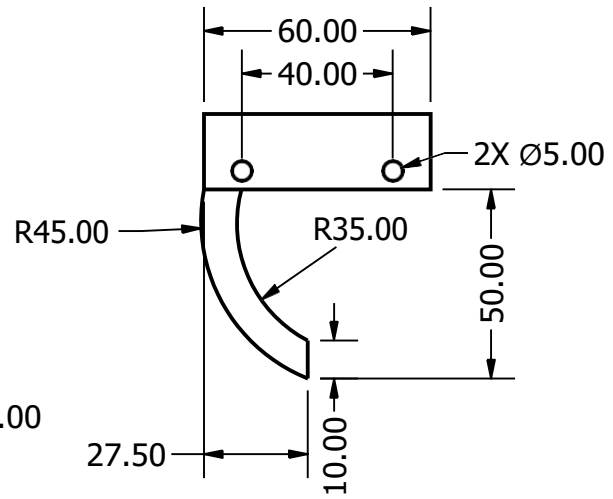
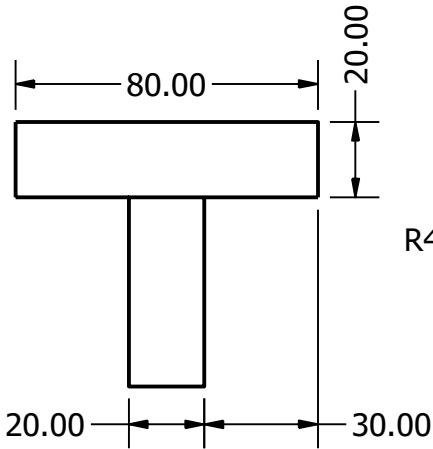
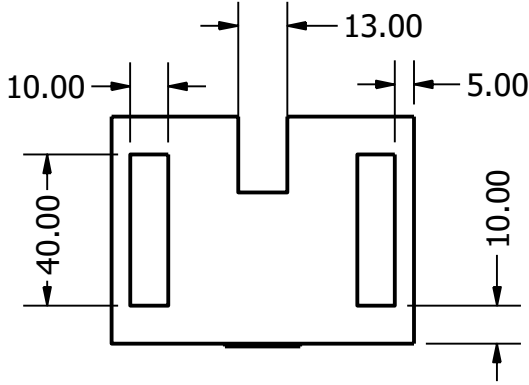
B

A

A

2

1



B

B

A

A

A

A

2

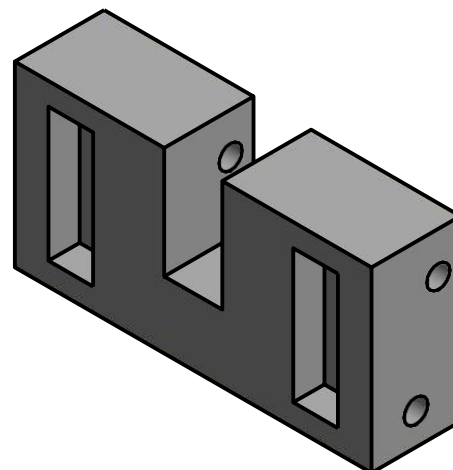
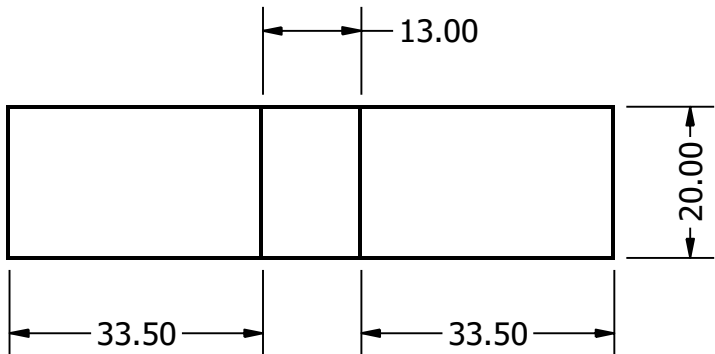
1

TÍTULO:		Mecanismo rodilla superior	
NÚMERO DE DIBUJO:		5	
FORMATO	ESCALA:	UNIDADES:	mm
<b>A4</b>	1:1	PÁGINA	5 DE 13
		REV	A

2

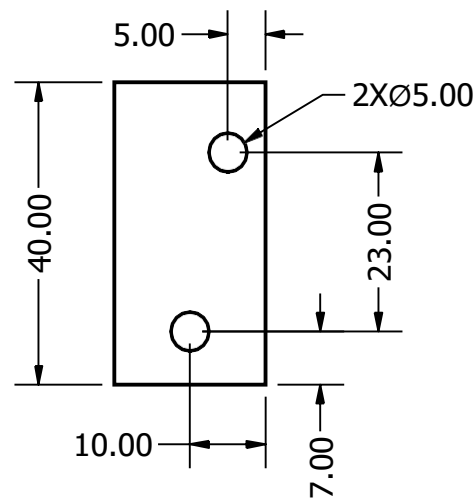
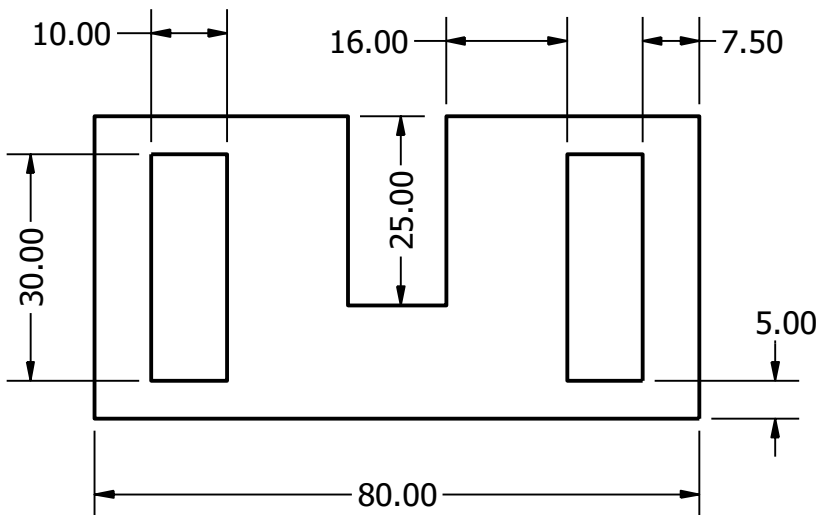


1



B

B



A

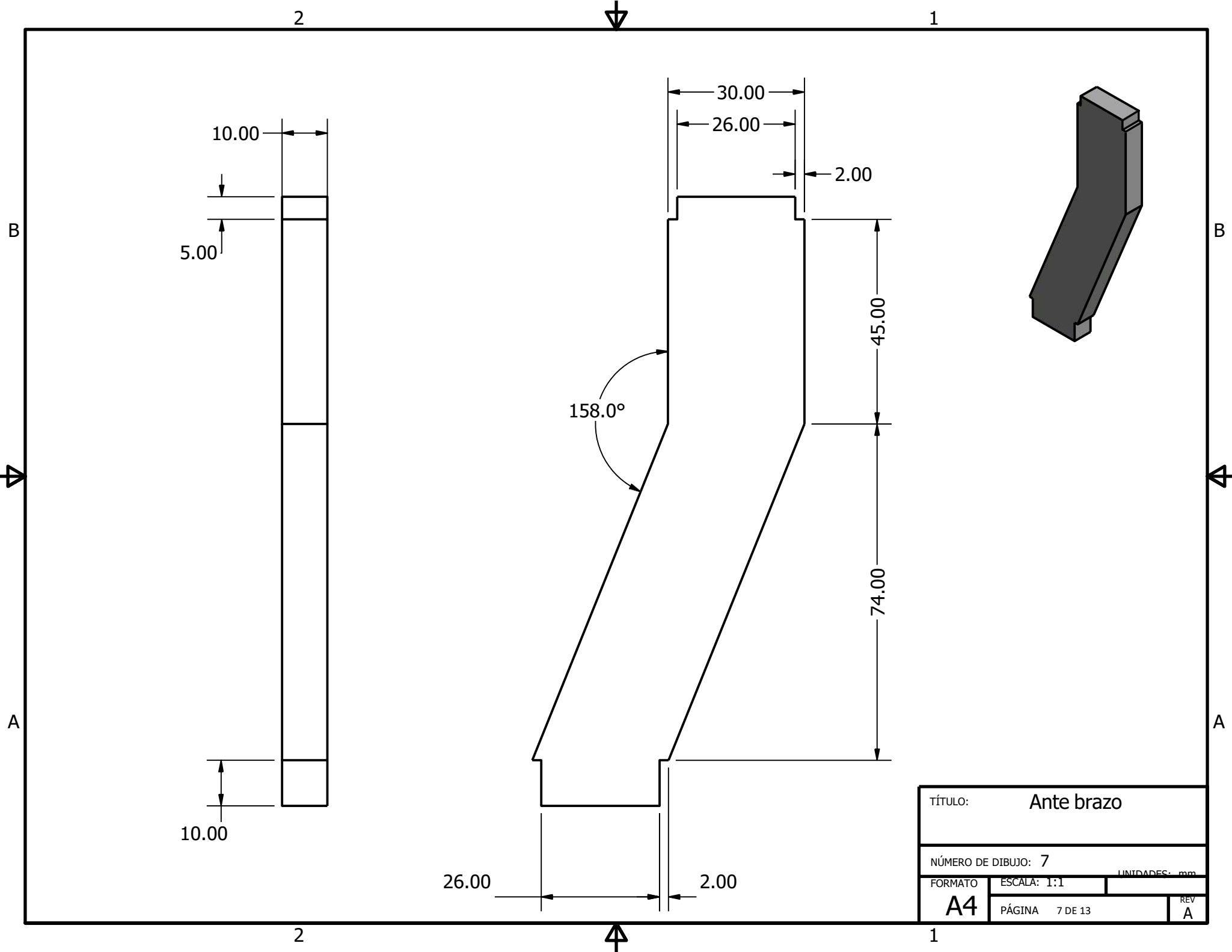
A

2

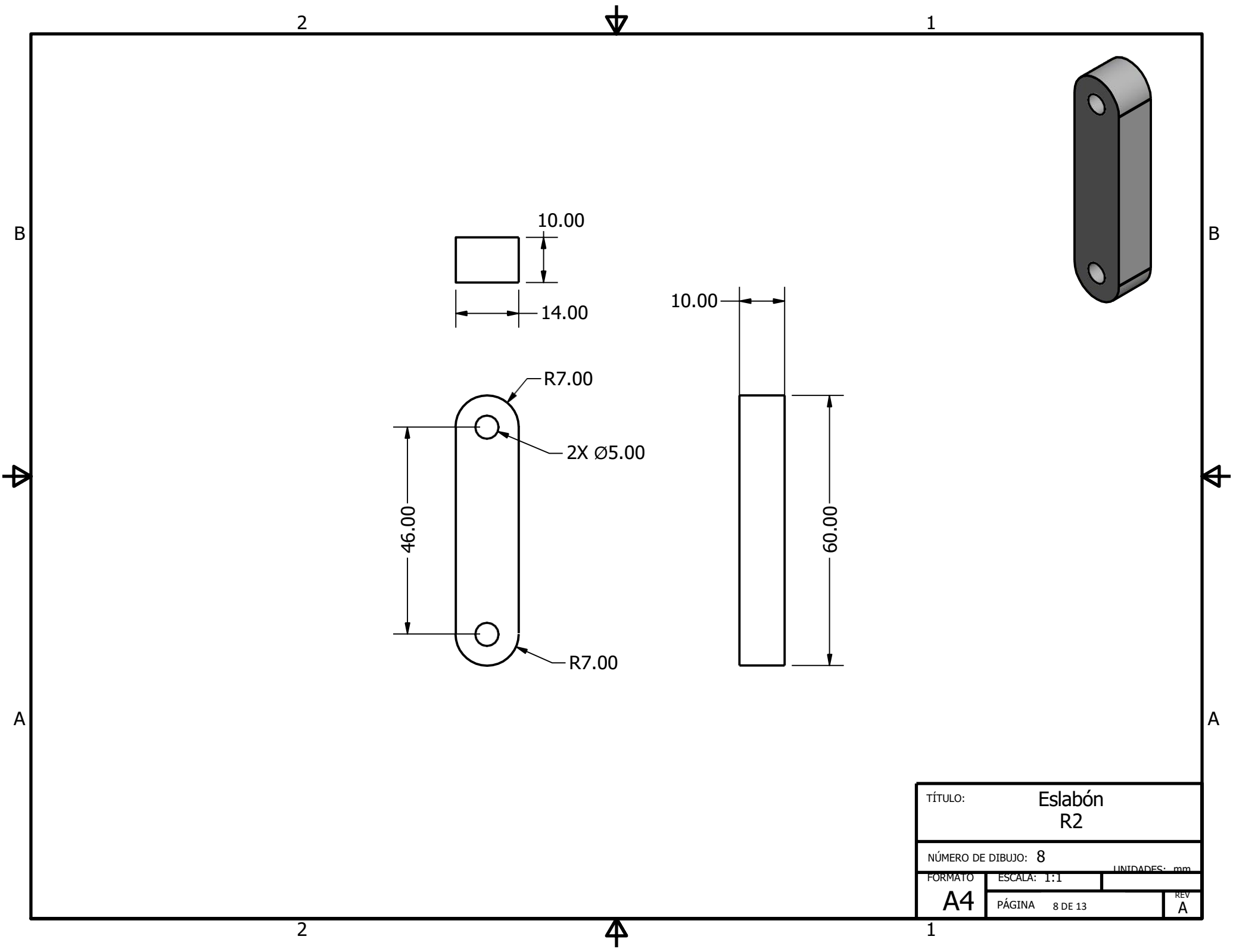


1

TÍTULO: Rodilla inferior	
NÚMERO DE DIBUJO: 6	
FORMATO	UNIDADES: mm
A4	ESCALA: 1:1
PÁGINA 6 DE 13	REV A



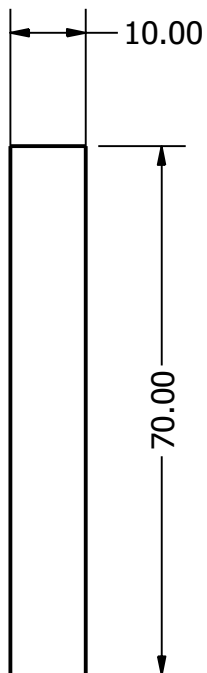
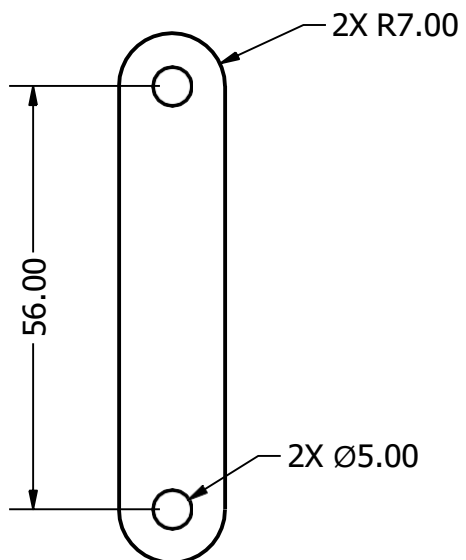
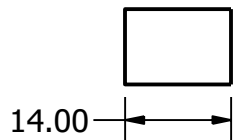
TÍTULO: <b>Ante brazo</b>		
NÚMERO DE DIBUJO: 7		
FORMATO	ESCALA: 1:1	UNIDADES: mm
<b>A4</b>	PÁGINA 7 DE 13	REV A



TÍTULO:		Eslabón R2	
NÚMERO DE DIBUJO:		8	
FORMATO	ESCALA:	UNIDADES: mm	
<b>A4</b>	1:1	PÁGINA 8 DE 13	REV A

2

1



B

B



A

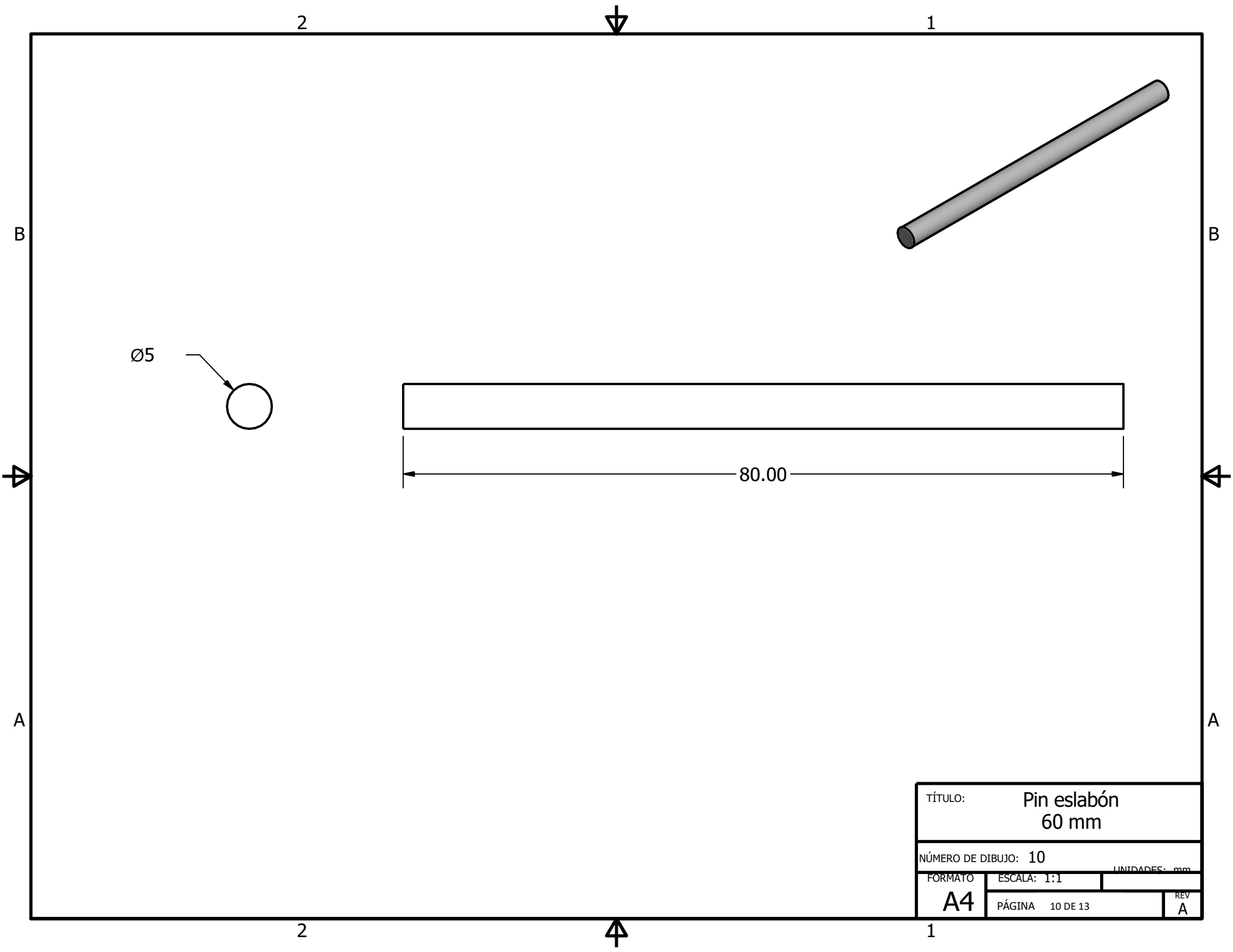
A

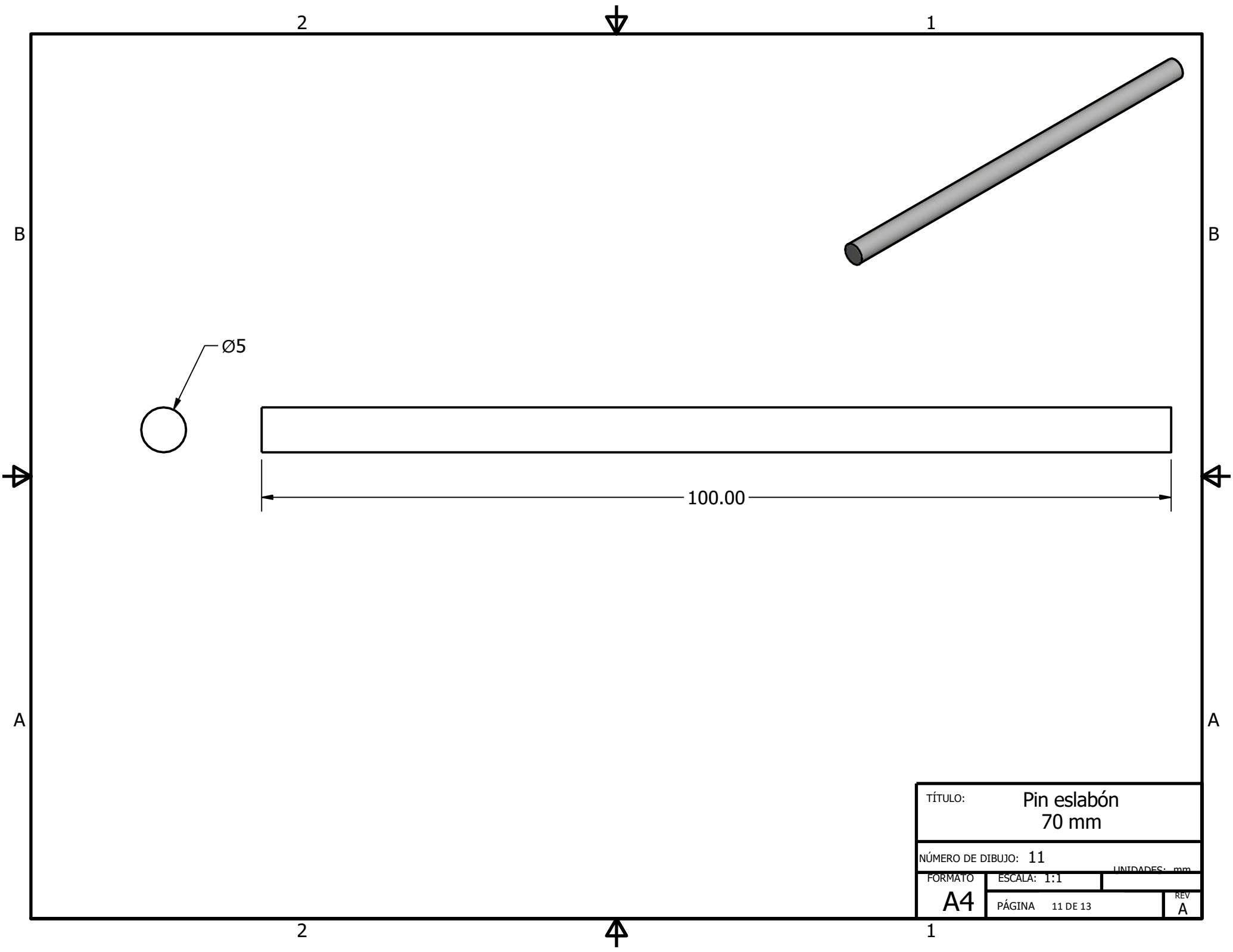
2

1



TÍTULO:		Eslabón R4	
NÚMERO DE DIBUJO:		9	
FORMATO	ESCALA:	UNIDADES:	mm
<b>A4</b>	PÁGINA	9 DE 13	REV A

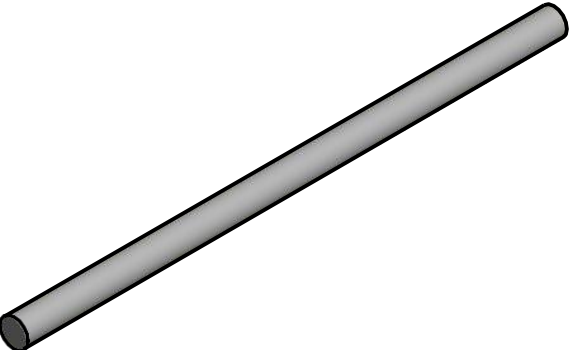




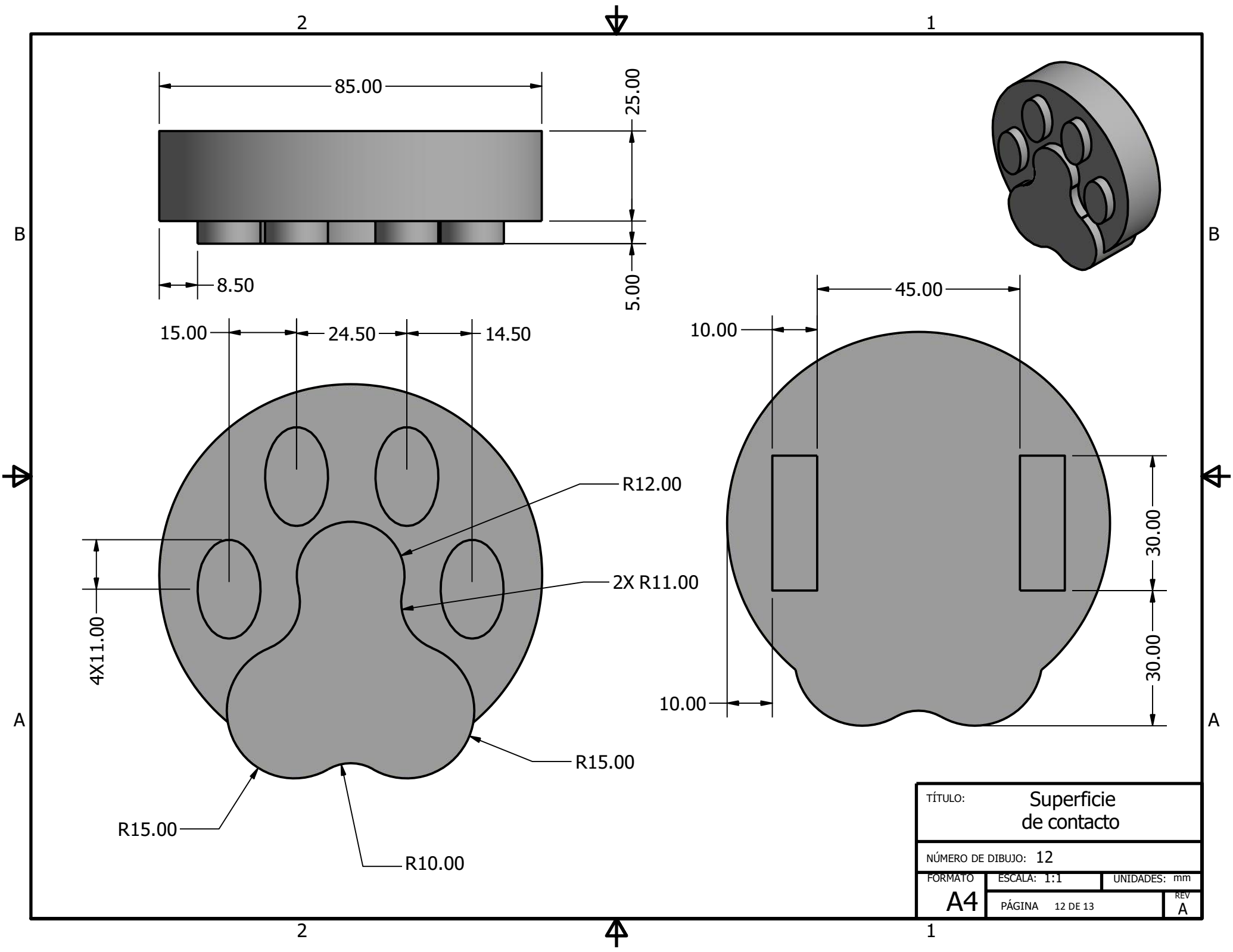
Ø5



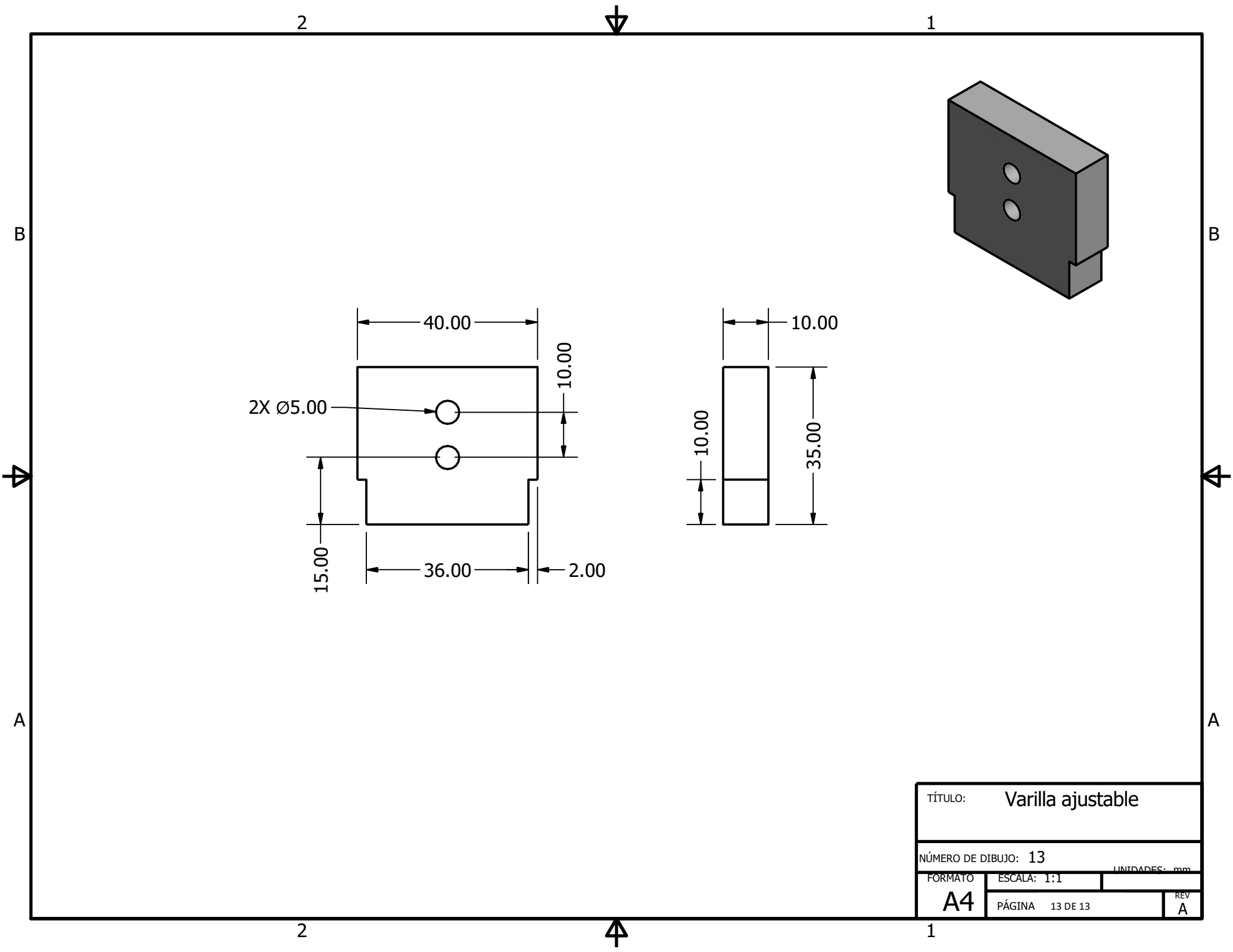
100.00



TÍTULO:		Pin eslabón 70 mm	
NÚMERO DE DIBUJO: 11			
FORMATO	ESCALA: 1:1	UNIDADES: mm	
<b>A4</b>	PÁGINA 11 DE 13	REV A	



TÍTULO:		Superficie de contacto	
NÚMERO DE DIBUJO: 12			
FORMATO	ESCALA: 1:1	UNIDADES: mm	
<b>A4</b>	PÁGINA 12 DE 13	REV A	



2

1

B

B

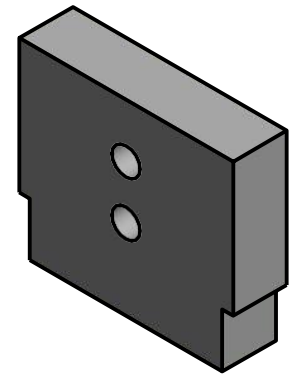
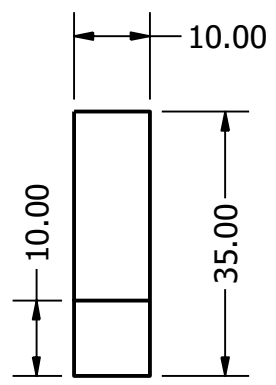
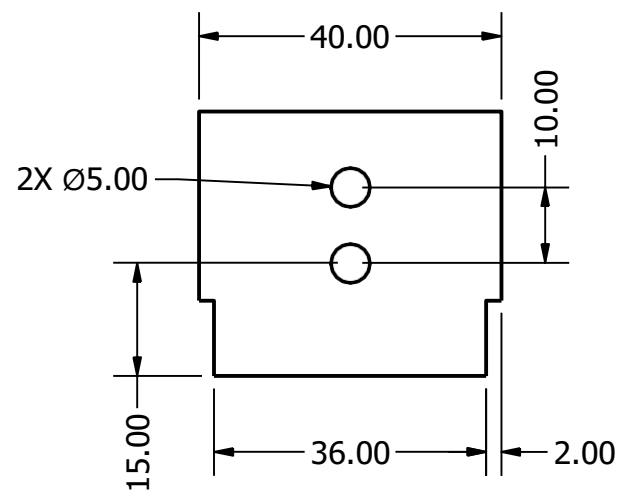


A

A

2

1



TÍTULO: <b>Varilla ajustable</b>	
NÚMERO DE DIBUJO: <b>13</b>	
FORMATO	UNIDADES: mm
<b>A4</b>	ESCALA: 1:1
PÁGINA 13 DE 13	REV A